

# STABILNOST DENTALNIH VODILICA

---

**Radičević, Ivan**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2022**

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

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:128:660604>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-03-10**



**VELEUČILIŠTE U KARLOVCU**  
Karlovac University of Applied Sciences

*Repository / Repozitorij:*

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



zir.nsk.hr



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

# STABILNOST DENTALNIH VODILICA

---

**Radičević, Ivan**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2022**

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

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:128:660604>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2023-02-10**



**VELEUČILIŠTE U KARLOVCU**  
Karlovac University of Applied Sciences

*Repository / Repozitorij:*

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



zir.nsk.hr



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

VELEUČILIŠTE U KARLOVCU  
STROJARSKI ODJEL  
*Stručni studij Mehatronike*

Ivan Radičević

**STABILNOST DENTALNIH  
VODILICA**

**Stability of dental guides**

Završni rad

Karlovac, 2022.

VELEUČILIŠTE U KARLOVCU  
STROJARSKI ODJEL  
*Stručni studij Mehatronike*

Ivan Radičević

**STABILNOST DENTALNIH  
VODILICA**

**STABILITY OF DENTAL GUIDES**

Završni rad

Nikola Šimunić, mag. ing. mech.

Karlovac, 2022.

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

Zahvaljujem se svom mentoru Nikoli Šimuniću mag.ing.mech. na svim savjetima tokom izrade ovog završnog rada te na pomoći oko odabira teme.

Također se zahvaljujem svojoj obitelji na puno strpljenja te svojoj djevojci na podršci.

Ivan Radičević

# SADRŽAJ

SADRŽAJ .....	I
POPIS SLIKA .....	II
POPIS TABLICA .....	III
POPIS OZNAKA .....	IV
SAŽETAK .....	V
SUMMARY .....	VI
1. UVOD .....	1
2. TEHNOLOGIJA ADITIVNE PROIZVODNJE .....	3
2.1. Stereolitografija (SLA-metoda) .....	4
2.2. Primjena aditivne tehnologije u medicini .....	6
3. DENTALNE VODILICE .....	12
3.1. Tehnike izrade dentalnih vodilica .....	14
3.2. Izrada dentalnih vodilica .....	17
4. STABILNOST DENTALNIH VODILICA .....	20
4.1. Matematički model stabilnosti .....	21
4.2. MATLAB .....	23
5. IZRAČUNAVANJE STABILNOSTI DENTALNIH VODILICA .....	25
5.1. Modeli i varijante modela .....	25
5.2. GOM Inspect .....	27
5.3. MATLAB kod .....	30
5.4. Analiza eksperimentalnog dijela .....	31
5.4.1. Usporedba lijeve i desne polovice zubnog luka .....	31
5.4.2. Usporedba zadnja tri zuba sa lijeve i desne strane zubnog luka .....	37
6. ZAKLJUČAK .....	42
LITERATURA .....	43

## POPIS SLIKA

Slika 1. Dentalni implantat. [8] .....	2
Slika 2. Faze AM tehnologije [10].....	3
Slika 3. Princip rada stereolitografije [12].....	4
Slika 4. Medicinski model lubanje [9].....	6
Slika 5. Planiranje pariacetabularne ostetomije [9] .....	7
Slika 6. Pedikularni vijak umetnut u kralježak [9].....	8
Slika 7. Dentalna vodilica spremna za upotrebu [17] .....	9
Slika 8. Dizajn prve (gore) i komercijalne (dolje) vodilice za artroplastiku koljena [9,18].....	10
Slika 9. Vodilica izrađena po narudžbi [9] .....	11
Slika 10. Suvremena dentalna vodilica [15].....	12
Slika 11. Tri glavne skupine dentalnih vodilica [14] .....	13
Slika 12. Skupine dentalnih vodilica [19] .....	13
Slika 13. Vodilica bez ograničenja [21] .....	15
Slika 14. Vodilica s djelomičnim ograničenjem [7] .....	16
Slika 15. Vodilice s potpunim ograničenjem [22] .....	16
Slika 16. Dentalna vodilica temeljena na gipsanom odljevku [16].....	17
Slika 17. Postupak izrade dentalne vodilice [23] .....	18
Slika 18. Fizički model dentalne vodilice izrađen 3D printerom[23].....	18
Slika 19. Robotska hvataljka sa dva prsta (lijevo), sa tri prsta (desno) [24] .....	20
Slika 20. Sučelje MATLAB-a (v.R2019.a, The MathWorks, Inc.) .....	24
Slika 21. Digitalizirani dentalni odljevci .....	26
Slika 22. Sučelje GOM-Inspect programa.....	27
Slika 23. Postupak označavanja zubnog mesa .....	28
Slika 24. Dentalni odljevak prije (lijevo) te nakon (desno) obrade .....	28
Slika 25. Polovice zubnog luka .....	29
Slika 26. Zadnja tri zuba .....	29
Slika 27. Dio MATLAB koda za analizu stabilnosti .....	30
Slika 28. Usporedba lijeve i desne polovice zubnog luka .....	35
Slika 29. Usporedba lijeve i desne polovice sa određenim točkama .....	35
Slika 30. Usmjerenje vektora za translaciju (lijevo) i rotaciju (desno) .....	36
Slika 31. Usporedba zadnja tri zuba sa lijeve i desne strane zubnog luka .....	41
Slika 32. Usporedba zadnja tri zuba sa lijeve i desne strane sa određenim točkama .....	41

## **POPIS TABLICA**

Tablica 1. Lijeva polovica zubnog luka bez određenih koordinatnih točaka .....	31
Tablica 2. Desna polovica zubnog luka bez određenih koordinatnih točaka .....	32
Tablica 3. Lijeva polovica zubnog luka sa određenim koordinatnim točkama .....	33
Tablica 4. Desna polovica zubnog luka sa određenim koordinatnim točkama .....	34
Tablica 5. Zadnja tri zuba sa lijeve strane zubnog luka bez određenih koordinatnih točaka ...	37
Tablica 6. Zadnja tri zuba sa desne strane zubnog luka bez određenih koordinatnih točaka ...	38
Tablica 7. Zadnja tri zuba sa lijeve strane zubnog luka sa određenim koordinatnim točkama	39
Tablica 8. Zadnja tri zuba sa desne strane zubnog luka sa određenim koordinatnim točkama	40



## POPIS OZNAKA

<b>Oznaka</b>	<b>Opis</b>
$\mu_1, \mu_2, \mu_3$	Rotacijski parametri krutosti
$\mu_{eq,i}, \mu_i$	Ekvivalentni rotacijski parametri krutosti
A, B, D	Sub-matrice koje se koriste za izračun drugih matrica
$C_w$	Translacijska podatljivost
K	Prostorna matrica krutosti
$K_v$	Rotacijska krutost kontakta
$M_R$	Rotacijski parametar stabilnosti
$M_T$	Translacijski parametar stabilnosti
$n_i$	Vektor normale koji definiira smjer površine
p	Udaljenost odabrane točke do trenutačne osi rotacije
$p_i$	Kontaktna točka
$q_i$	Točka kroz koju prolazi p
W	Matrica koja se formira za sve točke
$w_1, w_2, w_n$	Dodirne točke
$w_i$	Vektor za analizu kontaktne površine
$\alpha_i$	Težinski faktor
$\alpha_R$	Kut rotacije
$\alpha_T$	Kut translacije
$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$	Translacijski parametri krutosti

## **SAŽETAK**

U radu se analizira i ispituje stabilnost dentalnih vodilica za postavljanje dentalnih implantata. U uvodnom dijelu rada ističe se važnost stomatologije, njeni počeci te glavne grane. U okviru stomatološke djelatnosti posebna pažnja pridaje se implantologiji. Nakon toga analizira se tehnologija aditivne proizvodnje te njena primjena u medicini. Stereolitografija predstavlja tehnologiju aditivne proizvodnje koja ima najširi krug primjene. U središnjem dijelu rada osobita pozornost pridaje se svrsi, vrstama i tehnikama izrade dentalnih vodilica. Eksperimentalni dio rada odnosi se na izračunavanje stabilnosti za različite slučajeve oslanjanja dentalnih vodilica te usporedbu rezultata translacijske i rotacijske stabilnosti za lijevu i desnu polovicu zubnog luka. Ispitivanje stabilnosti provedeno je upotrebom računalnih programa GOM Inspect-a i MATLAB-a.

Ključne riječi: dentalne vodilice, dentalni implantat, stabilnost

## **SUMMARY**

The paper analyzes and examines the stability of dental guides for dental implants. The introductory part of the paper emphasizes the importance of dentistry, its beginnings and the main branches. Within the dental activity, special attention is paid to implantology. After that, the technology of additive production and its application in medicine are analyzed. Stereolithography is an additive manufacturing technology that has the widest range of applications. In the central part of the paper, special attention is paid to the purpose, types and techniques of making dental guides. The experimental part of the paper deals with the calculation of stability for different cases of bearing support and comparison of translational and rotational stability results for the left and right halves of the dental arch. Stability testing was performed using GOM Inspect and MATLAB computer programs.

Key words: dental guides, dental implant, stability

## 1. UVOD

Gledajući kroz povijest zanimljivo je da su se zubi razvili iz ribljih krljušti. Nekim organizmima se zubi za života konstantno obnavljaju tako da stari ispadaju, a novi rastu što znači da trošenje grizne površine ne dovodi do propadanja i gubljenja funkcije zuba primjerice, morski pas. Međutim, ljudima se zubi obnavljaju samo jedanput pa razlikujemo mliječne i trajne zube. Valja spomenuti kako su zubi građeni od dentina koji je mnogo čvršći i otporniji od kostiju te je ojačan vanjskim slojem koji zovemo zubnom caklinom. Ukoliko čovjek izgubi trajni zub, jedina mu je mogućnost obnove posjet stomatologu. [1]

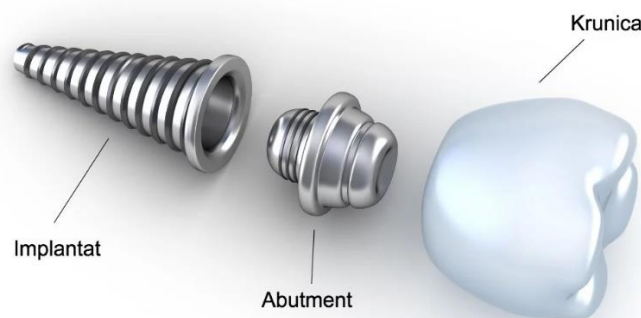
Dokazi o liječenju bolesti zuba i usne šupljine potječu još iz doba starog Egipta, 2500 godina prije Krista. Početak stomatologije kao struke veže se uz specijaliziranje srednjovjekovnih kirurga i brijača odnosno barbira. [2] Svoje su zvanje stjecali učenjem kod liječnika fizika, školovanoga kirurga ili kod majstora brijača. Završenim školovanjem dobili bi potvrdu o gotovom naukovanju. Učitelji su često davali učenicima brijački alat i najpotrebnije kirurške instrumente za izvođenje venesekcije, punkcije, incizije i vađenja zuba [3]

Začeci suvremene stomatologije kao znanstvene medicinske grane sežu iz 1728. godine kada je francuski kirurg Pierre Fauchard objavio djelo *Le chirurgien dentiste ou traité des dents* odnosno, u prijevodu Zubni kirurg. On je kasnije opisivao kao utemeljitelj moderne stomatologije. Zbog sve veće raširenosti karijesa kao glavne oralne bolesti bilo je potrebno angažiranje sve većeg broja zubnih liječnika te potrebe za organizacijom stomatološkog školstva. [2]

Pojam stomatologija označava disciplinu medicinske nauke čiji je cilj istraživanje i liječenje oboljenja usne šupljine. Ona se bavi svim problemima usne šupljine i graničnih područja s njihovim normalnim i patološkim stanjima, s medicinskim i kirurškim liječenjem oboljenja, kao i s protetičkim i ortodontskim pitanjima. [4] Također, treba razlikovati pojam zubarstva od pojma stomatologije. Zubarstvo je naziv koji označava zubarsku djelatnost, a koja je fokusirana na zube. S druge strane, stomatologija odnosno dentalna medicina označava granu medicine koja se bavi dijagnozom, prevencijom i liječenjem bolesti, poremećaja i stanja svih tkiva u usnoj šupljini, a ne samo zuba. Valja spomenuti kako su nazivi stomatologija odnosno stomatolog sve češće zamijenjeni nazivima dentalna medicina odnosno doktor dentalne medicine. [5]

Stomatologija je veoma bitna za opće zdravlje jer zubni problemi mogu dovesti do drugih ozbiljnijih zdravstvenih problema. Glavne grane stomatologije jesu endodoncija, stomatološko javno zdravlje, oralna i maksilofacijalna patologija, oralna i maksilofacijalna radiologija, oralna i maksilofacijalna kirurgija, ortodoncija, parodontologija, dječja stomatologija i protetska stomatologija. [6]

U posljednje vrijeme implantoprotetika kao stomatološka djelatnost bilježi brz razvoj. Za uspješan implantologijski postupak važno je zajedničko djelovanje oralne kirurgije i protetike kao i radiologijska obrada bolesnika. Implantologijskim postupkom se nadomješta jedan ili više zubi implantatom. Gubitak zubi je svakodnevna uobičajena pojava. Tome svjedoče podaci prema kojima 80% ljudi bilježi gubitak od najmanje jednog zuba. Zahvaljujući iznimno brzom tehnološkom napretku, mijenja se i vrsta i algoritam radiologijske dijagnostike bolesnika u pred i post implantacijskom postupku. Prije pojave implantologije, neke su vrste bezubnosti onemogućavale zubne nadogradnje. Danas se u implantologiji uglavnom koriste intraosalni implantati koji izgledaju poput vijka. Intraosalni implantati na koje se nadograđuju protetski uradci, omogućuju morfološku, funkcijsku, estetsku, fonetsku kao i oralno higijensku rehabilitaciju bolesnika. Ne postoji dobna granica za ugradnju implantata, ali se uglavnom na taj postupak odlučuju osobe srednje ili starije dobi gdje se učestalije nalaze promjene čeljusti. [7]



**Slika 1. Dentalni implantat. [8]**

U novije vrijeme stomatolozi prilikom implantologijskog postupka koriste dentalne vodilice proizvedene aditivnom tehnologijom.

## 2. TEHNOLOGIJA ADITIVNE PROIZVODNJE

Tijekom posljednja tri desetljeća od vremena kada su 3D printani anatomske modeli uvedeni u medicinsko područje promatrana je korespondencija između 3D medicinskog snimanja i tehnologije aditivne proizvodnje koja izrađuje 3D objekt iz 2D slojeva. [9]

Aditivna proizvodnja podrazumijeva postupke kojima se mogu izraditi dijelovi relativno komplicirane geometrije na temelju računalnog 3D modela tvorevine u relativno kratkom vremenu. Svojstva tvorevina kao što su mehanička svojstva, dimenzijska stabilnost, izgled površine, postojanost na atmosferilije i sl. dosta se razlikuju od tvorevina načinjenih nekim klasičnim postupcima prerade polimera poput injekcijskog prešanja ili ekstrudiranja. [10]

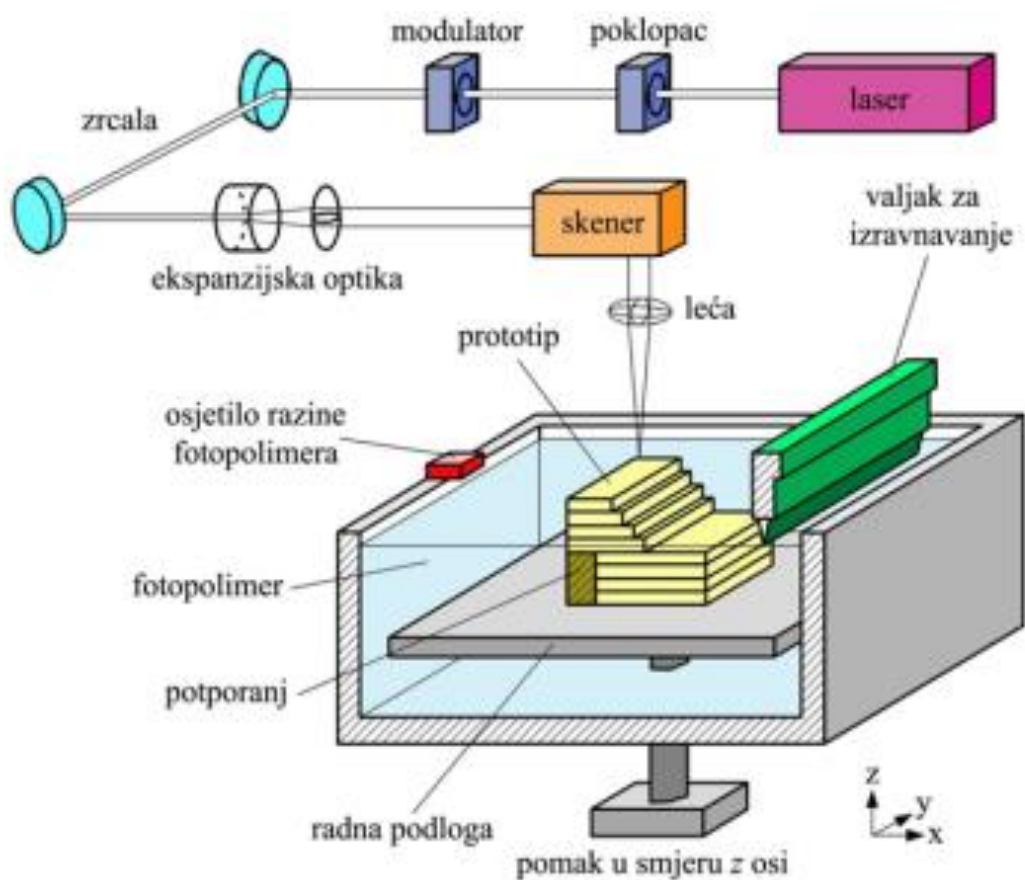


Slika 2. Faze AM tehnologije [10]

Prva industrijska upotreba aditivne proizvodnje zabilježena je 1987. godine. Radi se o postupku stereolitografije proizvođača 3D Systems u kojem se tanak sloj kapljevito polimera očvršćuje UV laserom. Godine 1988. tvrtke 3D Systems i Ciba-Geigy proizvele su prvu generaciju akrilnih smola koje se primjenjuju u stereolitografiji. [10]

## 2.1. Stereolitografija (SLA-metoda)

Stereolitografija predstavlja tehnologiju aditivne proizvodnje koja ima najširi krug primjene te je prva tehnologija koja je komercijalno dostupna u svijetu. Proces se bazira na fotolitografskim metodama s UV polimerizacijom. Stereolitografijom nastaju proizvodi na način da se polimeriziraju niskoviskozne polimerne kapljevine sloj po sloj. Pomoću procesa stereolitografije većinom se prerađuju fotopolimeri na bazi akrilnih vinilnih ili epoksilnih smola. [11]



Slika 3. Princip rada stereolitografije [12]

Dijelove SLA uređaja čine laser i njegova optička oprema, zrcalo koje služi za usmjeravanje zraka, posuda s fotopolimerom te pokretna podloga koja ima mogućnost kretanja u smjeru okomite osi dužinom razmaka sloja CAD modela. [11]

SLA uređaj radi na način da se laserske UV zrake generiraju i usmjeravaju preko pomičnih zrcala na različite horizontalne ravnine fotopolimera. Prilikom zračenja molekule fotopolimera se selektivno očvršćuju. Nadalje, osim očvršćivanja fotopolimer i srasta te time prijanja na prethodni sloj. Početni sloj se obično nanosi na metalnu radnu podlogu. Pri kraju nanošenja sloja, radna podloga se spušta po vertikalnoj osi za debljinu idućeg sloja. Prilikom izrade određenih oblika potrebno je koristiti podupor jer su proizvodi građeni u kapljevitom stanju. Podupor predstavlja fizički proizvod koji je potrebno izraditi tijekom procesa pravljenja prototipnog proizvoda. [11]

Većina fotopolimera reagira na radijaciju UV frekventnog pojasa. Pri izlaganju takvim zrakama fotopolimerni materijali se podvrgavaju kemijskoj reakciji pri kojoj dolazi do stvrdnjavanja. Može se koristiti više vrsta radijacije zrakama poput gama zraka, X-zraka, snop elektrona, UV, te u određenim sustavima i vidljiva svjetlost. UV i vidljive zrake najčešće se koriste u SL sustavima. U mikroelektronskoj industriji koriste se UV zrake i snopovi elektrona dok u dentalnoj industriji pretežito dominiraju zrake iz vidljivog spektra. [13]

Neke od prednosti SLA tehnologije očituju se kroz:

- dobro razvijenu tehnologiju,
- visoku točnost,
- dobru završnu obradu,
- malo otpadnog materijala,
- standardne medicinske materijale,
- mogućnost sterilizacije i višebojnosti,
- transparentnosti modela,
- potpuno automatiziran postupak.

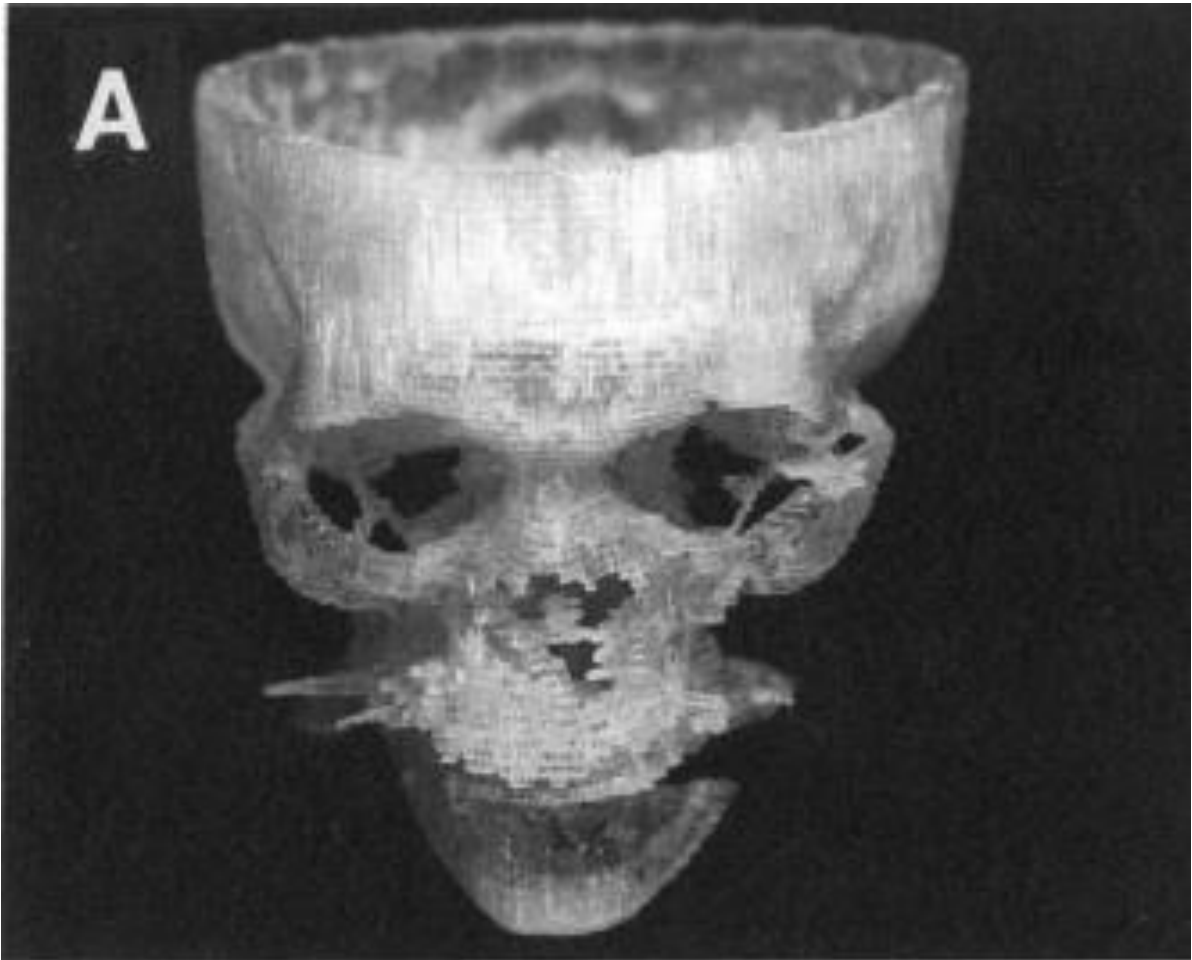
S druge strane nedostatci SLA tehnologije su:

- potreba za naknadnom obradom,
- visoki troškovi uređaja i materijala,
- zahtjevi rukovanja smolom,
- ograničenost u materijalima i primjeni,
- toksičnost fotopolimera u kapljevitom stanju. [12]



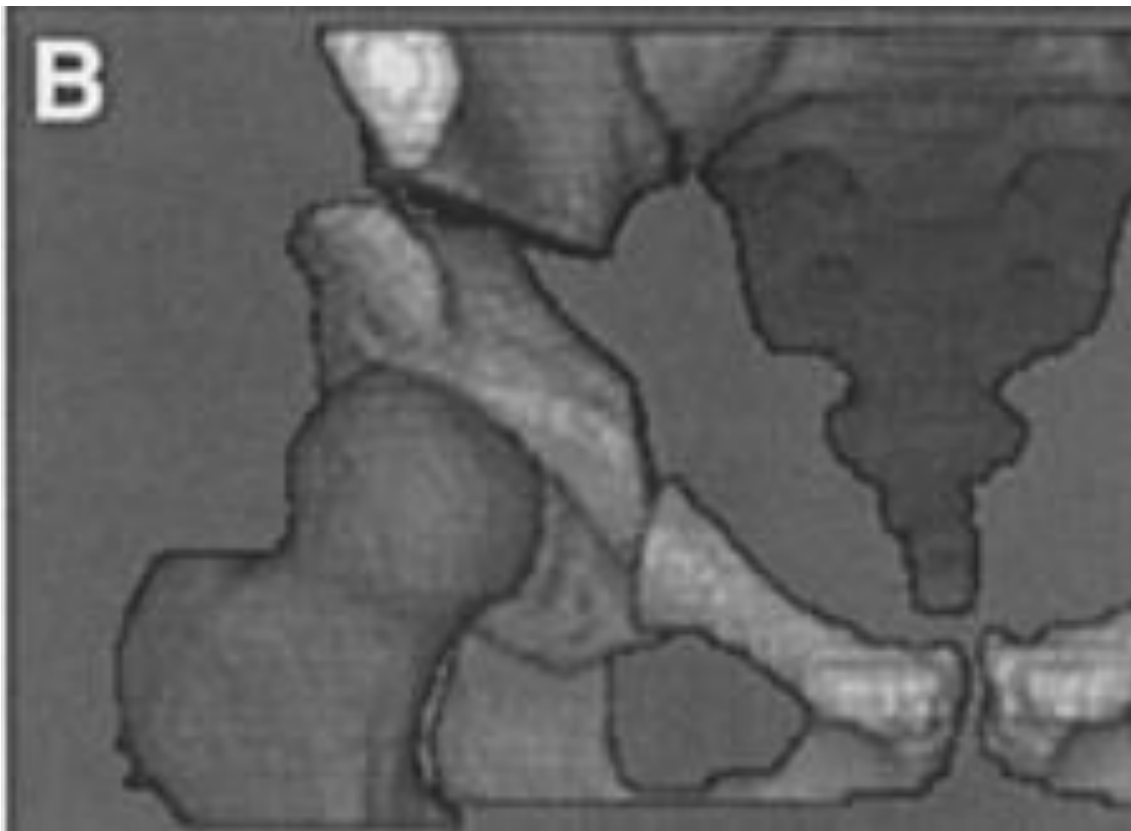
## 2.2. Primjena aditivne tehnologije u medicini

AM tehnologija prepoznata je u mnogim granama medicine. Primjerice model lubanje rekonstruiran je iz CT slika te stvoren stereolitografijom. Kako bi interpretirao pacijentovu anatomiju prije odlaska u operacijsku salu ili objasnio pacijentu kirurški zahvat kirurg se služi medicinskim modelom. [9]



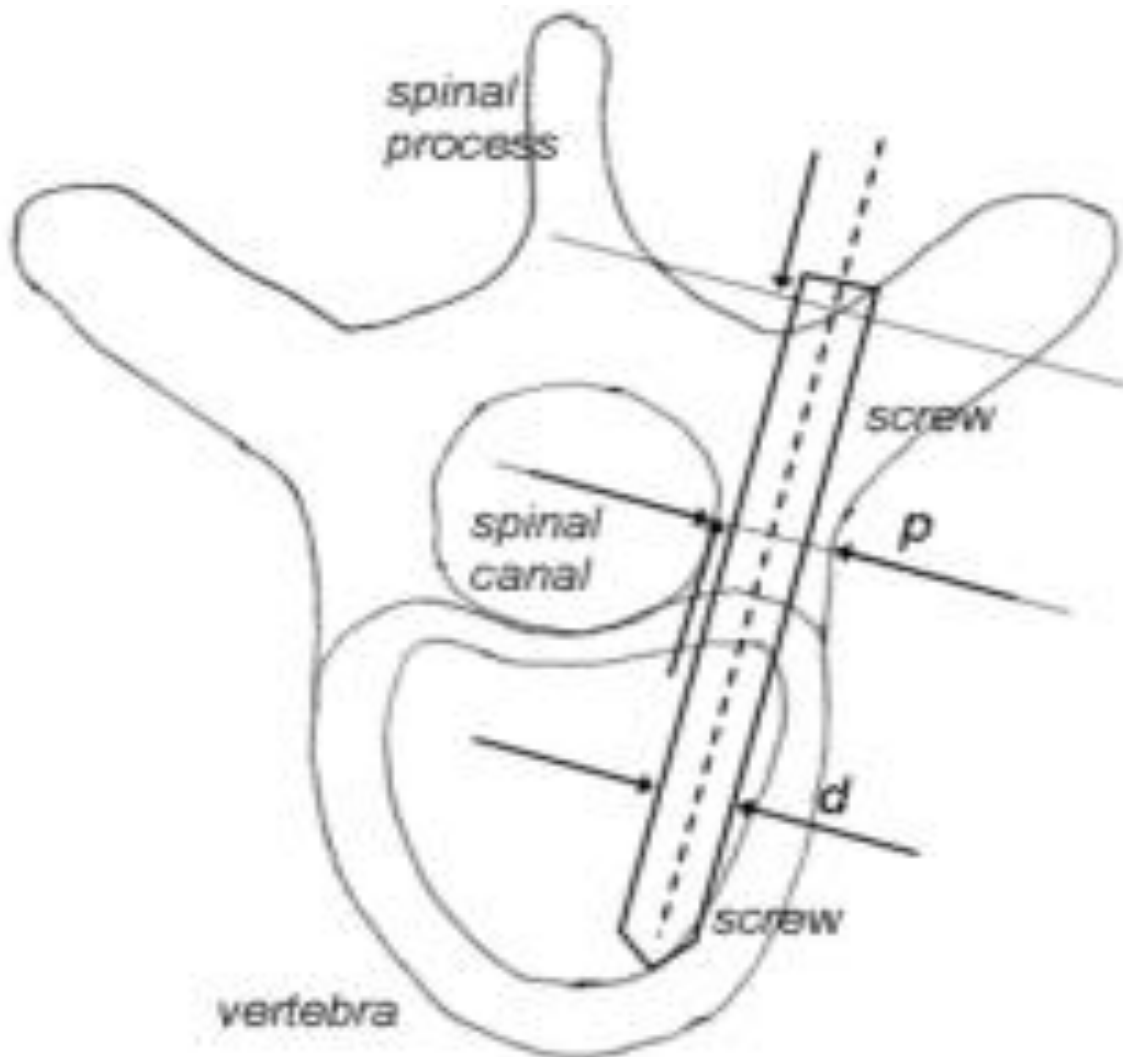
Slika 4. Medicinski model lubanje [9]

Ubrzo nakon uvođenja medicinskih modela prepoznat je potencijal za izradu specifičnih instrumenata za pacijente pomoću AM tehnologije. Istraživanje specifičnih instrumenata za pacijente pomoću AM tehnologije započeli su Radermacher i surandici 1993. godine. Na početku su dokumentirane dvije primjene koje imaju koristi od instrumentacije specifične za pacijenta (PSI): periacetabularna osteotomija i bušenje pedikula. Periacetabularnu osteotomiju dokazali su složenom operacijom zdjelice gdje se izvode tri osteotomije za repoziciju i preorijentaciju acetabuluma (slika 5). [9]



**Slika 5. Planiranje pariacetabularne osteotomije [9]**

Istraživanje vodilica za bušenje pedikularnog vijaka u kralješku kralježnice bila je prva tema koja je izazvala veliko zanimanje akademske zajednice. Vijak se buši u pedikulama kralješka (slika 6), gdje postoji mala granica za pogrešku jer je promjer pedikula ( $p$ ) tek nešto veći od promjera vijka ( $d$ ). Perforacije mogu oštetiti leđnu moždinu. Kirurške vodilice mogu se koristiti na različitim dijelovima kralježnice. [9]



Slika 6. Pedikularni vijak umetnut u kralježak [9]

Nedugo zatim korištenje instrumenata specifičnih za pacijente postalo je popularno u dentalnoj implantologiji. Dentalne vodilice počele su se koristiti za pružanje smjera bušenja za pozicioniranje zubnih implantata. Više studija pokazalo je poboljšanu točnost u usporedbi s slobodnim ručnim bušenjem. [9]

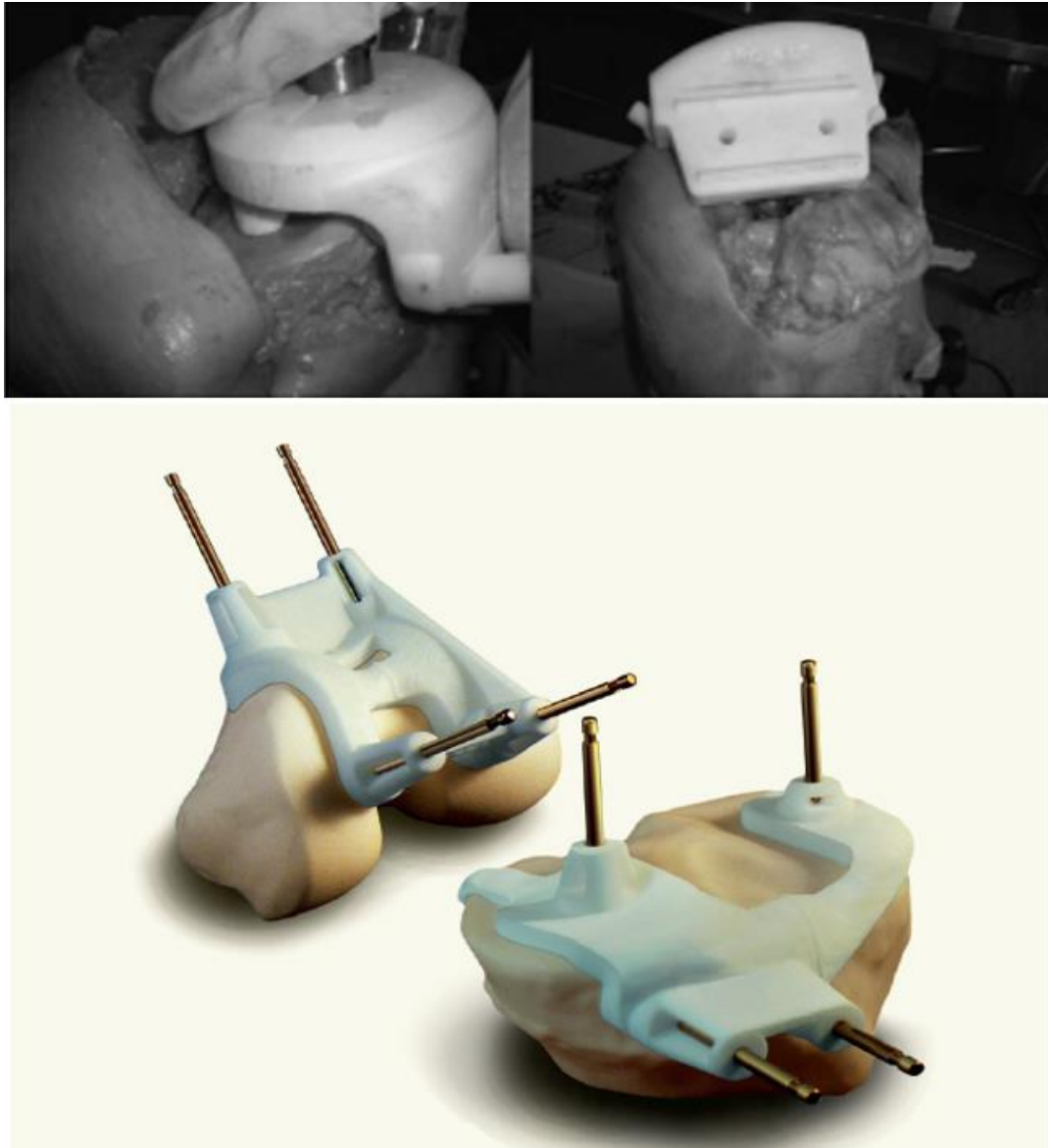


**Slika 7. Dentalna vodilica spremna za upotrebu [17]**

Unatoč dokazanim prednostima tehnologije u području zuba i kralježnice, vodilice nisu bile široko korištene.

Tek nakon predstavljanja vodilica za artroplastiku koljena (TKA), aditivna tehnologija je postala široko prihvaćena u ortopedskom području. Istraživanja su pokazala poboljšanu točnost i smanjenje trajanja operacija što je veoma važno za pacijente. Važan doprinos za uspjeh kirurških vodilica za TKA u usporedbi s konvencionalnom kirurgijom je manje invazivan zahvat. Upotreba intramedularnih štapića više nije potrebna što je korisno jer korištenje ovih štapića povećava rizik za masnu emboliju i gubitak krvi. [9]

Trenutačno većina proizvođača ortopedskih implantata ima proizvod koji kombinira korištenje instrumenata specifičnih za pacijenta i dizajn implantata za koljena. Slika 8 prikazuje modifikacije u dizajnu od prvog koncepta do trenutnih komercijalnih proizvoda.



**Slika 8. Dizajn prve (gore) i komercijalne (dolje) vodilice za artroplastiku koljena [9,18]**

Osim artroplastike koljena istražena je i uporaba instrumenata specifičnih za pacijente u drugim operacijama zamjene zgloba. Raaijmakers i suradnici zaslužni su za razvoj prilagođene vodilice za obnavljanje površine kuka u artroplastici kukova. Suero i suradnici demonstrirali su pouzdanost vodilice za poravnanje ramena u artroplastici ramena. U novije vrijeme istražuje se i korištenje kirurških vodilica pri izvođenju složene osteotomije noge na bedrenoj kosti.

Nadalje, konačna primjena u kojoj su instrumenti specifični za pacijenta vrlo korisni je kada se operira deformirana kost primjerce, ako je uređena ili posljedica traume. Nepravilni prijelomi dijafize podlaktice često se liječe vodilicama specifičnim za pacijenta, budući da složeni rotacijski deformitet ima koristi od 3D vizualizacije, planiranja i prijenosa ovog plana na kirurgiju.

Također, neujednačeni prijelom ručnog zgloba bolan je za pacijenta i predstavlja izazov za kirurga kada je intraartikularna površina slomljena. Na slici 9 prikazana je vodilica izrađena po narudžbi u žutoj boji kroz koju se bušenjem plavih klinova ružičasti koštani fragment odvaja te se može se premjestiti. [9]



**Slika 9. Vodilica izrađena po narudžbi [9]**

### 3. DENTALNE VODILICE

Dentalni implantati upotrebljavaju se kao nadomjestak prilikom dentalne traume. Dentalnu traumu predstavlja gubitak najmanje jednog zuba, a najviše cjelokupnog zubnog luka u pacijenta. Dentalni implantat obično sadrži elemente poput vijka (implantat u kosti), podloška za korigiranje nagiba i porculansku krunu. Da bi se ljudski čimbenik prilikom ručnog postavljanja implantata tj. vijka donekle otklonio razvijen je sustav dentalnih vodilica. Svrha dentalnih vodilica je:

1. Osiguravanje točnijeg pozicioniranja,
2. Smanjenje traume,
3. Olakšavanje postavljanja dentalnih implantata stomatolozima bez puno iskustva. [14]



Slika 10. Suvremena dentalna vodilica [15]

Tri glavne kategorije dentalnih vodilica s obzirom na mjesto njihova postavljanja:

- a) Vodilice koje za potporu koriste kost (engl. bone-supported),
- b) Vodilice koje za potporu koriste meko tkivo tj. sluznicu (engl. mucosa-supported),
- c) Vodilice koje za potporu koriste zube (engl. tooth-supported). [14]



**Slika 11. Tri glavne skupine dentalnih vodilica [14]**



**Slika 12. Skupine dentalnih vodilica [19]**



### 3.1. Tehnike izrade dentalnih vodilica

Nedavna istraživanja o kliničkom uspjehu dentalnih implantata pokazale su visoku stopu preživljavanja istih. Također, dokumentirana je nenamjerna povezanost većine kirurških i protetskih komplikacija s nepravilnom dijagnozom i ugradnjom implantata. Predlošci kirurških vodilica ne samo da pomažu u dijagnozi i planiranju liječenja, već olakšavaju pravilno postavljanje i kut implantata u kosti. Postavljanje implantata koje se postiže pomoću kirurške vodilice može smanjiti kliničke i laboratorijske komplikacije. Valja istaknuti da je sve veća potražnja za zubnim implantatima rezultirala razvojem novijih i naprednih tehnika za izradu ovih šablona. [16]

Izrada dentalnih vodilica temelji se na jednoj od slijedećih tehnika:

- 1) Vodilice bez ograničenja,
- 2) Vodilice sa djelomičnim ograničenjem,
- 3) Vodilice sa potpunim ograničenjem.

Ove tehnike izrade klasificirane su na temelju količine kirurških ograničenja. [16]

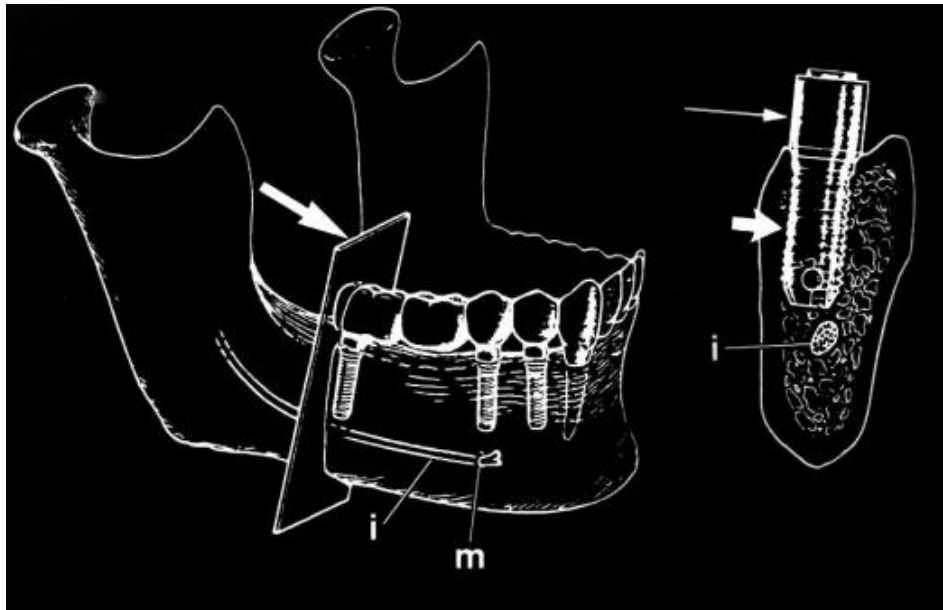
Vodilice bez ograničenja pokazuju kirurgu gdje se predložena proteza nalazi u odnosu na odabrano mjesto implantata. Ovaj dizajn ukazuje na idealno mjesto implantata bez ikakvog naglaska na kutu svrdla, čime se dopušta velika fleksibilnost u konačnom pozicioniranju implantata.

Primijećeno je da uporaba ovih vodilica može rezultirati neprihvatljivim postavljanjem pristupne rupe i/ili neprihvatljivom kutom implantata. Ti predlošci mogu poslužiti kao slikovni indikatori tijekom kirurške faze ugradnje implantata. [16]



**Slika 13. Vodilica bez ograničenja [21]**

Vodilica sa djelomičnim ograničenjem koristi se samo kod prvog bušenja u čeljusnu kost. Osteotomiju i ugradnju implantata izvodi oralni kirurg. Za to je potrebno pripremiti radiografski predložak te ga zatim pretvoriti u kirurški predložak pomoću radiografskih orijentira. Predložene su brojne varijacije, kao što je korištenje različitog materijala za kirurške vodilice za implantate, radiografskog markera, sustava za snimanje i postupka pretvorbe tj. pretvaranje radiografskog predloška u kirurški predložak. Međutim, iako je ova tehnika djelomično ograničavajuća, ona još uvijek ne kontrolira u potpunosti kut kirurških svrdla. [20]



**Slika 14. Vodilica s djelomičnim ograničenjem [7]**

Vodilica s potpunim ograničenjem ne dopušta pomak u bušenju čeljusne kosti. Kut bušenja i dubina bušenja određene su ranijom izradom dentalne vodilice. Što je tehnika više ograničavajuća, to manje odluka kirurg mora donijeti usred operacije. Ova potpuno ograničavajuća tehnika smanjuje stres na dan operacije i povećava uspješnost liječenja. [20]



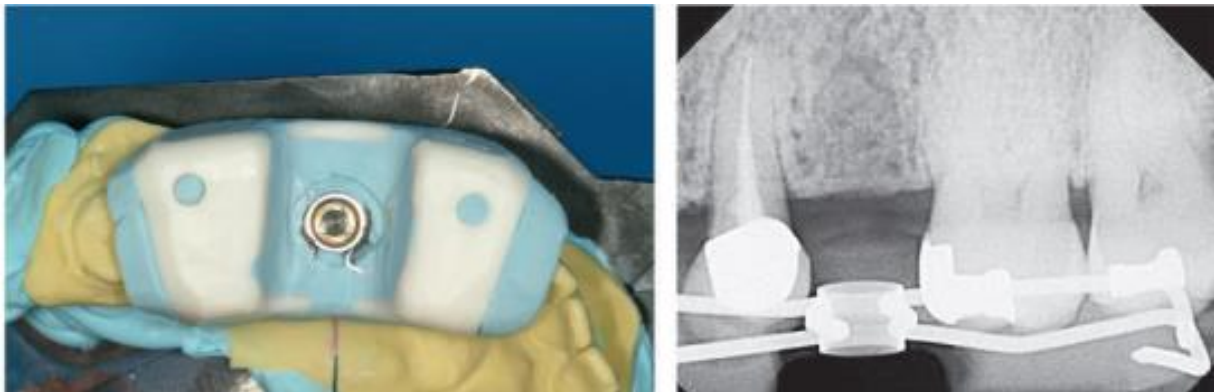
**Slika 15. Vodilice s potpunim ograničenjem [22]**

### 3.2. Izrada dentalnih vodilica

Postoje dva načina izrade vodilica s potpunim ograničenjem:

1. Dentalna vodilica bazirana na gipsanom odljevku,
2. Dentalna vodilica temeljena na računalno potpomognutom dizajnu i proizvodnji (CAD/CAM). [8]

Dentalna vodilica bazirana na gipsanom odljevku kombinacija je analogne tehnike koja se radi zajedno sa sondiranjem kosti i korištenjem radiografije u konvencionalnoj operaciji implantata bez zaklopki. Periapikalni radiograf je modificiran pomoću digitalnog softvera kako bi pomogao u transpoziciji strukture korijena na gips. Gips se zatim dijeli na predloženom mjestu implantata. Laboratorijski analog se postavlja na mjesto, a vodeća čahura u skladu s širinom implantata modificira se pomoću žica koje koriste se za stvaranje okvira oko zuba. (slika 16) [16]

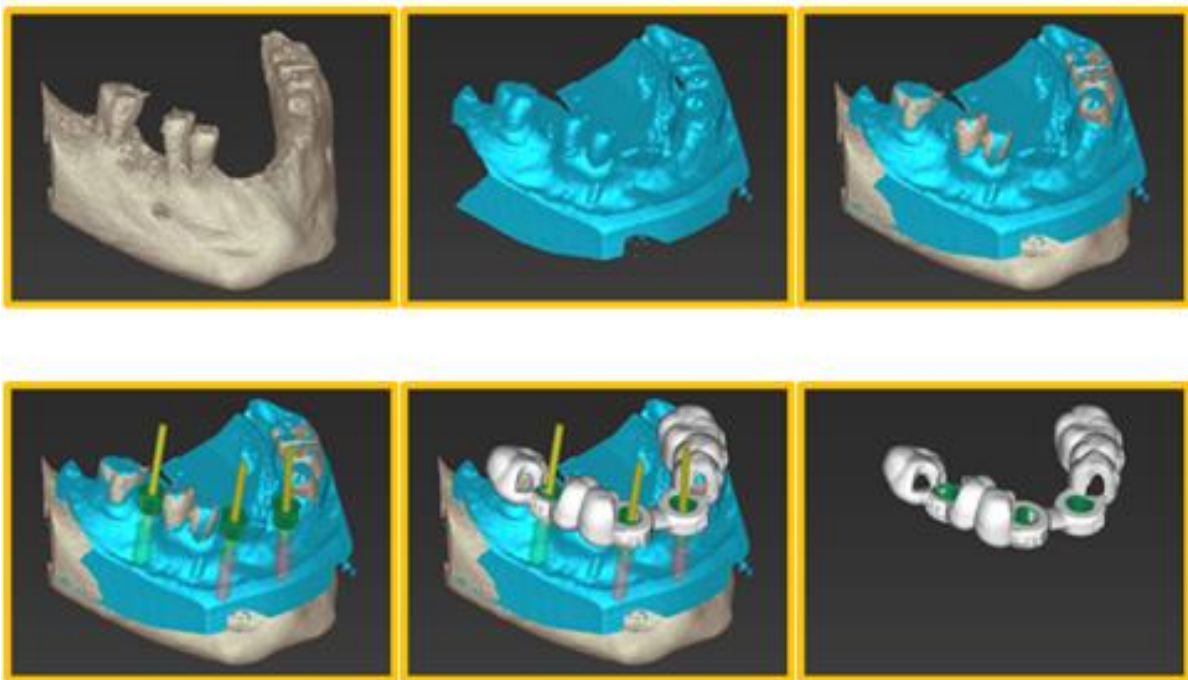


**Slika 16. Dentalna vodilica temeljena na gipsanom odljevku [16]**

Dentalna vodilica napravljena pomoću programa (CAD/CAM) izvodi se tako da se podaci iz CT skeniranja tj. kompjuterizirane tomografije, koriste se za planiranje postavljanja implantata. Slike CT skeniranja pretvaraju se u prepoznatljiv oblik kako bi se čitale pomoću softvera za planiranje implantata. [20]

Općeniti postupak izrade i primjene dentalnih vodilica opisan je u nastavku:

- Digitalizacija unutarnje anatomske građe pacijenta pomoću računalne tomografije tj. pomoću CT-a potrebno je snimiti čeljust sa zubima te izraditi 3D model na računalu,
- Digitalizacija geometrije vanjske anatomije pacijenta pomoću 3D skenera odnosno pacijentov odljevak čeljusti potrebno je digitalizirati pomoću 3D skenera,
- Poklapanje vanjske i unutarnje anatomije pomoću markera ili „best fit“ metodom,
- Planiranje pozicija i orijentacije implantata,
- Konstruiranje dentalne vodilice za pozicioniranje implantata,
- Izrada dentalne vodilice na uređaju za aditivnu proizvodnju,
- Primjena. [14]



Slika 17. Postupak izrade dentalne vodilice [23]



Slika 18. Fizički model dentalne vodilice izraden 3D printerom [23]

Prednosti dentalnih vodilica:

- Anatomija kosti može se virtualno vidjeti u 3D-u,
- Vizualizacija kirurškog područja prije operacije,
- Minimizira se mogućnost da ostaci kosti oštete anatomiju pacijenta,
- Planiranje implantata pomoću digitalnog predloška koji dovodi do ispravnog konačnog ishoda liječenja.

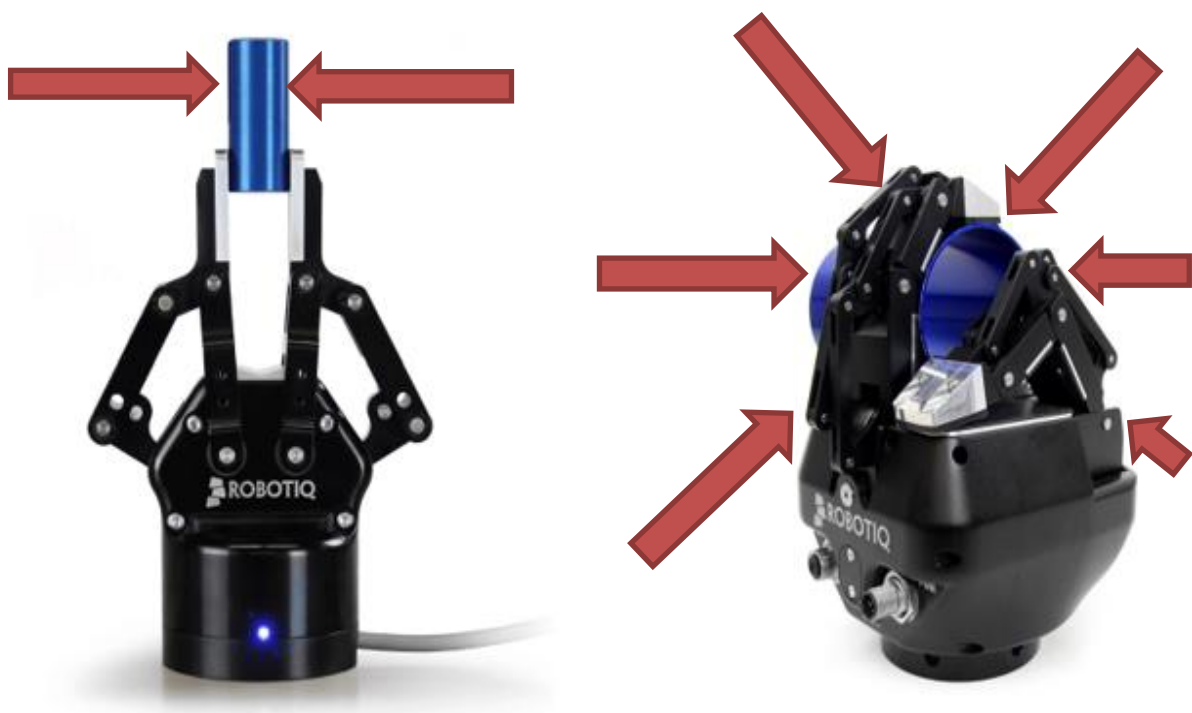
Izazovi u radu s dentalnim vodilicama:

- Potrebno je dugogodišnje iskustvo, znanje i vještine,
- Komplikacije povezane s netočnim planiranjem liječenja,
- Radiografske pogreške, pogreške skeniranja i pogreške u proizvodnji. [20]

Kao što je ranije spomenuto dentalne vodilice pozitivno utječu na preciznost u odnosu na klasičan postupak. Međutim, i dalje postoji mogućnost odstupanja od planiranog. Prema istraživačkim studijama još uvijek nisu poznata odstupanja svih tehničkih parametara pri izradi dentalnih vodilica. Prema rezultatima ukupno odstupanje iznosi do  $\pm 2\text{mm}$ , što se odnosi na sve vrste dentalnih vodilica. Također, ako se kao oslonac dentalnih vodilica uzima kruta površina odnosno zubi, njegov iznos je manji. [14]

## 4. STABILNOST DENTALNIH VODILICA

Za provjeru stabilnosti kirurške vodilice prilikom modeliranja na računalu upotrebljava se prilagođeni matematički model. Model proizlazi iz područja robotike gdje se koristi za procjenu kvalitete prihvata robotskih hvataljki. Cilj modela je osigurati hvat potpuno zatvorene forme kako bi se robotska hvataljka sa objektom u zahvatu najlakše riješila utjecaja vanjskih sila. Robotska hvataljka sa dva prsta odupire se sili samo u jednom smjeru, a robotska hvataljka sa tri ili više prstiju u svim smjerovima. [23]



Slika 19. Robotska hvataljka sa dva prsta (lijevo), sa tri prsta (desno) [24]

Također, potreba za stabilnošću objekta u zahvatu može se na sličan način usporediti sa slučajem stabilnosti kirurških vodilica.

## 4.1. Matematički model stabilnosti

Lin i suradnici razvili su izvorni model za usporedbu različitih robotskih hvataljki, a kasnije je doraden od strane Van den Broecka. Za analizu kontaktne površine na temelju svake od  $N$  dodirnih točaka formira se vektor  $w_i$ , koji sadrži koordinate točke  $p_i$  i vektor normale koji definira smjer odnosno orijentiranost površine.

$$w_i = \alpha_i \begin{bmatrix} n_i \\ p_i \ x \ n_i \end{bmatrix}, \quad \text{gdje je } \alpha_i = \sqrt{S_i} \quad (1)$$

Iz površine trokuta za svaku kontaktnu točku proizlazi težinski faktor  $\alpha_i$ , koji eliminira utjecaj gustoće mreže na rezultat. Potrebno je skalirati kontaktnu površinu prije izračunavanja tako da je srednja vrijednost dodirnih točaka do centra gravitacije jednaka jedinici kako bi se uklonio efekt ovisnosti analize o mjerilu.

Za sve točke formira se matrica  $W$ :

$$W = [w_1 \ w_2 \ \dots \ w_n] \quad (2)$$

Prostorna matrica krutosti  $K$  proizlazi iz slijedeće relacije:

$$K = WW^T = \begin{bmatrix} A & B \\ B^T & D \end{bmatrix} \quad (3)$$

Matrica  $K$  je simetrična i pozitivno semi-definitna matrica dimenzija  $6 \times 6$ .  $A$ ,  $B$  i  $D$  su  $3 \times 3$  sub-matrice koje se koriste za izračun dvije nove matrice:

$$C_w = A^{-1} \quad (4)$$

$$K_v = D - B^T A^{-1} B \quad (5)$$

Dokazano je da su svojstvene vrijednosti ovih matrica invarijante. Matrica  $C_w$  označava translacijska podatljivost odnosno krutost pa su stoga njene svojstvene vrijednosti  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  i  $\sigma_3$  translacijski parametri krutosti. Oni daju naznaku translacijske stabilnosti kontaktne površine.



Rotacijska krutost kontakta predstavljena je matricom  $K_v$ , a njene svojstvene vrijednosti  $\mu_1$ ,  $\mu_2$  i  $\mu_3$  su rotacijski parametri krutosti. Rotacijski parametri krutosti su modificirani na način da se mogu lakše uspoređivati sa translacijskim parametrima.

Korisnik definira željenu točku koja je povezana sa rotacijskom krutosti kontakta pomoću ekvivalentnih rotacijskih parametara.

$$\mu_{eq,i} = \frac{\mu_i}{\rho^2 + (\omega_i \cdot v_i)^2} \quad (6)$$

$\omega_i$  je svojstveni vektor matrice  $K_v$ , a  $\rho$  je udaljenost odabrane točke do trenutačne osi rotacije koja je paralelna sa  $\omega_i$  i prolazi kroz točku  $q_i$ :

$$q_i = \frac{\omega_i \times v_i}{\|\omega_i\|^2} \quad (7)$$

$$v_i = -A^{-1}B \omega_i \quad (8)$$

Translacijski parametar stabilnosti (MT) i rotacijski parametar stabilnosti (MR) izvedeni su pomoću izraza:

$$M_T = \sqrt{\frac{1}{\sigma_1} + \frac{1}{\sigma_2} + \frac{1}{\sigma_3}} \quad (9)$$

$$M_R = \sqrt{\frac{1}{\mu_{eq,1}} + \frac{1}{\mu_{eq,2}} + \frac{1}{\mu_{eq,3}}} \quad (10)$$

Predodžba o prosječnoj kvaliteti kontakta dobiva se kada se parametri stabilnosti smanjuju, a parametri krutosti povećaju. Tako dobiveni rezultati služe za predviđanje translacijske i rotacijske stabilnosti kirurške vodilice koja je u vezi sa anatomskom površinom. Što je rezultat bliže nuli to će kontakt biti stabilniji. [23]

Ovaj matematički model stabilnosti se implementira u MATLAB.

## 4.2. MATLAB

MATLAB (kratica od MATrix LABoratory) je računalni program posebne namjene optimiziran za izvođenje inženjerskih i znanstvenih proračuna. U početku je to bio program dizajniran za izvođenje matrične matematike, ali je tijekom godina prerastao u fleksibilan računalni sustav sposoban riješiti gotovo svaki tehnički problem. [25]

Program MATLAB implementira MATLAB jezik i pruža opsežnu biblioteku unaprijed definiranih funkcija kako bi zadatke tehničkog programiranja učinili lakšim i učinkovitijim. Ova iznimno široka raznolikost funkcija znatno olakšava rješavanje tehničkih problema u odnosu na druge jezike kao što su primjerice Fortran ili C. [25]

Osnovna verzija MATLAB-a bez ikakvih alata puno je bogatija od ostalih tehničkih programskih jezika. Samo u osnovnom MATLAB proizvodu postoji više od 1000 funkcija, a setovi alata proširuju ovu mogućnost s mnogo više funkcija u različitim specijalnostima. Nadalje, ove funkcije često rješavaju vrlo složene probleme poput rješavanja diferencijalnih jednadžbi i invertiranja matrica u samo jednom koraku te tako omogućuju veliku uštedu vremena. Raditi istu stvar u drugom računalnom jeziku obično uključuje samostalno pisanje složenih programa ili kupnju softverskog paketa treće vrste. [26]

Ugrađene funkcije MATLAB-a gotovo su uvijek bolje od bilo čega što bi pojedini inženjer mogao sam napisati. To opravdava činjenica da su velike skupine ljudi radile na tim funkcijama te da su testirane na mnogim različitim skupovima podataka. Također, ugrađene funkcije su robusne, daju razumne rezultate za širok raspon ulaznih podataka i elegantno obrađuju uvijete pogreške. [26]

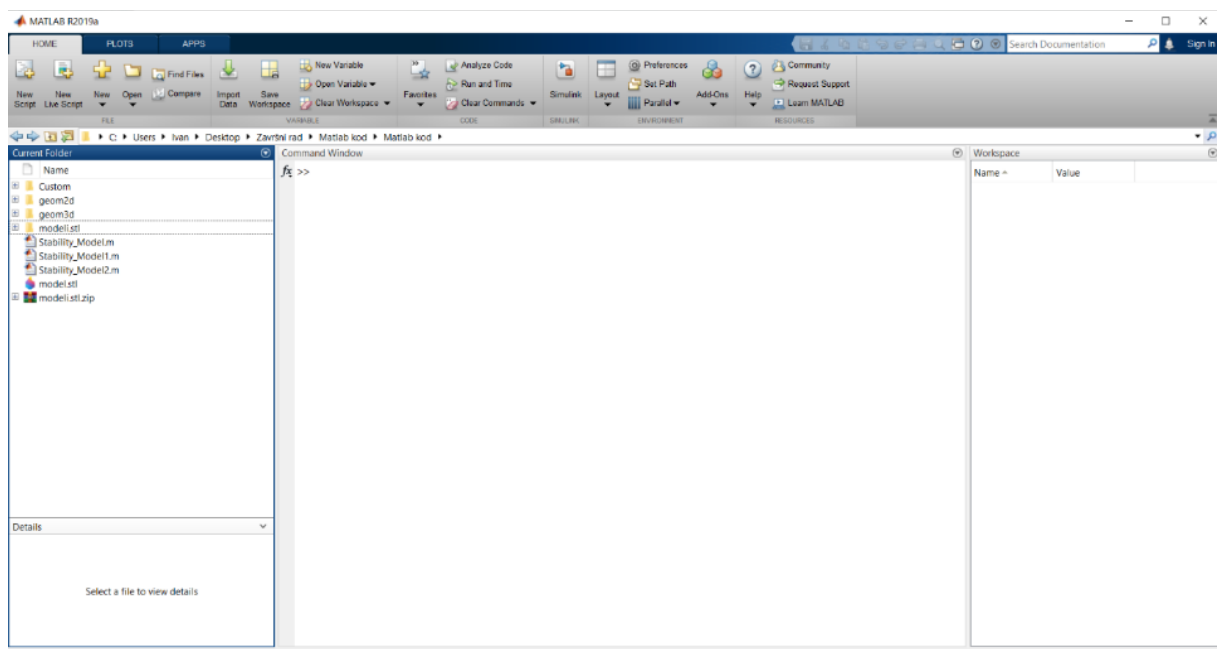
MATLAB ima mnoge prednosti u odnosu na konvencionalne računalne jezike za tehničko rješavanje problema. Među njima su:

- Jednostavnost korištenja,
- Neovisnost od platforme,
- Unaprijed definirane funkcije,
- Ucertavanje neovisno o uređaju,
- Grafičko korisničko sučelje,
- MATLAB prevoditelj. [25]

MATLAB ima dva glavna nedostatka:

- Interpretirani jezik – sporije se izvršava od kompiliranih jezika,
- Cijena – licencirana verzija je pet do deset puta skuplja od ostalih programskih jezika.

[26]



Slika 20. Sučelje MATLAB-a (v.R2019.a, The MathWorks, Inc.)

## 5. IZRAČUNAVANJE STABILNOSTI DENTALNIH VODILICA

Za izračunavanje stabilnosti dentalnih vodilica te usporedbu lijeve i desne strane zubnog luka potrebno je obraditi modele dentalnih odljevaka pomoću GOM-Inspecta. Nadalje, modele treba implementirati u model stabilnosti koristeći MATLAB kod.

### 5.1. Modeli i varijante modela

Standardnom procedurom napravljeno je deset odljevaka pune denticije od stomatološkog gipsa klase IV:

- Omjer miješanja: 23 ml voda / 100 g prah,
- Vrijeme miješanja (ručno): 15 sec,
- Vrijeme miješanja (vakuum): 60 sec,
- Vrijeme vezivanja: cca 5 min,
- Vrijeme rada: cca 10 min,
- Vezivna rastezljivost: nakon 2 h 0,10 % ,
- Tlačna čvrstoća: 49 MPa nakon 1h,
- Tvrdoća: nakon 24 h 150 MPa.

Dentalni odljevci snimljeni su industrijskim 3D skenerom ATOS CORE, tvrtke GOM. Digitalizacija je provedena u mjernom laboratoriju tvrtke Topomatika u Zagrebu u kontroliranim uvjetima temperature  $22 \pm 1^\circ\text{C}$  i relativne vlažnosti zraka  $55\% \pm 10\%$ .

Glavne značajke 3D skenera ATOS CORE 135:

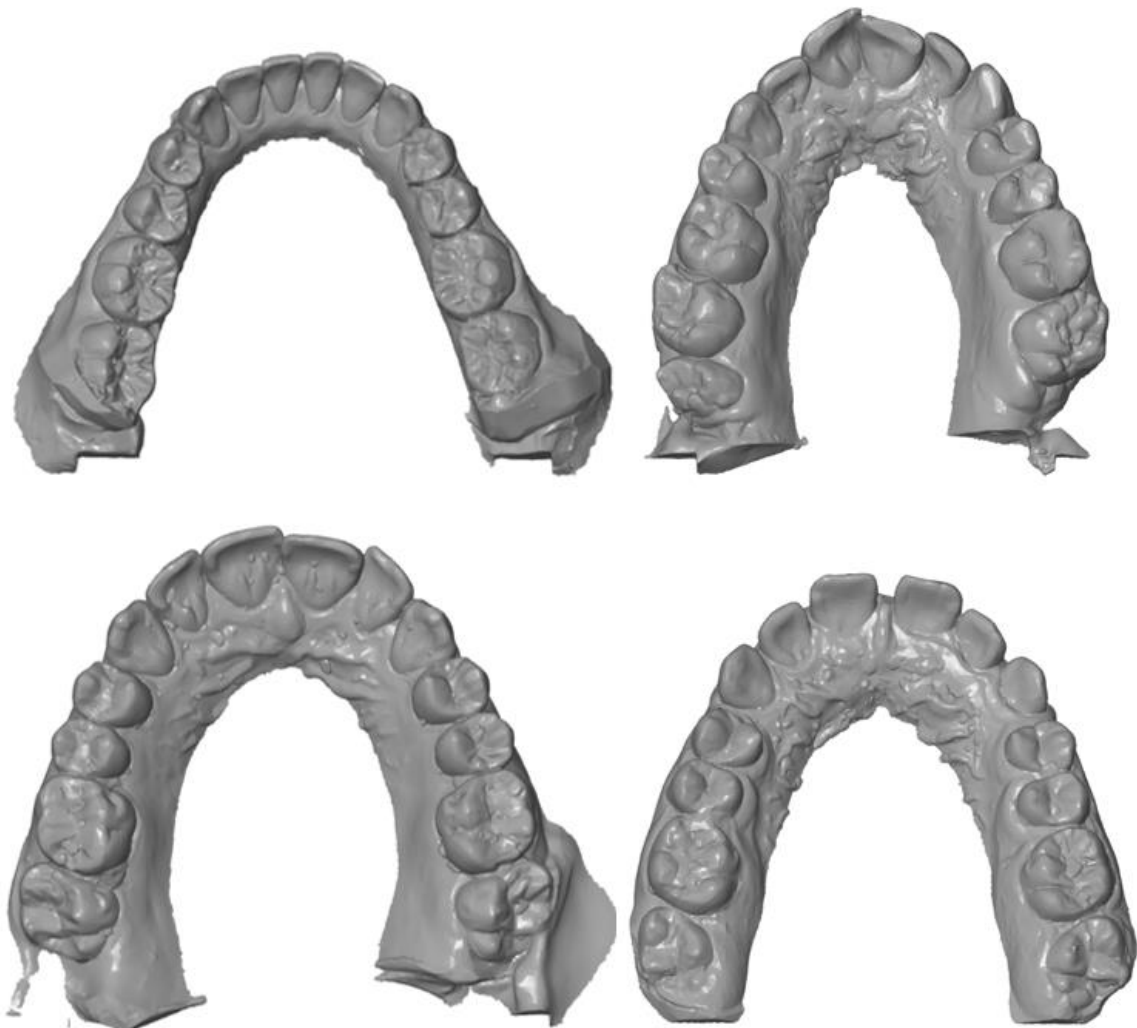
- Broj kamera: 2 kom,
- Mjerno područje: 135x100 mm,
- Radna udaljenost: 170 mm,
- Rezolucija: 0,01 mm,
- Dimenzije senzora: 206 x 205 x 64 mm,
- Radna temperatura: + 5°C do + 40°C, bez kondenzacije.

Nakon provedene digitalizacije svi snimljeni odljevci spremljeni su u .stl formatu.

Za svaki snimljeni odljevak trebalo je napraviti osam varijanti modela:

- Lijevu polovicu zubnog luka,
- Lijevu polovicu zubnog luka bez grizne površine,
- Desnu polovicu zubnog luka,
- Desnu polovicu zubnog luka bez grizne površine,
- Zadnja tri zuba sa lijeve strane zubnog luka,
- Zadnja tri zuba sa lijeve strane zubnog luka bez grizne površine,
- Zadnja tri zuba sa desne strane zubnog luka,
- Zadnja tri zuba sa desne strane zubnog luka bez grizne površine.

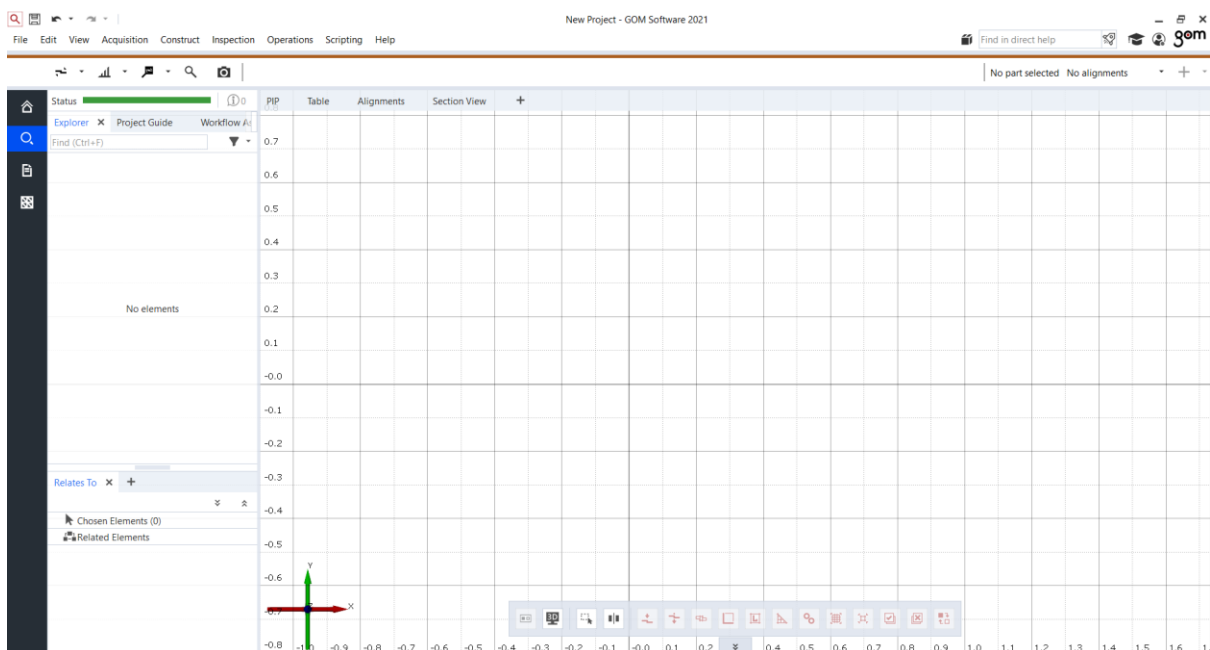
Primjeri digitaliziranih dentalnih odljevaka (slika 25.)



**Slika 21. Digitalizirani dentalni odljevci**

## 5.2. GOM Inspect

Program GOM Inspect upotrebljava se za analiziranje podataka dobivenih 3D mjerenjem korištenjem 3D skenera s plavim svjetlom ili laserskih skenera, trokoordinatnih mjernih uređaja (CMM) i ostalih mjernih sustava. Koristi se u razvoju proizvoda, kontroli kvalitete i proizvodnji. U industrijskoj primjeni koristi se kao program za kontrolu, 3D preglednik, komunikacijski alat i CAD pretvarač. [27]

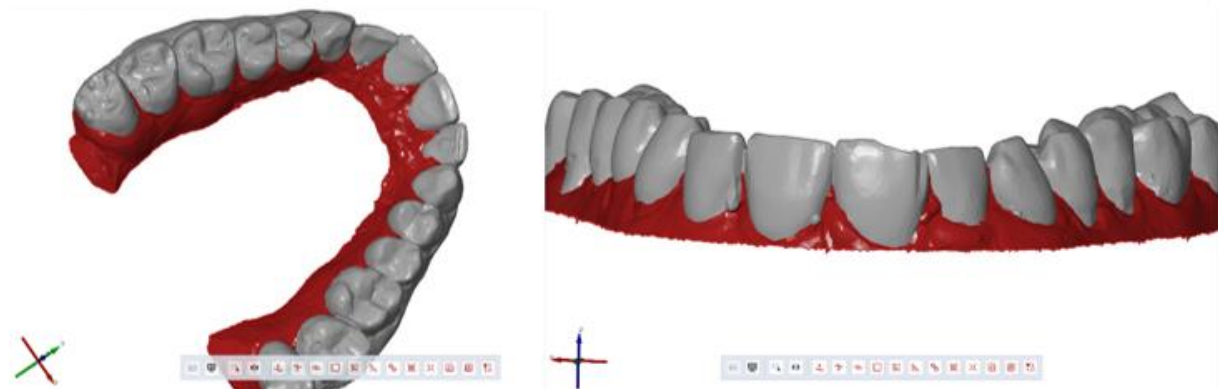


**Slika 22. Sučelje GOM-Inspect programa**

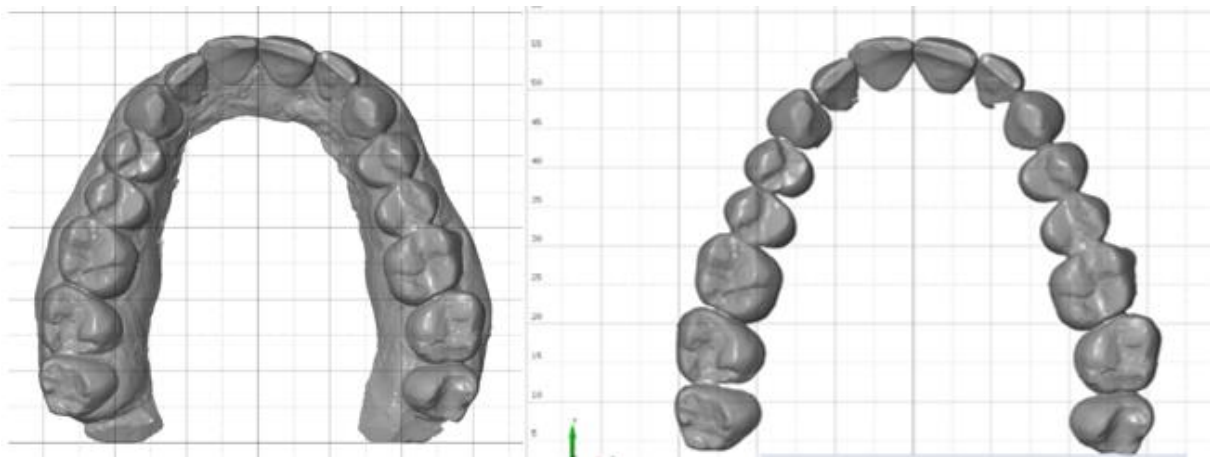
Pomoću ovog programa obradio sam sve zadane modele 3D dentalnih odljevaka te dobio niz raznih varijanti modela za različite slučajeve koji se kasnije koriste u analizi stabilnosti dentalnih vodilica.

Prvi korak bio je odstraniti zubno meso sa svakog 3D dentalnog odljevka. To je bilo potrebno napraviti za lijevu i desnu polovicu zubnog luka. Također, izradio sam varijantu bez grizne površine za cijeli luk te za svaku polovicu zubnog luka te varijante za zadnja tri zuba sa svake strane sa i bez ozubljenja.

U postupku odstranjivanja zubnog mesa sa 3D dentalnog odljevka potrebno je označiti svaki dio (crveno) zubnog mesa te ga odstraniti. (slika 24, 25).

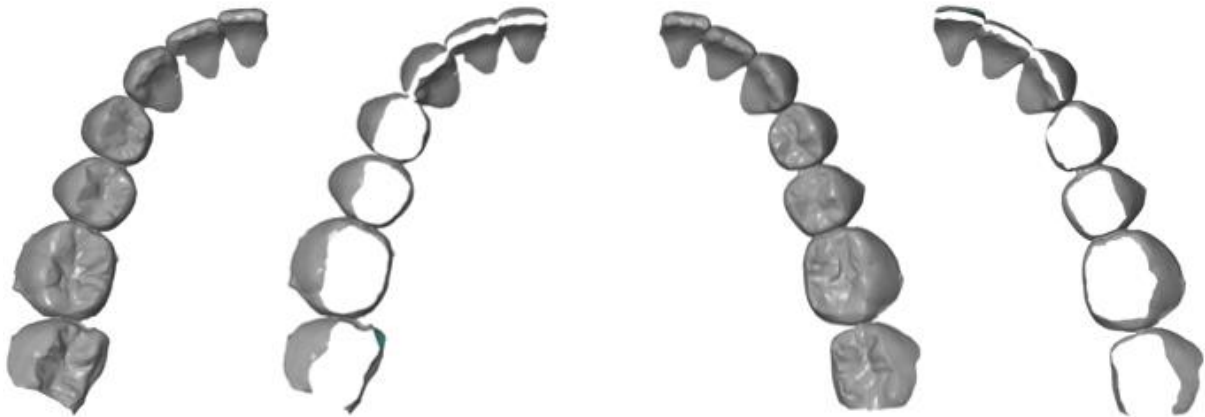


**Slika 23. Postupak označavanja zubnog mesa**



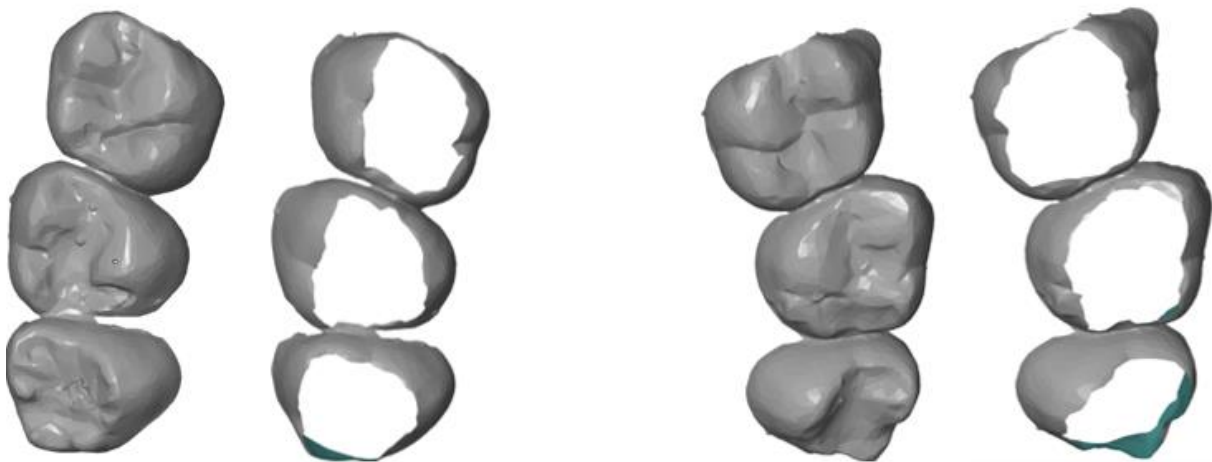
**Slika 24. Dentalni odljevak prije (lijevo) te nakon (desno) obrade**

Primjer lijeve i desne polovice zubnog luka sa i bez grizne površine (slika 26.)



**Slika 25. Polovice zubnog luka**

Primjer zadnja tri zuba sa lijeve i desne strane, sa i bez grizne površine (slika 27.)



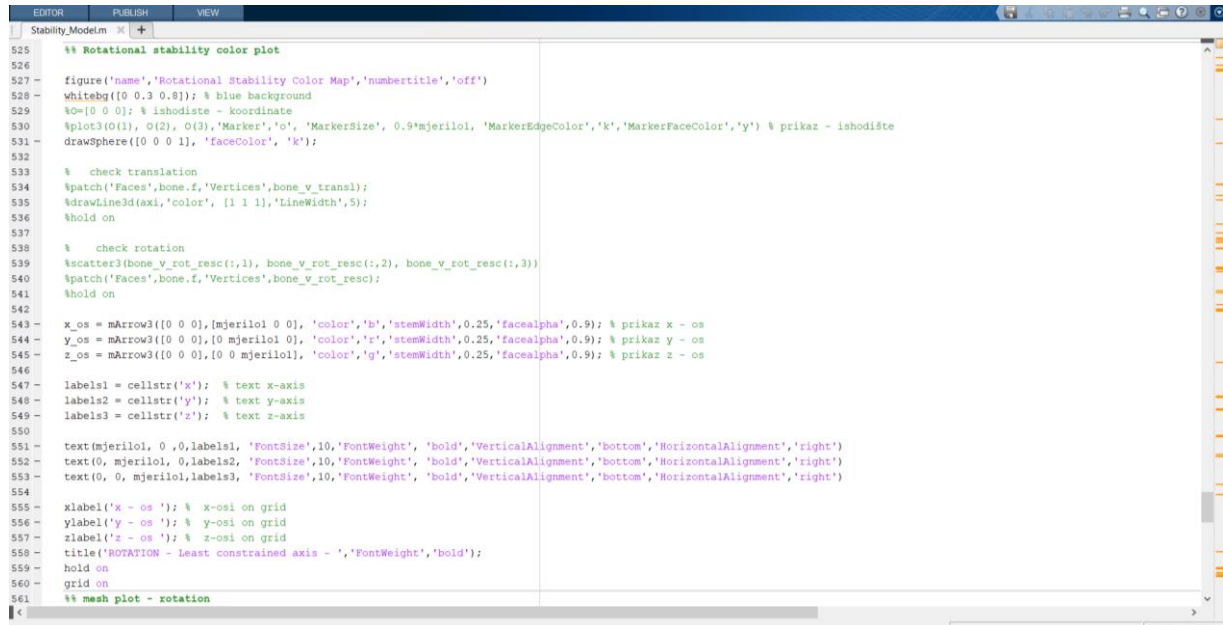
**Slika 26. Zadnja tri zuba**

Sve dobivene varijante modela morao sam prebaciti u .stl format radi daljnje analize.



### 5.3. MATLAB kod

Primjenom navedenog MATLAB koda za stabilnost dentalnih vodilica usporedio sam stabilnost lijeve i desne strane dentalnih vodilica. (slika 29.)



```

525 %% Rotational stability color plot
526
527 - figure('name','Rotational Stability Color Map','numbertitle','off')
528 - whitebg([0 0.3 0.8]); % blue background
529 - %o=[0 0 0]; % ishodište - koordinata
530 - %plot3(0(1), 0(2), 0(3),'Marker','o', 'MarkerSize', 0.9*mjerilol, 'MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','y') % prikaz - ishodište
531 - drawSphere([0 0 0 1], 'faceColor', 'k');
532
533 - % check translation
534 - %patch('Faces',bone.f,'Vertices',bone_v_transl);
535 - %drawLine3d(axi,'color',[1 1 1],'LineWidth',5);
536 - %hold on
537
538 - % check rotation
539 - %scatter3(bone_v_rot_resc(:,1), bone_v_rot_resc(:,2), bone_v_rot_resc(:,3))
540 - %patch('Faces',bone.f,'Vertices',bone_v_rot_resc);
541 - %hold on
542
543 - x_os = mArrow3([0 0 0],[mjerilol 0 0], 'color','b','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz x - os
544 - y_os = mArrow3([0 0 0],[0 mjerilol 0], 'color','r','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz y - os
545 - z_os = mArrow3([0 0 0],[0 0 mjerilol], 'color','g','stemWidth',0.25,'facealpha',0.9); % prikaz z - os
546
547 - labels1 = cellstr('x'); % text x-axis
548 - labels2 = cellstr('y'); % text y-axis
549 - labels3 = cellstr('z'); % text z-axis
550
551 - text(mjerilol, 0 ,0,labels1, 'FontSize',10,'FontWeight', 'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')
552 - text(0, mjerilol, 0,labels2, 'FontSize',10,'FontWeight', 'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')
553 - text(0, 0, mjerilol,labels3, 'FontSize',10,'FontWeight', 'bold','VerticalAlignment','bottom','HorizontalAlignment','right')
554
555 - xlabel('x - os '); % x-osi on grid
556 - ylabel('y - os '); % y-osi on grid
557 - zlabel('z - os '); % z-osi on grid
558 - title('ROTATION - Least constrained axis - ', 'FontWeight','bold');
559 - hold on
560 - grid on
561 %% mesh plot - rotation

```

Slika 27. Dio MATLAB koda za analizu stabilnosti

Analiza se vrši implementiranjem svih varijanti modela u .stl formatu u navedeni MATLAB kod kako bi se izračunala stabilnost za različite slučajeve oslanjanja dentalnih vodilica te napravila usporedba lijeve i desne strane zubnog luka.

## 5.4. Analiza eksperimentalnog dijela

### 5.4.1. Usporedba lijeve i desne polovice zubnog luka

Tablica 1. Lijeva polovica zubnog luka bez određenih koordinatnih točaka

	Lijeva polovica zubnog luka									
	Sa griznom površinom					Bez grizne površine				
	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$
Model 1	1.2211 1.4940 2.1584	1.3970	10.2898	51.5649	90.0864	0.5042 1.1013 1.7689	1.8593	15.5831	21.1091	91.0189
Model 2	1.1284 1.4259 1.8618	1.4576	9.7842	94.6886	94.4419	0.4508 0.9504 1.7224	1.9624	13.8295	14.3887	95.6748
Model 3	1.1033 1.4039 2.0941	1.4478	9.2079	79.1189	81.7089	0.5462 0.9232 1.7714	1.8651	12.8783	21.9212	99.7353
Model 4	0.9359 1.3061 1.6278	1.5647	9.7506	86.0999	85.4459	0.4102 0.7075 1.2595	2.1553	15.7114	28.3317	95.8505
Model 5	1.1849 1.5039 2.3426	1.3913	8.7044	41.9383	90.9272	0.6086 1.1868 2.1855	1.7156	10.8673	23.7605	90.4907
Model 6	1.1510 1.4045 2.0890	1.4351	9.2991	52.9862	93.5062	0.5556 1.0510 1.8761	1.8123	12.3298	22.6635	87.3458
Model 7	1.0189 1.2924 2.1193	1.4923	11.5617	75.6452	101.8511	0.5367 0.8967 1.8797	1.8737	15.1711	34.8881	78.8494
Model 8	0.8984 1.1888 1.6483	1.6003	9.9928	63.6722	92.8832	0.4273 0.8988 1.3605	2.0464	13.9961	29.9367	88.9429
Model 9	1.2958 1.4817 2.1136	1.3856	9.2269	106.2614	91.7645	0.3962 0.9611 1.6563	2.0415	14.1712	16.0287	92.5164
Model 10	1.1975 1.4681 2.0355	1.4169	9.4564	40.3921	93.7945	0.5927 1.2331 1.8884	1.7401	13.4880	10.8817	87.4576

Tablica 2. Desna polovica zubnog luka bez određenih koordinatnih točaka

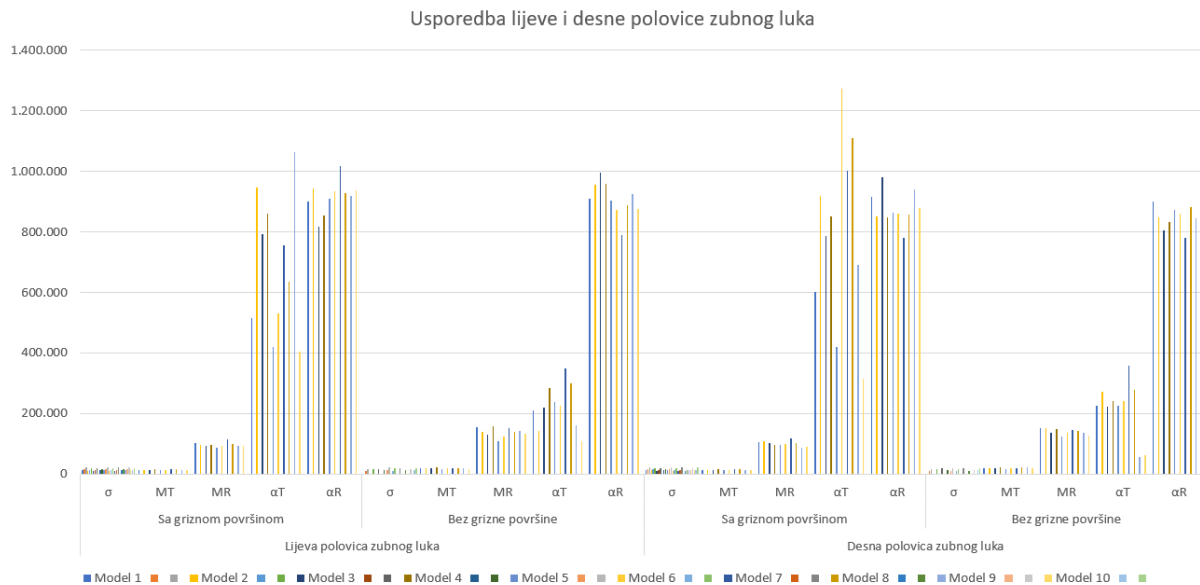
	Desna polovica zubnog luka									
	Sa griznom površinom					Bez grizne površine				
	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$
Model 1	1.1821 1.4894 2.2045	1.4039	10.4472	60.1820	91.5262	0.5327 1.0614 1.7845	1.8384	15.2167	22.4957	90.0586
Model 2	1.1943 1.5045 2.0303	1.4123	11.0116	91.9089	85.0908	0.4954 0.9850 1.7267	1.9008	15.1701	27.1901	84.7771
Model 3	1.0090 1.4283 2.0436	1.4767	10.1303	78.4947	98.1345	0.5383 0.9548 1.9221	1.8508	13.7327	22.1657	80.5172
Model 4	0.9845 1.3616 1.7449	1.5242	9.4883	85.0457	84.8651	0.4204 0.7161 1.3402	2.1263	14.7903	24.0646	83.3452
Model 5	1.2075 1.5056 2.3076	1.3877	9.5090	41.9270	86.3060	0.5872 1.1578 2.0911	1.7449	12.3710	22.7101	87.3729
Model 6	1.1579 1.3957 2.0106	1.4413	9.8161	127.2564	85.9953	0.5221 1.0826 1.7642	1.8455	13.5909	24.0644	86.0627
Model 7	1.0208 1.2387 2.1579	1.5001	11.6446	100.0836	77.8802	0.5858 0.8896 1.9764	1.8268	14.6748	35.7288	78.0838
Model 8	0.7768 1.0731 1.4054	1.7120	10.1272	110.8848	85.8614	0.3574 0.6755 1.1530	2.2684	14.1579	27.6721	88.2442
Model 9	1.1896 1.3306 1.9304	1.4526	8.8044	69.0712	94.1555	0.3367 0.8672 1.4786	2.1908	13.5040	5.6443	84.3450
Model 10	1.2064 1.4515 2.1489	1.4083	9.0130	31.4619	87.9428	0.4872 1.1889 1.8279	1.8549	12.7313	6.2977	88.8093

Tablica 3. Lijeva polovica zubnog luka sa određenim koordinatnim točkama

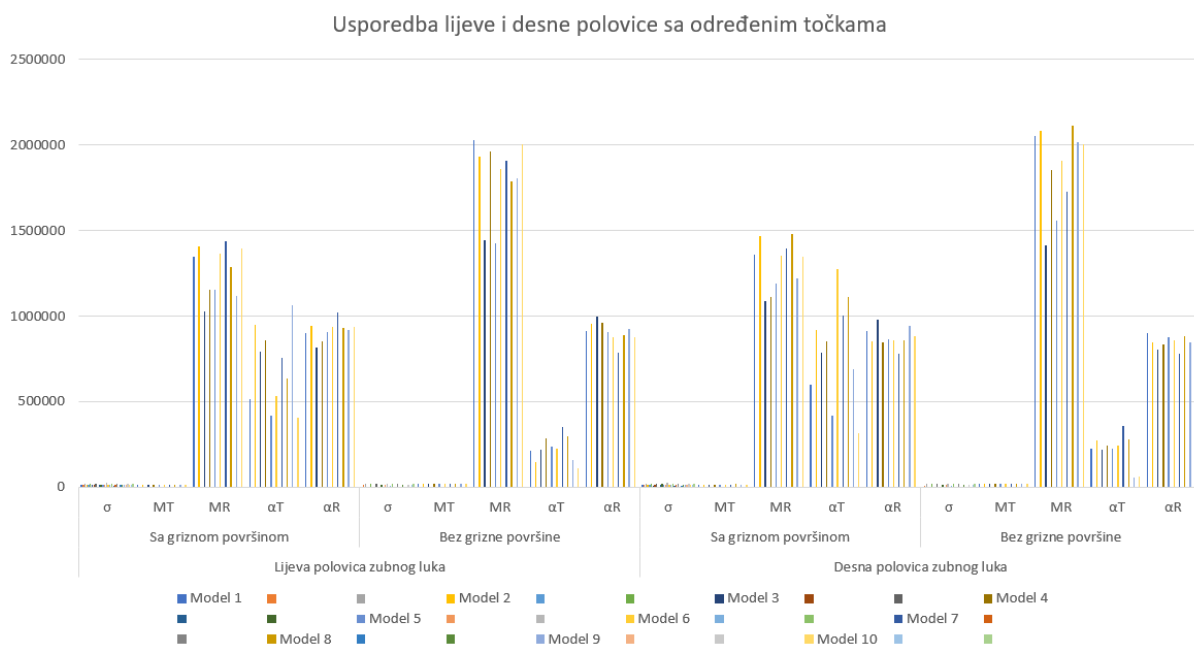
	Lijeva polovica zubnog luka										
	Točka	Sa griznom površinom					Bez grizne površine				
	x y z	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$
Model 1	-26 15 29	1.2211 1.4940 2.1584	1.3970	134.8181	51.5649	90.0864	0.5042 1.1013 1.7689	1.8593	202.8785	21.1091	91.0189
Model 2	-29 16 30	1.1284 1.4259 1.8618	1.4576	140.6806	94.6886	94.4419	0.4508 0.9504 1.7224	1.9624	193.3315	14.3887	95.6748
Model 3	-21 19 23	1.1033 1.4039 2.0941	1.4478	102.5407	79.1189	81.7089	0.5462 0.9232 1.7714	1.8651	144.0528	21.9212	99.7353
Model 4	-22 9 22	0.9359 1.3061 1.6278	1.5647	115.4339	86.0999	85.4459	0.4102 0.7075 1.2595	2.1553	195.9107	28.3317	95.8505
Model 5	-24 14 29	1.1849 1.5039 2.3426	1.3913	115.4625	41.9383	90.9272	0.6086 1.1868 2.1855	1.7156	142.2283	23.7605	90.4907
Model 6	-24 12 31	1.1510 1.4045 2.0890	1.4351	136.6356	52.9862	93.5062	0.5556 1.0510 1.8761	1.8123	185.7321	22.6635	87.3458
Model 7	-27 17 31	1.0189 1.2924 2.1193	1.4923	144.0021	75.6452	101.8511	0.5367 0.8967 1.8797	1.8737	190.5581	34.8881	78.8494
Model 8	-26 9 21	0.8984 1.1888 1.6483	1.6003	128.6193	63.6722	92.8832	0.4273 0.8988 1.3605	2.0464	178.9403	29.9367	88.9429
Model 9	-25 10 25	1.2958 1.4817 2.1136	1.3856	111.9690	106.2614	91.7645	0.3962 0.9611 1.6563	2.0415	180.5919	16.0287	92.5164
Model 10	-26 8 27	1.1975 1.4681 2.0355	1.4169	139.8024	40.3921	93.7945	0.5927 1.2331 1.8884	1.7401	200.2436	10.8817	87.4576

Tablica 4. Desna polovica zubnog luka sa određenim koordinatnim točkama

	Desna polovica zubnog luka										
	Točka	Sa griznom površinom					Bez grizne površine				
	x y z	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$
Model 1	26 15 29	1.1821 1.4894 2.2045	1.4039	135.9669	60.1820	91.5262	0.5327 1.0614 1.7845	1.8384	205.2372	22.4957	90.0586
Model 2	29 16 30	1.1943 1.5045 2.0303	1.4123	146.9334	91.9089	85.0908	0.4954 0.9850 1.7267	1.9008	208.1540	27.1901	84.7771
Model 3	21 19 23	1.0090 1.4283 2.0436	1.4767	108.8760	78.4947	98.1345	0.5383 0.9548 1.9221	1.8508	141.4322	22.1657	80.5172
Model 4	22 9 22	0.9845 1.3616 1.7449	1.5242	110.9815	85.0457	84.8651	0.4204 0.7161 1.3402	2.1263	185.5296	24.0646	83.3452
Model 5	24 14 29	1.2075 1.5056 2.3076	1.3877	119.2952	41.9270	86.3060	0.5872 1.1578 2.0911	1.7449	155.6422	22.7101	87.3729
Model 6	24 12 31	1.1579 1.3957 2.0106	1.4413	135.5698	127.2564	85.9953	0.5221 1.0826 1.7642	1.8455	190.5458	24.0644	86.0627
Model 7	27 17 31	1.0208 1.2387 2.1579	1.5001	139.2803	100.0836	77.8802	0.5858 0.8896 1.9764	1.8268	172.8895	35.7288	78.0838
Model 8	26 9 21	0.7768 1.0731 1.4054	1.7120	147.7242	110.8848	85.8614	0.3574 0.6755 1.1530	2.2684	211.0343	27.6721	88.2442
Model 9	25 10 25	1.1896 1.3306 1.9304	1.4526	122.0349	69.0712	94.1555	0.3367 0.8672 1.4786	2.1908	201.4369	5.6443	84.3450
Model 10	26 8 27	1.2064 1.4515 2.1489	1.4083	134.6374	31.4619	87.9428	0.4872 1.1889 1.8279	1.8549	200.2636	6.2977	88.8093



Slika 28. Usporedba lijeve i desne polovice zubnog luka

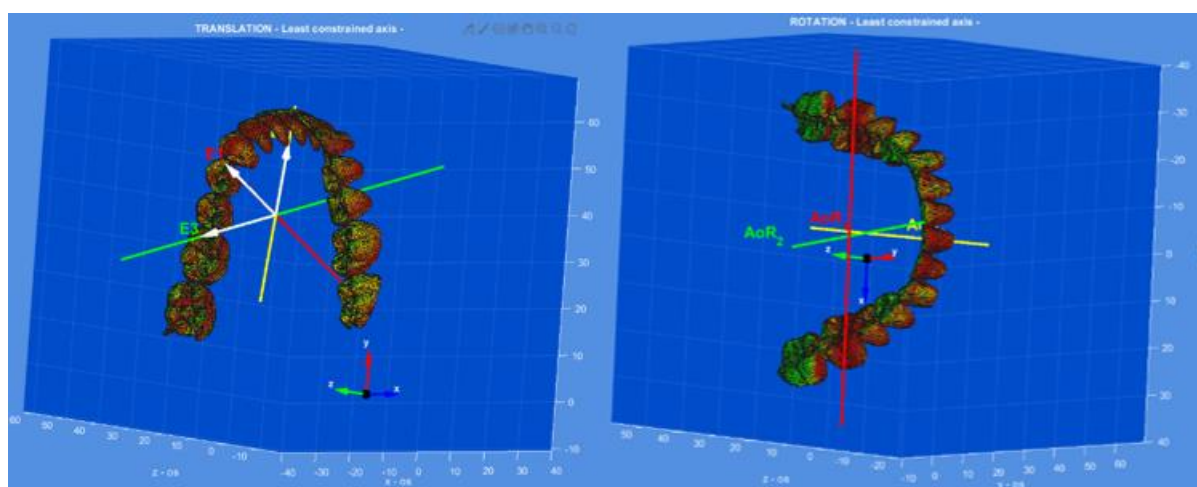


Slika 29. Usporedba lijeve i desne polovice sa određenim točkama

Implementacijom svih deset modela u MATLAB kod za analizu stabilnosti bez određene točke i sa određenom točkom dobili smo rezultate za parametre translacijske krutosti ( $\sigma$ ), parametar translacijske stabilnosti ( $M_T$ ), parametar rotacijske stabilnosti ( $M_R$ ) te parametre za kutove rotacije ( $\alpha_R$ ) i translacije ( $\alpha_T$ ). Uspoređujući dobivene parametre svakog modela pojedinačno zaključujem kako nema veće razlike između lijeve i desne polovice zubnog luka. Primjerice parametar translacijske stabilnosti ( $M_T$ ) kod modela 3 lijeve polovice zubnog luka sa griznom površinom iznosi 1.4478, dok parametar translacijske stabilnosti ( $M_T$ ) kod desne polovice zubnog luka sa griznom površinom iznosi 1.4767. Uspoređujući navedeno valja ustvrditi da bi razlika bila relevantna trebala bi biti veća od 0.5, što u našem primjeru nije slučaj te je ista zanemariva. Isto vrijedi i kod usporedbe ostalih parametara.

Nadalje, uspoređujući lijevu i desnu polovicu zubala bez određenih točaka sa lijevom i desnom polovicom zubala sa određenim točkama vidljivo je da se samo parametar rotacijske stabilnosti ( $M_R$ ) znatno mijenja, dok svi ostali parametri ostaju isti. Prilikom određivanja koordinatnih točaka služio sam se posljednjim zubom sa lijeve strane zubnog luka na svakom modelu. Kako bi dobio koordinatne točke za desnu stranu koristio sam se tehnikom zrcaljenja odnosno promjenom koordinate x iz minusa u plus.

Također, valja spomenuti crveni vektor koji predstavlja smjer u kojem je faktor stabilnosti najmanji. Promatranjem orijentacije crvenog vektora odnosno njegovog okvirnog smjera kod usporedbe lijeve i desne polovice zubnog luka, dobili smo rezultate kutova rotacije ( $\alpha_R$ ) i kutova translacije ( $\alpha_T$ ). Iz rezultata zaključujemo kako je razlika kod ova dva parametara nešto izraženija nego kod ostalih parametara, ali je i dalje relativno mala te ne ovisi o određenim koordinatnim točkama.



Slika 30. Usmjerenje vektora za translaciju (lijevo) i rotaciju (desno)

## 5.4.2. Usporedba zadnja tri zuba sa lijeve i desne strane zubnog luka

Tablica 5. Zadnja tri zuba sa lijeve strane zubnog luka bez određenih koordinatnih točaka

	Lijeva strana – zadnja tri zuba									
	Sa griznom površinom					Bez grizne površine				
	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$
Model 1	1.8056 2.5877 3.2981	1.1151	9.5195	92.6456	89.5080	0.6555 1.2507 2.5665	1.6477	23.1325	24.7958	88.5517
Model 2	1.4085 2.3638 2.7194	1.2251	10.3260	100.4656	86.2694	0.6410 1.0189 2.2268	1.7294	22.4926	16.6604	91.8196
Model 3	1.5340 2.9198 3.0541	1.1497	8.3970	90.7139	84.8028	0.8490 1.0523 2.2473	1.6041	16.5856	155.1102	82.4036
Model 4	1.4782 2.5910 3.2165	1.1719	7.9300	92.4323	93.1385	0.6777 0.9377 2.0425	1.7411	19.1299	145.3381	84.7718
Model 5	2.2527 3.0611 3.4217	1.0309	8.0749	106.5126	82.1086	0.8452 1.5222 2.7000	1.4867	16.2470	17.2939	99.8882
Model 6	2.0811 2.8779 3.1908	1.0684	8.2375	100.4422	91.9261	0.8637 1.5083 2.4961	1.4904	15.9445	27.5106	86.0285
Model 7	1.9663 2.9957 3.2668	1.0717	10.1451	88.5863	88.7790	0.8224 1.4123 2.4516	1.5271	22.7118	24.5167	89.9853
Model 8	1.5547 2.6241 3.1738	1.1573	8.4351	91.6919	96.0783	0.6272 0.9626 1.7377	1.7913	22.0140	21.2340	95.4850
Model 9	1.9177 2.7698 3.4868	1.0813	8.3004	96.9361	87.9644	0.5430 1.1111 2.3723	1.7786	18.0612	17.5605	91.9767
Model 10	2.2059 2.8021 3.4212	1.0500	8.1954	77.8511	90.3454	0.8993 1.7103 2.7848	1.4338	18.1567	15.7219	91.3320



Tablica 6. Zadnja tri zuba sa desne strane zubnog luka bez određenih koordinatnih točaka

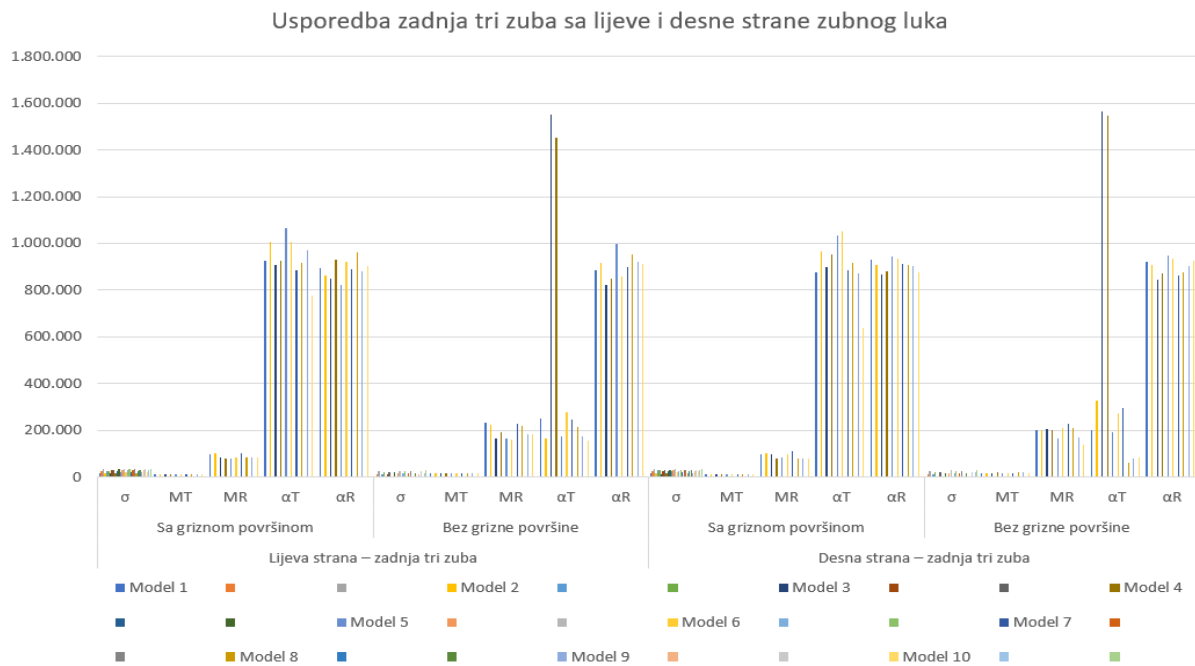
	Desna strana – zadnja tri zuba									
	Sa griznom površinom					Bez grizne površine				
	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$
Model 1	1.7989 2.6993 3.3871	1.1053	9.5690	87.6033	93.0821	0.7819 1.2357 2.5229	1.5763	20.2750	19.9163	92.0941
Model 2	1.5808 2.7531 3.0354	1.1512	9.9720	96.6228	90.5618	0.7150 1.0591 2.1400	1.6763	20.2417	32.5572	90.9808
Model 3	1.2062 2.5066 2.9398	1.2523	9.6240	89.6324	86.6042	0.7650 0.8775 2.1579	1.7060	20.5033	156.6208	84.4343
Model 4	1.4151 2.6269 3.0917	1.1878	7.9672	95.2034	88.0577	0.6284 0.7565 1.8118	1.8615	20.0102	154.8633	86.9437
Model 5	2.2978 3.1050 3.4534	1.0232	8.5592	103.4369	94.3253	0.8687 1.7138 2.7252	1.4497	16.6531	18.9736	94.6339
Model 6	2.0122 2.7173 3.0859	1.0904	9.7715	105.0461	93.5540	0.6938 1.6032 2.4246	1.5740	21.0393	27.0792	93.2908
Model 7	1.9260 2.7401 3.1386	1.0967	10.8907	88.5666	91.1424	0.9069 1.4374 2.3825	1.4893	22.9621	29.5216	86.0854
Model 8	1.5275 2.3343 3.1265	1.1844	7.8502	91.6457	90.6211	0.5737 0.7665 1.4881	1.9286	20.8437	5.9393	87.4243
Model 9	1.6308 2.6455 3.0901	1.1467	7.8462	87.2090	90.5316	0.4833 0.9561 2.1023	1.8949	16.7946	7.9184	90.5282
Model 10	2.3547 2.7978 3.5228	1.0325	7.7950	63.5417	87.6774	0.8485 1.9667 2.9562	1.4231	13.5805	8.4752	92.4052

Tablica 7. Zadnja tri zuba sa lijeve strane zubnog luka sa određenim koordinatnim točkama

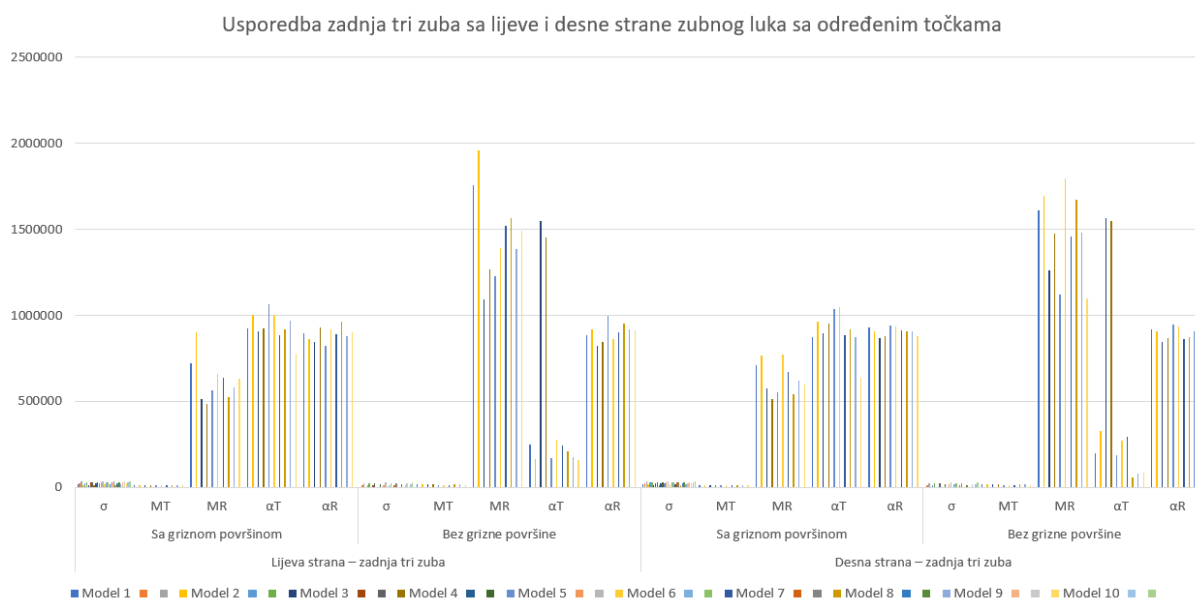
	Lijeva strana – zadnja tri zuba										
	Točka	Sa griznom površinom					Bez grizne površine				
	x y z	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$
Model 1	-26 15 29	1.8056 2.5877 3.2981	1.1151	71.9408	92.6456	89.5080	0.6555 1.2507 2.5665	1.6477	175.4031	24.7958	88.5517
Model 2	-29 16 30	1.4085 2.3638 2.7194	1.2251	90.2018	100.4656	86.2694	0.6410 1.0189 2.2268	1.7294	195.9466	16.6604	91.8196
Model 3	-21 19 23	1.5340 2.9198 3.0541	1.1497	51.3449	90.7139	84.8028	0.8490 1.0523 2.2473	1.6041	109.3349	155.1102	82.4036
Model 4	-22 9 22	1.4782 2.5910 3.2165	1.1719	48.8070	92.4323	93.1385	0.6777 0.9377 2.0425	1.7411	126.7218	145.3381	84.7718
Model 5	-24 14 29	2.2527 3.0611 3.4217	1.0309	56.6222	106.5126	82.1086	0.8452 1.5222 2.7000	1.4867	122.5326	17.2939	99.8882
Model 6	-24 12 31	2.0811 2.8779 3.1908	1.0684	65.7671	100.4422	91.9261	0.8637 1.5083 2.4961	1.4904	138.9371	27.5106	86.0285
Model 7	-27 17 31	1.9663 2.9957 3.2668	1.0717	63.4519	88.5863	88.7790	0.8224 1.4123 2.4516	1.5271	152.2215	24.5167	89.9853
Model 8	-26 9 21	1.5547 2.6241 3.1738	1.1573	52.3134	91.6919	96.0783	0.6272 0.9626 1.7377	1.7913	156.2696	21.2340	95.4850
Model 9	-25 10 25	1.9177 2.7698 3.4868	1.0813	58.0269	96.9361	87.9644	0.5430 1.1111 2.3723	1.7786	138.7878	17.5605	91.9767
Model 10	-26 8 27	2.2059 2.8021 3.4212	1.0500	63.3971	77.8511	90.3454	0.8993 1.7103 2.7848	1.4338	149.3234	15.7219	91.3320

Tablica 8. Zadnja tri zuba sa desne strane zubnog luka sa određenim koordinatnim točkama

	Desna strana – zadnja tri zuba										
	Točka	Sa griznom površinom					Bez grizne površine				
	x y z	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$	$\sigma$	$M_T$	$M_R$	$\alpha_T$	$\alpha_R$
Model 1	26 15 29	1.7989 2.6993 3.3871	1.1053	71.0194	87.6033	93.0821	0.7819 1.2357 2.5229	1.5763	160.8197	19.9163	92.0941
Model 2	29 16 30	1.5808 2.7531 3.0354	1.1512	76.4438	96.6228	90.5618	0.7150 1.0591 2.1400	1.6763	169.6973	32.5572	90.9808
Model 3	21 19 23	1.2062 2.5066 2.9398	1.2523	57.7231	89.6324	86.6042	0.7650 0.8775 2.1579	1.7060	125.9186	156.6208	84.4343
Model 4	22 9 22	1.4151 2.6269 3.0917	1.1878	51.3168	95.2034	88.0577	0.6284 0.7565 1.8118	1.8615	147.5406	154.8633	86.9437
Model 5	24 14 29	2.2978 3.1050 3.4534	1.0232	55.4563	103.4369	94.3253	0.8687 1.7138 2.7252	1.4497	111.9909	18.9736	94.6339
Model 6	24 12 31	2.0122 2.7173 3.0859	1.0904	77.1566	105.0461	93.5540	0.6938 1.6032 2.4246	1.5740	179.7011	27.0792	93.2908
Model 7	27 17 31	1.9260 2.7401 3.1386	1.0967	67.1752	88.5666	91.1424	0.9069 1.4374 2.3825	1.4893	145.7480	29.5216	86.0854
Model 8	26 9 21	1.5275 2.3343 3.1265	1.1844	54.0058	91.6457	90.6211	0.5737 0.7665 1.4881	1.9286	167.2832	5.9393	87.4243
Model 9	25 10 25	1.6308 2.6455 3.0901	1.1467	62.3149	87.2090	90.5316	0.4833 0.9561 2.1023	1.8949	148.3467	7.9184	90.5282
Model 10	26 8 27	2.3547 2.7978 3.5228	1.0325	59.7282	63.5417	87.6774	0.8485 1.9667 2.9562	1.4231	109.8499	8.4752	92.4052



**Slika 31. Usporedba zadnja tri zuba sa lijeve i desne strane zubnog luka**



**Slika 32. Usporedba zadnja tri zuba sa lijeve i desne strane sa određenim točkama**

Osim usporedbe lijeve i desne polovice zubnog luka sa i bez određenih koordinatnih točaka proveo sam istu analizu za zadnja tri zuba sa lijeve strane zubnog luka uspoređujući ih sa zadnja tri zuba sa desne strane zubnog luka. Iz rezultata je vidljivo da su odnosi između svih parametara jednaki odnosima u prethodnoj analizi.

## 6. ZAKLJUČAK

Valja zaključiti kako je briga o zubima izrazito važna. Redoviti odlazak stomatologu povećava kvalitetu općeg zdravlja čovjeka. Gubitak jednog ili više zubi relativno je čest slučaj. U okviru stomatologije, dentalna implantoprotetika bilježi brz razvoj. Moderni pristup implantologiji obilježen je tehnološkim i digitalnim napretkom te inovacijama. Ugradnja zubnih implantata postala je dio svakodnevice. Kako bi se ljudski faktor prilikom ručnog postavljanja dentalnog implantata smanjio, razvijen je sustav dentalnih vodilica. Dentalne vodilice postale su sastavni dio implantatskog postupka. Zbog sve veće potražnje za zubnim implantatima dolazi do razvoja novijih i modernijih tehnika za izradu dentalnih vodilica. Korištenje uređaja poput CT uređaja te 3D printera koji u kombinaciji sa računalom, omogućuju sigurnije, lakše i točnije postavljanje dentalnih implantata. Treba naglasiti kako se dentalne vodilice izrađuju za svakog čovjeka posebno, što pridonosi boljoj kvaliteti samog postupka ugradnje implantata. Također, iako je korištenje dentalnih vodilica preciznije od klasičnog postupka ugradnje implantata, određena odstupanja od planiranog. Odstupanja mogu biti povezana sa različitim utjecajnim faktorima, a neki od njih su: snimke računalne tomografije, segmentacija slike, tehnologija izrade vodilica, stabilnost vodilica na anatomiji pacijenta, deformacija vodilica uslijed korištenja itd.

Kod analize stabilnosti za različite slučajeve oslanjanja dentalnih vodilica, a nakon implementacije svih varijanti modela u MATLAB kod zaključio sam kako nema veće razlike između lijeve i desne polovice zubnog luka. Također, uspoređujući lijevu i desnu polovicu zubnog luka bez određenih točaka sa lijevom i desnom polovicom zubnog luka sa određenim točkama vidljivo je da se samo parametar rotacijske stabilnosti znatno mijenja, dok svi ostali parametri ostaju isti. Promatrajući crveni vektor koji predstavlja smjer u kojem je faktor stabilnosti najmanji, pomoću kutova rotacije i kutova translacije zaključujem kako je razlika između lijeve i desne polovice zubala relativno mala te ne ovisi o određenim koordinatnim točkama, iako je razlika kod ta dva parametra nešto izraženija nego kod ostalih parametara. Iz rezultata usporedbe zadnja tri zuba sa lijeve strane zubnog luka sa zadnja tri zuba sa desne strane zubnog luka vidljivo je da su odnosi između svih parametara jednaki odnosima analize lijeve i desne polovice zubnog luka sa i bez određenih koordinatnih točaka.

## LITERATURA

- [1] Janković, I. i Šešelj, M.: Važnost dentalnih nalaza u proučavanju evolucije čovjeka: metode i izazovi, Čeljust, zubi, lice. Dentalna i kraniofacijalna antropologija / Lauc, Tomislav; Čuković-Bagić, Ivana i sur. (ur.). Zagreb: Alfa, 2019. str. 331-338
- [2] Dumančić, J. i Kaić, Z.: U povodu 90. obljetnice: Eduard Radošević, začetnik visokoškolske nastave iz stomatologije u Hrvatskoj, Acta Stomatol Croat., 2012.,46(3), str.176-183
- [3] Fatović-Ferenčić, S. i Durrigl, M.: Za zubi pomoć - odontološki tekstovi u hrvatskoglagoljskim rukopisima. Acta stomatologica Croatica.,1997., 31 (3), str. 229-236
- [4] Hraste, J.: Oralna medicina i javno zdravstvo. Acta stomatologica Croatica.,1966., 1 (2), str. 101-108
- [5] Vodanović, M.: Osnove stomatologije, Zagreb: Naklada Slap, 2015.
- [6] <https://hr.thpanorama.com/articles/medicina/cules-son-las-ramas-de-la-odontologa.html> (11.2.2022.)
- [7] [https://www.sfzg.unizg.hr/download/repository/WEB\\_RADIOLOGIJA\\_U\\_IMPLANTOLOGIJI.pdf](https://www.sfzg.unizg.hr/download/repository/WEB_RADIOLOGIJA_U_IMPLANTOLOGIJI.pdf) (11.2.2022.)
- [8] <https://smilestudio.hr/zubni-implantat-i-ostali-dijelovi-implantoloskog-kompleta/> (12.2.2022.)
- [9] Van den Broeck, J.: Patient-specific Instrumentation in Orthopaedic Surgery. A Computational Model for Design Optimization, KU Leuven – Faculty of Engineering, Heverlee, 2014.
- [10] Pilipović, A.: Aditivna proizvodnja, Polimeri.,2012., 33(3-4), str. 134 – 135
- [11] Godec D. i Šercer M.; Aditivna proizvodnja, Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2015.

[12]

[https://www.fsb.unizg.hr/atlantis/upload/newsboard/24\\_04\\_2018\\_28943\\_Aditivna\\_proizvodnja\\_s\\_polimerima\\_2018.pdf](https://www.fsb.unizg.hr/atlantis/upload/newsboard/24_04_2018_28943_Aditivna_proizvodnja_s_polimerima_2018.pdf) (19.2.2022.)

[13] Gibson, I., Rosen, D.W. i Stucker, B.; Additive Manufacturing Technologies; Springer Science; New York; 2010.

[14] Šimunić, N. i Jurčević Lulić, T.: Ergonomske vodilice u dentalnoj implantologiji, VII. međunarodni stručno-znanstveni skup, Zaštita na radu i zaštita zdravlja, Kirin, S. (ur.). Karlovac: Veleučilište u Karlovcu, 2018., str. 422-427

[15] <https://www.anatmage.com/anatmage-guide/> (26.2.2022.)

[16] D'Souza, K. M. i Aras, M. A.: Types of implant surgical guides in dentistry: a review. The Journal of oral implantology., 2012., 38(5), str. 643–652

[17] <https://www.dentistrytoday.com/from-a-removable-appliance-to-a-fixed-prosthesis-that-s-just-what-the-doctor-ordered/> (27.2.2022.)

[18] <https://consultqd.clevelandclinic.org/patient-specific-instrumentation-promises-a-better-surgical-fit-in-total-knee-replacement/> (5.3.2022.)

[19]

<https://jisponline.com/article.asp?issn=0972124X;year=2020;volume=24;issue=5;spage=398;epage=408;aulast=Kalaiвани;type=3> (6.3.2022.)

[20] <https://360imaging.com/implant-surgical-guides-in-a-nutshell/> (12.3.2022.)

[21] <https://www.for.org/en/treat/treatment-guidelines/single-tooth/treatment-options/treatment-planning/treatment-planning-conventional-model-based-non-guided-semi-guided> (12.3.2022.)

[22] <https://aristodontal.com/fully-guided-surgical-system/> (13.3.2022.)

[23] Šimunić, N i Jurčević Lulić, T.: Stability analysis of dental guides, Book of Proceedings: 6th International Ergonomics Conference, Sušić, A., Jurčević Lulić, T., Salopek Čubrić, I., Sumpor, D. i Čubrić, G. (ur.). Čakovec: Tiskara Zrinski d.d., 2016., str. 345-352

[24] <https://robotiq.com/products> (17.3.2022)

[25] Chapman, S.J.: MATLAB® Programming for Engineers, sixth edition, Australia, 2018.

[26] Chapman, S.J.: MATLAB® Programming for Engineers, fifth edition, Australia, 2015.

[27] <https://www.gom-inspect.com/hr/index.php>