UNIVERZITET U BANJOJ LUCI

MEDICINSKI FAKULTET

Aleksandra Radulović

DISTRIBUCIJA OPTEREĆENJA U MODELIMA IMPLANTATNO NOŠENIH AKRILATNIH NADOKNADA

doktorska disertacija

Banja Luka 2021.

UNIVERSITY OF BANJA LUKA

FACULTY OF MEDICINE

Aleksandra Radulović

LOAD DISTRIBUTION IN MODELS WITH IMPLANT-SUPPORTED ACRYLIC RESTAURATIONS

Doctoral dissertation

Banja Luka 2021.

Mentor: Prof. Dr Rade Živković, redovni profesor Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu

DISTRIBUCIJA OPTEREĆENJA U MODELIMA IMPLANTATNO NOŠENIH AKRILATNIH NADOKNADA

Rezime

Uvod: Totalna zubna proteza predstavlja konvencionalni način rehabilitacije pacijenata sa potpunom bezubosti. To je ujedno bio i jedini nači rehabilitacije prije nastanka pojma oseointegracije. Međutim, razvojem biokompatibilnih, a zatim i bioaktivnih gradivnih materijala sa jedne, kao i rješavanjem problema oseointegracije sa druge strane, ponuđeni su novi terapijski modealiteti u rehabilitaciji potpune bezubosti kroz uptrebu dentalnih implantata. Razvojem implantologije, dolazi i do razvoja implanto-protetike u okviru koje se nude mnogobrojna rehabilitacijska rješenja . Sidrenje totalne zubne proteze za implantate mogućeje preko posebnih vrsta suprasrtuktura, koje se uznačene kao retencioni sistemi. Postoji veliki broj dizajnom različitih retencionih sistema, čiji izbor nije uvijek jednostavan.

Cilj: Studija je imala za cilj da analizira distribuciju napona i deformacije u 3D modelima bezube donje vilice sa postavljena dva i četiri standardna implantata i prečkom, odnosno lokatorom kao retencionim sistemom. Napon i deformacija su analizirani u sklopu implantat-retencioni sistem, kost ispod baze TZP, periimplantatna kost, te u samoj totalnoj zubnoj protezi.

Metod: Eksperimentalno istraživanje sprovedeno je u labaratoriji za numeričke simulacije, Mašinskog fakulteta u Beogradu. Metodom konačnih elemenata formirana su četiri prororačunska 3D modela bezube donje vilice. U dva modela su postavljena dva standardna i prečka, odnosno lokator kao retncioni sistem i preko njih totalna zubna proteza sa ugrađenim analognim dijelovima retencionih sistema. U sledeća dva 3D modela postavljena su četiri standardna implantata, prečka, odnosno lokator i prelo njih totalna zubna proteza sa analognim dijelovima retencionih sistema. Modeli su fiksirani u položaju centralne okluzije i na njih je aplikovana sila od ukupno 400N.

Rezultati: Vrijednosti napona i deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem bile su daleko veće u slučaju prečke kao retencionog sistema, u odnosu na lokator i kad se posmatra 3D model sa dva i sa četiri implantata. Rezultati napona i deformacije u kosti ispod baze totalbe zubne protezepokazuje razlike između modela sa dva i četiri implantata, kao i razlike pri korištenju

različitog retencionog sistema.U periimplantatanoj kosti, naponi i deformacije su očekivano dosegli daleko više vrijednosti u 3D modelima sa dva i četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom, u odnosu na 3D modele sa istim brojem postavljenih implantata i lokatorom kao retencionim sistemom. Eksperimentalni rezultatai napona i deformacije u samoj totalnoj zubnoj protezei više vrijednosti dosegle su u modelima sa većim brojem postavljenih implantata, a takođe su više bile i u slučajevima sa prečkom u odnosu na lokator kao retencionim sistemom.

Zaključak: Značajno smanjenje napona i deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem, registrovano je prilikom korištenja lokatora kao retencionog sistema u 3D modelima sa dva implantata. Koštana baza totalne zubne proteze izložena je najmanjoj deformaciji prilikom korištenja prečke kao retencionog sistema u kombinaciji sa četiri postavljena implantata. Prenos okluzalnih opterećenja se u ovom slučaju većinski prenosi na implantate i periimplantatanu kost. Broj implantata utiče na povoljniju distribuciju napona i deformacije u periimplantatnoj kosti, tako da dovodi do njihovog smanjenja. Ovi rezultati bi mogli imati značajnu ulogu u kliničkoj praksi, naročitio prilikom planiranja ukupnog broja implantata i izbora retencionog sistema u rehabilitaciji potpune bezubosti donje vilice.

Ključne riječi: retencioni sistem, distribucija napona i deformacije, implanto-protetska terapija, anodoncija mandibule, implantat

Naučna oblast: Stomatološke nauke

Naučno polje: Stomatološka protetika

Klasifikaciona oznaka za naučnu oblast prema CERIF šifrarniku: B 730

Tip odabrane licence Kreativne zajednice (Creative commons) za način korištenja sadržaja disertacije: autorstvo-nekomercijalno-dijeliti pod istim uslovima.

Mentor: Prof. Rade Živković, Professor, Faculty of dentistry University of Belgrade

TITILE: LOAD DISTRIBUTION IN MODELS WITH IMPLANT-SUPPORTED ACRYLIC RESTAURATIONS

Summary

Introduction: Total dentures represent a conventional way of edentulous patient rehabilitation. It was also the only way of rehabilitation used prior to the concept of osseointegration. However, the development of biocompatible and then bioactive materials on the one hand and by solving osseointegration problems on the other hand, the new therapeutic solutions were discovered in the rehabilitation of complete edentulism through application of dental implants. With the development of implantology, there is also the development of implant prosthetics as part of which many rehabilitation solutions exist. Anchoring of complete dentures for implants is possible through special types of superstructures, which are designated as retention systems. There are a number of different retention system designs, the choice of which is not always easy.

Objective: The study aims at analysing the stress/strain distribution of 3D models of the edentulous mandible with two and four standard implants and a bar, i.e. a locator as a retention system. Stress and deformation were analysed as part of the implant-retention system, the bone below dentures base, the peri-implant bone, and in the complete denture itself.

Method: The experimental research was conducted in the laboratory for numerical simulations at the Faculty of Mechanical Engineering in Belgrade. Four 3D calculation models of the toothless lower jaw were formed by the finite element method. In two models, the two standard implants and a bar were positioned, i.e. a locator as a retention system and a complete denture with built-in analogue parts of retention systems above. In the next two 3D models, four standard implants, a bar, i.e. a locator, and a total denture with analogous parts of retention systems were positioned. The models were fixed in the position of central occlusion and 400N total force was applied to them.

Results: The values of stress and strain within the implant-retention system were far higher in the case of the bar as a retention system, compared to the locator, when observing the 3D model with

two and four implants. The stress/strain results in the bone below the base of the complete denture show two differences between the two- and four-implant models, as well as differences in the use of different retention systems. In the peri-implant bone, stress/strain values have expectedly reached significantly higher values in 3D models with two and four implants and a bar as a retention system, compared to 3D models with the same number of implants and a locator as a retention system. Experimental stress/strain results in the complete denture reached higher values in models with a larger number of implants, and were also higher in cases with a bar in relation to the locator as a retention system.

Conclusion: A significant reduction in stress and strain within the implant-retention system was registered when using the locator as a retention system in 3D models with two implants. The bone base of the total denture was exposed to the least deformation when using the bar as a retention system in combination with four implants. In this case, the transfer of occlusal loads is mostly transferred to the implants and peri-implant bone. The number of implants affects the more favorable distribution of stress and deformation in the peri-implant bone, so that it leads to their reduction. These results could play a significant role in clinical practice, especially when planning the total number of implants and choosing a retention system in the rehabilitation of edentulous lower jaw.
Key words: retention system, stress and strain distribution, implant-prosthetic therapy, mandibular edentulism, implant

Scientific area: Science of Stomatology

Scientific field: Prosthodontic

Classification code for the scientific area by CERIF codebook: B 730

Type of selected license (Creative Commons) how to use the contenent of the dissertation: authorship-non commercial-shere like

Sadržaj

1. UVOD 1

1.2. BIOMEHANIKA GINGIVALNO NOŠENIH NADOKNADA 3

1.2.1. Ležište proteze 3

1.2.2. Karakteristike mastikatornih sila 6

1.2.3. Razlike u okluziji između prirodnih i vještačkih zuba 9

1.3. BIOMEHANIKA NADOKNADA NA IMPLANTATIMA 10

1.3.1. Zarastanje koštanog tkiva oko implantata- oseointegracija 10

1.3.2. Zarastanje periimplantne mukoze 14

1.3.3. Dejstvo sila na implantate i periimplantatno koštano tkivo 14

1.3.4. Izbor i vrste suprastrukture kao retencionog sistema implantata i TZP 17

1.4. BIOMEHANIKA MOBILNIH NADOKNADA NA IMPLANTATIMA 22

1.4.1. Okluzija kod nadoknada na implantatima 24

1.5. EKSPERIMENTALNA ISPITIVANJA DISTRIBUCIJE NAPONA KOD TZP NA IMPLANTATIMA 26

2. RADNA HIPOTEZA 29

3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA 29

4. MATERIJAL I METOD 31

4.1. METODA KONAČNIH ELEMENATA 31

4.2. Kreiranje mreže elemenata i čvorova – MODELIRANjE 34

4.2.1. Definisanje geometrije modela 35

4.2.2. Osobine materijala 35

4.2.3. Opterećenje (sile) 37

4.2.4. Granični uslovi (stepeni slobode) 37

4.3. Primjena MKE u stomatologiji 38
4.3.1. Proračunski modeli TZP na implantatima 41
5. REZULTATI 50
5.1. REZULTATI 3D MODELA SA DVA IMPLANTATA 50
5.1.1. Vrijednosti napona u 3D modelima sa dva implantata 51
5.1.2. Vrijednosti deformacije u 3D modelima sa dva implantata 59
5.2. REZULTATI 3D MODELIMA SA ČETIRI IMPLANTATA 67
5.2.1. Vrijednosti napona u 3D modelima sa četiri implantata 68
5.2.2. Vrijednosti deformacije u 3D modelima sa četiri implantata 76
5.3. UPOREDNI PRIKAZ REZULTATA U 3D MODELIMA SA DVA I ČETIRI IMPLANTATA 84
5.3.1. Uporedni prikaz vrijednosi napona u 3D modelima sa dva i četiri implantata 85
5.3.2. Uporedni prikaz vrijednosti deformacije u 3D modelima sa dva i četiri implantata 89
6. DISKUSIJA 93
7. ZAKLjUČAK 98
8. LITERATURA 99
LISTA SKRAĆENICA
BIOGRAFIJA
Izjava 1
Izjava 2
Izjava 3

1.UVOD

Gubitak svih zuba predstavlja stanje usne duplje u kojoj nije prsutan niti jedan zub. Takvo stanje se karakteriše kao vrsta invaliditeta osobe i to ne samo sa funkcionalnog aspekta, nego i morfološkog, estetskog i socio-ekonomskog aspekta. Stomatoprotetska rehabilitacija ovakvih pacijenata nikako nije jednostavna i zavisi od mnogobrojnih faktora.

Konvencionalni način rehabilitacije ovakvih pacijenata podrazumijeva izradu klasične totalne zubne proteze. Sa njom se pacijentu želi rehabilitovati mastikatorna funkcija, normalan govor, te prirodan izgled. Takođe pored navedenog, cilj terapije je i adaptacija samog pacijenta na izrađenu nadoknadu. To sve nije jednostavno uraditi,pogotovo, ako se ima u vidu da je bezubo ležište proteze manje od ukupne površine periodontalnih ligamenata prirodnih zuba [1].Totalna zubna proteza treba da nadoknadi izgubljena tvrda i meka tkiva usne duplje i istovremeno nefiziološki opterećuje preostalo koštano ležište. Njihova loša stabilnost i retencija utiču na ubrzanu resorpciju ležišta i nezadovoljstvo pacijenta. Kako u anato-morfološkom smislu postoji značajna razlika između ležište gornje i donje totalne zubne proteze, mogućnost njihove retencije i stabilizacije nikako nije ista. S obzirom na mnogo manju površinu oslanjanja donje totalne zubne proteze u odnosu na gornju, te pokretljive strukture u njenoj okolini (pod usta, jezik, usne i obrazi) su faktori koji ograničavaju izradu donje totalne zubne proteze zadovoljavajuće retencije i stabilnosti. Otuda je razumljivo nezadovoljstvo velikog broja pacijenata, nosilaca donje totalne zubne proteze i nemogućnost dugotrajne adaptacije na nju.

Razvoj bioinertnih, a danas i bioaktivnih materijala, kao i fenomen oseointegracije omogućio nam je postavljanje određenog broja implantata u bezube vilice. Od njihovog broja i rasporeda direktno zavisi i vrsta protetske nadoknade koja se na njima može izraditi. S obzirom da su bezubi pacijenti, uglavnom pacijenti starije životne dobi, sa dosta udruženih oboljenja, implantološka terapija kod njih podrazumijeva ugradnju manjeg broja implantata, koji su dovoljni za retenciju mobilne nedoknade. Takođe ne treba zanemariti ni visoku cijenu implantata, tako da i sa tog aspekta opravdana je ugradnja 2 najviše 4 implantata.

Sa druge strane, razvoj implantologije, a sa njom i implantoprotetike, kao moderne grane stomatološke protetike, omogućio izradu proteza (*overdenture)* retiniranih različitim brojem implantata. Implantatno nošena totalna zubna proteza predstavlja mobilnu zubnu nadoknadu retiniranu implantatima. U poređenju sa konvencionalnim totalnim zubnim protezama, pacijenti se na ove proteze brže navikavaju i zadovoljniji su njima. Retencija i stabilizacija ovih proteza su mnogostruko bolje u odnosu na klasičnu protezu. Doprinos kvalitetu života bezubih pacijenata izradom totalne zubne proteze retinirane implantatime ima dokaze i u literaturi [2]. Iz navedenog, može se zaključiti da izrada mobilne nadoknada retinirane implantatima u sadašnjem trenutku treba posmatrati kao standardnu proceduru za većinu pacijenata, posebno onih koji nisu u mogućnosti da se adaptiraju na nošenje konvancionalne TZP. Takođe, fiksne zubne nadoknade na implantatima ne mogu uvijek biti terapija izbora za bezubog pacijenta, posebno ako se radi o pacijentima starije životne dobi [3].

U modernoj stomatologiji postoji veliki broj različitih retencionih sistema koji omogućavaju spajanje proteze i zubnih implantata. Izbor sistema za retenciju zavisi od lokacije implantata, njihovog broja, raspoloživog međuviličnog prostora, te morfologije bezube vilice. Takođe izbor sistema za retenciju može zavisiti od toga da li želimo da su implantati međusobno povezani ili ne. Ako želimo implantate međusobno povezati, sistem za retenciju proteze biće u vidu prečke koja može sadržavati dodatne retencione elemente. Ako, pak, želimo da implantati nisu međusobno povezani, sistem za retenciju proteze može biti lokator, kugla, O-ringo ili magnet. U slučaju ovih retencionih sistema svaki implantat je pojedinačno vezan za strukturu proteze. Prilikom izbora retencionog sistema treba voditi računa i o tome su potrebne naknadne intervencije na samom retencionom sistemu, kao i o tome koliko je komplikovano održavanje oralne higijene.

Prognoza dentalnih implantat u mnogome zavisi od distribucije napona i deformacije koji nastaju pod dejstvom okluzalnog pitiska, a prenose se sa proteze preko sistema za vezivanje, na dentalne implantate. U literaturi postoje mnogobrojne studije koje se bave ovom problematikom.

1.2. BIOMEHANIKA GINGIVALNO NOŠENIH NADOKNADA

Biomehanika je medicinska disciplina koja zakone mehanike primjenjuje na živi organizam, a posebno na njegov lokomotorni sistem. Iz tog proizilazi da dentalna biomehanika te zakone primjenjuje u proučavanju i objašnjenju ponašanja oralnih struktura i protetskih nadoknada, prilikom djelovanja sila. Principi biomehanike mogu se koristiti za objašnjenje i utvrđivanje zavisnosti između aplikovane sile i procesa remodeliranja i pregradnje kosti oko zuba ili implantata na koji slia djeluje[3].

1.2.1. Ležište proteze

Sluzokoža, podsluzokoža, periost i rezidualni alveolarni greben predstavljaju muko-osealni fundament koji je biološka osnova za podupiranje totalne zubne proteze [4]. Koštano tkivo, kao glavni fundament totalne zubne proteze (TZP), karakteriše stalni proces resorpcije, preslagivanja i formiranja usljed aktivnosti osteoklasta i osteoblasta. U makroskopskoj građi viličnih kostiju razlikujemo vanjski kompaktni ili kortikalni sloj i unutrašnji sunđerasti ili spongiozni sloj. Korteks je organizovan u koštane cilindre kroz koje prolaze kapilare i živci, a zovu se Haversovi kanali koji su međusobno spojeni Valkomannovim kanalićima. Spongiozni dio se sastoji od koštanih gredica između kojih je smještena koštana srž. To je prostor ispunjen krvnim sudovima, živcima i različitim ćelijama [5].

Alveolarna kost kao ležište proteze tokom života prolazi brojne promjene. Gubitkom zuba ona gubi svoju funkciju i shodno tome podliježe procesu resorpcije. Ona se resorbuje čim se prekine njeno snabdijevanje krvlju iz periodontalnog ligamenta. Gubitak periodontalne membrane dovodi do opadanja metabolizma u alveolarnom nastavku kosti i resorpcije kosti uzrokovane aktivacijom osteoklasta, prostaglandina i humanim strimulirajućim uzročnicima resorpcije [6]. Resorpcija kosti najbrža je u toku prve godine od gubitka zuba, nakon čega se stabilizuje , ali se neprekidno nastavlja [7]. Iz toga se vidi da je riječ o hroničnom, progresivnom i nepovratnom procesu. Taj proces je promjenljiv čak i kod iste osobe u različitom vremenu i na različitim mjestima na bezuboj

kosti. Uzrokovan je metaboličkim, funkcionalnim, anatomskim i protetskim uzrocima. Gubitak zuba dovodi do promjene u obliku alveolarne kosti u 91% slučajeva i više je izražen kod žena nego kod muškaraca [8].

Rezidualni alveolarni greben (RAG) nazivamo koštanu strukturu koja ostaje nakon vađenja svih zuba. On se sastoji od sluzokože, podsluzokože i periosta koji prekrivaju viličnu kost. Kompaktna kost vestibularne strane maksile je tanja i podložnija procesu resorpcije u odnosu na palatinalnu stranu RAG. Iz ovog razloga slijedi da resorpcija RAG gornje vilice ima centripetalni (dorzo-kranijalni) smijer. Suprotno ovom, smijer resorpcije donje vilice je primarno u kaudalnom smijeru. Zbog centripetalnog smijera resorpcije, RAG gornje vilice se koncentrično sužava. Suprotno od ovoga, zbog resorpcije koja je usmjerena primarno kaudalno RAG donje vilice se povećava po obimu (ekscentrično se širi). Zbog svega toga, RAG gornje i donje vilice postaju sve nekongruentniji, što kasnije stvara probleme u rekonstrukciji okluzije kod takvih pacijenata [4]. Pored ovoga, neujednačenom obliku gornjeg i donjeg RAG doprinosi i različito vrijeme vađenja pojedinih zuba. Od vađenj prvog do vađenja poslednjeg zuba nekada prođe i po više desetina godina. Uopšteno, na dijelovima vilica gdje su procesi resorpcije najizraženiji, zubi su bili najranije izvađeni[4,7].

Postoje različite klasifikacije RAG s sozirom na veličinu resorpcije. Dvije su najčešće:

1. Klasifikacija po Atwoodu [9]
2. Klasifikacija po Lekholmu i Zarbu [10]

Atwood razlikuje šest klasa, od prve koja predstavlja preekstrakcioni alveolarni greben do šeste koja predstavlja negativan RAG. Za Lekholma i Zarbu klasa A je lijepo oblikovan greben, dok klasa D predstavlja negativan greben. RAG koji ima oblik oštrice noža prema Atwood-u je klasa četiri, a prema Lekholm-u i Zarbu C klasa. Takav RAG je tanak i oštar i sastoji se od krte, slabo prokrvljene kosti. Karakterističan je za donju vilicu i to njen prednji segment, te predstavlja loše ležište proteze, što pacijentima izaziva velike probleme i onemogućava nošenje proteze. Nerijetko ga je iz tog razloga potrebno hirurški ukloniti, a ovaj postupak je i vrlo česta priprema pred ugradnju endoosealnih implantata.

Gornji i donji RAG u bezubim ustima dijelu usnu duplju na prednji uži dio *(vestibulum oris)* i zadnji dio *(cavum oris proprium)*, koji su prekriveni sluzokožom (*tunica mucosa*) i podsluzokožom *(tunica submucosa).*

Sluzokoža *(tunica mucosa)* se sastoji od *lamina epitelialis* i *lamina propriae (corium)* koje su jasno rasdvojene bazalnom membranom. Krzno je sastavljeno od vezivnog rastresitog tkiva, nerava i krvnih sudova. Izuzetak čini predio tvrdog nepca i *rafe palati.*

Epitel *(epithelium)* je specijalizovano tkivo koje formira presvlaku svih spoljašnjih i unutrašnjih površina tijela. On se sastoji od gusto zbijenih ćelija raspoređenih u jedan ili više slojeva, sa malo intercelularnog matriksa. U usnoj duplji epitel je pločasto slojevit sa orožavanjem ili bez. Pločastoslojevit epitel koji orožava prekriva gingivu RAG i tvrdo nepce, tj. nepokretnu sluzokožu. Keratinski sloj ima zaštitnu ulogu od mehaničkih povreda u toku mastikacije. Epitel neposredno naliježe na acelularnu bazalnu membranu, preko koje je pričvršćen za *lamina propriae.*

Lamina propriae u predjelu nepokretne sluzokože RAG, sadrži manji broj papila, putem kojih se povećava površina kontakta sa epitelom i neposredno naliježe na koštano tkivo. Ona je sačinjena od rastresitog vezivnog tkiva sa velikim brojem kolagenih vlakana koja su otporna na dejstvo mehaničkih sila. Pored podupiranja, ona je odgovorna i za ishranu epitela.

Tunica submucosa bez jasnih granica se nastavlja na *tunica mucosa.* Sastoji se od gustog vezivnog tkiva, krvnih i linfnif sudova i nervnih završetaka. U njoj su prisutni i izvodni kanali malih pljuvačnih žlijezda. Tu srećemo i mnogo imunih ćelija- limfocita. Podsluzokoža se čvrsto pripaja za periost i mišiće ili njihove fascije.

Ceo *vestibulum oris* je obložen sluzokožom, koja se u predjelu RAG nasiva desni (gingiva). Sluzokoža obraza je glatka i čvrsto prirasla uz duboku stranu fascije *m.buccinator*-a, što je štiti od mehaničkih povreda u toku žvakanja. Sluzokoža obraza se nastavlja u gingivu, predhodno formirajući *fornix vestibuli oris superior et inferior.*

Cavum oris proprium se nalazi iza gingive i zubnih lukova, odnosno medijalno od RAG bezubih vilica. Kod bezubih osoba, prava usna duplja se sastoji od gingive, tvrdog i mekog nepca, jezika i podjezičnog prostora.

1.2.2. Karakteristike mastikatornih sila

Još 1687.god. Isaac Newton je opisao silu u svom II zakonu kretanja. Sve sile možemo opisati sa njene četiri karakteristike: intenzitetom, smijerom, trajanjem i učestalošću opterećenja [11].

U fiziološkim uslovima na zubne nadoknade djeluju okluzalne sile i sile koje proizvode mišići jezika, usana i obraza. Osnovu svih funkcija stomatognatog sistema čine ciklusi različitih pokreta i položaja donje vilice, koji su regulisani neuromišićnnim refleksnim mehanizmom. Svi oni počinju i završavaju ili u položaju maksimalne inerkuspacije ili u položaju fiziološkog mirovanja. U toku različitih funkcija stomatognatog sistema okluzalne površine protetskih nadoknada ostvaruju kontaktne odnose sa okluzalnim površinama zuba ili protetskih nadoknada iz suprotne vilice i te kontakte nazivamo okluzalnim kontaktima. Tom prilikom se generišu sile različitih karakteristika [12]. Razlikujemo dvije vrste okluzalnih kontakata: centralni okluzalni kontakti i ekscentrični, odnosno klizni okluzalni kontakti. Centralni okluzalni kontakti se uspostavljaju u položaju maksimalne interkuspacije. Ovaj položaj karakteriše maksimalan broj i površina kotakata između zuba gornje i donje vilice. On je determinisan proprioceptivnim impulsima iz parodoncijuma prirodnih zuba. Kod nosilaca TZP ovaj položaj se podudara sa popožajem centralne relacije (zglobnim položajem). S obzirom da je u ovom položaju najveći broj i površina kontakata, najveće su i sile koje generišu mišići. Maksimalna voljna zagrižajna sila u predjelu prednjih zuba je u opsegu od 160-240N, a u predjelu molara 490-1000N. Veliki broj kontakata kod prirodnih zuba omogućava ravnomijernu raspodjelu tog opterećenja na potporna tkiva na najpovoljniji način, duž aksijalne osovine zuba [12]. Kod noslilaca TZP, zbog odsustva proprioceptivnih impulsa iz periodontalnog ligamenta, generisane mastikatorne sile su mnogostruko slabijeg intenziteta.

Ekscentrični okluzalni kontakti se ostvaruju u toku funkcionalnih kretnji donje vilice. Funkcije stomatognatog sistena u kojima se ostvaruju kontakti između zuba su žvakanje i gutanje. Kod

somatskog tipa akt gutanja se odvija stabilizacijom donje vilice u inerkuspalnom položaju, te tu dominiraju centralni okluzalni kontakti. Međutim, okluzalni kontakti koji se javljaju u toku mastikacije su brojniji i zastupljeni su u svim fazama žvakanja. Broj kontakata se povećava sa usitnjavanjem hrane, tako da okluzalna kontaktna faza obuhvata 20% trajanja žvačnog ciklusa. Istraživanja pokazujz da se kontakti dešavaju kako u intrekuspalnom položaju tako i ispred i lateralno u odnosu na njega. Pri tome se kontakti ostvaruju i na radnoj i na neradnoj strani. Intenzitet sila koje se generišu u toku mastikacije zavisi od brojnih faktora. Najvažniji su stanje zubika i neuromuskularnog sistema, pola, starosti, vrste hrane i usitnjenosti zalogaja [12].

Maksimalna sila koja se javlja tokom žvakanja je oko 280N u molarnoj regiji i predstavlja oko 35% maksimalne voljne sagrižajne sile [13].

Budući da je orofacijalni sistem jako kompleksan postavlja se pitanje kakvim silama je izložena TZP u toku njegovih funkcija. U tom smislu treba razlikovati prednji od bočnog segmenta TZP, jer su morfološke karakteristike prednjih i bočnih zuba umnogome različite. Takođe, ne treba zanemariti sile koje nastaju u toku funkcije mišića jezika, usana i obraza i oni zajedno određuju prostor za TZP i djeluju na nju. Iz tog razloga TZP zauzima prostor ravnoteže tih sila ,tzv. neutralni prostor. Kada se govori o silama koje djeluju na TZP treba imati na umu da se uvijek radi o rezultanti više sila koje djeluju istovremeno [3,12].

Intenitet sile kvantitativno opisuje silu koja djeluje. Budući da je ona rezultat kontrakcije mastikatornih mišića, njen intenzitet je individualno različit i zavisi od pola, starosti, stanja zubika, skeletnog odnosa vilica, tonusa muskulature i antagonista. Kod iste osobe jačina sile se može mjenjati u toku života. Elektromiografska ispitivanja su pokazala da mišići funkcionišu skladnije i generišu manju silu ukoliko postoji podudaranje između položaja centralne relacije i maksimalne interkuspacije. Takođe, pri istoj jačini kontakcije nisu svi zubi jednako opterećeni. Naime, što je zub bliže uporištu sila koja na njega djeluje je veća. Iz tog razloga su prednji zubi manje opterećeni u odnosu na bočne.

Smijer djelovanja sile predstavlja kvalitatvno svojstvo sile. U odnosu na pravac djelovanja sile mogu biti horizontalnog i vertikalnog smijera. Vertikalne sile djeluju paralelno sa aksijalnom

osovinom zuba, dok horizontalne zaklapaju određeni ugao sa aksijalnom osovinom zuba. S obzirom na morfološke specifičnosti griznih površina zuba u toku funkcijskih kontakata na TZP djeluju i vertikalne i horizontalne sile koje su rezultat razlaganja vertikalne sile koja djeluje na kosu ravan. Horizontalna komponenta je utoliko veća ukoliko je kvržica vještačkog zuba u TZP viša [14].

Napadna tačka sile predstavlja mjesto djelovanja sile i zavisi od lokacije okluzalnog kontakta. Ona može biti locirana zavisno od tipa okluzije na okluzalnoj površini bočnih zuba, odnosno incizalnoj ili oralnoj površini prednjih zuba ili vestibularnoj površini donjih prednjih zuba. Kako su centralni okluzalni kontakti locirani na unutrašnjem okluzalnom polju, sile koje prihvataju bočni zubi u ovom položaju su uglavnom vertikalnog smijera. Smatra se da je aksijalno opterećenje jedan od osnovnih atributa fiziološki optimalne okluzije.

Pri ekscentričnim kretnjama donje vilice djeluju sile horizontalnog smijera, pri čemu je ukupna površina kontakta znatno manja. Jačina horizontalnih sila je utoliko veća ukoliko su zubi bliže temporomandibularnom zglobu.

Trajanje djelovanja sile predstavlja, takođe, njeno kvantitativno obilježje.Prema trajanju sile možemo podijeliti na kratkotrajne (intermitentne) i kontinuirane (statičke). Sile koje se javljaju u toku okluzalnih kontakata spadaju u grupu intermitentnih sila, gdje kontakt u prosjeku traje oko 194ms. Smatra se da u toku 24 sata zubi kontaktiraju oko 18 minuta.Međutim, sile koje stvaraju mišići jezika,usana i obraza spadaju u kontinuirane sile, čiji pravac djelovanja je horizontalan, a intenzitet zavisi od tonusa muskulature [14].
Učestalost opterećenja ima važnu ulogu na ponašanje potpornog aparata kada su u pitanju inermitentne sile.

Sa aspekta biomehanike i uticaja na potporni aparat , značajnija je podjela na fiziološke i ekcesivne (destuktivne) sile i opterećenja. Sve sile koje ne prevazilaze adaptacione kapacitete tkiva na koja djeluju, spadaju u fiziološke i predstavljaju faktor biološkog kondicioniranja tkiva, koji doprinosi održavanju zdravlja struktura na koje djeluje. Nasuprot tome, sile velikog intenziteta, kao i

dugotrajne sile koje nisu kompenzovane, dovode do morfoloških i funkcionalnih promijena na tkivima čija je otpornost najmanja [14].

1.2.3. Razlike u okluziji između prirodnih i vještačkih zuba

Postoje brojne razlike u okluzalnim odnosima, kada poredimo prirodni i vještački zubni kompleks:

- prirodni zubi su retinirani u svojim alveolama, preko periodontalnog ligamenta za okolnu kost, dok su vještački zubi vezani čvrsto za bazu proteze koja se oslanja na sluzokožu
- prirodni zubi imaju mogućnost samostalnog pomjeranja, dok se vještački zubi pomjeraju svi kao cjelina
- sile horizontalnog smijera u prirodnoj denticiji djeluju na pojedine zube i bivaju amortizovane, dok kod vještačke denticije utiču na cijelu nadoknadu i u velikoj mjeri remete njenu stabilnost
- u prirodnoj denticiji, odsijecanje hrane prednjim zubima nema uticaj na bočne zube, dok u vještačkoj okluziji sjčenje hrane utiče na stabilnost cijele nadoknade
- bilateralnouravnotežena okluzija, kao koncept okluzalnih kontakata i kretnji, izuzetno je rijetka u prirodnoj denticiji, dok je u viještačkoj obavezna
- taktilni osjećaj je znatno smanjen kod vještačke denticije u odnosu na prirodnu
- maksimalna voljna sagrižajna sila je mnogostruko manja kod vještačke nego kod prirodne denticije [4].

1.3. BIOMEHANIKA NADOKNADA NA IMPLANTATIMA

Posmatranjem i poređenjem veze prirodnog zuba i implantata sa alveolarnom kosti, uočavamo razliku u biomehaničkom smislu. Isto tako biomehanika mobilnih nadoknada i nadoknada poduprtih zubima ili implantatima je potpuno različita.

1.3.1. Zarastanje koštanog tkiva oko implantata- oseointegracija

Izrada nadoknada na implantatima u okviru implanto-protetske rehabilitacije ima za cilj nadoknadu izgubljenih zuba i okolnih tkiva i ponovno uspostavljanje funkcije i estetike orofacijalnog sistema. Osnovmi cilj implantološke terapije je uspostavljanje sidrišta za buduću fiksnu ili mobilnu nadoknadu. Da bi mogao da prihvati funkcionalna opterećanja, implantat mora ostvariti čvrstu vezu sa okolnom kosti. Prvobitno se smatralo da je fibroosealno zarastanje bolje, jer je više podsjećalo na periodontalni ligament, ali je ova dilema uspješno riješena istraživanjima koja je sproveo prof. *Brånemark,* sedamdesetih godina prošlog vijeka. *Brånemark* i sar. su prvi razumeli i objasnili značaj direktnog koštanog zarastanja na površini implantata.

Direktna stukturna i funkcionalna veza između kosti i površine implantata bez prisustva fibroznog međusloja označava se kao pojam oseointegracije. Prema tome, osnovna ideja u procesu oseointegracije je da se nakon ugradnje implantata, procesima osteogeneze i regeneracije implantat inegriše u okolno tkivo. Međutim, i pored uspješne inegracije u okolno tkivo, nije moguće uspostaviti direktan kontakt kosti i implantata cijelom njegovom površinom. Zbog toga, klinička definicija pojma oseoinegracije podrazumijeva, proces koji obezbjeđuje rigidnu vezu implantata i kosti, koja ostaje takva i tokom funkcionalnih opterećenja [15] .

Histomorfometrijskim istraživanjima utvrđeno je da prosiječno oko 56-85% površine implantata je u direktnom kontaktu sa kosti. To odgovara 60% BIC*(Bone to Implant Contact value)* vrijednosti. BIC vrijednost se definiše kao odnos površine implantata u kontaktu sa okolnom kosti i cjelokupne površine implantata (x100%) [16].

Uspjeh oseointegracije zavisi od više faktora koji utiču na njenu brzinu i kvalitet:

- biokomptibilnost materijala
- dizajn implantata (makro i mikro dizajn)
- hirurška tehnika preparacije ležišta implantat uz minimalnu traumu
- kvalitet kosti
- protokol opterećenja

Dizajn kao parametar od koga u velikoj mjeri zavisi stabilnost implantata i uspjeh oseointegracije se može posmatrati kao makro i mikrodizajn. Makrodizajn implantata se odnosi na blik i dimenzije, prisustvo navoja i njihov dizajn (učestalost, dubina, širina, nagibni ugao). Ovi parametri direktno utiču na primarnu stabilnost i ravnomjernu distribuciju opterećenja na okolnu kost [17,18].

Mikrodizajn se odnosi na hemijski sastav materijala od koga je napravljen implantat, morfologiju površine i oblaganje površine implantata različitim bioaktivnim materijama [19]. Kada je u pitanju izbor gradivnog materijala on podrazumijeva primjenu komercijalno čistog titana (CpTi), ili legure titana. CpTi je sastavljen od 99,75% titana, dok preostalih 0,25% čine kiseonik i u tragovima azot, ugljenik i vodonik, pa se klasifikuje u četri stepena u zavisnosti od njegovog procentualnog sadržaja i odnosa. Za potrebe oralne implantologije najčešće se koriste CpTi tipa 3 i 4. Od legura titana najpoznatija je TAV ili Ti-6Al-4V (90mas% TI, 6mas% Al i 4mas% V). Jedna od najsavremenijih legura titana je legura sa cirkonijumom, koja je nazvana *Roxolid*$_{TM}$ (*Roxolid*$_{TM}$ čini 15% cirkonijuma i 85% titana). Ova legura ima za 50% veću zateznu čbrstoću u odnosu na CpTi ili legure Ti-6Al-4V[20].

Površinska obrada legure Ti povećava mehaničku, morfološku i biološku kopatibilnost za prihvatanje tvrdih i mekih tkiva. Ovo za cilj ima bržu i uspješniju oseointegraciju.Površinska obrada implantata zavisi od vrste legure od koje je napravljen [20]. U tehnologiji dizajniranja površine implantata, postoji nekoliko postupaka koji se mogu podijeliti u sledeće kategorije:

- aditivne metode, koje podrazumijevaju nanošenje dodatnog površinskog sloja različitim procedurama (plazmiranje, anodna oksidacija, taloženje HA elektroforezom i elektrohemijsko katodno taloženje HA)

- metode erodiranja površine implantata mehanički (pjeskiranjem), hemijski i laserski, kao i njihovo udruženo djelovanje (*SLA* površina- kombinovano pjeskiranje i nagrizanje kiselinom *Sand Blasted Large grit Acid-etched*)
- kombinovane metode nanošenja sloja materijala na prethodno hemijski modifikovanu površinu.

Sve ove metode imaju za cilj da se poboljša kvašenje, hidrofilnost, bioadhezivnost, hrapavost, odnosno brža i kvalitetnija oseointegracija. Hrapave i visoko hidrofilne površine pokazuju bolju interakciju sa biološkim tečnostima,ćelijama i tkivima [21,22]. *SLA* implantati *(Standard Plus Regular Neck 4.1×10 mm, Institut Straumann AG®, Valdenburg, Švajcarska)* imaju značajno veću površinu kontakta sa okolnim koštanim tkivom zahvaljujući tehnologiji izrade. Naknadno nagrizanje kiselinom poslije pjeskarenja uklanja zaostale čestice pijeska i ublažava hrapavost nastalu pjeskiranjem. Osim toga kondicioniranje se obavlja u atmosferi azota i potom se implantat potapa u slani izotonični rastvor. Na ovaj način čuva se njegova hemijska čistoća i uspostavlja visok stepen površinske energije i aktivnosti, te se postiže visoka hidrofilnost sa minimalnim uglom kvašenja [23]. Sa ovim je u procesu izrade implantata stvorena nova hemijski modifikovana *SLA* površina- *SLActive* površina.

U brojnim istraživanjima utvrđeno je da je ćelijska aktivnost i brzina koštane apozicije na površini hidrofilnih *SLActive* implantata mnogo veća nego kod hidrofobnih *SLA* površina [24,25,26]. Ove studije su pokazale da kontinuirano povećanje stabilnosti implantata tokom perioda od šest nedelja, nasuprot *SLA* implantatima kod kojih je uočen pad stabilnosti između druge i četvrte nedelje [27]. Takođe, prema sprovedenim studijama *SLActive* implantati pružaju mogućnost ranog opterećenja nakon 3-4 nedelje [23,28,29].

Hirurška tehnika pripreme kosti za prihvatanje implantata treba da bude minimalno invazivna po okolna tkiva. Reakcije okolnog tkiva mogu ići u pravcu formiranja fibroznog međusloja, zone nekrotičnog tkiva i novog koštanog tkiva. Glavni uslov za uspješnu oseointegraciju su dobra vaskularizacija i stabilnost implantata. Međuprostor između kosti i implantata od 0,2 mm zarasta direktnim stvaranjem kosti, a preko 0,5mm indirektno mineralizacijom fibroznog kalusa. Procesima reparacije doprinosi i mirovanje implantata, praćeno urastanjem krvnih sudova zajedno sa osteoklastnom i osteoblastnom aktivnošću i stvaranjem nove kosti [30]. Kvalitet koštanog tkiva, odnosno njegova gustina je od izuzetne važnosti za primarnu stabilnost implantata i uspješnu oseointegraciju. U literaturi je predloženo više različitih klasifikacija gustine kosti.

Najčešće je u upotrebi klasifikacija po *Lekholmu i Za-rbu* koja se bazira na radiološkoj procjeni makrostrukturnih karakteristika kosti, pri čemu morfologija i distribucija kortikalne i trabekularne kosti određuju njen kvalitet [31]. *Misch* je klasifikovao kost u četiri grupe opadajuće gustine na osnovu intraoperativne subjektivne percepcije otpora tokom preparacije ležišta za implantat [32].

Za razliku od klasifikacije po *Lekholmu* i *Zarb-u* i *Mischu* koje su zasnovane na subjektivnoj percepciji datih kriterijuma, *Northon & Gamble* (2001) su predložili klasifikaciju gustine kosti na osnovu CT snimka uz upotrebu interaktivnog softvera, pri čemu se na osnovu objektivnog i kvantitativnog nalaza izraženog u *Hounsfield* jedinicama (HU) dobiju podaci o kvalitetu kosti na mjestu budućeg ležišta implantata [19,33]. (Tabela 1.)

]

Lekholm i Zarb	Misch	Norton i Gamble
Q1: kost je sačinjena od homogene kompakte	D1: debela kompaktna kost	> +850HU
Q2: debeo sloj kompakte okružuje gustu spongiozu	D2:debela, porozna kompaktna kost sa razvijenom spongiozom	od +500HU do +850HU
Q3: tanak sloj kompakt okružuje gustu spongiozu	D3:tanka, porozna kompakta i rastresita spongioza	od 0HU do +500HU
Q4: tanak sloj kompakte okružuje rastresitu spongiozu	D4: rastresita, tanka spongiozana kost	< 0HU

Tabela 1. Uporedni prikaz klasifikacije gustine kosti vilica [19]

1.3.2. Zarastanje periimplantne mukoze

Zarastanje sluzokože nakon hirurške procedure ugradnje implantata, odvija se po istim principima kao i zarastanje gingive nakon modifikovane *Widmanove* režanj operacije. Proliferacija oralnog epitela sa ivica rane stvara se epitel koji histološki odgovara sulkusnom epitelu (pločasto-slojevit, neorožava). U daljem zarastanju stvara se i pripojni epitel koji je nešto uži, oko 2mm. Na ovaj način se formira periimplantatni sulkus, kao kapilarni prostor. Njegova dubina je nešto veća od dubine gingivalnog sulkusa i u prosijeku iznosi 2-3mm. Vezivno tkivomukoze formira čvrsto pripojen prsten sačinjen od kolagenih vlakana, ali je njihov pravac pružanja paralelan sa površinom implantata, za razliku od zuba gdje je pravac vlakana perpendikularan. Imajući sve ovo u vidu uočava se razlika u mikrostrukturi mekih tkiva oko implantata i prirodnog zuba. To se prije svega odnosi na pravac pružanja vlakana koja su slabije vezana za površinu implantata i organizaciju krvnih sudova u apikalnom dijalu pripojnog epitela. Rezultat ovih razlika je manja otpornost periimplantatnog epitela na djelonanje patogenih noksi kao i mehanička oštećenja [30].

1.3.3. Dejstvo sila na implantate i periimplantatno koštano tkivo

Jedan od osnovnih biomehaničkih principa u planiranju okluzalne terapije, uključujući i nadoknade na implantatima, jeste uspostavljanje ravnoteže između sila koje djeluju na zube, implantate i nadoknade koje oni nose i sposobnosti da se ta opterećenja podnesu. Da li će neka sila da biološki da kondicionira potporna tkiva ili će dovesti do patoloških promijena na njima zavisi od niza faktora.

Sa aspekta djelovanja sila u ustima pacijenata, karakteristike sila koje djeluju su iste bez obzira na vrstu nadoknade i noseća tkiva [16]. Međutim, razlika postoji u načinu veze prirodnog zuba i implantata za okolnu kost. Odsustvo periodontalnog ligamenta kod oseointegrisanih implantata pravi ključnu razliku u distribuciji napona i deformacije u toku djelovanja sile. Sile koje djeluju na implantata i okolno koštano tkivo, posredstvom određenih suprastruktura, indukuju unutrašnje napone u kosti, budući da implantat nema mogućnost pomjeranja pod dejstvom sila. Priroda ovih napona sa jedne strane zavisi od karakteristika sile koja djeluje (intenzitet, smijer, napadna tačka

sile), ali i od veličine, oblika i materijala od koga je implantat izrađen sa druge strane. U zavisnosti od ovih faktora indukuju se tri tipa napona: kompresija, zatezanje i smicanje. Koštano tkivo najbolje podnosi kompresione sile, s obzirom da ove sile doprinose očuvanju koštano-implantnog pripoja. Manja otpornost je na sile zatezanja, a najmanja na sile smicanja, jer ove sile imaju tedndnciju da razdvoje kost od implantata [16]. *Misch* navodi da je otpornost koštanog tkiva na sile kompresije 193MPa, na zatezanje 133MPa, dok je na smicanje otpornost svega 68Mpa [34].

Otpornost koštanog tkiva na ekstraaksijalne sile je još manja, tako da povećanje ugla pod kojim sila djeluje umanjuje otpornost kosti na nju. Najmanja otpornost je na djelovanje horizontalnih sila.

Brojna istraživanja napona i deformacije koje nastaju u koštanom tkivu kao rezultat funkcionalnog opterećenja implantata pokazala su da dolazi do promjena u strukturi periimplantatne kosti i njene remodelacije [35-37]. Pojedini autori iznose na bazi kliničkih istraživanja da nakon opterećenja implantata, dolazi do redukcije kosti u predjelu vrata implantata od 0,5-1,5 mm nakon prve godine. Nakon ovog perioda resorpcija je daleko manja oko 0,1mm godišnje [35-38].

Istraživanje koje je sprovela grupa autora pokazalo je da prilikom djelovanja ekstraaksijalnih sila na implantat, maksimalna koncentracija napona u koštanom tkivu je do nivoa trećeg navoja, a napon se ne distribuira apikalnije od 5-6 navoja [39].

Kako bi se redukovaka horizontalna komponenta, potrebno je da nadoknade na implantatima imaju manje okluzalne površine i ravniju morfologiju. Istraživanja su pokazala da sa svako povećanje visine kvržice za 10%, moment sile se povećava za 30% [16]. S obzirom da svako odstupanje od aksijalnog djelovanja sile za 10%, povećava moment sile za 5%, o ovom treba voditi računa prilikom posicioniranja implantata u kost [40]. Osim ovoga, dimenzije implantata, te njihov površinski mikrodizajn značajno utiču na površinu kontakta implantata i kosti, kvalitet te veze i distribuciju opterećenja. Povećanje dijametra implantata za 0,25mm povećava površinu sidrenja za 10%. Takođe, povećanje prečnika implantata za 30% povećava se njegova krutost za pet puta [39,40].

Brojna istraživanja napona i deformacije koje nastaju u koštanom tkivu kao rezultat funkcionalnog opterećenja implantata pokazala su da dolazi do promjena u strukturi periimplantatne kosti i njene remodelacije [35-37]. Pojedini autori iznose na bazi kliničkih istraživanja da nakon opterećenja implantata, dolazi do redukcije kosti u predjelu vrata implantata od 0,5-1,5 mm nakon prve godine. Nakon ovog perioda resorpcija je daleko manja oko 0,1mm godišnje [35-38].

Biomehanika implantatno nošenih nadoknada zavisi i od broja i rasporeda implantata. U tom smislu, izrada visećeg člana dodatno opterećuje implante, a površinsko oslanjanje nadoknade znatno smanjuje te vrijednosti.

Podjela nadoknada koje se izrađuju na implantatima bazira se na različitim kriterijumima. Jedna od najznačajnijih podjela bazirana je na kriterijumu prenosa pritiska žvakanja na okolna tkiva.

Shodno tome nadoknade na implantatima mogu biti:

- implantatno nošene
- mješovito nošene
- gingivalno nošene

Implantatno nošene nadoknade prenose okluzalno opterećenje direktno na implantat i okolnu kost. Mješovito nošene nadoknade, u zavisnosti od konstrukcije suprastrukture prenose napone na implantate i prirodne zube ili na implantate i rezidualni alveolarni greben. Kod mješovito nošenih nadoknada na implantatima razlikujemo mostove i ptoteze.Kod gingivalno nošenih nadoknada većina pritiska se preko mobilne nadoknade prenosi na rezidualni alveolarni greben.

1.3.4. Izbor i vrste suprastrukture kao retencionog sistema implantata i TZP

Suprastruktura je dio koji povezuje implantat i zubnu nadoknadu.U zavisnosti od toga da li se na implantatima izrađuje fiksna ili mobilna nadoknada, suprastuktrure mogu biti različitih oblika. Suprastrukture koje se koriste ze povezivanje implantata i mobilnih zubnih nadoknada imaju retencionu, stabilizacionu i djelimično ulogu u prihvatanju okluzalnog pritiska.

Izbor vrste retencije zavisi od nekoliko faktora:

- vrsta proteze (parcijalna, totalna)
- broj, parelelitet i angulacija implantata
- uslovi vezani za protetsku rehabilitaciju (raspoloživi međuvilični prostor, rezilijencija sluzokože, okluzalne sile, stanje u antagonističkoj vilici)
- pacijentove namulelne sposobnosti (znamo da stariji pacijenti imaju smanjene manuelne sposbnosti, te je retencionu silu potrebno i tome prilagoditi)
- finansijski momenat [43]

Idealna retenciona veza implantata i proteze trebala bi biti higijenska, jednostavna za upotrebu, ali i da osigurava ravnomjeran i atraumantski prenos okluzalnih opterećenja na kost. Izbor retencionog sistema na implantatima potrebno je uraditi u fazi planiranja protetske rehabilitacije, gdje treba uzeti u obzir raspoloživi međuvilični prostor, potrebe pacijenta, očekivane sile, potrebnu potporu okolnih struktura, potrebe održavanja i cijenu. Svaka od njih se sastoji iz dva dijela, jednog koji je direktno pričvršćen sa implantat i drugog koji se nalazi u zubnoj protezi [44]. Sve one mogu biti rezilijentne i rigidne veze. Kod rigidne retencione veze ne postoji nikakva mogućnost krenanja između dijela na implantatu i u protezi, te se okluzalne sile u velikoj mjeri prenose na implantat. Kod upotrebe rezilijentne veze postoji mogućnost kretanja u različitim smijerovima između dijela na implantatu i u protezi. Što više stepeni slobode kretanja ima proteza na implantatime, to je manji stres koji se prenosi na implantate, a većinu okluzalnog opterećenja prihvata rezidualni alveolarni greben. U ovim slučajevima imamo većinsko gingivalno oslanjanje proteze.

Kretnje kod rezilijentnih veza mogu biti:

1. vertikalne kretnje - baza proteze se kreće okomito na greben. Ovaj tip kretanja rezultira ravnomjernim prenosom opterećenja okluzalnih sila na rezidualni alveolarni greben.
2. šarnirske kretnje – baza proteze se rotira oko ose formirane najposteriornije postavljenih retencionih elemenata na suprotnim stranama grebena.Kod ovog tipa kretnje okluzalno opterećenje se prenosi dijelom na implantate, a dijelom na distalne dijelove rezidualnog alveolarnog grebena.
3. rotacione kretnje – ovdije baza proteze rotira oko anteroposteriorne ose. Kada okluzalne sile djeluju na na jednu stranu proteze, dolazi do rotacije suprotne strane preko grebena.
4. translatorno kretanje – baza proteze se kreće oko vertikalne osovine u anteroposteriornom ili bukolingvalnom smijeru bez rotacije.
5. kombinovano kretanje – baza proteze ima mogućnost vertikalne i šarnirske kretnje.Prenos sila je ravnomjerno distribuiran duž rezidualnog alveolarnog greneba, što povećava gingivalno oslanjanje i smanjuje opterećenje implantata.

Univerzalne rezilijentne veze imaju mogućnost vertikalne, šarnirske, rotacione i translatorne kretnje. Retenciona veza sprečava jedino odizanje baze proteze od tkiva. Opterećenje koje se prenosi na implantate kod ovog tipa veze je minimalno i iznosi svega 5%. Primjer ove retencione veze su magneti [45].

Retencioni sistemi takođe mogu međusobno biti primarno i sekundarno povezani. Kod primarno povezanih, retencioni djelovi na nivou implantata su direktno povezani uz pomoć prečke, dok kod skekundarno povezanih veza između retencionih dijelova na implantatima se ostvaruje posredno preko proteze na njima [46]. Sekundarno povezani retencioni dijelovi, kao što su kugle, lokatori, magmeti imaju prednosti zbog jednostavnog održavanja oralne higijene oko implantata, te mogućnosti korištenja u uskom međuviličnom prostoru. S druge strane, prečka osigurava bolju stabilizaciju proteze uz uslov da su implantati paralelno postavljeni [44].

Za povezivanje TZP i implantata možemo izdvojiti tri sistema koja treba posebno razmotriti:

- sistemi na kopčanje
- sistemi prečki
- sistemi dvostrukih (teleskop) kruna

Sistemi na kopčanje su jednostavni sistemi koje pacijeti percepiraju jako ugodnim. Mehanizam kopčanja im daje osjećaj sigurnosti. Retencija se može regulisati akrivacijom matrice ili patrice ili njihovoim adekvatnim izborom. Među brojnim sistemima na kopčanje izdvojilo se nekoliko njih i mogu se smatrati predstavnicima svoje grupe . To su kugle, Dablo plus *(Cendres et Metaux,Biel)*, lokator *(Zest Anchors,Escondido,USA)*, SFI sidro *(Straumann,Basel)*, te magneti [47]. Sistemi Dablo plus i lokatori su dostupni za gotovo sve implantološke sisteme, dok je SFI sidro ograničeno na Straumanove implantate. Kod svih navedenih sistema retencioni element je pričvršćen sa implantat, a metalne matrice se ugrađuju u bazu proteze. U metalno kućište matrice se stavljaju retencioni umetci različite jačine. Ovi vezni elementi omogućavaju pacijentu bolje i lakše održavanje oralne higijene u odnosu na prečke [48]. Zbog svojih malih dimenzija, zauzimaju manje mjesta u bazi proteze, pa ih je moguće koristiti kod smanjenih međuviličnih odnosa. Što se tiče paralelnosti ugrađenih implantata, kod sistema Dablo Plus moguće je kompenzovati divergenciju implantata od 20°, kod sistema Lokatora do 40°, a kod SFI sidra čak 60°. Međutim, treba napomenuti da što je veća divergencija implantata, to će trošenje sekundarnih retencionih dijelova biti veće [48].

Kugla je najjednostavnji tip retencione veze. Osigurava dobru raspodjelu stresa, pruža zadovoljavajuću retenciju i stabilizaciju, dostupna je u nekoliko različitih visina i može se upotrebljavati i na divergentnim implantatima [49]. Kugla je samostalna, rezilijentna retenciona veza. Kuglasti dio je vezan za implantat i predstavlja patricu, dok je drugi dio u obliku sintetičkog gumenog prstena ili metalne lamele, ugrađen u bazu proteze i predstavlja matricu. Kao i sve nepovezane retencione veze, ne kompenzuje loše pozicionirane implantate, jer neparalelne osovine otežavaju put insercije i mogu dovesti do ubrzanog trošenjamatrice patrice [46]. Ovaj tip retencione veze se najčešće upotrebljava u terapiji sa dva implantata.

Lokator je samostalan, rezilijentni tip retencione veze. Sastoji se od titanijumske nadogradnje pričvršćene za implantat i titanijumskog kućišta ugrađenog u bazu proteze. Titanijumsko kućište sadrži promjenjivi najlonski dio, koji može imati različitu silu pridržavanja za dio na implantatu

[50]. Dio lokaatora koji se fiksira unutar tijela implantat dolazi u različitim velisinama (1-6 mm), kako bi se mogao prilagoditi visini mekog tkiva oko implantata. Dio lokatora koji se nalazi u protezi može biti različite retencije i ispravljati divergenciju implantata od 0-30° i najčešće je od najlona i promjenjiv je, jer mu vremenom retenciona sposobnost opada. Lokator ima nizak profil u odnosu na ostale vrste retencionih sistema, te se zbog toga koristi u situacijama smanjenog prostora za protetske nadoknade. Oko njih je jednostavno i lako ogržavanje oralne higijene, a svi problemi vezani uz njih se brzo i lako rješavaju u ordinaciji.

SFI sidro je takođe samostalan i rezilijentan tip retencione veze. Odlikuje ga mogućnost kompenzovanja velike divergencije implantata (do 40°). Oblik matrice mu je zvjezdast,što mu pruža dobru postojanost i izdržnjivost. Takođe njegova specifičnost je i u tome što se u njega posebnim nastavkom ubrizgava cement i on je taj koj drži nagib sidrakoji mu je predhodno određen (slobodan izbor nagiba u pravom smislu). Možemo ga naći u pet različitih visina gingivalnog dijela (1-5 mm), te ima četri različite jačine retencije. Dobar je za estetski zahtjevne situacije zbog svoje male dimenzije. Izuzetno je lak za održavanje oralne higijene.

Magneti predstavljaju relativno jednostavan i higijenski tip, samostalne i rezilijentne retencione veze. Koriste se u slučajevima disparalelnosti implantata, kada je zbog smanjenih međuviličnih odnosa kontraidikovana izrada prečke. Zbog pojave sve boljih generacija magneta, gubitak magnetizma i mogućnost korozije više nisu problem [51]. Ovim sistemom postiže se dobra retencija, ali stabilizacija je manja nego u slučaju ostalih retencionih sistema, zbog međusobnog klizanja dviju ravnih površina magnetnih tijela. Uz to, nedostatak je i nemogućnost promjene retencione sile kao što je to moguće kod ostalih retencionih sistema. Ističe se prednost njegove upotrebe kod pacijenata sa smanjenim manuelnim sposobnostima, jer se lako skida i stavlja, zbog toga što je magnet manje osjetljiv na ispravan put inercije proteze, a dijelom zbog sile privlačenja magneta.

Prečka kao retencioni element na implantatima može da bude konfekcijska ili individualno frezovana. Na poprečnom presijeku može biti okruglog, ovalnog, jajolikog ili kvadratnog oblika [51]. One se mogu upotrebljavati kao direktna retenciona veza (Haderova i Dodler prečka) ili kao prečka sa sekundarnim retencionim elementima na njoj. Zavisno o vrsti retencije mogu biti rezilijentne i nerezilijentne [46]. Rezilijentne su one koje dopuštaju rotacionu kretnju među komponentama (one imaju držač prostora između patrice i matrice), a nerezilijentne to ne

dopuštaju [52]. Raspoloživi međuvilični prostor, oblik grebena, vrsta retencije, samo su neki od faktora bitnih za odabir odgovarajuće prečke. Najčešće korištene su Haderova,Dodlerova i Akermanova prečka. Haderova prečka je ravnog poprečnog presijeka sa zaobljenim gornjim profilom. Dodlerova prečka može biti jajastog ili ovalnog oblika, a Akermanova je okruglog oblika. Oblik poprečnog presijeka prečke utiče na stepen pokretljivosti proteze koju retinira. Okrugle prečke imaju određeni stepen rotacije proteze, pod uslovom da prečka pravolinijski spaja dva implantata.

Prednost prečke je što povezuje implantate u blok, što može riješiti problem nepovoljne distribucije žvačnih sila i preopterećenje implantata. To je posebno važno, ako se koriste kratki implantati, kraći od 10 mm, koji su pojedinačno manje otporni na djelovanje okluzalnih sila [51]. Još jedna od prednosti je mogućnost spajanja neparalelnih implantata. Nedostatak je otežano održavanje oralne higijene oko implantata, zbog čega često dolazi do upala periimplantne mukoze. Smanjen međuvilični prostor takođe predstavlja limitirajući faktor za upotrebu prečke [53].

Sistemi dvostrukuh (teleskop) kruna se već dugi niz godina uspješno koristi na prirodnim zubima kao retencioni sistem. U implantologiji su se establirale tri grupe dvostrukih kruna: klasične teleskop krune, galvanizovane teleskop krune i teleskop krune sa dodatnim retencionim elementima. U bazu proteze se ugrađuje sekundarne kruna koja predstavlja matricu, dok patricu čini suprastruktura na implantatu i primarna kruna. Neke od prednosti teleskop sistema retencije bile bi lakše održavanje oralne higijene nego kod prečke, te mogućnost upotrebe u smađenom međuviličnom prostoru [48]. Teleskop retencioni sistemi omogućavaju povoljan aksijalni prenos opterećenja na implantate, za razliku od sistema za retenciju i stabilizaciju proteze, ostvaruju najbolju stabilnost proteze. Prednost je i manja potreba za različitim intervencijama i korekcijama nakon izrade. Komplikovani klinički i labaratorijski postupci izrade, mogu dovesti do određenih nepreciznosi, čime gube na svojoj djelotvornosti [48]. Rigidne teleskop krune imaju jasno definisanu apikalnu poziciju, dok rezilijentne to nemaju. One dopuštaju određeni vertikalni pomakprilikom opterećenja, te prenos dijela pritiska na mukozu [54]. Rigidne teleskop krune doprinose većoj stabilnosti. Njihovo korištenje nije preporučljivo kod dva implantata u intraforaminalnom prostoru, jer bi se takva proteza ponašala kao poluga, što bi moglo dovesti do preopterećenja implantata i njegovog pucanja. U takvim slučajevima preporučuje se upotreba rezilijentnih teleskop kruna [55].

1.4. BIOMEHANIKA MOBILNIH NADOKNADA NA IMPLANTATIMA

Biomehanika mobilnih nadoknada na implantatima vrlo je kompleksna i zavisi od mnogih faktora, a prije svega od načina prenošenja pritiska (mješovito ili gingivalno), vrste retencionog sistema (lokatori, prečke, kugle, dvostruke krune), kao i od toga da li je u pitanju gornja ili donja vilica. Osnovni biomehanički problem mobilnih nadoknada na implantatima jeste različita pokretljivost potpornih struktura, implantata koji je ankilotično vezan za okolnu kost i mukoperiosta koji ima veliku fiziološku rezilijenciju. Naponi koji nastaju u implantatima i periimplantatnom koštanom tkivu, kod mješovito nošenih mobilnih nadoknada, jesu naponi pritiska i naponi istezanja, ali je njihov intenzitet znatno manji nego u slučajevima implantatno nošenih nadoknada. Ovo je razumljivo kada se zna da se dio okluzalnih opterećenja prenosi na rezidualni alveolarni greben.

Gingivalno nošene TZP na implantatima ne izazivaju veća naprezanja nadoknade, implantata i periimplantatnog koštanog tkiva. Kod ovih nadoknada prenos pritiska je čisto gingivalan i i prenosi se preko široko ekstendirane baze proteze na rezidualni alveolarni greben. Kod ovih nadoknada implantati imaju ulogu u poboljšanju retencije i stabilizacije proteze. Kod njih se koriste rezilijentni retencioni sistemi koji rasterećuju implantate i omogućavaju translatorne pokrete proteze u sagitalnoj ravni i rotaciju proteze okosvih osovina.

Prema Mišu postoje dva oblika TZP nošeni implantatima RP-4 i RP-5 [56]. Prvi oblik se odnosi na situacije u kojima se primjenjuje više implantata i rigidan retencioni sistem, pri čemu se okluzalno opterećenje u potpunosti prenosi na implantate i okolnu periimplantatnu kost. Kod drugog tipa proteza, imamo manji broj implantata, uglavnom 2, rezilijentni retencioni sistem, te se kod njih pritisak prenosi gotovo u potpunosti na mukoperiost. Indikacije za ove radove su potreba za rekonstrukcijom tvrdih i mekih ležišta proteze, nepravilna morfologija viličnog grebena, nepravilno i neparalelno orjentisani implantati, nerealna očekivanja od fiksnog protetskog rada, finansijski momenat, te izričita želja pacijenta za mobilnim radom [57]. S obzirom na veliko nezadovoljstvo pacijenata konvencionalnom TZP, na kongresu protetičara održanom 2012.god u Montrealu u Kanadi donesen je *Mc Gillov* konsenzus, koji TZP retiniranu na dva implantata navodi kao zlatni standard u terapiji potpune bezubosti donje vilice, uzimajući pri tom u obzir zdravstveno stanje pacijenta, životnu dob, te smanjenu platežnu moć [58]. Broj implantata potrebnih za RP-4

tip TZP na implantatima, jednak je broju implantata potrebnih za fiksnu protetsku nadoknadu. Ove metalne konstrukcije su označene kao suprastrukture i one se fiksacionim šrafovima spajaju za implantate.

Smatra se da je u donjoj vilici potrebno ugraditi 5-6 implantata, standardne dužine, dok je taj broj za gornju vilicu 6-8 u sva tri segmenta vilice. Sva opterećenja kojim je izložena ovakva proteza u funkciji prenose se na periimplantatnu kost. Svi ugrađeni implantati se kruto povezuju prečkama, ili fabričkim ili individualno frezovanim. Način retencije je da se u bazu proteze ugrade jahači, koji po postavljanju proteze na suprastrukturu, vezuju TZP za implantate. Na ovaj tip suprastrukture moguće je između dva implantata ugraditi i neki dodatni vid retencionog elementa (dugmičasto sidro), koji spajajući se sa svojim drugim dijelom ugrađenim u TZP doprinosi dodatnoj retenciji. Atečmeni se mogu postaviti i na krajevima prečke. Implantno nošene TZP maksimalno su redukovane, jer ekstenzija baze ovih proteza nije potrebna radi optimalnijeg prenosa žvačnih sila.

Proteze se ekstendiraju samo koliko je potrebno da daju dobru potporu vještačkim zubim i usnama. Materijali koji od kojih se izrađuju ove vrste proteza uglavnom su isti kao i za konvencionalne TZP [16]. Sistem retencije kod ovog tipa proteza je nerezilijentan i najčesće su u pitanju prečke. Kod tipa RP-5 koristi se manji broj implantata, a retencioni sistemi su uglavnom kugle, lokatori, magneti, a rjeđe prečke i teleskop sistemi [59,16]. Kod ovog tipa proteza prenos pritiska je ili mješovit ili gingivalan u potpunosti. Glavna razlika između implantatno nošene TZP i mješovito nošene je u izboru retencionog sistema koji je kod mješovito nošenih TZP obavezno rezilijentan, što omogućava slijeganje distalnih dijelova proteze i njeno mukoperiostalno oslanjanje. Podjela opterećenja je slična kao i kod krezubosti sa obostrano skraćenim zubnim nizom, gdje implantati igraju ulogu preostalih prednjih zuba. I osnovni biostatički problem je isti, kako istovremeno opteretiti ankilotično vezane implantate i rezilijentna tkiva rezidualnog alveolarnog grebena. Drugim riječima, kako obezbijediti ravnomijerno slijeganje svih dijelova proteze. Pažljivim izborom retencionog sistema moguće je obezbijediti slijeganje distalnog dijela proteze bez nepovoljnog uticaja na implantate.

Kod gingivalno nošene TZP na implantatima način oslanjanja i prenosa pritiska je čisto mukoperiostalni, a implantati služe samo za retenciju i stabilizaciju TZP. Indikacije ze ovu vrstu proteza su svi oni slučajevi sa uznapredovalom resorpcijom kosti ili postoperativnih zahvata, gdje nije moguće ugraditi veći broj implantat standardnih dimenzija, malog raspoloživog međuviličnog prostora ili iz finansijskih razloga. U ovim slučajevima se ugrađuje manji broj implantata, najčešće dva, manjih dimenzija. Oni se ne povezuju retencionim sistemom, a retencioni sistem uvijek mora biti rezilijentan. Ekstenzija baze ove TZP je ista kao i kod konvencionalne TZP.

1.4.1. Okluzija kod nadoknada na implantatima

Podaci iz literature o konceptu okluzije nadoknada na implantatima još uvijek nisu dovoljno usaglašeni, iako je to jedan od osnovnih faktora uspješne rehabilitacije. Ipak, svi autori se slažu da okluzija na implantatno nošenim nadoknadama mora da bude uravnotežena. Ovakva okluzija na implantatima naziva se još i fiziološka okluzija. Pacijenti se na uravnoteženu okluziju brzo navikavaju zbog odsustva senzacija vezanih za zamor mišića, bolova u temporomandibularnom zglobu, itd. Teoretski, možemo razlikovati dva tipa uravnotežene okluzije. Prvi je idealna uravnotežena okluzija, kod koje otpornost potpornih tkiva na opterećenje znatno veće od samog opterećenja. Drugi tip je optimalna, stečena ili habitualna, kada je otpornost potpornih tkiva približno jednaka samom opterećenju.

U slučajevima kada oprerećenje nadmaši otpornost potpornih tkiva, nastaje patploška okluzija koja ugrožava zdravlje i integritet jednog ili više sistema potpornog aparata. To se klinički manifestuje bolnim senzacijama u predijelu periimplantatanog koštanog tkiva, labavljenjem i progresivnom destabilizacijom integrisanog implantata.
Prihvatljivim modelima okluzije na implantatima smatraju se svi oni koji omogućavaju ponovljivost CO, slobodan iterokluzioni proetor u položaju FM i dozvoljavaju slobodne i bezbolne pokrete mandibule [16].

Prema brojnim autorima, osnovni zahtjevi za model okluzije na implantatno nošenim nadoknadama su:

- stabilni međuvilični odnosi sa maksimalnim brojem kontakata u interkuspalnom položaju
- sloboda u centru u završnom okluzalnom položaju
- odsustvo okluzalnih interferenci između položaja CR i CO
- harmonični i slobodni pokreti maddibule sa blagim kontaktima u protruzioni i lateralne položaje [60,61,62]

Kako u literaturi ne postoji univerzalni model okluzije za nadoknade na implantatima, na terapeutu je ja da odabere jedan od sledećih koncepata: okluzija vađena očnjakom, grupno vođena okluzija ili balansna okluzija. Izbor zavisi od mnogo faktora kao što su: broj implantata, tip suprastrukture i antagonista. Uspostavljanje i očuvanje uravnotežene okluzije predstavlja imperativ terapije kerzubih i bezubih pacijenata sa ugrađenim implantatima.

Okluzija vođena očnjakom i grupno vođena okluzija su koncepti okluzije koji se primjenjuju u slučajevima izrade fiksnih nadoknada na implantatima, kada se u antagonisičkoj vilici nalaze očuvani prirodni zubi ili drugi vid fiksne nadoknade.

Koncept bilateralno uravnotežene okluzije ili balansne okluzije primjenjuje se u slučajevima bezubosti ili subtotalne kerzubosti, koji se zbrinjavaju mobilnim nadoknadama na implantatima. Ostvarivanje kontakata na radnoj i balansnoj strani u centralnom položaju kao i pri ekscentričnim kertnjama mandibule, uspostavlja se artikulaciona ravnoteža koja stabilizuje protezu i smanjuje nepoželjna horizontalna opterećenja implantata.

1.5. EKSPERIMENTALNA ISPITIVANJA DISTRIBUCIJE NAPONA KOD TZP NA IMPLANTATIMA

Totalne zubne proteze na implantatima predstavljaju širok sistem u kome postoje komplikovana i nedovoljno razjašnjena interakcija između optimalnog broja implantata, različitih sistema za retenciju i proteze pod dejstvom okluzalnog opterećenja. S obzirom na široko indikaciono polje ove vrste zubne nadoknade, kao i veliki broj različitih sistema za retenciju proteze, sve ovo zahtijeva detaljnu eksperimentalnu i kliničku analizu.

Metoda konačnih elemenata (MKE) je široko primjenjivana matematička metoda u stomatološkim proračunima koji se tiču distribucije napona i deformacije u koštanom tkivu oko implantata i u samoj nadoknadi [63]. S obzirom da se radi o kompjuterskim modelima, eksperiment može biti u potpunosti kontrolisan, te pruža mogućnost promjene uslova ispitivanja i ulaznih parametara, pri čemu se simulacije mogu ponoviti željeni broj puta. Iz tog razloga ispitivanje razkičitog dizajna proteza na implantatima se uglavnom bazira na MKE, čiji je osnovni cilj da pruži uvid i olakša razumijevanje mehanizma distribucije napona i deformacije u kompleksnom sistemu kakav je kod mješovito nošenih TZP na implantatima. Odstupanje od realnih uslova je uvijek u većoj ili manjoj mjeri prisutno, budući da je nemoguće imitirati kompleksnost uslova koji vladaju u ustima pacijenta.

Na distribuciju napona i deformacije u koštanom tkivu oko implantat, kao i u samoj konstrukciji proteze utiče veliki broj faktora. Utvrđeno je da ne samo intenzitet i pravac sile koja djeluje, već prije svega dužina njenog djelovanja utiče na biomehaniku TZP na implantatima. Pored toga, važni su i izbor retencionog sistema kao spoja implantata i proteze, broja i rasporeda implantata, da li su impantati međusobno rigidno povezani suprastrukturom ili ne, tip kosti, tip antagonista. Iz ovih razloga u literaturi je moguće naći različite studije bazirane na MKE u zavisnosti od uslova ispitivanja, budući da eksperiment koji bi uključivao sve parametre nije moguće sprovesti [64,65]. Rezultati eksperimentalnih istraživanja pružaju bazičan uvid u mehanizam prenosa sila preko proteze na retencioni sistem i dalje na implantate i periimplantatnu kost i potencijalne razlike i predstavljaju polaznu tačku za dalja klinička ispitivanja.

U literaturi se može naći veliki broj istraživanja čiji su ulazni parametri različiti, a bave se distribucijom napona i deformacije proteza poduprtih i retiniranih određenim brojem implantata. Prije svega, zbog razlika u koštanoj građi gornje i donje vilice, istraživanja koja daju rezultate su ograničena na jednu ili drugu vilicu, te ono što važi za gornju, nije istovremeno i pod istim uslovima primjenjivo i za donju. Što se tiče broja implantata, dovoljnh za retiniranje i podupiranje totalne zubne proteze preporuke su različite za gornju i donju vilicu [66].

Analizom literature, takođe se zapaža da su istraživanja vezana za totalne zubne proteze na implantatima brojnija za donju nego za gornju vilicu. To je u skaladu sa prethodno navedenim problemom retencije i teške adaptacije pacijenata na konvencionalnu donju TZP.

Studije koje su se bavile optimalnim brojem implantata potrebnih za izradu TZP retinirane implantatima, imale su različite kriterijume za ocjenu uspješnosti terapije. Neke od njih su uspijeh klasifikovale na osnovu gubitka implantata, količine izgubljene periimplantatne kosti u određenom vremenskom periodu, oštećenja na samoj protezi, te ocijenu uspješnosti samog pacijenta [67,68,69]. Nijedna od njih na osnovu analiziranih parametara nije dala odgovor na pitanje koji je to optimalan broj implantat neophodan za uspješnu terapiju TZP retiniranom implantatima. Takođe, mnogo je literaturnih podataka o različitim retencionim sistemima i uspješnosti terapije TZP retiniranih implantatima. Različiti ulazni parametri i različiti kriterijumi uspješnosti terapije čine ih teško uporedivim.

Analizom napona i deformacije upoterbom metode konačnih elemenata kod totalnih zubnih proteza retiniranih implantatima, bavio se veliki broj autora. Takođe, i ovdje imamo jako veliki broj različitih ulaznih parametara što rezultate ovih istraživanja čini teško komparabilnim. Ipak ako se jasno definišu ulazni parametri, moguće je upoređivanje rezultata tih istraživanja.

Jedan od kriterijuma za selekciju ulaznih parametara istraživanja može da bude da li su implantati međusobno rigidno povezani retencionim sistemom ili ne. Rezultati su pokazali da je napon oko implantata koji nisu bili rigidno povezani prečkom, bio manji na površini kost-implantat kod rigidno povezanih u odnosu na nepovezane implantate [70,71].

Takođe, poređenje različitih retencionih sistema, kao spoja između implantata i TZP, u literaturi ima veliki broj različito definisanih studija. One uz pomoć MKE analiziraju napon i deformaciju u određenim dijelovima sklopa, a u zavisnosti od tipa retencionog sistema (lokatori, prečka,kugla, O-ring, teleskop krune), materijala od koga je retencioni sistem izrađen, visine samog retencionog sistema, te mnogo drugih prametara [72,73,74,75].

2.RADNA HIPOTEZA

U okviru ove studije definisana je radna hipoteza:

1. broj impantata utiče na povoljniju distribuciji napona i deformacije na potporna tkiva
2. vrsta retencione veze između implantata i TZP utiče na raspodjelu napona i deformacije unutar sklopa implantat-TZP-kost bezubog alveolarnog grebena.

3.CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Cilj eksperimentalnog istraživanja je da se na kompjuterski dizajniranim 3D modelima izmjere, analiziraju i uporede vrijednosti napona i deformacije u toku statičkog opterećenja modela sa postavljenim implantatima, lokatorima i prečkom kao retencionim sistemom i TZP na njima.

Postavljeni bliži ciljevi istraživanja su:

1. Analiza distribucije napona i deformacije mješovito nošenih TZP uz primjenu dva implantata i lokatora kao retencionog sistema. Naponi i deformacije su analizirani u sklopu implantat-retencioni sistem, koštanoj bazi TZP, periimplantatanom koštanom tkivu rezidualnog alveolarnog grebena, te na samoj TZP
2. Analiza distribucije napona i deformacije mješovito nošenih TZP uz primjenu četri implantata i lokatora kao retencionog sistema. Naponi i deformacije su analizirani u sklopu implantat-retencioni sistem, koštanoj bazi TZP, periimplantatanom koštanom tkivu rezidualnog alveolarnog grebena, te na samoj TZP

3. Analiza distribucije napona i deformacije mješovito nošenih TZP uz primjenu dva implantata povezanih prečkom kao retencionim sistemom. Naponi i deformacije su analizirani u sklopu implantat-retencioni sistem, koštanoj bazi TZP, periimplantatanom koštanom tkivu rezidualnog alveolarnog grebena, te na samoj TZP
4. Analiza distribucije napona i deformacije mješovito nošenih TZP uz primjenu četri implantata povezanih prečkom kao retencionim sistemom. Naponi i deformacije su analizirani u sklopu implantat-retencioni sistem, koštanoj bazi TZP,periimplantatanom koštanom tkivu rezidualnog alveolarnog grebena, te na samoj TZP
5. Analiza uticaja broja implantata i retencionog sistema na distribuciju napona i deformacije u periimpantatanoj kosti

4.MATERIJAL I METOD

U skladu sa postavljenim ciljevima, eksperimentalno istraživanje sprovedeno je u labaratoriji za numeričke simulacije, Katedre za vazduhoplovstvo Mašinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu.

4.1. METODA KONAČNIH ELEMENATA

Ponašanje TZP, implantata, retencionog sistema kao i okolnog potpornog tkiva prilikom djelovanja okluzalnih opterećenja je od izuzetne važnosti za donošenje adekvatnog plana terapije.

Sile koje djeluju na nadoknadu u toku funkcionalnih opterećenja mogu se analizirati *in vitro* (eksperimentalno) i u okviru kliničkih ispitivanja.

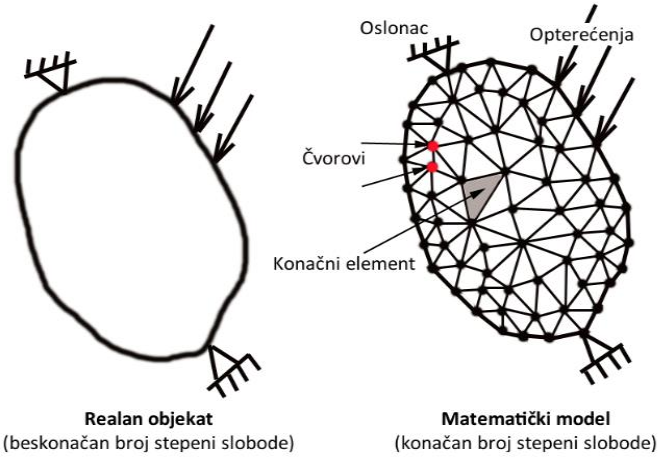
Metoda konačnih elemenata je široko primjenjivana matematička metoda u stomatološkikm proračunima koji se tiču distribucije napona i deformacije u koštanom tkivu oko implantata, kao u u samoj nadoknadi pod opterećenjem.

„Metoda konačnih elemenata (MKE) predstavlja jednu od najrasprostanjenijih savremenih metoda numeričke analize kada je u pitanju rješavanje problema mehanike kontinuuma“ [66]. U okviru mehanike kontinuuma se razmatraju tri osnovne analize:

- Strukturalna analiza
- Kretanje fluida
- Transfer toplote (kroz čvrsta tijela ili fluide)

Ova matematička metoda pripada metodama diskretne analize, a zasniva se na „fizičkoj diskretizaciji razmatranog domena, gdje osnovu za sva razmatranja predstavlja dio domena konačnih dimenzija, pod-domen, ili kratko, konačni element“ [76]. Autori navode da sa stanovišta

fizičke interpretacije ovo znači da se razmartani realni fizički domen (neka linija, neka površina, neka zapremina) kao realni kontinuum sa beskonačno mnogo stepeni slobode kretanja tačaka u njemu,zamjenjuje diskretnim (fiktivnim) geometrijskim modelom.Takav model je sastavljen od međusobno povezanih (u konačnom broju tačaka) konačnih elemenata (linijski, površinski, zapreminski konačni elementi) koji imaju konačne dimenzije, konačne fizičke karakteristike i konačne brojeve stepeni slobode kretanja. Kako je geometrija konačnih elemenata po pravilu jednostavna, to praktično znači da se realni kompleksni problem razbija na niz jednostavnih problema. Način diskretizacije, izbor oblika konačnog elementa, kao i izbor ukupnog broja konačnih elemenata, zavise od prirode problema koji se riješava i potrebe tačnosi željenog i traženog riješenja. (Slika 1.)



Slika 1. Kreiranje modela, D.Stamenković i sar.,2012.

Na ovaj način se analizom pojedinih elemenata, analizira postavljeni problem u cijelini, uz pretpostavku o načinu na koji su oni povezani.

Broj stepeni slobode koji ima bilo koja tačka realnog objekta je beskonačan. To praktično znači mogućnost pomijeranja u sve tri prostorne ravni i ose (transferzalna, sagitalna i horizontalna). Na diskretizovanom modelu, svaka tačka (čvor) ima konačan broj stepeni slobode.Dijeljenjem domena na konačan broj čvorova i elemenata, kontinuum se prevodi na matematički problem koji je moguće riješiti. U daljem radu, svakom čvoru će biti dodjeljena određena vrijednost pomijranja, koje predstavljaju odgovor sistema koji je kreiran na definisana opterećenja i postavljene granične uslove. „Vrijednosti pomjeranja unutar samih konačnih elemenata (između čvorova) se određuje interpolacijom vrijednosti u samim čvorovima“ [76].

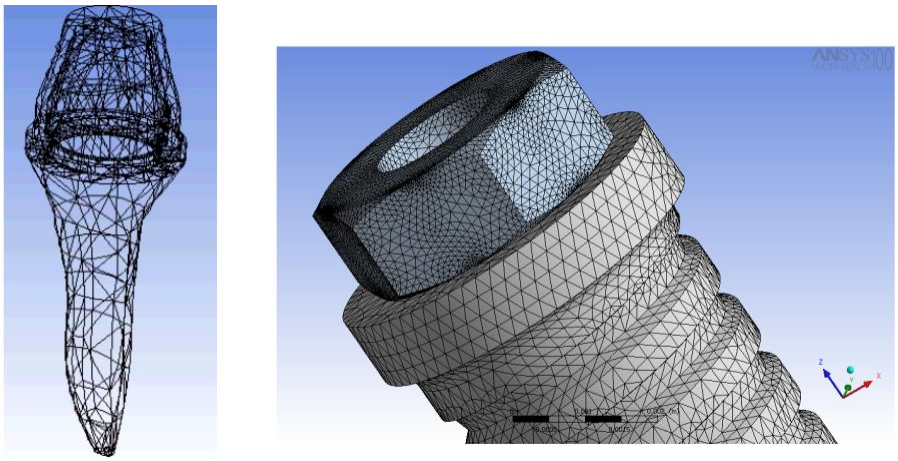
Ako se uzme u obzir gore navedeno, suština aproksimacije kontinuuma ovom metodom prema *Milovančeviću i Balaću* [76] ima za posljedicu sledeće:

- „razmatrani objekat se pomoću zamišljenih linija ili površina dijeli na određeni broj poddomena konačnih dimenzija. Pojedini poddomeni se nazivaju konačni elementi, a njihov skup za cijeli domen se naziva sistem ili mreža konačnih elemenata;

- predpostavlja se da su konačni elementi međusobno povezani u konačnom broju tačaka, takozvanih čvornih tačaka, koje se usvajaju na konturi elementa. Dakle, te tačke se nazivaju čvorne tačke ili kratko čvorovi. Sile ne mogu djelovati po površini konačnog elementa ili po njegovoj ivici, već samo u čvoru;

- stanje u svakom konačnom elementu (npr. Polje pomijeranja, deformacija, naprezanje, rasprostiranje temperature i sl.) opisuje se pomoću interplacionih funkcija i konačnog broja parametara u čvorovima koji predstavljaju osnove nepoznate veličine u metodi konačnih elemenata. Ovaj postupak se naziva **definisanje graničnih uslova konačnih elemenata**;

- za analizu i proračun sistema konačnih elemenata važe svi principi i postupci koji važe i za klasične diskretne sisteme“ (Slika 2.)



Slika 2. Primjeri diskretizacije kontinuuma u stomatologiji (primjeri grube i fine mreže).-D. Stamenković i sar., 2012.

4.2. Kreiranje mreže elemenata i čvorova – MODELIRANjE

Kreiranje mreže elemenata i čvorova i definisanje graničnih uslova predstvlja diskretizaciju problema domena. MKE je izuzetno pogodna metoda za rješavanje strukturalnih problema u stomatologiji i ispitivanju napona i deformacije kako u nosećim tkivima tako i u samim nadoknadama. Zubi, nadoknade, implantati, koštano tkivo i ostale realne struktire se prevode u virtuelni model. Model ima definisanu konačnu geometriju, sa odgovarajućim dodjeljenim osobinama materijala i odgovarajućim opterećenjima, sa precizno definisanim graničnim uslovima i osloncima. Prema autorima „bitno je naglasiti da geometrija, karakteristike materijala, opterećenja i granični uslovi suštinski definišu numerički model. Što su ova četiri parametra bliža realnom fizičkom modelu (problemu), to je numerički model bolji, a rješenja dobijena na osnovu njega tačnija. Odstupanje od bilo kog od ova četiri paramerta od realne vrijednosti dovodi nakada i do velikih grešaka “[76].

4.2.1. Definisanje geometrije modela

Što se tiče primjene MKE u stomatologiji, osnovni problem na koji nailazimo je kompleksnost geometrije strukture koja se analizira. Zbog toga je teško pretvoriti realan objekat u adekvatan diskretizovan virtuelni model. Izvjesno olakšanje ovog problema, donijela je primjena optičkih skenera poslednjih godina. Problem je i dalje prisutan u oblasti implantologije, jer se geometrija koštanih struktura može dobiti samo uz pomoć snimka kompijuterizovane tomografije. Zbog toga je izrada matematičkog modela veoma kompleksan posao.

Nakon što se definiše geometrija diskretizovanog modela, njemu se dodjeljuje konačan broj elemenata i čvorova odgovarajućeg tipa i time se dobija mreža konačnih elemnata. Odgovarajući softver generiše mrežu konačnih elemenata, ali je istu moguće uraditi i ručno. Tačnost dobijenih rezutata najviše zavisi od preciznosti definisanja mreže konačnih elemenata. Što je mreža finija, sa većim brojem čvorova i elemenata, dobija se tačnije rješenje problema. „Pri određivanju potrebna gustine mreže treba voditi računa da iza svakog elementa ili čvora stoji određeni broj matematičkih jednačina koje je potrebno riješiti .“[76]

Kako na generisanje jednačine utiče:

- broj konačnih elemenata (manja veličina-finija mreža-više čvorova u posmatranom objektu-više jednačina)
- oblik elemenata (više čvorova-više jednačina)
- tip elementa (pridodati stepen slobode u čvorovima, više jednačina po čvoru). Broj jednačina se može kretati do 200 000, a često i više. Prema tome primjena metode nije moguća bez računara [66].

4.2.2. Osobine materijala

Pošto smo definisali geometriju modela i generisali mrežu konačnih elemenata, potrebno je definisati osobine analiziranog modela, odnosno svakom konačnom elementu dodijeliti karakteristike koje odgovaraju ispitivanom materijalu. Sve materijale u grubo možemo podijeliti na izotropne i aniizotropne. Tako se „izotropni materijal teoretski zamišlja kao materijal u kojem

sve čestice (kristali, molekuli, atomi...) u njegovoj zapremini, imaju sve fizičke karakteristike međusobno iste, a iste i po svim pravcima „povučenim“ kroz te čestice (osobina materijala koja je nezavisna od geometrijske orijentacije). Sa druge strane, aniizotropni materijal je potpuno suprotan od izotropnog, pa se teorijski zamišlja kao materijal u kojem sve čestice (kristali, molekuli, atomi...) u njegovoj zapremini imaju sve fizičke karakteristike međusobno različite, različite čak i po svim pravcima „povučenim“ kroz te čestice.“[76]

Za većinu stomatoloških materijala koji se analiziraju predpostavlja se da su homogeni i izotropni i linearno elastični. S tim u vezi, fizičke osobine koje su od važnosti za analizu su Jangov modul elastičnosti- E *(Young's modulus),* Poasonov koeficijent- ν *(Poisson's ratio)* i modul smicanja- G *(shear modulus).* Ove tri karakteristike materijala povezane su jednačinom:

$$G = E /2(1+\nu),$$

pa prema tome, postoje samo dvije nezavisne konstante materijala koje treba unijeti u model za proračun.

„Kod definisanje karakteristika bioloških materijala može doći do značajnih odstupanja u odnosu va stvarne vrijednosti. Tako na primjer, nekoliko studija je ukazalo na to, da kortikalna kost nije ni homogena ni izotropna. Nehomogena, anizotropna, a kompozitna struktura ove kosti, posjeduje različite vrijednosti za modul elastičnosti kada je ispitivana na pritisak i na zatezanje. Dilema koja se postavnja pred istraživača je : koju od ove dvije vrijednosti usvojiti kao relevantnu? Takođe, uslovi ispitivanja (temperatura, vlažnost) će uticati i na izmjerene vrijednosti svojstava materijala. S druge strane, kako precizno definisati karakteristike sluzokože ili dentina?“[76] Ovo su samo neka pitanja kojima je moguće ilustrovati koliko je zaista kompleksno definisati stvarne vrijednosti modelovanih bioloških materijala u stomatologiji primjenom MKE.

4.2.3. Opterećenje (sile)

U analizama baziranim na MKE, opterećenja koja se koriste mogu biti primjenjena u obliku sile, momenta sile, ubrzanja, temperature i periodičnih pobuda. Ova opterećenja moraju imati četiri osnovne karakteristike: intenzitet, orijentacija, raspodjela i vremenska zavisnost. Određivanje intenziteta može da uključuje testiranje ili razvijanje dinamičkog simulacionog modela. Orijentacija opterećenja se definiše određivanjem komponenti opterećenja u pravcima aktivnog koordinatnog sistema. Definisanje raspodjele opterećenja može se uraditi na više načina: ravnomjerna raspodjela po jedinici dužine (površine), interpolacijom ili odgovarajućom funkcijom.

4.2.4. Granični uslovi (stepeni slobode)

Diskretizovani numerički modeli koji se primjenjuju u okviru MKE moraju imati precizno definisane granične uslove, odnosno stepene slobode kretanja čvornih tačaka modela.
Autori [66] definišu podjelu oslonca na sledeće vrste:

- uklještenje (spriječena i pomijeranja i rotacije)
- nepokretan oslonac (spriječena pomijeranja, rotacije dozvoljene)
- pokretan oslonac (djelimično spriječena pomijeranja, dozvoljene rotacije)
- oslonac koji ima definisano ograničeno pomijeranje (elastični oslonac, tipa opruge).

Veliki broj studija u stomatologiji koje su bazirane na MKE, granične uslove posmatra kao fiksne uslove, što je prihvatljiva ali ne uvijek potpuno tačna aproksimacija.

Ako se uzme u obzir sve navedeno, na tačnost rezultata koji se dobiju primjenom MKE, prije svega utiču navedena četiri parametra, koja bi terebala da što je moguće realnije definišu postavljeni problem [30].

4.3. Primjena MKE u stomatologiji

Šira primjena MKE u stomatologiji počnje sedamdesetih godina prošlog vijeka. *Atmaram i Muhamed* [77,78] su među prvima proučavali i analizirali distribuciju napona i deformacije na implantatu, uzimajući u obzir i karakteristike periodontalnogf ligamenta. *Borchers i Reichart* [79] su prvi uradili 3D analizu sistema implantat-kost. MKE je danas široko primjenjena u svim oblastima stomatologije za proučavanje distribucije napona i deformacija u sistemu. Ono što ovu metodu čini veoma primjenjivom jeste poštovanje standarda Dobre kliničke prakse (GCP – ***G****ood* ***C****linical* ***P****ractice)* kao i poštovanje odluke Etičkog komiteta, bez koga nije moguće sprovesti ni jednu planiranu studiju.

Primjena MKE u stomatologiji ima važne prednosti:

- svaki domen, bez obzira na to koliko je složena i nepravilna njegova geometrija i sa heterogenim svojstvima, može se podijeliti na određeni broj konačnih elemenata, sa definisanim osobinama i ponašanjem;
- metoda je primjenjiva i kod statičkih i dinamičkih problema, kod različitih agregatmih stanja, linearno i nelinearno, neelastično, viskoelastično i plastično ponašanje materijala;
- daje mogućnost izmjene velikog broja ulaznih podataka i parametara;
- ima mogućmost analize vrlo kompleksnih pojava i problema

Kako navode autori, pored pomenutihprednosti MKE ima i određena ograničenja i nedostatke:

- „svaki konačni element se bazira na pretpostavljenoj funkciji oblika koji definiše raspodjelu pomjeranja unutar elementa kao funkciju pomijeranja čvorova.
- čak i sa elementima koji se „dobro ponašaju“, riješenje veoma zavisi od same mreže elemenata, ne samo po pitanju broja elemenata na koje je domen- region podjeljen, nego i od njihovog oblika i rasporeda.
- modeliranje geometrije, svojstva materijala, oslonca i opterećenja, je u nekim slučajevima subjektivno i u mnogome zavisi od osobe koja modelira problem (ovo se pogotovo odnosi na problem definisanja graničnih uslova- oslonaca). Zbog toga npr., isti problem, koji u

istom kompijuterskom programu rješavaju različite osobe, često će rezultirati, u manjem ili većem obimu, različitim rješenjima.

- uvijek egzistira problem tačnosti rješenja. Ne treba gubiti iz vida da je MKE prije svega, približna metoda proračuna. Sama metoda, čak i kada je primjenjuje iskusan korisnik, ne garantuje apsolutnu tačnost – pouzdanost rješenja. Zbog toga je uvijek neophodna i eksperimentalna validacija dobijenih rezultata.“[76]

Za praktičnu primjenu ove metode neophodan je odgovarajući programski paket (softver). Analiza rezultata konačnih elemenata može se vršiti u nekoliko programa, ali se najčešće upotreljava *ANSYS.* Ovaj softver ima mogućnost više tipova analiza i programske alate za brzo i jednostavno 3D modelovanje. Nakon završene diskretizacije domena, softver pruža mogućnost za izuzetno jednostavno rješavanje sistema jednačina, a posjeduje i postprocesne alate koji jednostavno prikazuju zone najvećeg napona i deformacije. Ovaj program funkcioniše samostalno, nisu mu potrebni dodatni programi, a dozvoljava unošenje modela i geometrije koji su definisani u drugim programima. *ANSYS* se sastoji od tri osnovna programska modula: pretprocesora, rješenja i opšteg potprocesoara, kao i nekoliko specijalizovanih modula.

Pretprocesorni modul omogućava kreiranje geometrije, dodjeljivanje tipa elementa i osobine materijala. Nakon toga se pristupa formiranju mreže elemenata, definisanju opterećenja i graničnih uslova. Izuzetno složeni geometrijski modeli se nerijetko modeluju u specijalizovanim programima za modelovanje, pa se potom unose u pretprocesor.

Modul rješenje se koristi za rješavanje zadatog modela sa izborom željenog tipa analize.

Modul opšteg postprocesora se primjenjuje za pregled i analizu dobijenih rezultata. Oni se mogu prikazati na različite načine: numerički (u vidu listinga), grafički (slikovno) ili u formi animacije. Takođe moguće je dobiti i željeni presijek ili putanje modela sa odgovarajućim rezultataima.

Zadnjih godina program *ANSYS* je nadograđen platformom *Workbenc* koja značajno pojednostavljuje korištenje složenih metoda u okviru analize konačnim elementima. Upravo ova platforma *Workbench 12* se najčešće koristi za simulacije stomatoloških problema i analizu različitih materijala.

Rješenja koje dobijemo metodom konačnih elemenata su u osnovi približna. Kada je riječ o njima postavlja se pitanje njihove tačnosti, stabilnosti i konvergencije. Pod pojmom **tačnost** se podrazumijeva koliko je približno riješenje blisko tačnom. Pod pojmom stabilnost se podrazumijeva **stabilnost** u proračunskom procesu traženja rješenja. Pojam **konvergencije** podrazumijeva da se sa svakim korakom približava rješenju, odnosno ukoliko se razlika između uzastopnih rješenja sukcesivno smanjuje postupak je konvergentan.

Greške koje se mogu javiti u okviru ove metode mogu biti dvojake:

- greške diskretizacije, kada se radi o nedovoljno dobroj aproksimaciji realnog domena i ;
- greške interpolacijskih funkcija, koje predstavljaju razliku između stvarnog polja nepoznatih funkcija i njihove aproksimacije pomoću polinoma.

Diskretizovani trodimenzionalni modeli realnih objekata izloženi su složenom naponskom stanju. U cilju upoređivanja ovog naponskog stanja sa drugim sličnim modelima koji trpe isto ili slično oprerećenje, poterbno je definisati **ekvivalentni (uporedni) napon- σ_{ekv}**. On omogućava da se posmatrani model napregne u pravcu jedne ose i na taj način zamijeni postojeće složeno naponsko stanje.

Prema *Grboviću i Balaću* ovo „ekvivalentno naponsko stanje može lako uporediti sa graničnom vrijednošću napona zajednoosno zategnuti uzorak napravljen od istog materijala. Postavljen je veliki broj hipoteza pomoću kojih se složeno naponsko stanje može uporediti sa jednostavnim, jednoosnim stanjem napona *(Lajbnicova, Maksvelova, Morova, SenVenanova, Treskina, Huberova* , itd.)“[80]

Međutim, *fon Mizesova (VonMises)* hipoteza najvećeg specifičnog deformacijskog rada promjene oblika je danas opšte prihvaćena hipoteza koja se koristi za određivanje ekvivalentnog napona u MKE. Ova hipoteza se bolje od ostalih slaže sa rezultatima eksperimentalnih istraživanja, posebno kada su u pitanju plastični (žilavi) materijali kao što su čelik, titanijum, bakar, bronza, itd. Treba napomenuti da su odstupanja proračunskih od tačno izmjerenih vrijednosti uvijek na strani sigurnosti, što je dodatni argument za primjenu upravo ove hipoteze. Sve analize i proračuni koji se primjenjuju u stomatologiji se odnose na *Fon Mizesove* ekvivalentne napone [81].

VonMises-ov ekvivalentni napon definisan je sledećom relacijom:

$$\sigma_{екв} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

gdje su σ_1, σ_2, σ_3 glavni naponi. U lokalnom koordinatnom sistemu napon ima oblik:

$$\sigma_{екв} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)}$$

gdje su σ_x, σ_y, σ_z normalni naponi , a τ_{xy}, τ_{yz}, τ_{zx} naponi smicanja.

4.3.1. Proračunski modeli TZP na implantatima

U skladu sa postavljenim ciljem ove studije, analizirana je distribucija opterećenja kod totalne zubne proteze na 2 i 4 implantata, kada je kao retencioni sistem korištena prečka ili lokatori metodom konačnih elemenata.Napini i deformacije su analizirani u koštanom tkivu oko implantata, kao i u samoj protezi.Kako bi se realizovali postavljeni zadatci, bilo je neophodno precizno definisati matematički model. U tom smislu bilo je potrebno:

- definisati geometriju zadanog modela;
- definisati karakteristike materijala modela;
- definisati uslove opterećenja (intenzitet, orijentaciju raspodjele sile);
- definisanje graničnih uslova, odnosno stepena slobode kretanja.

4.3.1.1. Definisanje geometrije modela

U ovoj studiji kreirana su ukupno četiri 3D proračunska modela. Oni su podijeljeni u dvije grupe sa po 2 modela za analizu distribucije napona i deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem, koštanoj bazi TZP, periimplantatnom koštanom tkivu rezidualnog alveolarnog grebena, te u samoj TZP. Pretpostavljeno je da se radi o potpuno bezuboj donjoj vilici sa dovoljno koštanog tkiva za ugradnju 2, odnosno 4 standardna implantata u interforaminoj regiji.

Prva grupa: postavljena su dva implantata u regiji prvog premolara lijevo i desno. Postavljeni su implantati *Straumann Standard plus*, dimenzije 4.1x10 mm. Kod prvog tipa modela na implantatima su postavljeni lokatori, visine 3 mm. Kod drugogo tipa modela na implantatima je postavljena prečka ukupne visine 7mm bez dodatnih retencionih elemenata na njoj.

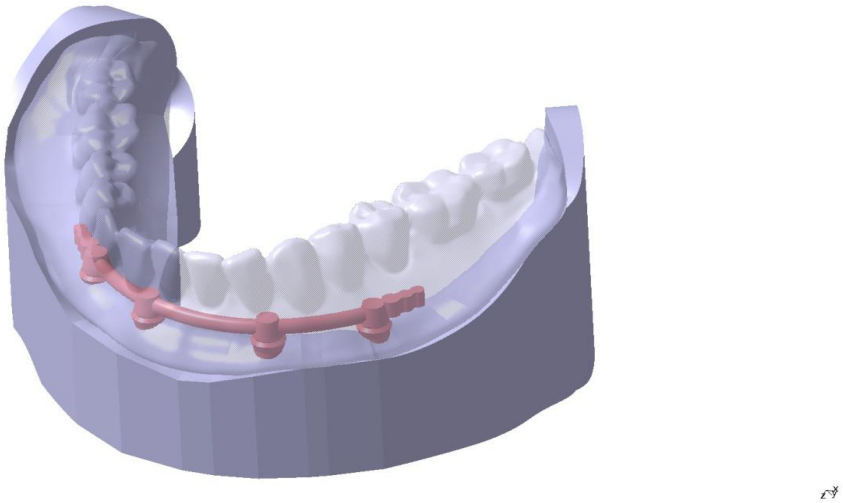
Druga grupa: postavljena su četiri implantata i to u regiji između drugog inciziva i očnjaka i prvog permolara lijevo i desno. Postavljeni su implantati *Straumann Standard plus*, dimenzije 4.1x10 mm. Kod prvog tipa modela na implantatima su postavljeni lokatori, visine 3 mm. Kod drugogo tipa modela na implantatima je postavljena prečka ukupne visine 7 mm bez dodatnih retencionih elemenata na njoj.

Modelacija implantata i retencionih sistema na njima urađena je prema fabričkim dimenzijama i perporukama. Za kreiranje totalne zubne proteze ojačane metalnim skeletom korištena je konvencionalna metoda izrade. Za izradu metalnog skeleta proteze pretpostavljena je Co-Cr legura, a za ostalo toplotnopolimrtizujući akrilat poznatih fizičkih i mahaničkih svojstava. Na ovaj način su u sva četiri slučaja izmodelovane totalne zubne protetze sa metalnim skeletom i zubima adekvatne okluzalne morfologije. Za sve korištene materijale je pretpostavljeno da su homogeni, izotropni i linearno elastični. Koordinate za svaku graničnu tačku su unijete u program kako bi se stvorile površine modelovani objekata.

Programski paket korišten za izradu modela je *CATIA v5*, dok je za analizu dobijenih rezultata korišten *ANSYS Workbench.* Dobijeni modeli sa dva postavljena implantata, retencionim sistemom i protezom imaju 422 173 elemenata i 612 156 čvorova (Slika 3.).

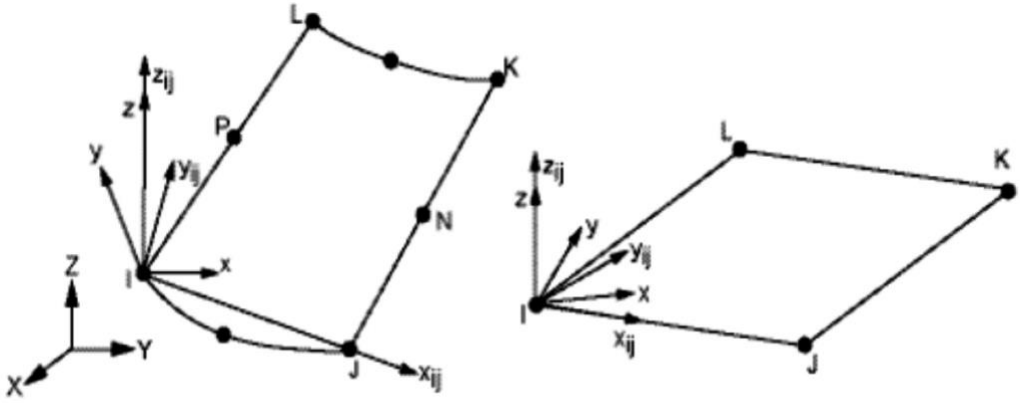
Slika 3. Proračunski 3D model sa 2 implantata, retencionim sistemom i TZP

Kreirani 3D modeli sa četiri postavljena implantata, retencionim sistemom i TZP imaju 426 478 elemenata i 632651 čvorova (Slika 4.).



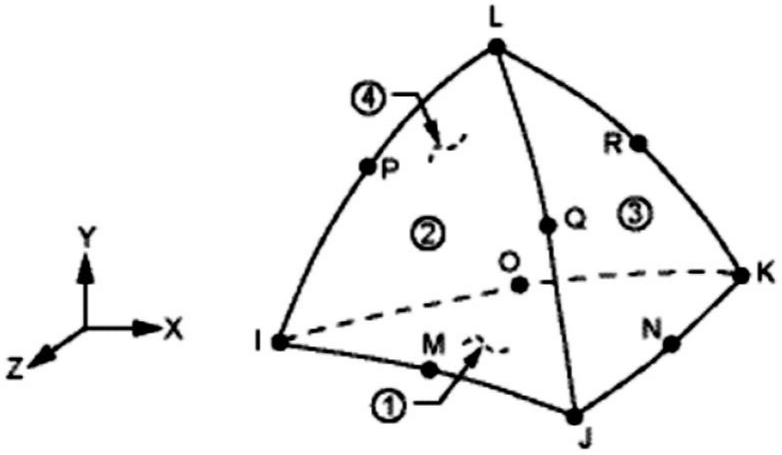
Slika 4. Proračunski 3 D model sa četiri implantata, retencionim sistemom i TZP

SOLID 187 je trodimenzionalni element višeg reda sa 10 čvorova (Slika 5.) koji ima mogućnost pomijeranja opisanih pilonoma drugog reda. Svaki čvor ima tri stepena slobode: translacije u *u x, y* i *z* pravcu. Element se može koristiti i u slučajevima plastičnog deformisanja, puzanja, naponskog očvršćavanja itd.



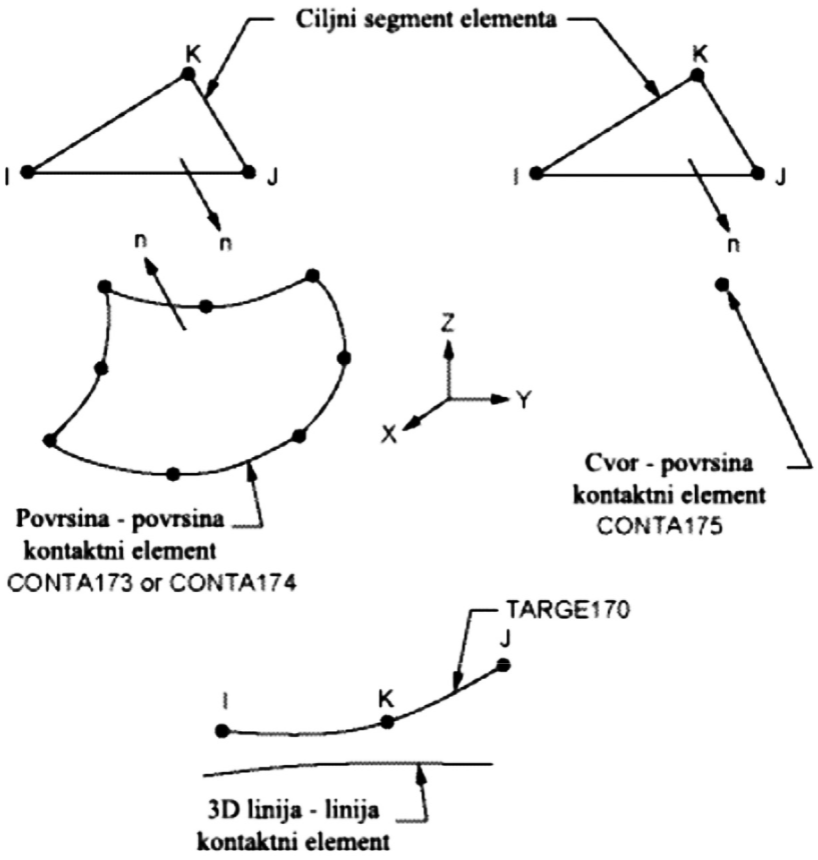
Slika 5. Izgled konačnog elementa solid 187

SURF 154 je površinski element i može se koristiti u različitim situacijama za simuliranje površinskih opterećenja i efekata. Može se postaviti preko određene strane bilo kog trodimenzionalnog elementa, te se tako može koristiti u 3D analizi. Element je definisan sa 4 do 8 čvorova (Slika 6.) kao i karakteristikama samog materijala. Proračuni masa ili zapremina uzimaju u obzir i debljinu elementa.



Slika 6. Izgled konačnog elementa surf 154

CONTA 174 je element koji se koristi za kontaktnu analizu i simulira dodir dvije površine, odnosno prijenos pomijeranja sa jednog tijela na drugo u kontaktu (Slika 7.).



Slika 7. Izgled konačnog elementa conta 174

4.3.1.2. Definisanje karakteristika materijala modela

Ulazni parametri za sve izmodelovane objekte (modul elastičnosti – E, Poasonov koeficijent – ν), uzeti su iz literautre [93] (Tabela 2.).

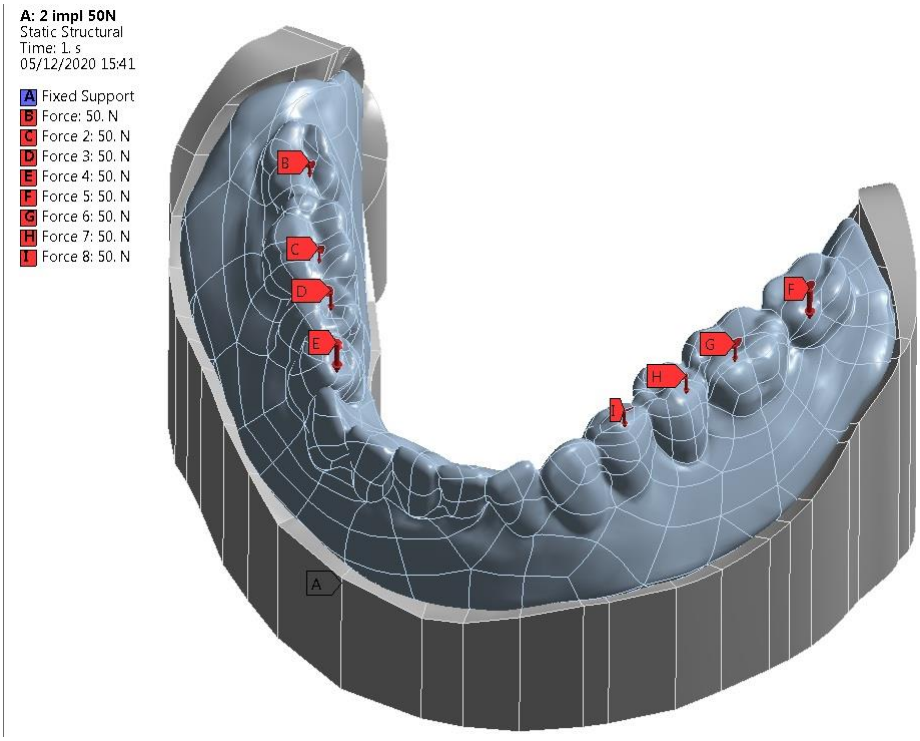
Materijal	Moduo elastičnosti (E)	Poasonov koeficijent (ν)
Implantat CpTi	$12 \times 10^{[5]}$ MPa	0,33
Kortikalna kost (9)	$13,7\times 10^{[3]}$ MPa	0,30
Spongiozna kost	$1,5 \times 10^{[3]}$ MPa	0,30
Akrilat	$8,3\times 10^{[3]}$ MPa	0,28
Co-Cr legura	$2,18 \times 10^{[5]}$ MPa	0,33
Sluzokoža	2,8 MPa	0,40

Tabela 2. Vrijednosti ulaznih parametara

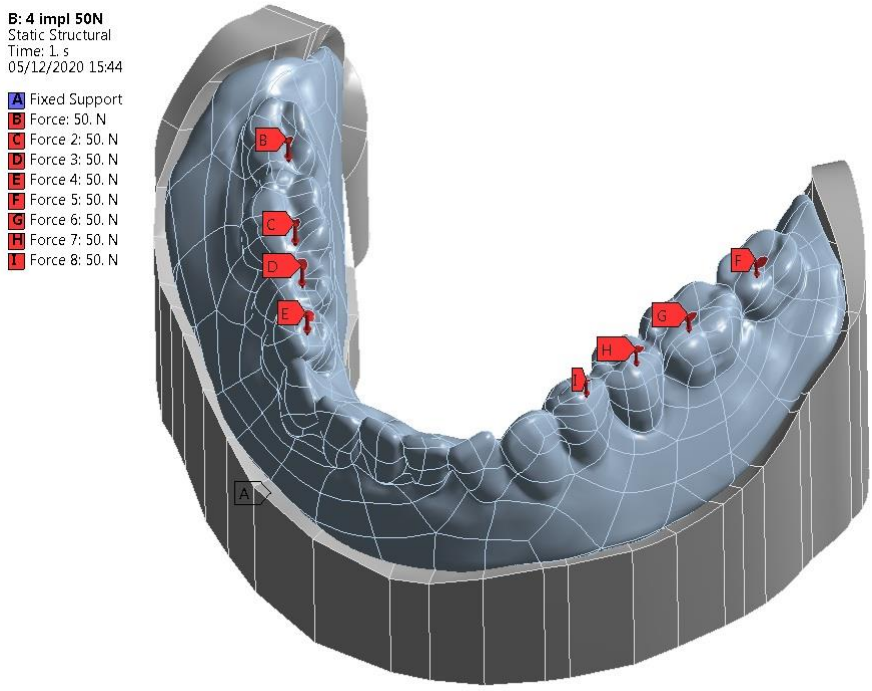
4.3.1.3. Definisanje uslova opterećenja

Grbović i Balać ističu da se „opterećenje kao pritisak definiše u pravcu normale na površinu elementa na koji djeluje. Površinski element ili ljuske, imaju definisanu unutrašnju i spoljašnju normalu površine. Opterećenje kao pritisak je postavljeno po unaprijed zadanim vrijednostima od unutrašnje ka spoljašnjoj površini. U slučaju dejstva pritisnog opterećenja na površinu solida, orijentacija se automatski postavlja, zbog toga što su vektori normala kod površina solid elementa uvijek usmjereni u pravcu od centra i pozitivni pritisak je tada orijentisan suprotno od ovog vektora. Opterećenje kao pritisak podrazumijeva silu koja djeluje na odgovarajuću površinu. P=pritisak je u Pa, F=sila(N), a S=površina (mm2). Kod opterećenja kao sila, sila ne djeluje na površinu, već djeluje u tački.“[80]

U eksperimentu je korištena aksijalna sila od 400 N, raspoređena 50 N po zubu, na premolarima, te prvom i drugom molaru (Slika 8. i 9.). Nakon toga je izvršena analiza distribucija napona i deformacije u proračunskim modelima.



Slika.8. Napadne tačke aplikovane sile. 3D model sa 2 implantata.



Slika 9. Napadne tačke aplikovane sile od 50 N. 3D model sa 4 implantat.

Izračunavani su *Fon Mizesovi* ekvivalenti napona i deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem, koštanoj bazi TZP, periimplantatnom koštanom tkivu rezidualnog alveolarnog grebena, te u samoj protezi. Numeričke vrijednosti su također predstavljene grafički u cilju jasnije interpretacije i razumijevanja.

4.3.1.4. Definisanje graničnih uslova – stepeni slobode kretanja

U ovom eksperimentu se pošlo od predpostavke da je donja vilica fiksirana, budući da je za analizu aksijalnih opterećenja uzet položaj centralne okluzije, koji stabilizuje vilicu u ovom položaju.

5. REZULTATI

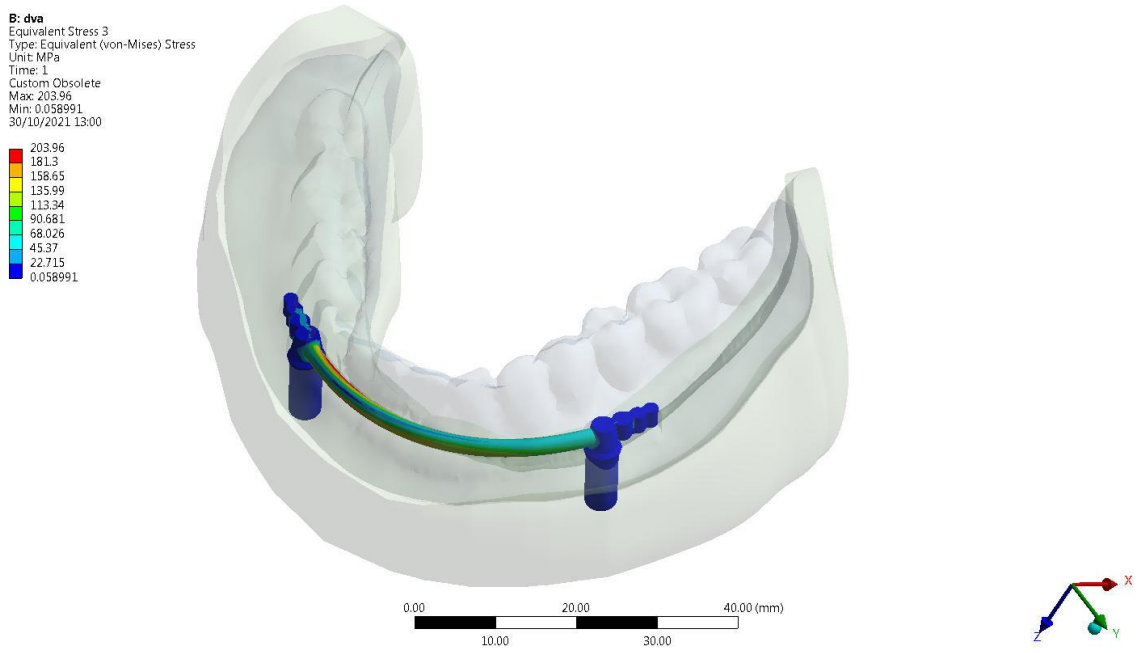
U okviru ove studije vršena je analiza unutar 3D modela sa dva i četiri postavljena implantata, te lokatorom ili prečkom kao retencionim sistemom. Obavljen je proračun veličine napona i deformacija unutar sklopa implantat-retencioni sistem, koštanoj bazi TZP, periimplantatnoj kosti RAG, te unutar same proteze. Na model je aplikovana vertikalna slila od 400 N , raspoređena obostrano na premolare, te prvi i drugi molar po 50 N.

5.1. REZULTATI 3D MODELA SA DVA IMPLANTATA

U cilju lakšeg sagledavanja rezultata ove studije dobijene vrijednosti napona i deformacije u modelima sa dva postavljena implantata podjeljeni su u dvije grupe. Unutar prve grupe prikazani su naponi u sklopu implantat-retencioni sistem, u koštanoj bazi ispod TZP, u periimplantatnoj kosti, te unutar same TZP. Prilikom analize korištena je prečka u jednom, a lokator kao retencioni sistem u drugom modelu. U drugoj grupi prikazane su dobijene vrijednosti napona za sve gor navedene sklopove.

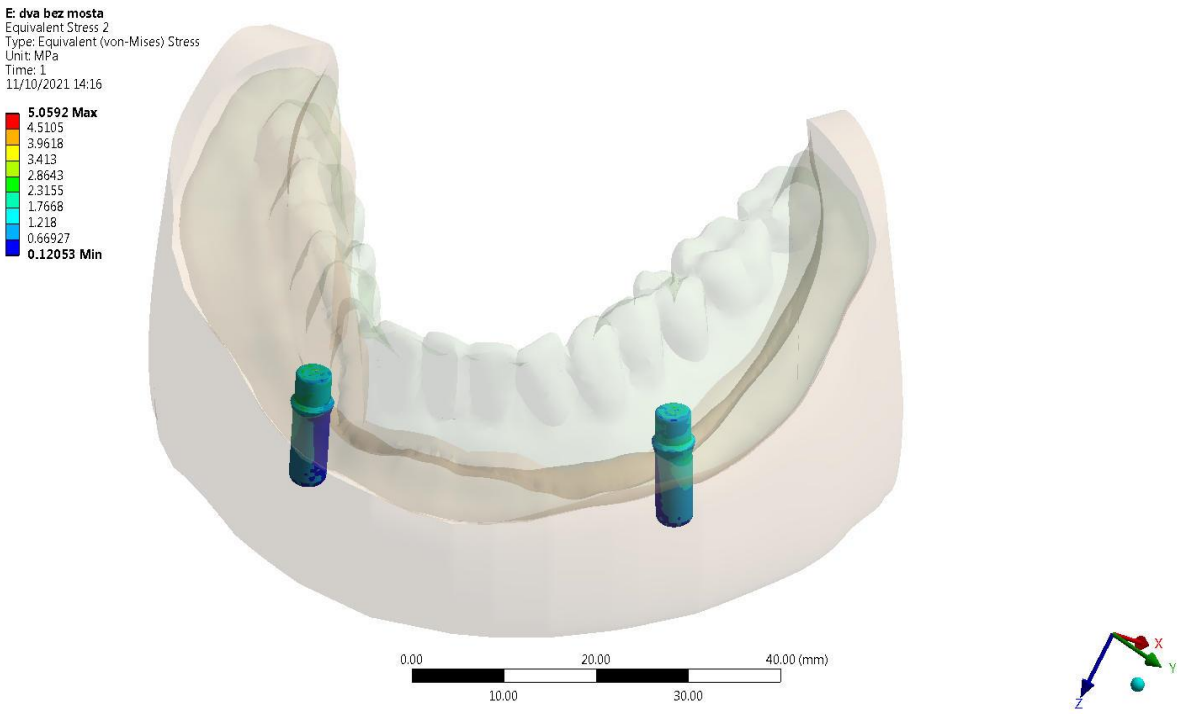
5.1.1. Vrijednosti napona u 3D modelima sa dva implantata

3 D model sa prečkom kao retencionim sistemom najveći nivo napona u sklopu implantati-retencioni sistem akomulirao je na lingvalnoj strani prečke u dijelu između dva implantata (Slika 10). Maksimalne izmjerene vrijednosti napona kretale su se oko 203.96 MPa.



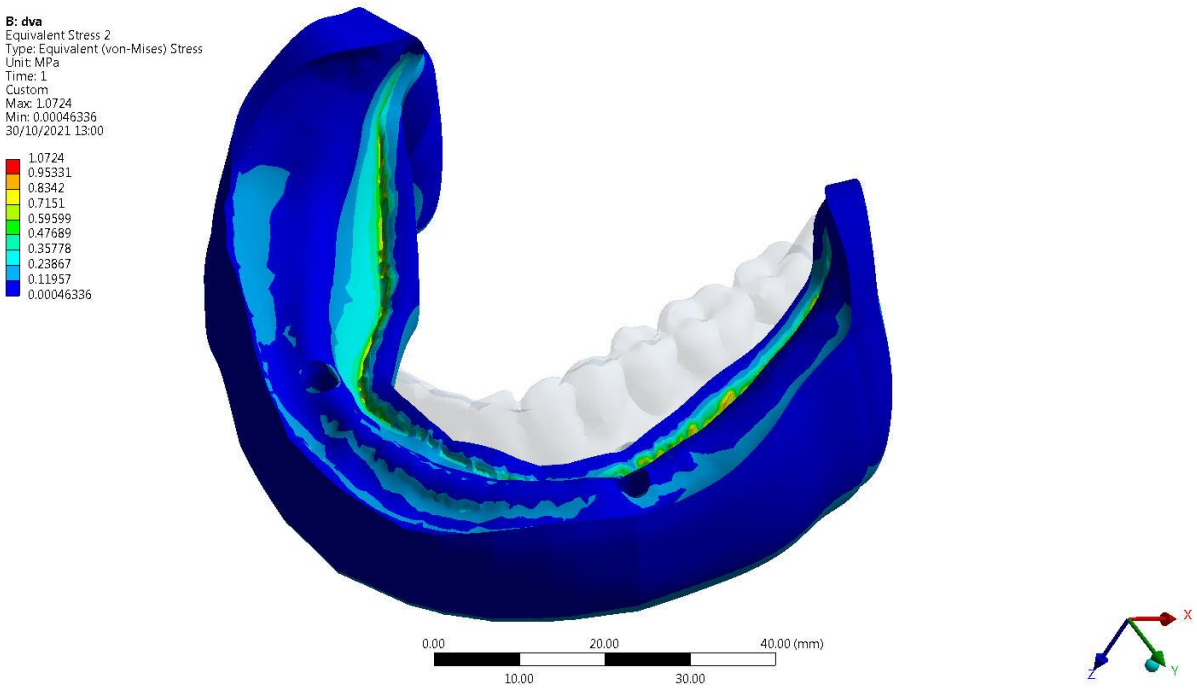
*Slika 10. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. **Najveće vrijednosti napona** u sklopu implantat-retencioni sistem lokalizovan je u lingvalnom dijelu prečke između 2 implantata(203.96 MPa).*

U slučaju sa dva lokatora kao retencionim sistemom u 3 D modelu sa 2 implantat, maksimalne vrijednosti napona u sklopu implantat-retencioni sistem, iznosile su svega 2.1355 MPa i lokalizovane u na samom lokatoru (Slika 11.).



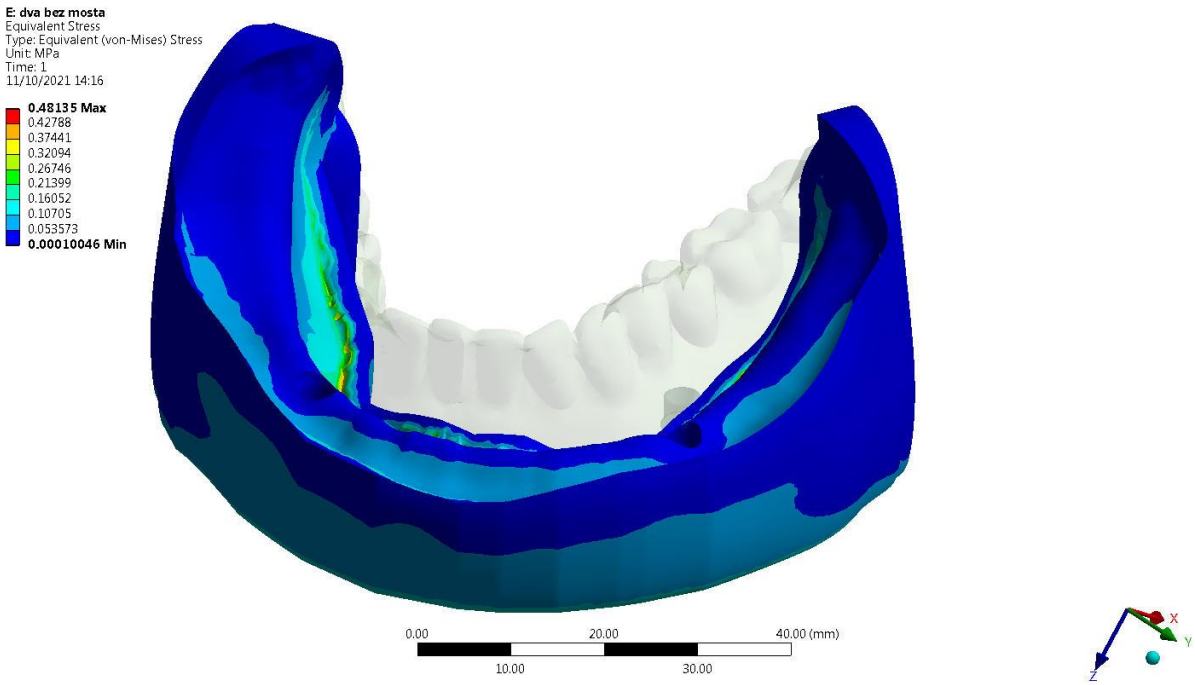
Slika 11. Model sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila je 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *unutar sklopa implantat-retencioni sistem lokalizovane na samom lokatoru (2.1355 MPa).*

Vrijednosti napona na koštanoj bazi TZP u modelu sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom, dostigla je maksimalnu vrijednost od 1.0724 MPa (Slika 12.). Najveći napon koncentrisan je u predjelu lingvalnih krila proteze i lijevo i desno.



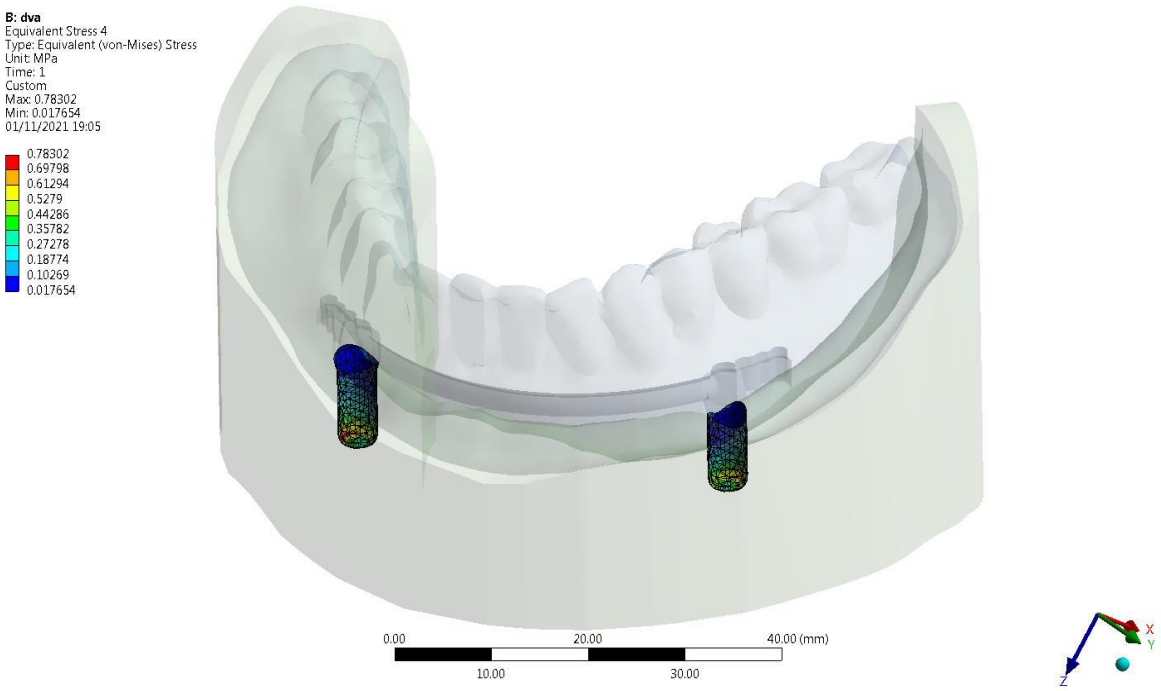
Slika 12. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u kosti ispod baze proteze lokalizovane su ispod lingvalnih krila proteze(1.0724 MPa).*

U 3D modelu sa dva implantat, vrijednosti napona u koštanoj bazi TZP pri korištenju lokatora kao retencionog sistema, dostigle su maksimalnu vrijednost od 0.48135 MPa i najveći napon zabilježen je ispod lingvalnih krila proteze (Slika 13.)



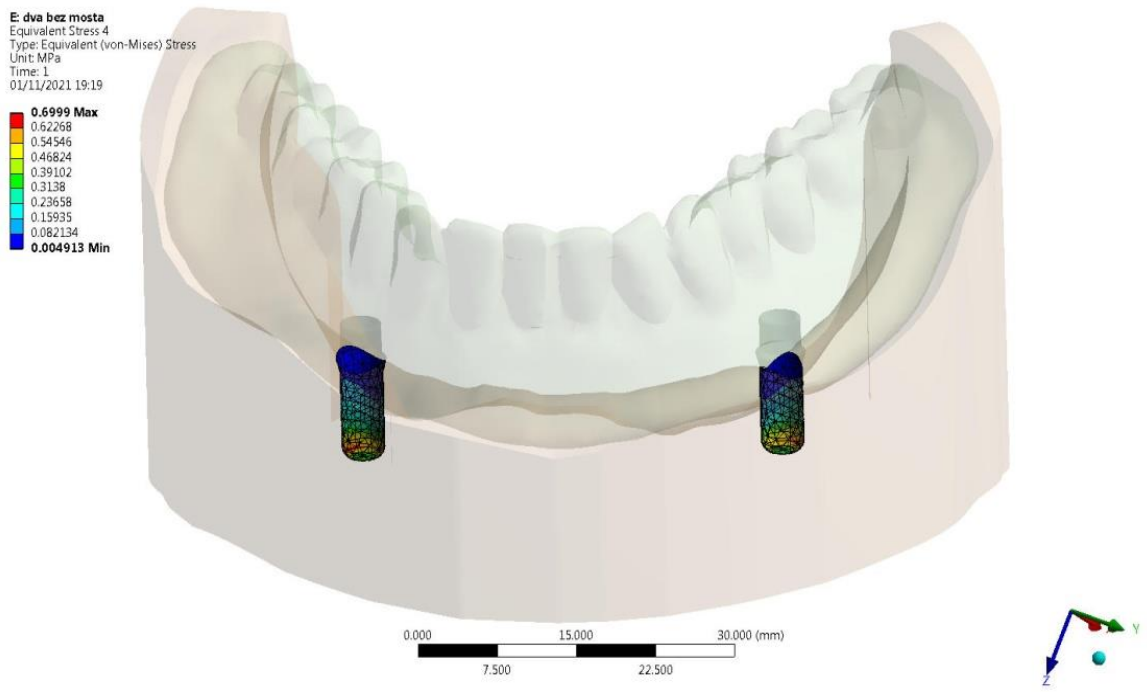
*Slika 13. Model sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. **Najveće vrijednosti napona** u kosti ispod baze proteze lokalizovane su ispod lingvalnih krila proteze(0.48135 MPa).*

Vrijednosti napona u periimplantatnoj kosti u 3 D modelu sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom dostigle su maksimalnu vrijednost od 0.78302 MPa i registrovane su u distalnom dijelu kosti oko vrha implantata (Slika 14.).



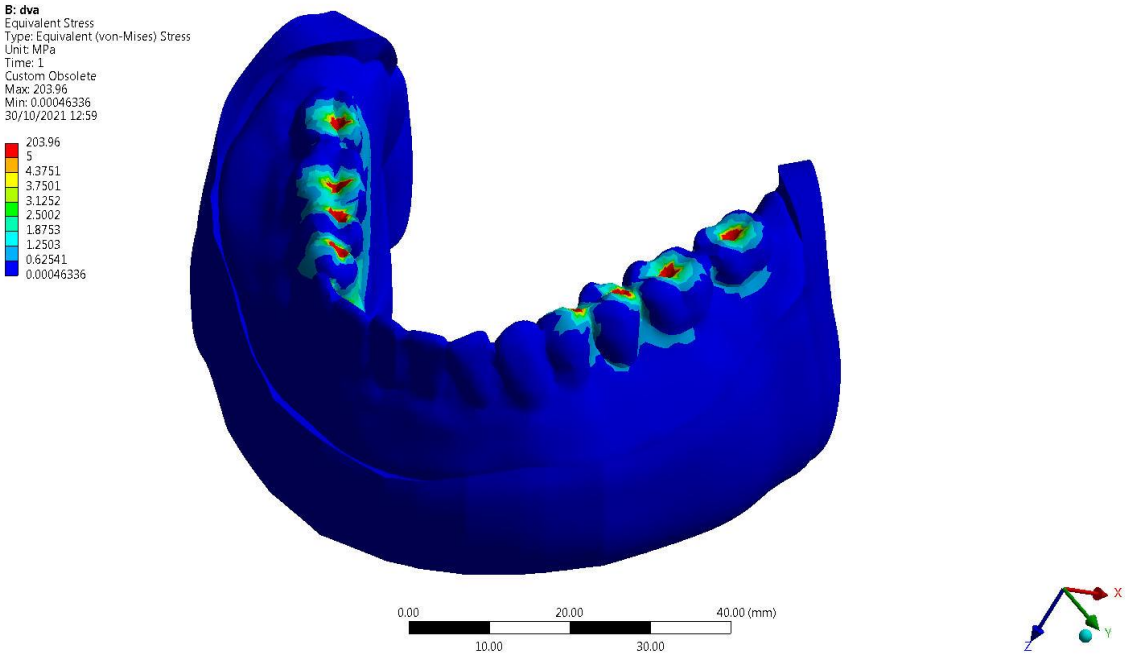
Slika 14. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u periimplantatnoj kosti lokalizovane su distalno od vrha implantata(0.78302 MPa).*

Vrijednosti napona u periimplantatnoj kosti u 3D modelu sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom dostigle su maksimalnu vrijednost od 0.6999 MPa i registrovane su u distalnom dijelu kosti oko vrha implantata (Slika 15.).



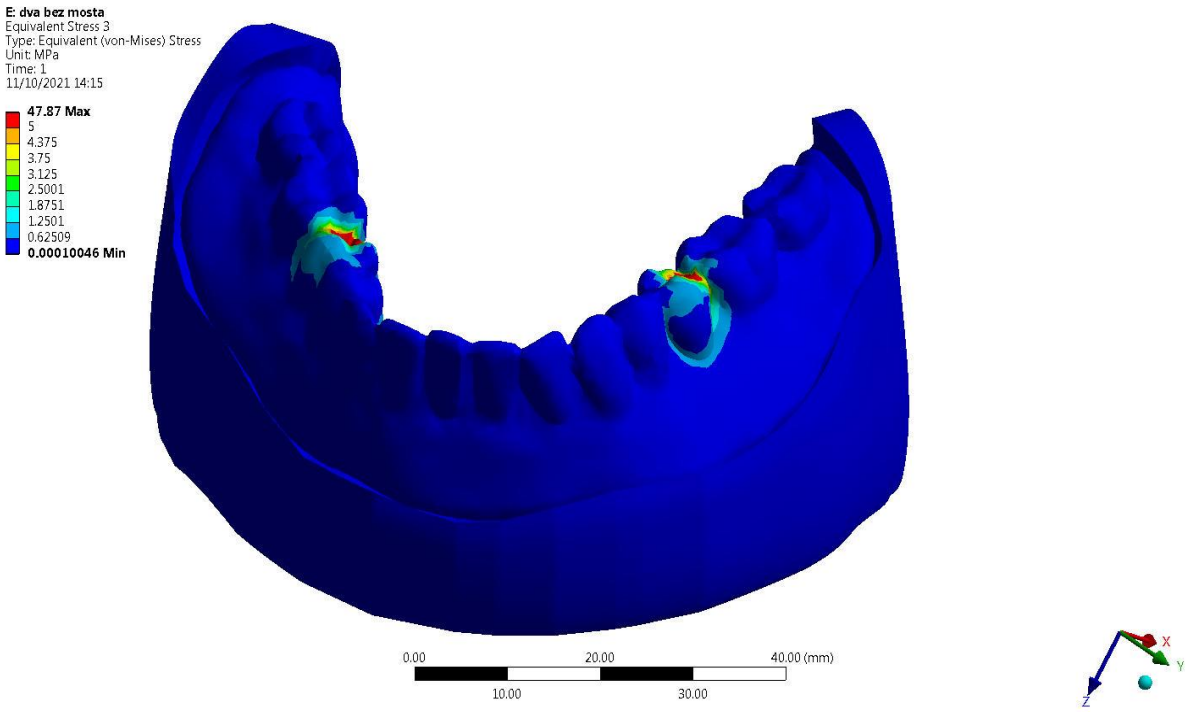
Slika 15. Model sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u periimplantatnoj kosti lokalizovane su distalno od vrha implantata(0.6999MPa).*

Vrijednosti napona u samoj TZP u modelu sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom su bile daleko veće nego kod lokatora kao retencionog sistema, što je bilo i za očekivati zbog stepena slobde koju lokatori imaju (Slika 16. i 17.)



Slika 16. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u samoj protezi lokalizovane su na mjestima napadnih tačaka sile (203.96 MPa).*

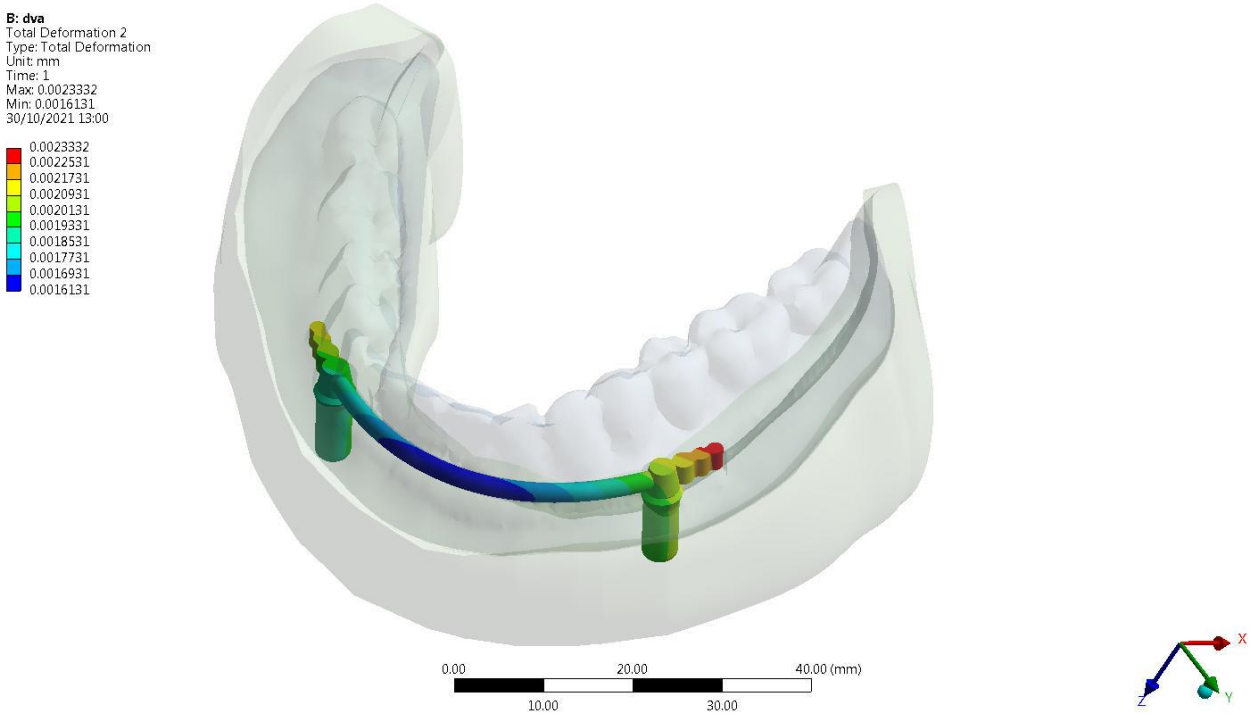
3D model sa lokatorom kao retencionim sistemom. Dva implantata i napon u samoj protezi zabilježen u tačkama oslonca proteze na retencioni sistem, tj. lokator (Slika 17.).



Slika 17. Model sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u samoj protezi lokalizovane su na mjestima oslanjanja proteze na lokatore (47.87 MPa).*

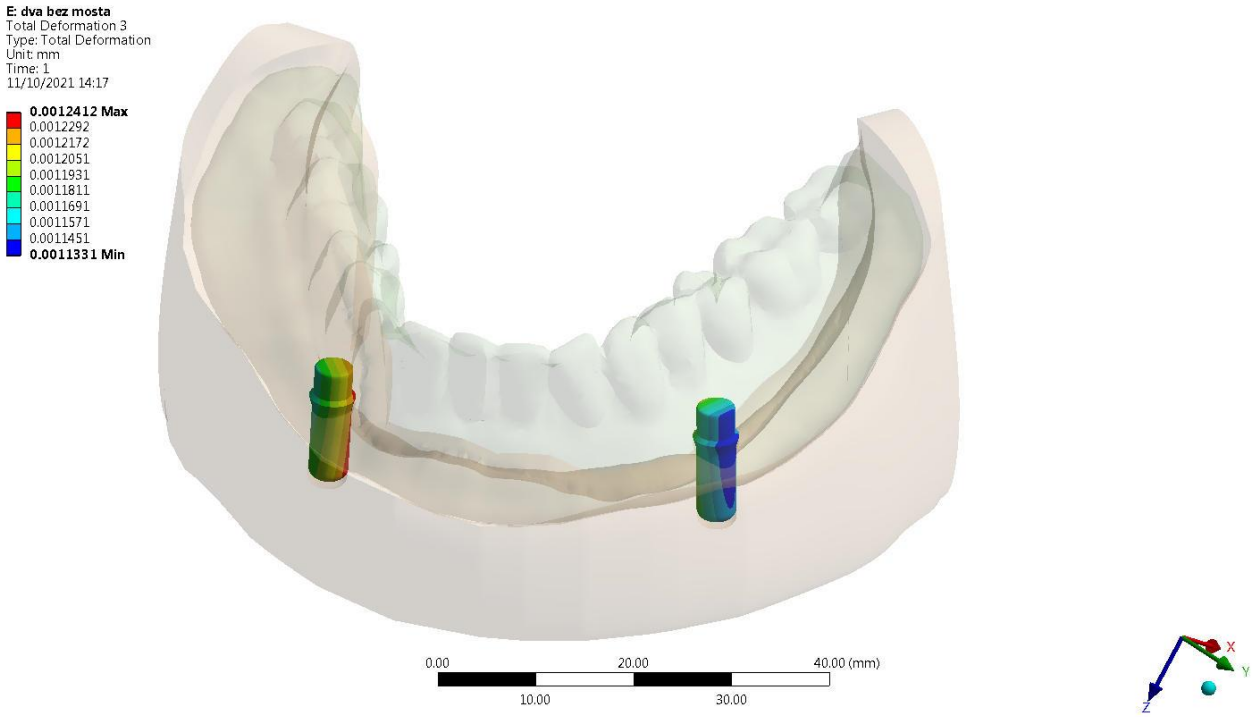
5.1.2. Vrijednosti deformacije u 3D modelima sa dva implantata

U ovoj studiji mjereni su naponi u 3D modelima i registrovane njihove maksimalne vrijednosti. Napon u sklopu implantat-retencioni sistem u 3D modelu sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom, registrovan je u dijelovima prečke distalno od postavljenih implantata (Slika 18.)



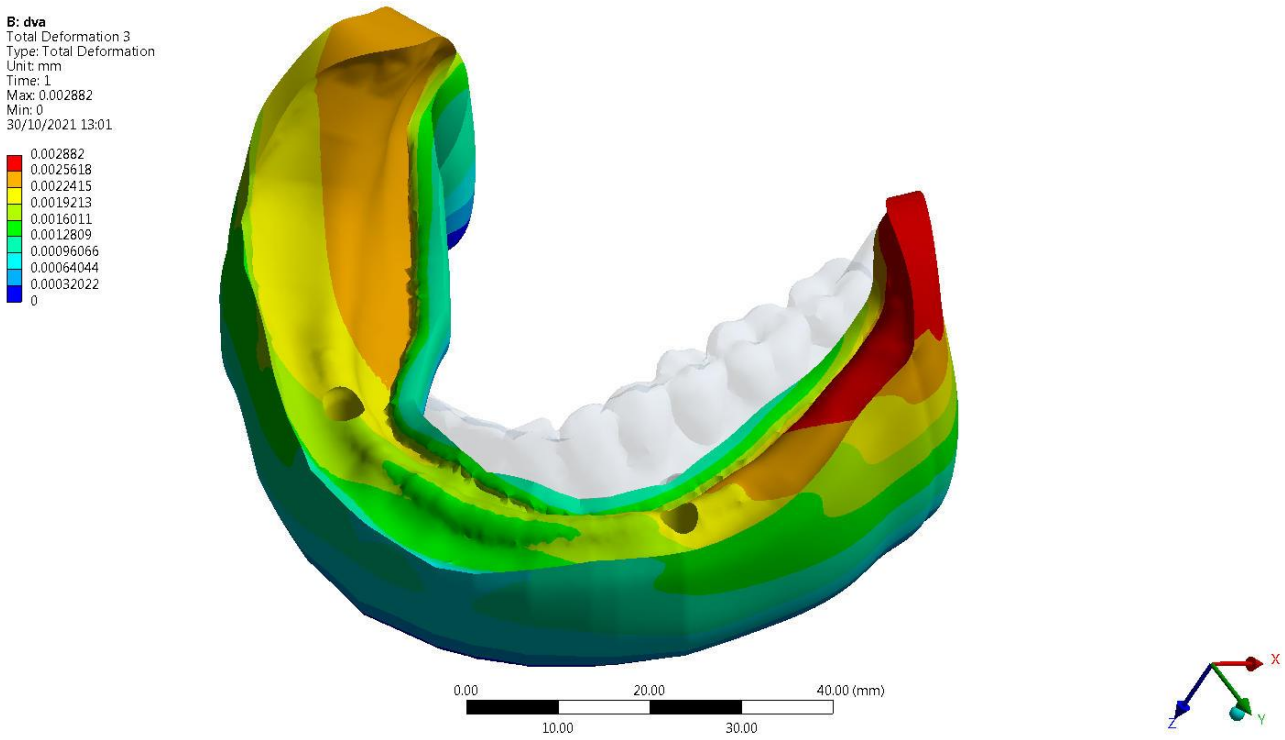
Slika 18. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u sklopu implantat-retencioni sistem lokalizovan je na retencionom dijelu prečke distalno od implantata (0.0023332mm).*

3D model sa dva implantata i lokatorom kao retencionim sistemom, maksimalne vrijednosti deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem, dosegao je na lingvalnim dijelovima vrata implantata i lokatora (Slika 19.).



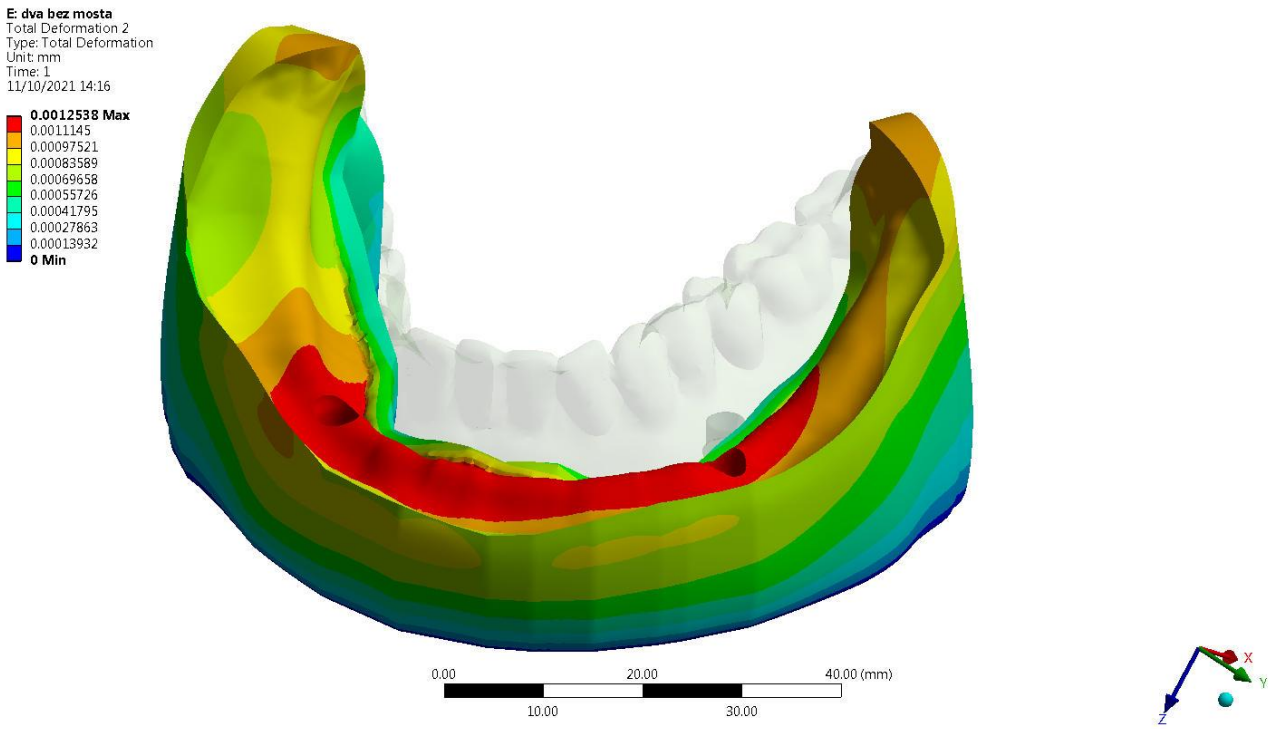
Slika 19. Model sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila je 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u sklopu implantat-retencioni sistem lokalizovane su na lingvomezijalnoj strani lokatora i implantata (0.0012412mm).*

Maksimalna deformacija na koštanoj bazi TZP u 3D modelu sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom, registrovan je u predjelu retromolarnog koštanog izbočenja (Slika 20.).



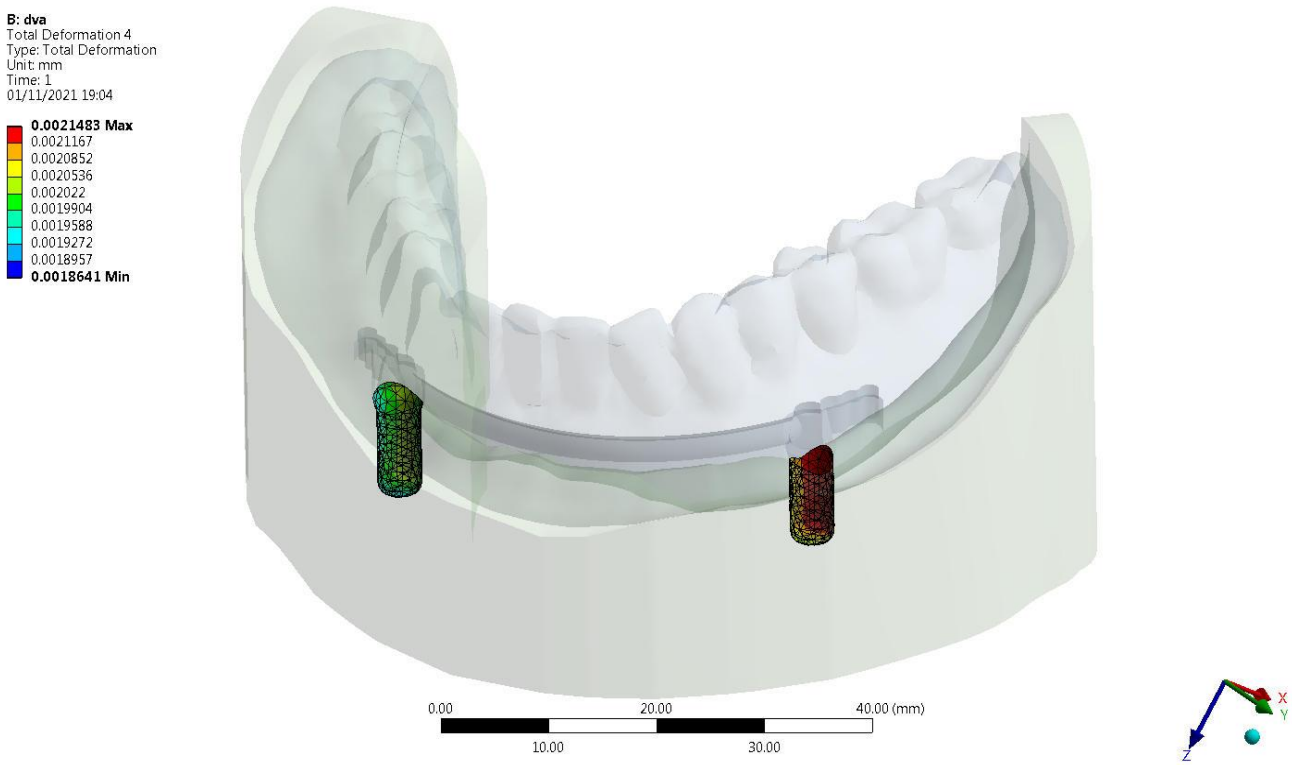
Slika 20. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u kosti ispod baze proteze lokalizovane su u retromolarnom području (0.002882mm)*

U 3D modelu sa dva implantata i lokatorom kao retencionim sistemom deformacija koštane baze TZP je ravnomjernije distribuirana u poređenju sa 3D modelom kod koga je korištena prečka kao retencioni sistem. Maksimalne vrijednosti deformacije registrovane u na kosti između dva postavljena implantata (Slika 21.).



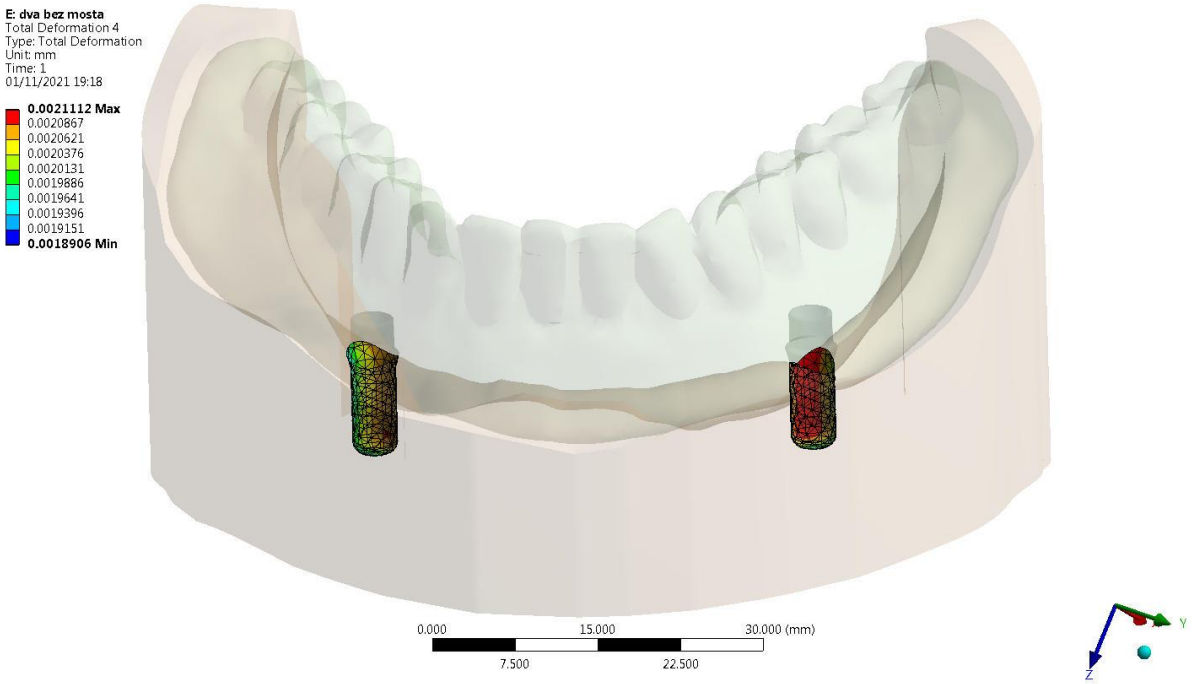
Slika 21. Model sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u kosti ispod baze proteze lokalizovane su u interkaninom području između dva ugrađena implantata (0.0012538mm).*

Vrijednosti deformacije u periimplantatnoj kosti u 3D modelu sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom, zabilježene su u vretnom korteksu, te duž distalne strane implantata (Slika 22.).



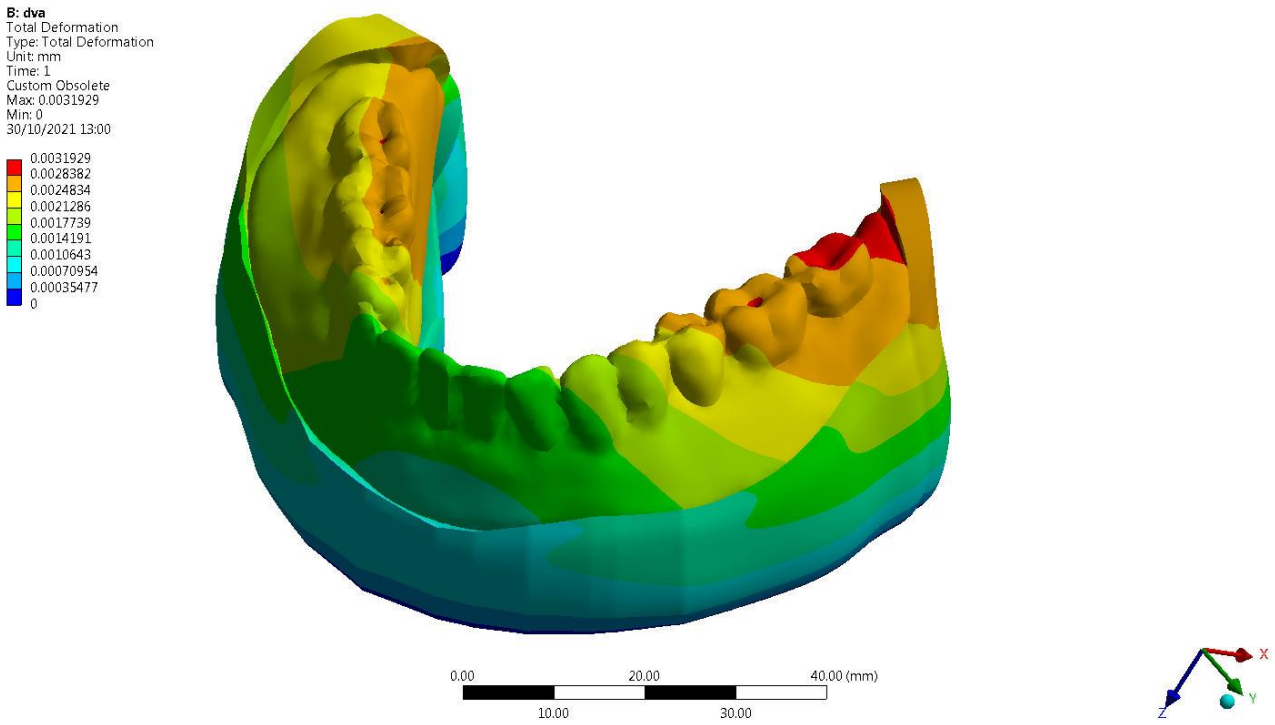
Slika 22. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u periimplantatnoj kosti lokalizovane su duž distalne strane implantata(0.0021483 mm).*

U 3D modelu sa dva implantata i lokatorom kao retencionim sistemom, najveća deformacija u periimplantatanoj kosti, takođe je lokalizovana u vratnom korteksu i duž distalnih strana implantata (Slika 23.).



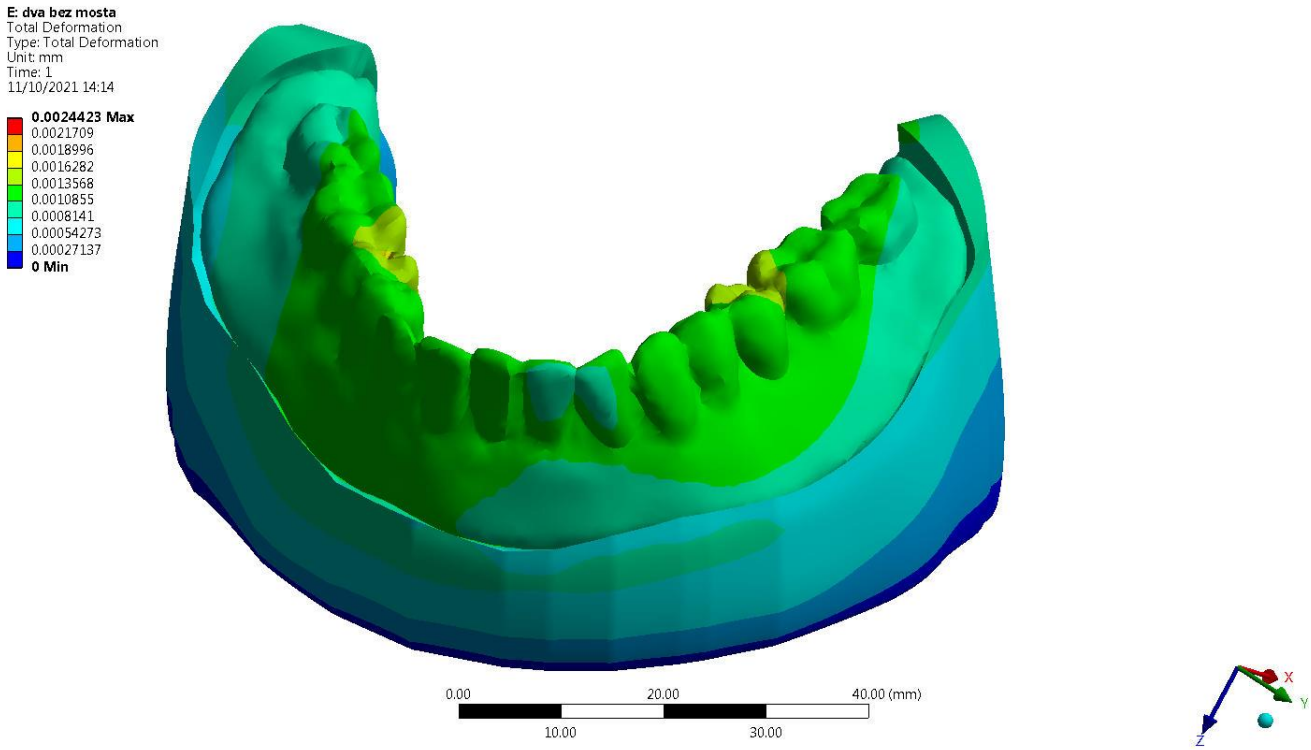
Slika 23. Model sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u periimplantatnoj kosti lokalizovane su duž lingvalne strane implantata(0.0021112 mm).*

Deformacija unutar same TZP u 3D modelu sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom uočena je u većoj mjeri na distolingvalnim dijelovima zuba i baze proteze, ispod napadnih tačaka aplikovane sile (Slika 24.).



Slika 24. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u samoj protezi lokalizovane su na distolingvalnim partijama proteze (0.0031929mm)*

U 3D modelu sa dva implantata i lokatorom kao retencionim sistemom, distribucija deformacije unutar same TZP je mnogo uniformnija nego u slučaju 3D modela sa prečkom kao retencionim sistemom. Maksimalne vrijednosti deformacije regisrtovane su u predjelu oslanjanja protetze na lokator sa lingvalne strane (Slika 25.).



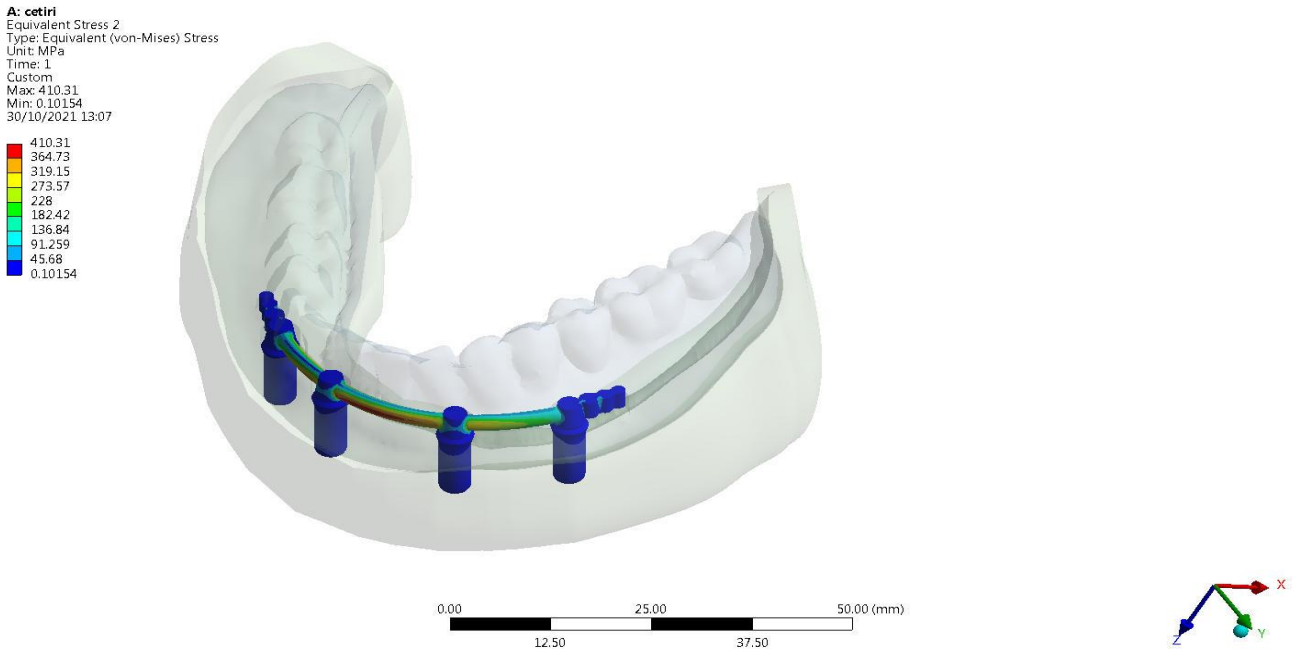
Slika 25. Model sa dva implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u samoj protezi lokalizovane su na lingvalnim dijelovima oko drugog premolara (0.0024423mm)*

5.2. REZULTATI 3D MODELIMA SA ČETIRI IMPLANTATA

U 3D modelima sa četiri implantata analizirane su vrijednosti napona i deformacija unutar sklopa implantat-retencioni sistem, koštanoj bazi TZP, periimplantatnoj kosti, te unutar same proteze. Formirana su dva proračunska modela, sa 4 implantata i prečkom kao retencionim sistemom i 4 implantata i lokatorom kao retencionim sistemom. Na modele je aplikovana vertikalna slila od 400 N, raspoređena obostrano na premolare, te prvi i drugi molar po 50 N. Radi lakše analize dobijenih rezultata vrijednosti napona i deformacije podjeljeni su u dvije grupe.

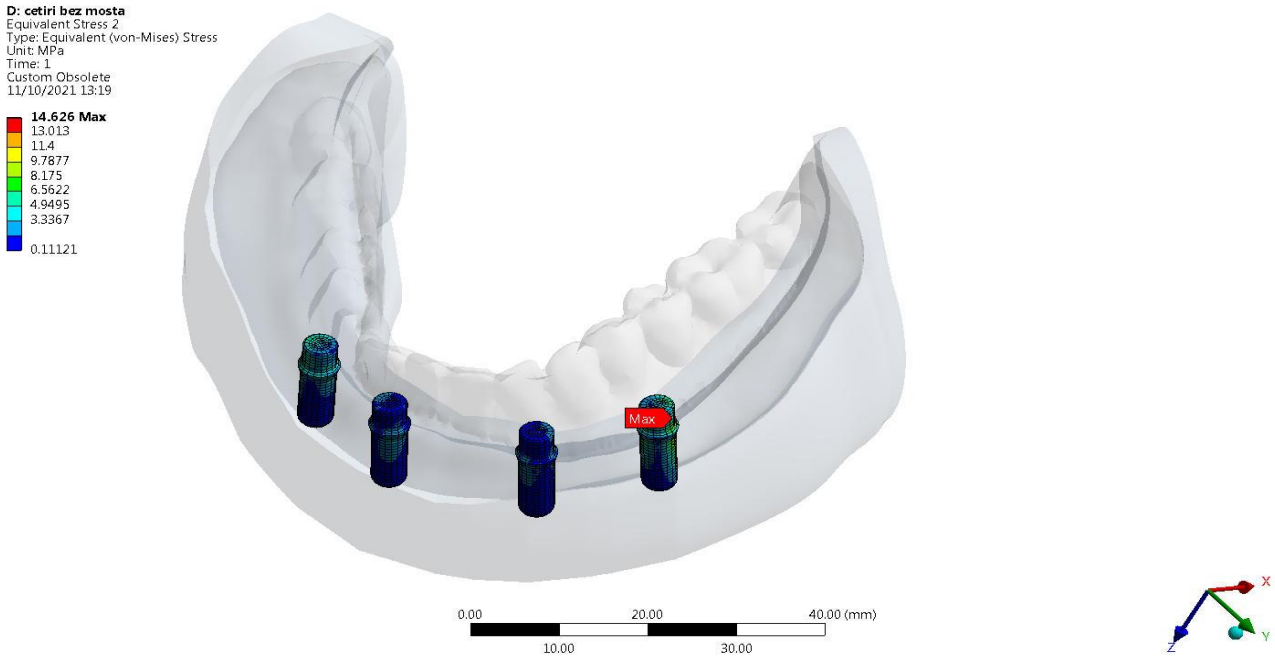
5.2.1. Vrijednosti napona u 3D modelima sa četiri implantata

3D model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom najveće vrijednosti napona u sistemu implantati-retencioni sistem akomuliran je na lingvalnoj i gingivalnoj strani prečke u dijelu između mezijalna dva implantata (Slika 26.). Maksimalan izmjerene vrijednosti napona kretale su se oko 203.96 MPa.



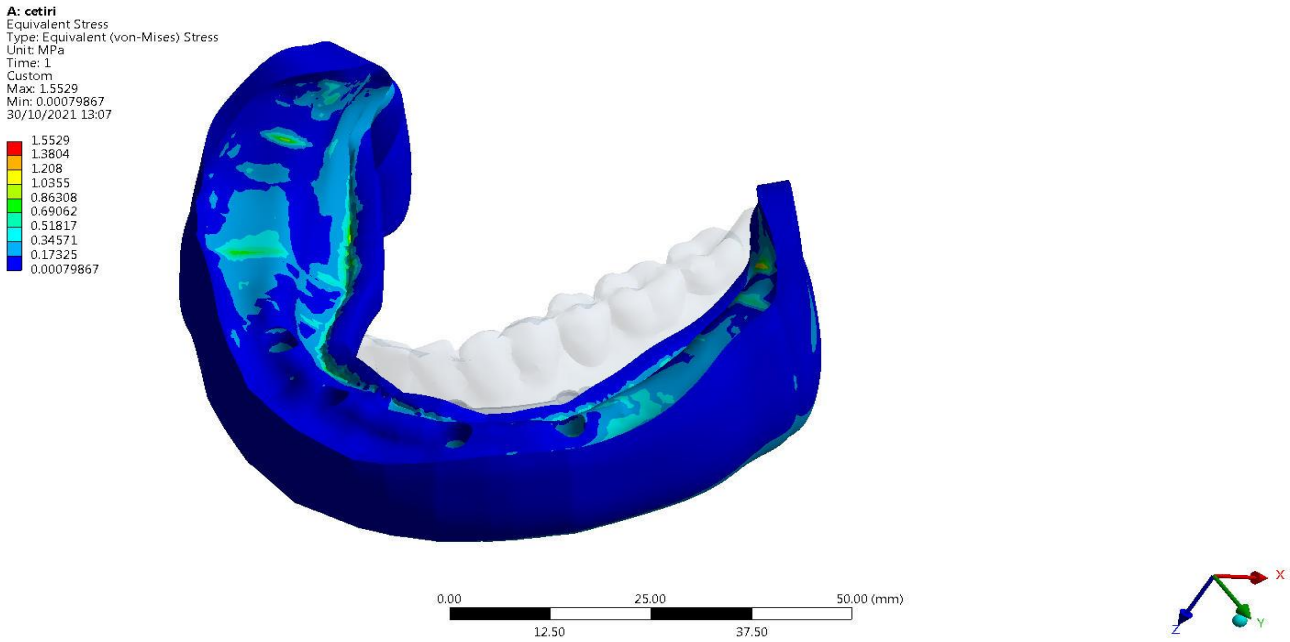
*Slika 26. Model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. **Najveće vrijednosti napona** u sklopu implantat-retencioni sistem lokalizovan je u gingivo-lingvalnom dijelu prečke između 2 mezijalna implantata(410.31 MPa).*

U 3D modelu sa četiri implantat i lokatorom kao retencionim sistemom, maksimalne vrijednosti napona u sklopu implantat-retencioni sistem, registronane su u vratu distalnih implantata i lokatora (Slika 27.)



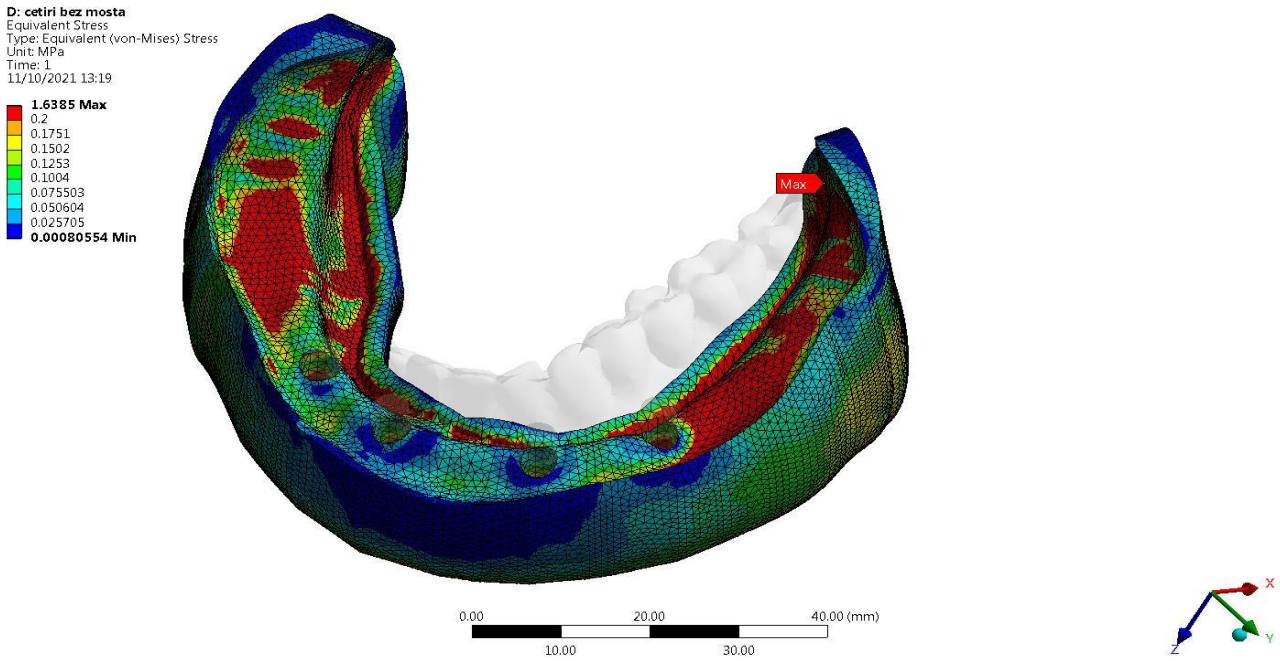
Slika 27. Model sa četiri implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila je 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u sklopu implantat-retencioni sistem lokalizovane na lijevom distalnom lokatoru (14.625 MPa).*

3D model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Distribucija napona na koštanu bazu TZP je veoma uniforman (Slika 28.) i daleko manji ako ga poredimo sa modelom kod koga su korišteni lokatori kao retencioni sistem. To je očekivani rezultata, ako se uzme u obzir da prečka prihvata najveći dio okluzalnog opterećenja i prenosi ga na implantate i perimplantatanu kost.



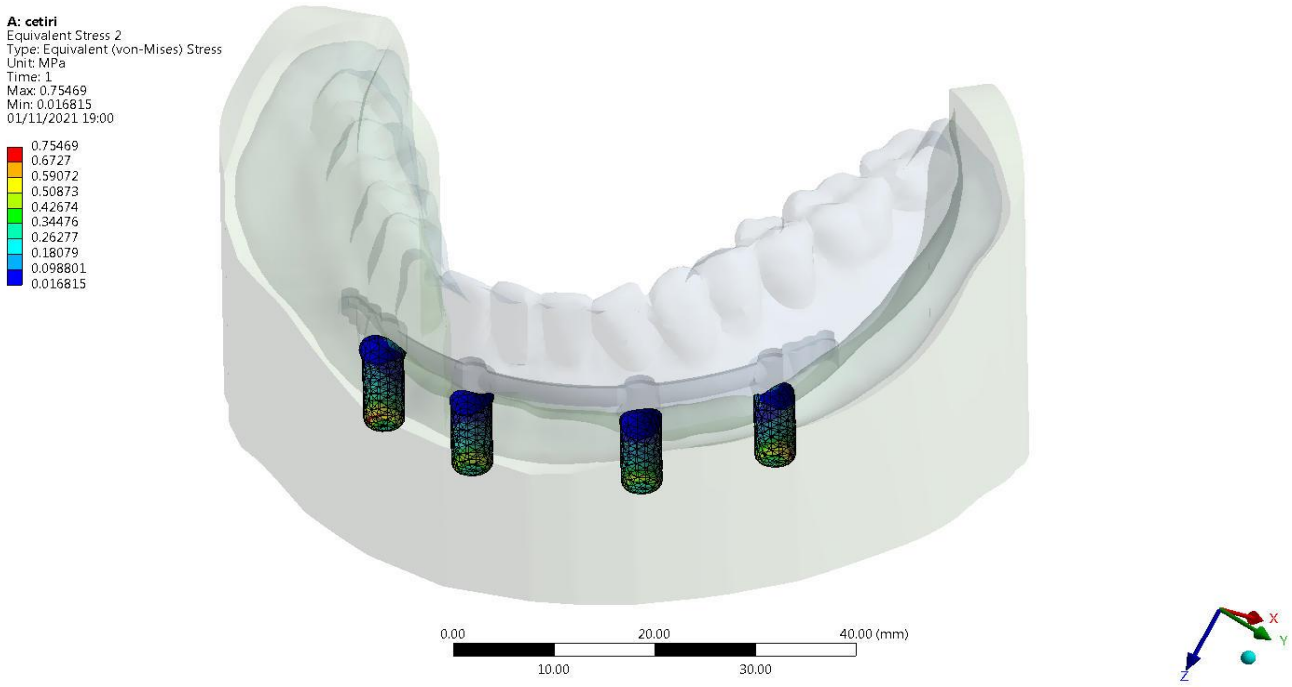
*Slika 28. Model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. **Najveće vrijednosti napona** u kosti ispod baze proteze lokalizovane su retromolarno i ispod lingvalnih krila proteze(1.5529 MPa).*

Vrijednosti napona na kosti ispod baze TZP u 3D modelu sa četiri postavljena implantata i lokatorom kao retencionom sistemu pokazuje visoke vrijednosti distalno od poslednjih implantata obostrano (Slika 29.). Vrijednosti napona su daleko veće u poređenju sa 3D modelom gdje je retencioni sistem prečka.



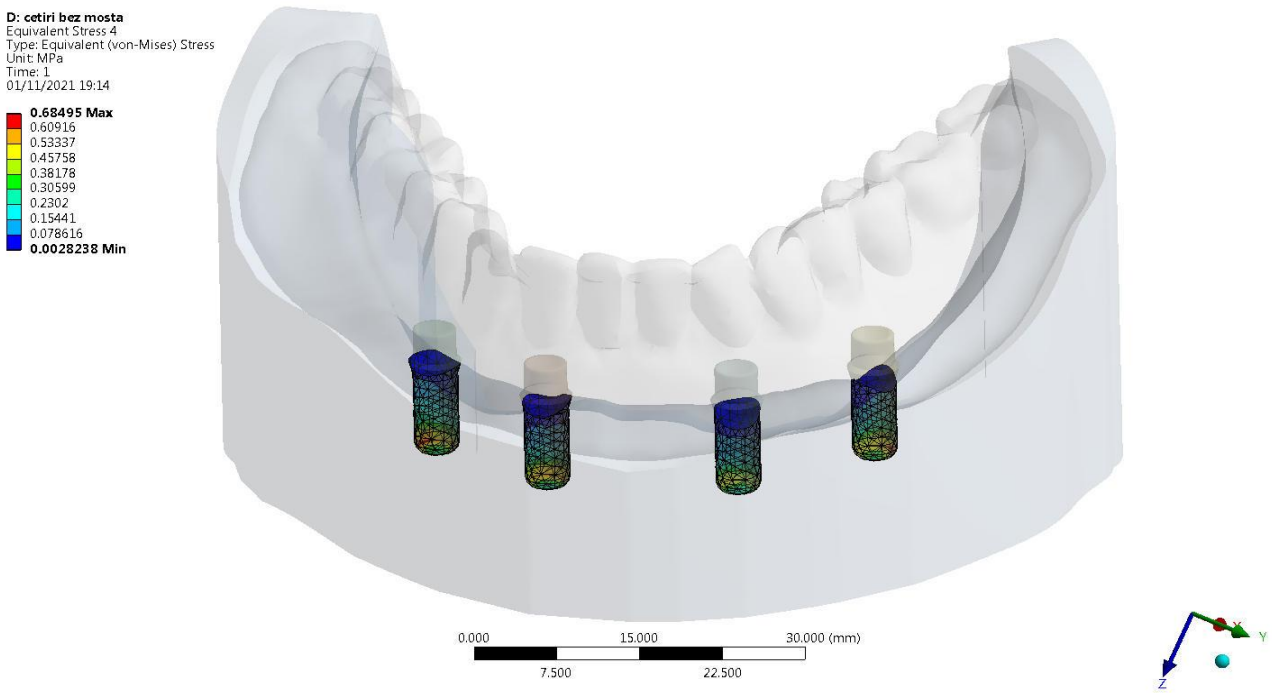
Slika 29. Model sa četiri implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u kosti ispod baze proteze lokalizovane su ispod beze proteze distalno od ugrađenih implantata(1.6385 MPa).*

U 3D modelu sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom maksimalne vrijednosti napona u periimplantatnoj kosti lokalizovane su u kortikalnoj kosti oko vrata implantata distalnih implantata (Slika 30.). Cjelokupno gledano najveći napon je zabilježen u vratnom korteksu kod sva četiri implantata.



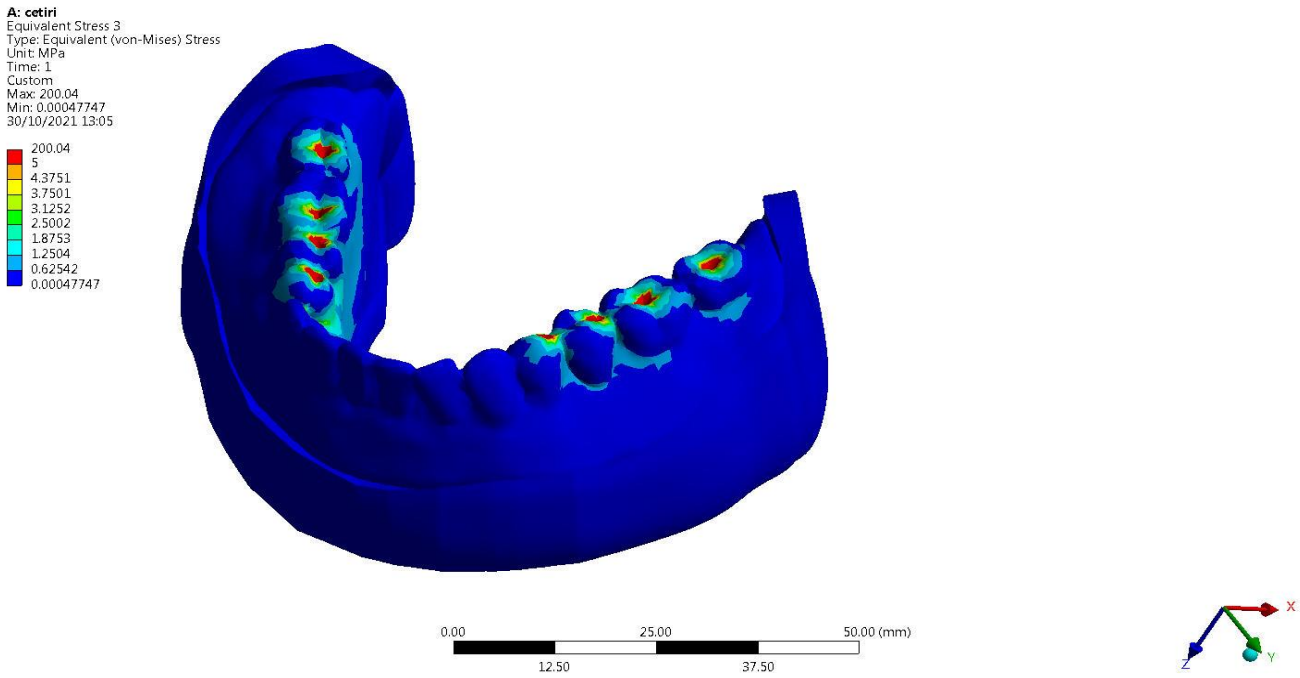
Slika 30. Model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u periimplantatnoj kosti lokalizovane su distalno od apeksa distalnih implantata(0.75469 MPa).*

Maksimalne vrijednosti napon u periimplantatanoj kosti u 3D modelu sa četiri postavljena implantata i lokatorom kao retencionim sistemom, takođe su lokalizovane u kortikalnoj kosti oko vrata sva četiri implantata (Slika 31.). Ipak njihove vrijednosti su značajno manje u poređenju sa istim modelom kod koga je korištena prečka kao retencioni sistem, što je i za očekivati, jer se dio okluzalnog opterećenja prenosi na kost ispod baze proteze, a ne na same implantate.



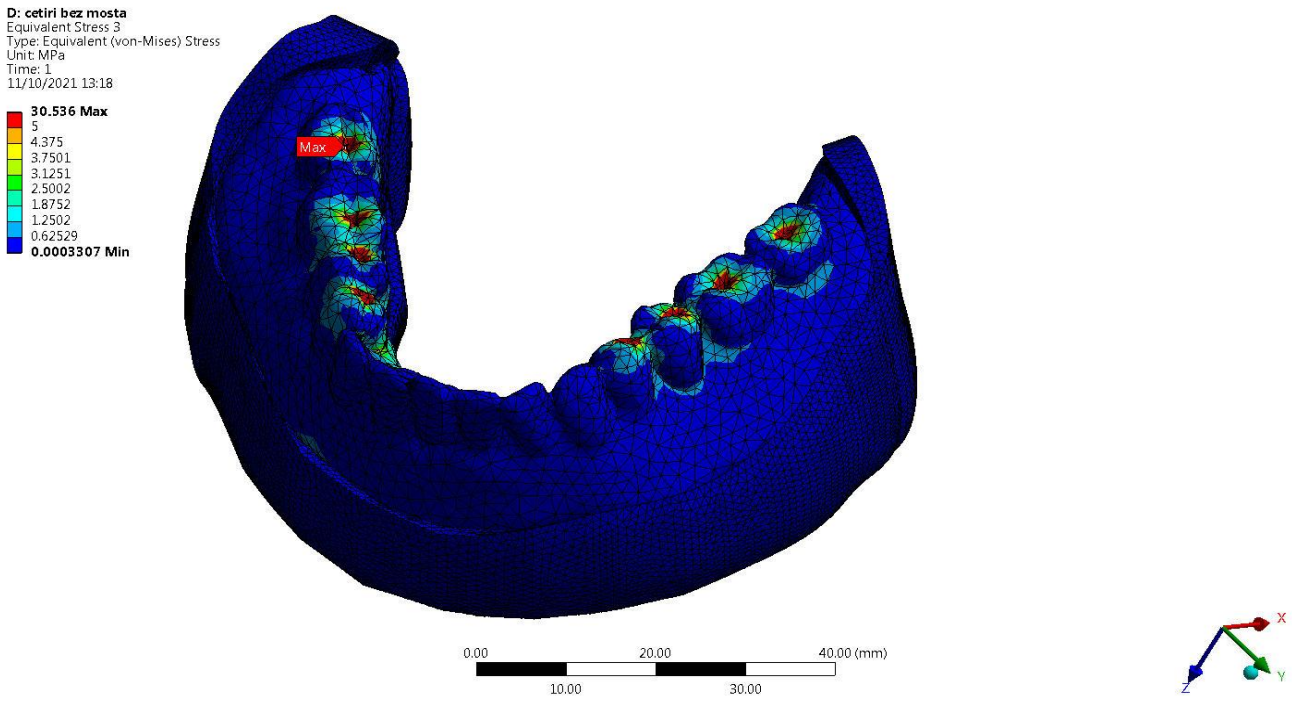
Slika 31. Model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u periimplantatnoj kosti lokalizovane su distalno od apeksa distalnih implantata(0.68495 MPa).*

3D model sa četiri implantata i prečkom kao rteencionis sistenom najveće vrijednosti napona u samoj protezi dostigle su u regijama aplikovanog okluzalnog opterećenja (Slika 32.). Ovo govori u prilog većinskom implantatanom oslanjanju ovakve proteze.



Slika 32. Model sa dva implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u samoj protezi lokalizovane su na mjestima napadnih tačaka sile (200.04 MPa).*

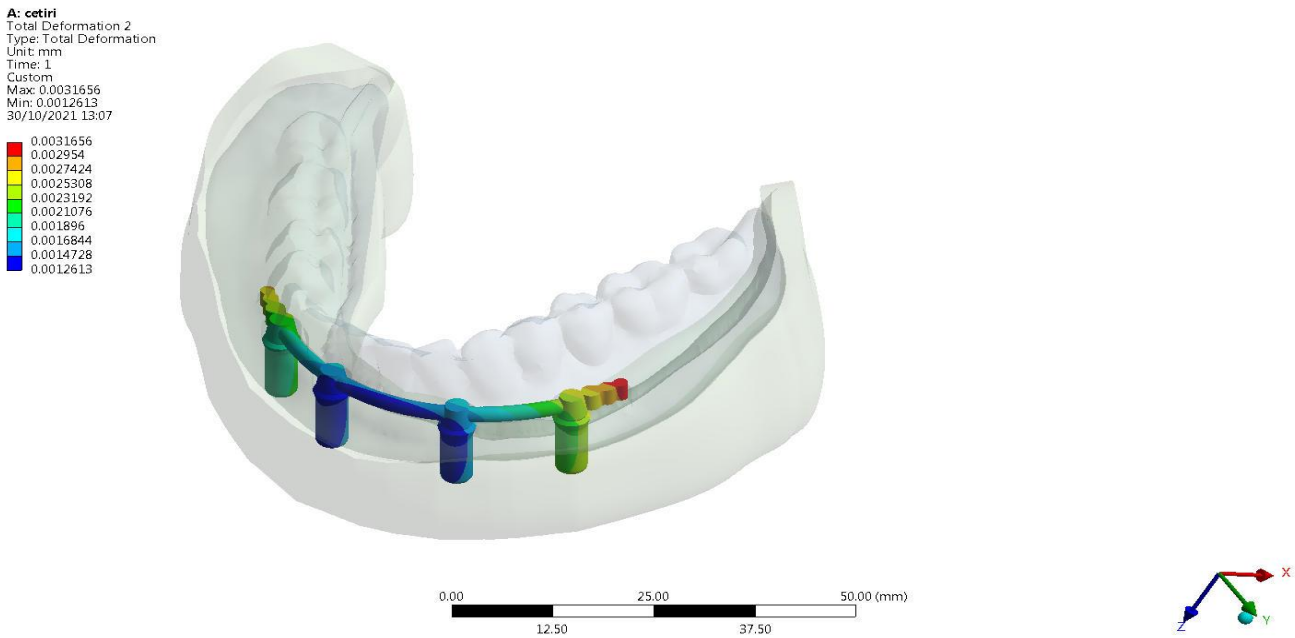
Najveće vrijednosti napona u 3D modelu sa četiri implantat i lokatorom kao retencionim sistemom lokalizovane su takođe u regiji aplikovane okluzalne sile (Slika 33.), ali su njene vrijednosti mnogostruko niže u odnosu na prečku ako retencioni sistem. To je i očekivano, je ova TZP uglavnom gingivalno poduprta.



Slika 33. Model sa četiri implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti napona*** *u samoj protezi lokalizovane su na mjestima napadnih tačaka sile na premolarima i molarima (30.536 MPa).*

5.2.2. Vrijednosti deformacije u 3D modelima sa četiri implantata

Aplikacijom okluzalnog opterećenja na 3D model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom, najveće vrijednosti deformacij u sklpou implantat-retencioni sistem registrovane su u prečki distalno od poslednjih implantata, kao i u distalnim implantatima (Slika 34). Ovakav rezultat je očekivan, jer se dio proteze distalno od poslednjeg implantata može posmatrati kao viseći član u fiksnoj protetskoj nadoknadi.

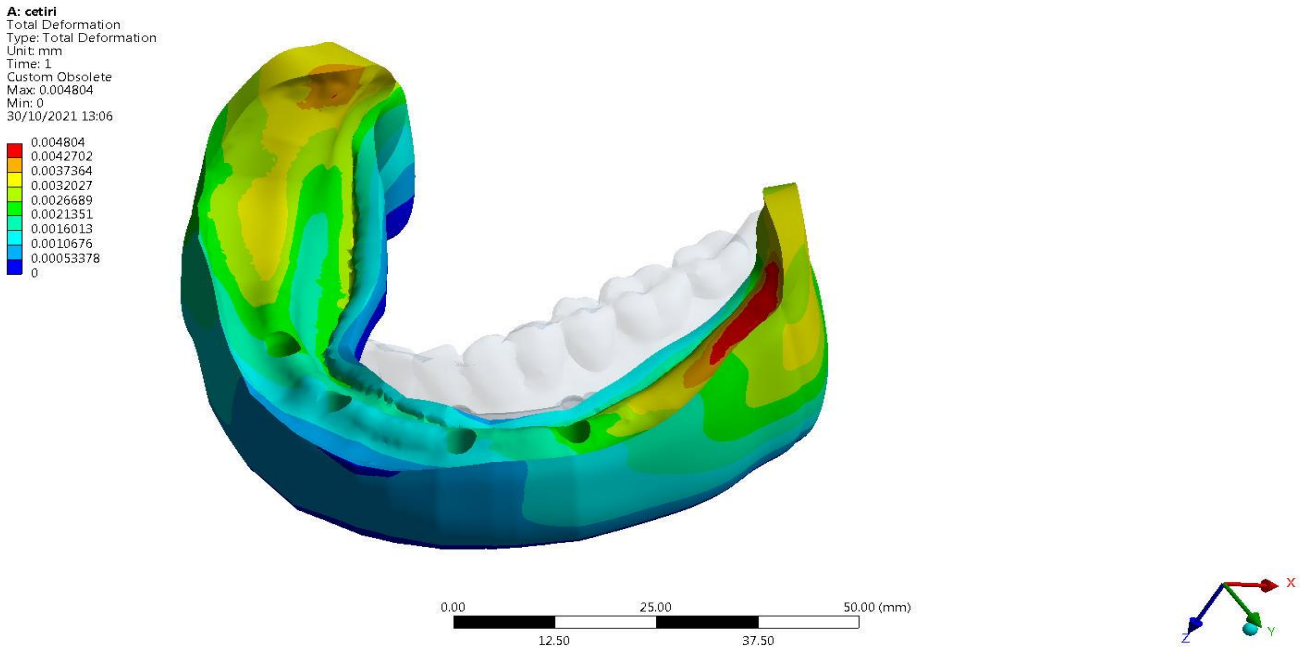


*Slika 34. Model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. **Najveće vrijednosti deformacije** u sklopu implantat-retencioni sistem lokalizovan je na retencionom dijelu prečke distalno od implantata (0.0031656mm).*

Maksimalne vrijednosti deformacije unutar sklopa implantat-retencioni sistem, u 3D modelu sa četiri postavljena implantata i lokatorom kao retencionim sistemom lokalizovan je u distalnim implantatima i lokatorima (Slika 35.). Ove vrijednosti su značajno manje u odnosu na isti model ali sklop implamtat-prečka kao retencioni sistem.

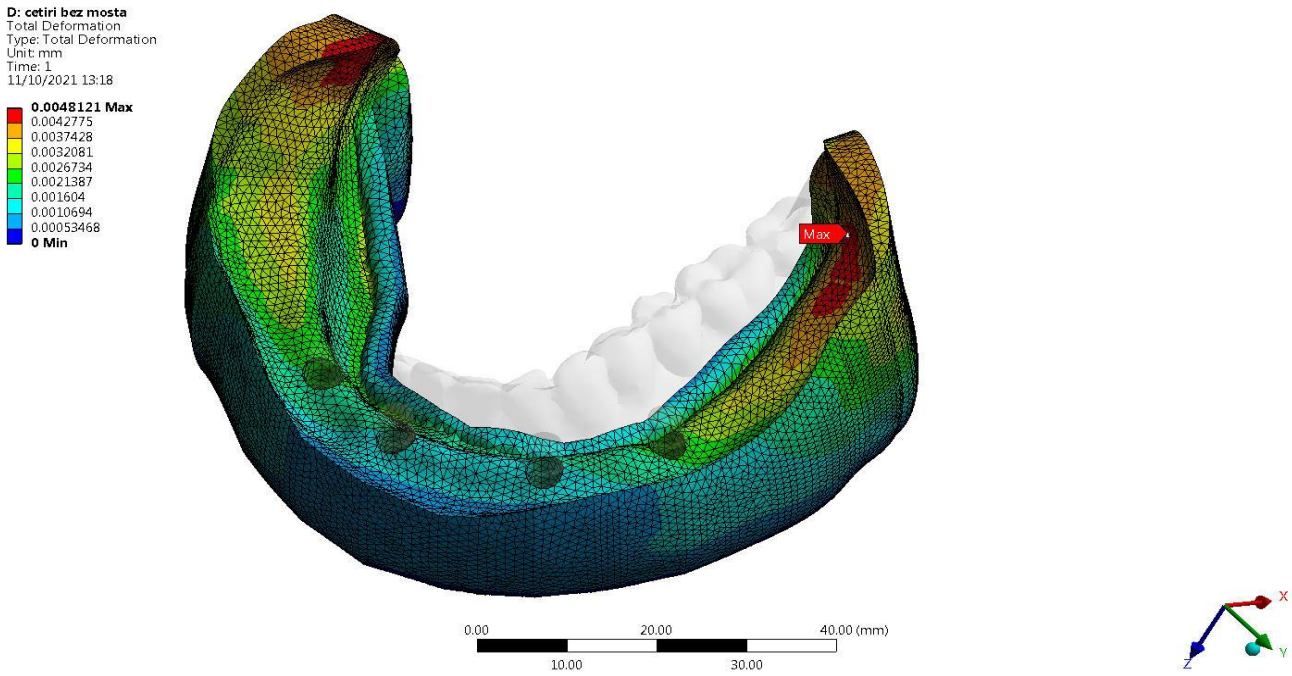
Slika 35. Model sa četiri implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila je 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u sklopu implantat-retencioni sistem lokalizovane su na lingvodistalnoj strani lijevog distalnog lokatora i implantata (0.0027003mm).*

Vrijednosti deformacije na kosti ispod baze TZP u 3D modelu sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom uniformno je raspoređena (Slika 36.) i niže je u poređenju sa 3D modelom kod koga je korišten lokator kao terencioni sistem. To se može objasniti većinskim implantnim podupiranjem ove TZP.



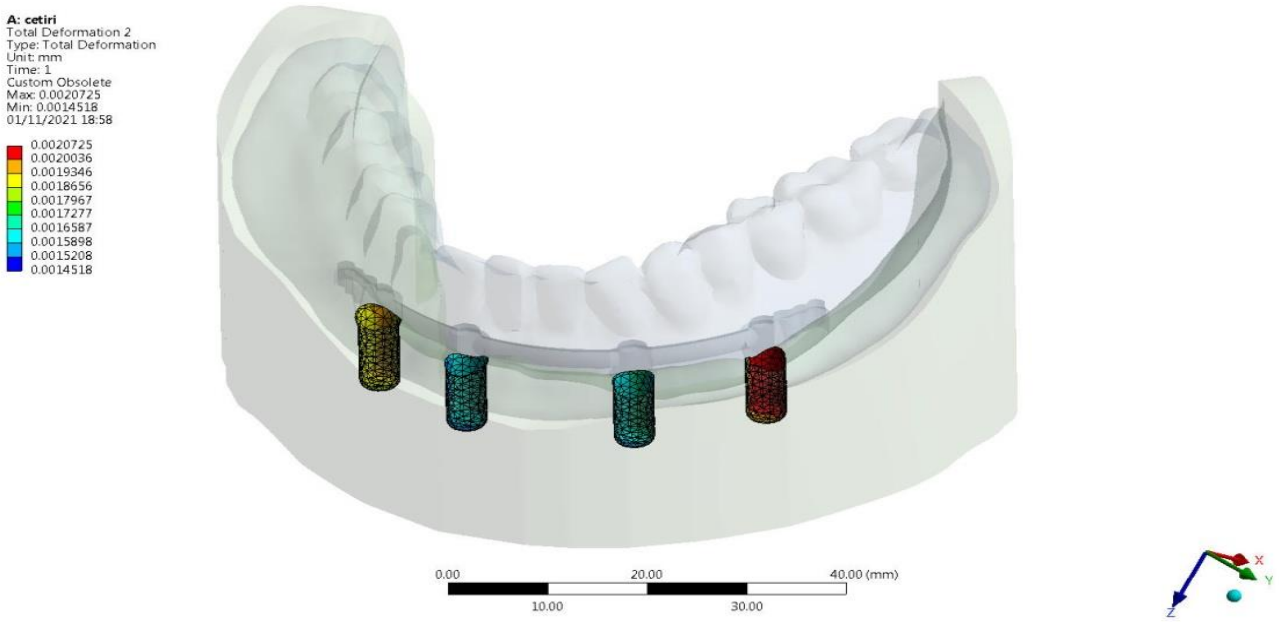
Slika 36. Model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u kosti ispod baze proteze lokalizovane su u lijevom retromolarnom području(0.004804mm)*

U 3D modelu sa četiri implantata i lokatorom kao retencionim sistemom, deformacija na kosti ispod baze TZP najveće vrijednosti dostigla je u regijama rtromolarnog ispupčenja obostrano (Slika 37.) S obzirom na većinsko gingivalno oslanjanje ove TZP, ovakav rezultat je očekivan.



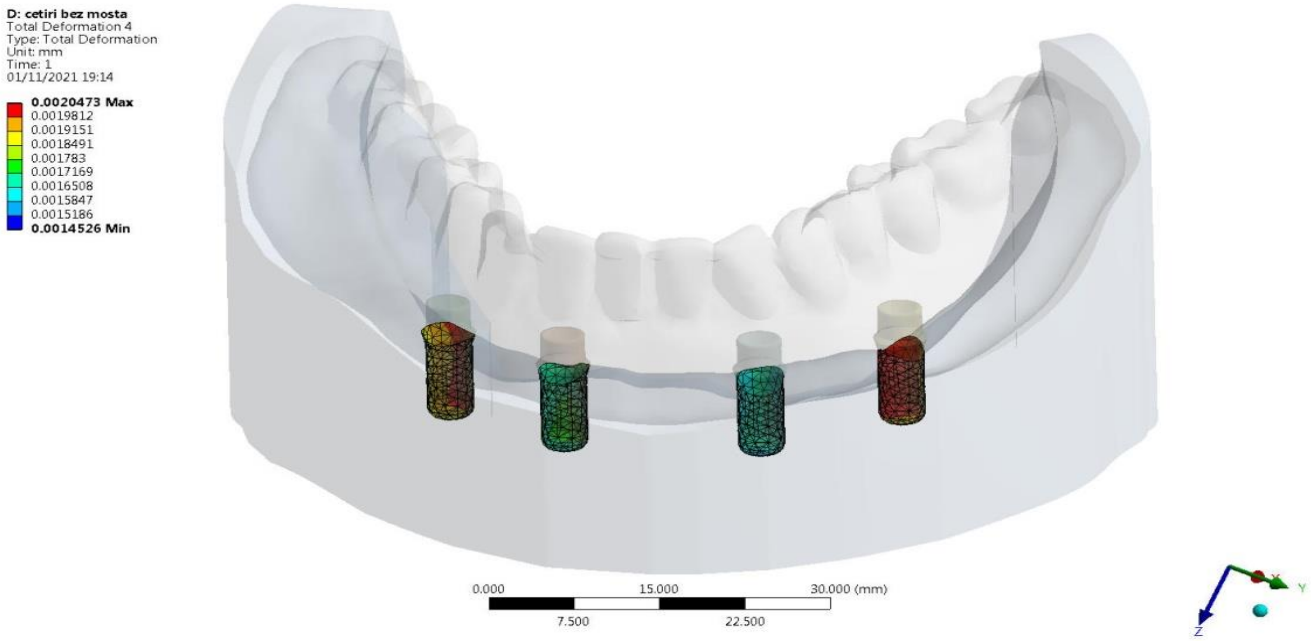
Slika 37. Model sa četiri implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u kosti ispod baze proteze lokalizovane su na trigonumu retromolare (0.0048121mm)*

Deformacija u periimplantatnoj kosti u 3D modelu sa četiri postavljena implantata i prečkom kao retencionim sistemom, bilježi najviše vrijednosti u kortikalnoj kosti oko distalnih implantata obostrano (Slika 38.). Vrijednosti deformacije u kosti oko distalnih implantata značajno su više u odnosu na mezijalne implantate.



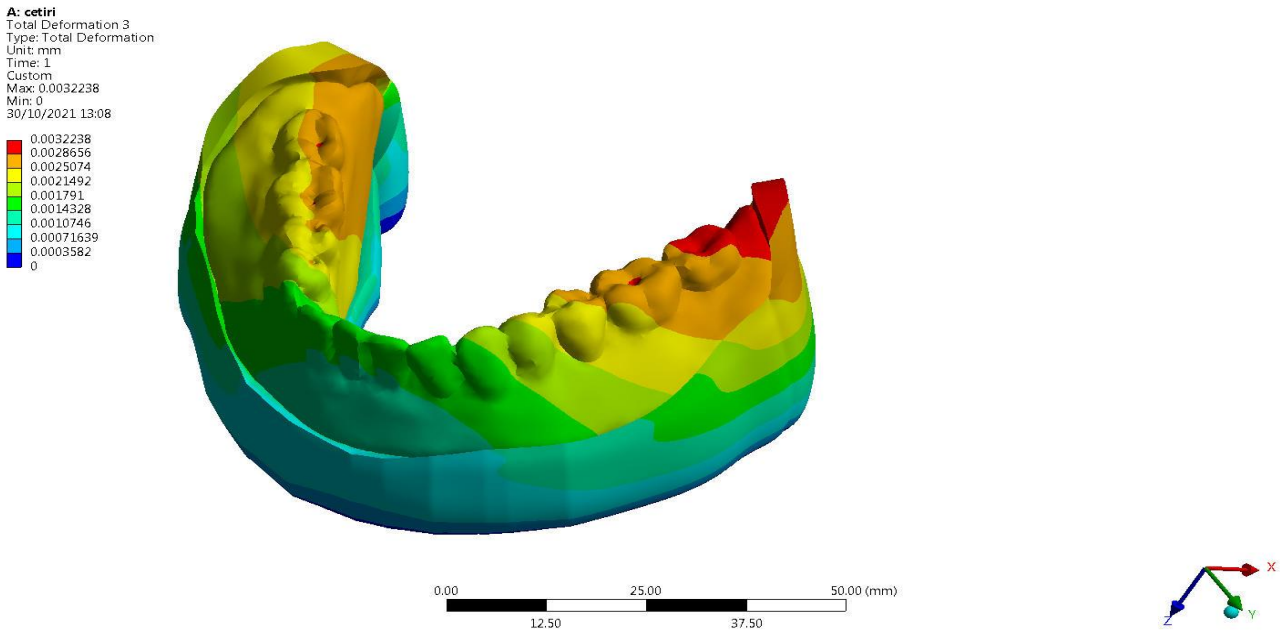
Slika 38. Model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u periimplantatnoj kosti lokalizovane su duž labijalne strane lijevog distalnog implantata(0.0020725 mm).*

U 3D modelu sa četiri implantata i lokatorom kao retencionim sistemom deformacija u periimplantatnoj kosti, najviše vrijednosti dosegla je u regiji oko vrata distalnih implantata obostrano (Slika 39.). Ipak ove vrijednosti su mnogo niže u odnosu na 3D model sa prečkom kao retencionim sistemom.



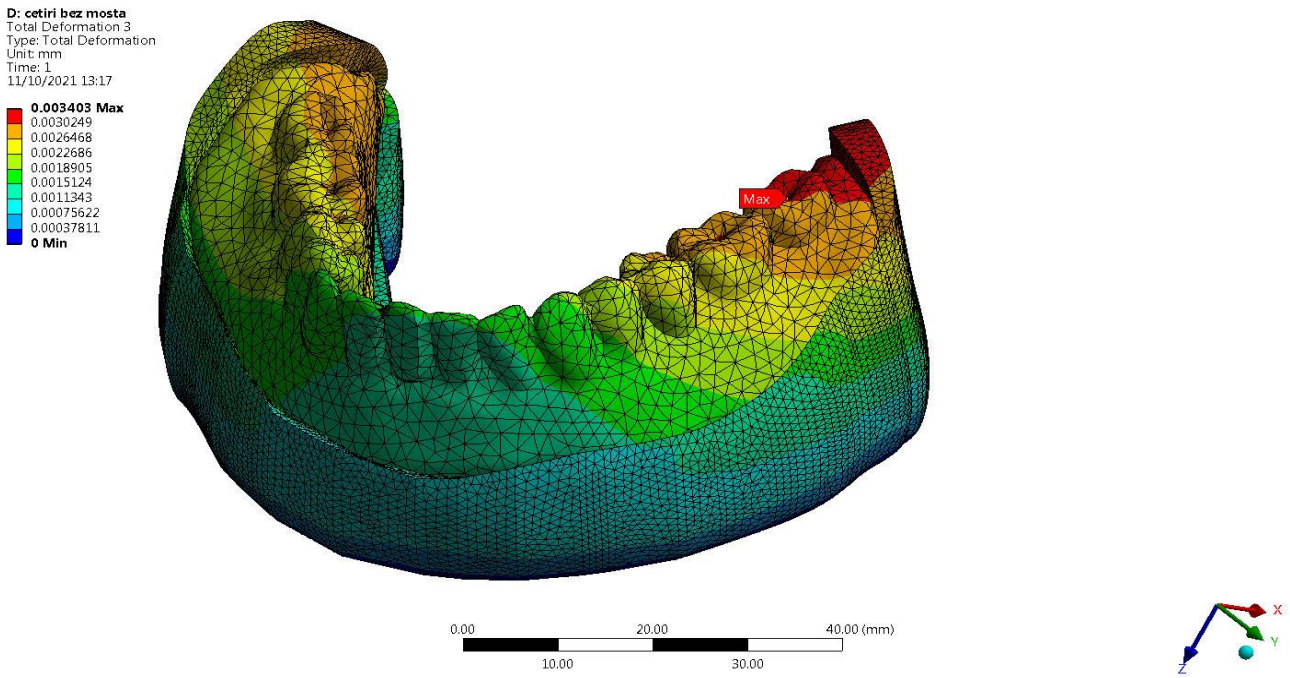
Slika 39. Model sa četiri implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u periimplantatnoj kosti lokalizovane su duž lingvalnih strana distalnih implantata (0.0020473 mm).*

Vrijednosti deformacije u samoj TZP u 3D modelu sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom, maksimalne vrijednosti dosegle su u distolingvalnim i retromolarnim dijelovima proteze (Slika 40.). U isto vrijene najniže vrijednosti deformacije TZP bilježe se u incizalnim partijama proteze.



Slika 40. Model sa četiri implantata i prečkom kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u samoj protezi lokalizovane su na distolingvalnim partijama proteze(0.0032238mm)*

U 3D modelu sa četiri postavljena implantata i lokatorom kao retencionim sistemom deformacija TZP je najveća u retromplarnom dijelu proteze (Slika 41.). Vrijednosti deformacije TZP na lokatorima je u značajnoj mjeri veća u odnosu na deformaciju TZP sa prečkom kao retencionim sistemom. Ovo predstavlja značajan podatak za kliničku praksu.



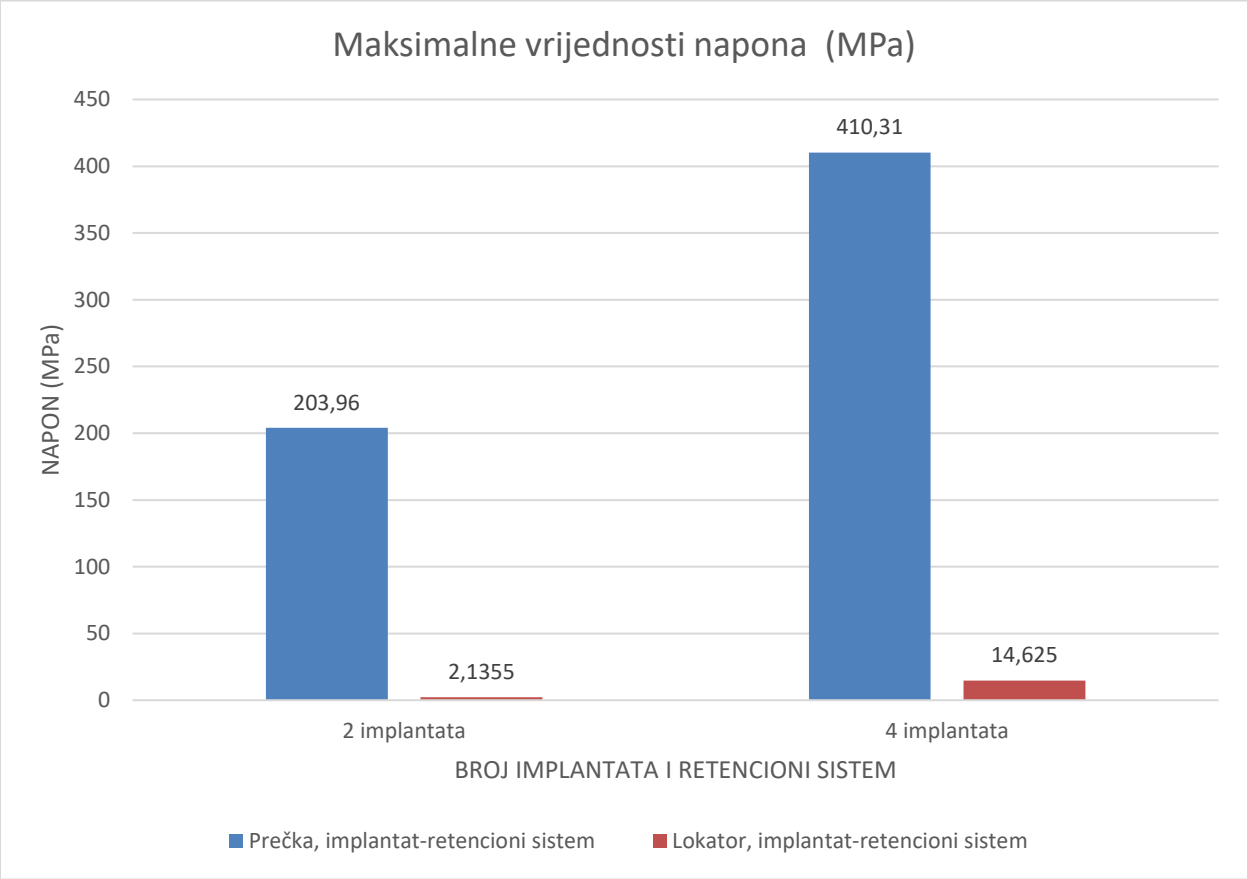
Slika 41. Model sa četiri implantata i lokatorima kao retencionim sistemom. Aplikovana sila 400 N. ***Najveće vrijednosti deformacije*** *u samoj protezi lokalizovane su u području drugog molada lijevo (0.003403mm)*

5.3. UPOREDNI PRIKAZ REZULTATA U 3D MODELIMA SA DVA I ČETIRI IMPLANTATA

U cilju lakšeg i preglednijeg poređenja dobijenih eksperimentalnih rezultata ukazala se potreba da ih grafički uporedno prikažemo. U isto vrijeme, moguće je porediti rezultate napona između 3D modela sa dva i četiri ugrađena implantata, a unutar svakog od posmatranih sklopova kao što su implantat-retencioni sistem, zatim napon u koštanoj bazi TZP, periimplantatnoj kosti, kao i u samoj TZP. Takođe, rezultati deformacije dodijene za svaki od ovih sklopova međusobno su poređeni između 3D modela sa dva i četiri implantata.

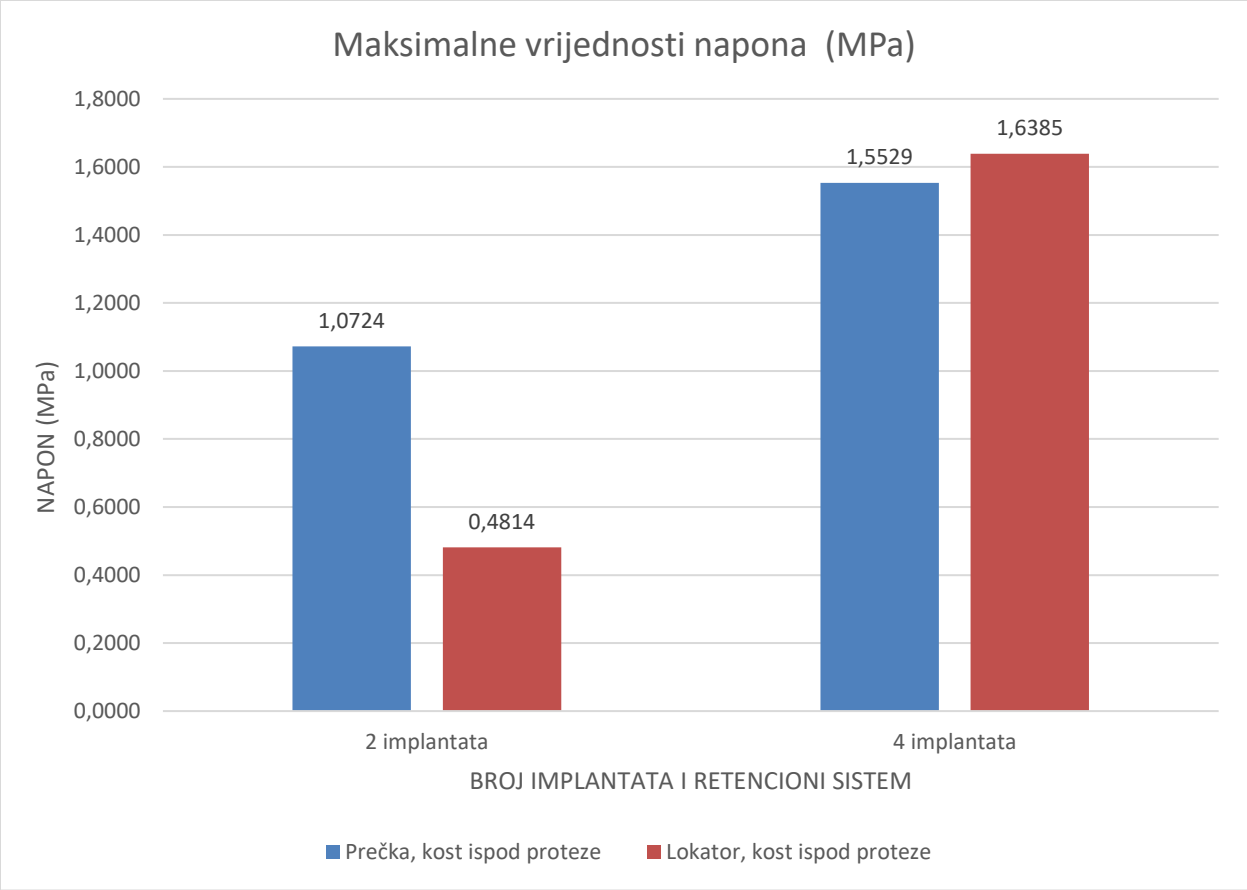
5.3.1. Uporedni prikaz vrijednosi napona u 3D modelima sa dva i četiri implantata

Rezultati (Slika 42.) prikazuju razlike u naponima u sklopu implantat-retencioni sistem, u 3D modelima sa dva i četiri postavljena implantata.Može se zapaziti da se naponi značajno povećavaju sa povećanjem broja postavljenih implantata bez obzira na retencioni sistem na njima, ali da su značajno niži kod lokatora kao retencionog sistema, bez obzira na broj postavljnih implantata.



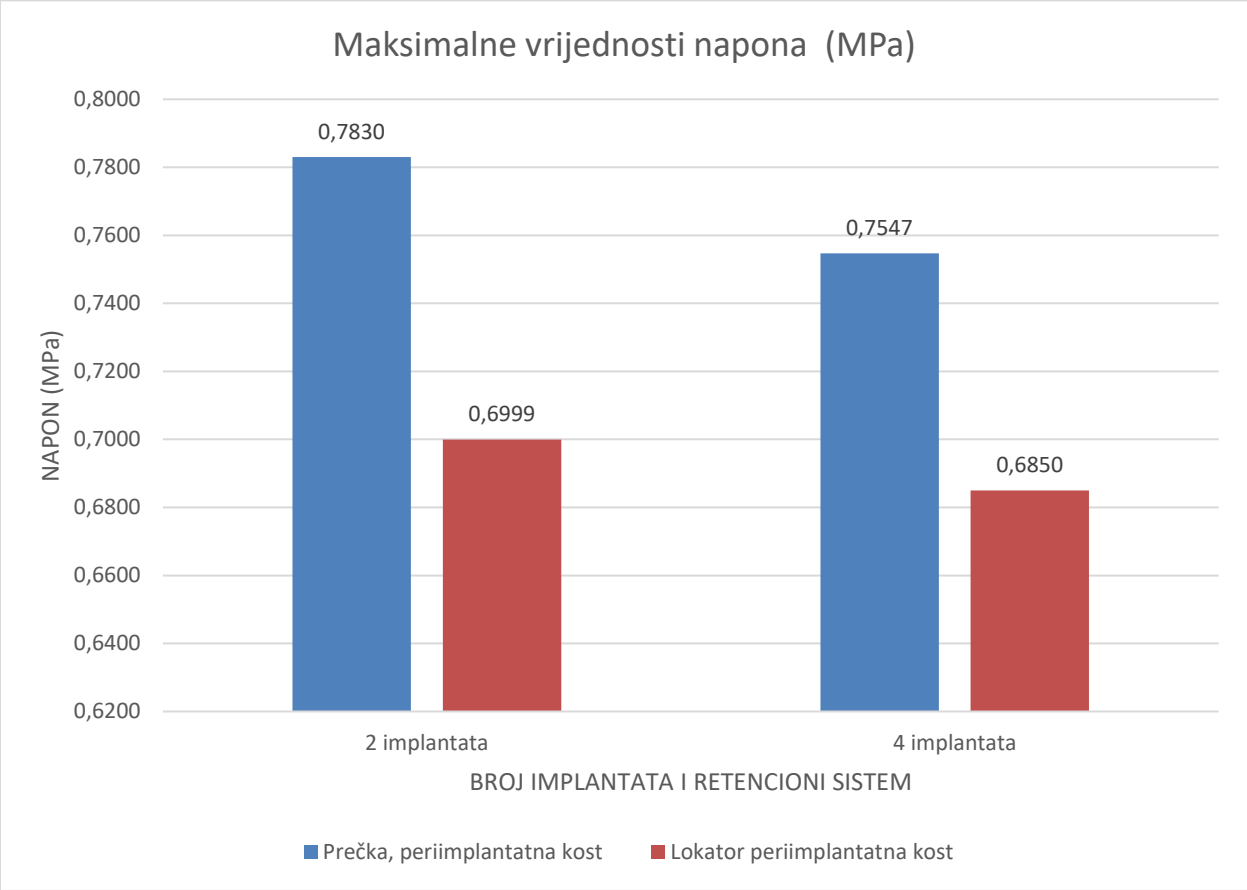
Slika 42. Prikazane su maksimalne vrijednosti napona u sklopu implantat-retencioni sistem, kod modela sa 2 i sa 4 implantata i retencionim sistemom prečka, odnosno lokator.

Naponi u kosti ispod baze proteze imaju značajno više vrijednosti u 3D modelima kod kojih je kao retencioni sistem korišten lokator u odnosu na prečku kao retencioni sistem, To se odnosi na modele i sa dva i sa četiri implantata (Slika 43.)



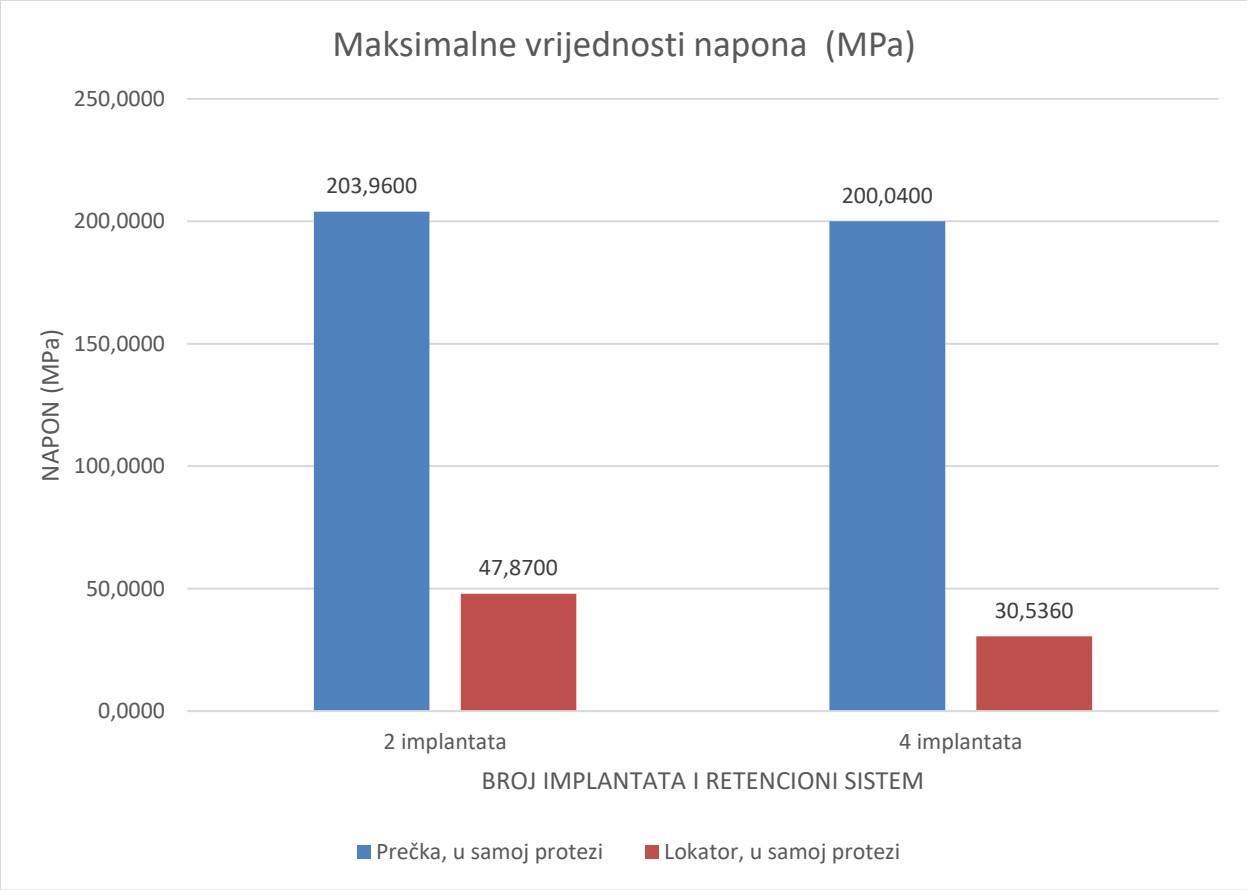
Slika 43. Prikazane su maksimalne vrijednosti napona u koštanoj bazi TZP, kod modela sa 2 i sa 4 implantata i retencionim sistemom prečka, odnosno lokator.

Vrijednosti napona u periimplantatnoj kosti su se, očekivano, smanjili sa povećanjem broja implantata, nezavisno koji je retencioni sistem korišten (Slika 44.). Ako, pak, uporedimo napone između 3D modela sa prečkom kao retencionim sistemom možemo primjetiti da su znatno veći u odnosu na 3D modele sa lokatorom kao retencionim sistemom. Naponi su veći kod prečke i u modelu sa dva i sa četiri implantata.



Slika 44. Prikazane su maksimalne vrijednosti napona u periimplantatnoj kosti, kod modela sa 2 i sa 4 implantata i retencionim sistemom prečka, odnosno lokator.

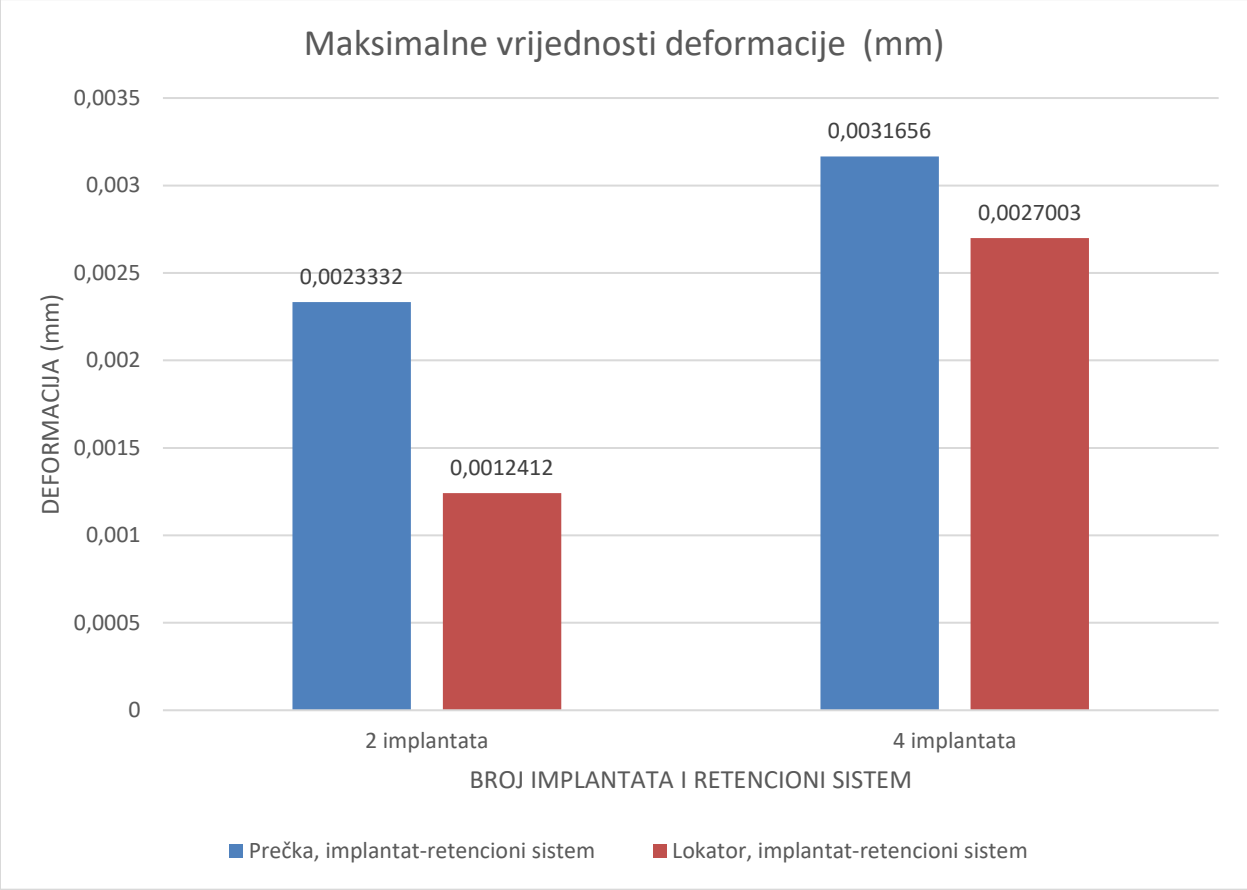
Dobijene vrijednosti napona u samoj TZP su mnogostruko veći u 3D modelima sa prečkom u odnosu na lokator kao terencioni sistem (Slika 45.). O tome bi se trebalo voditi računa u fazi planiranja materijala za izradu TZP koja je retinirana prečkom.



Slika 45. Prikazane su maksimalne vrijednosti napona u samoj protezi, kod modela sa 2 i sa 4 implantata i retencionim sistemom prečka, odnosno lokator.

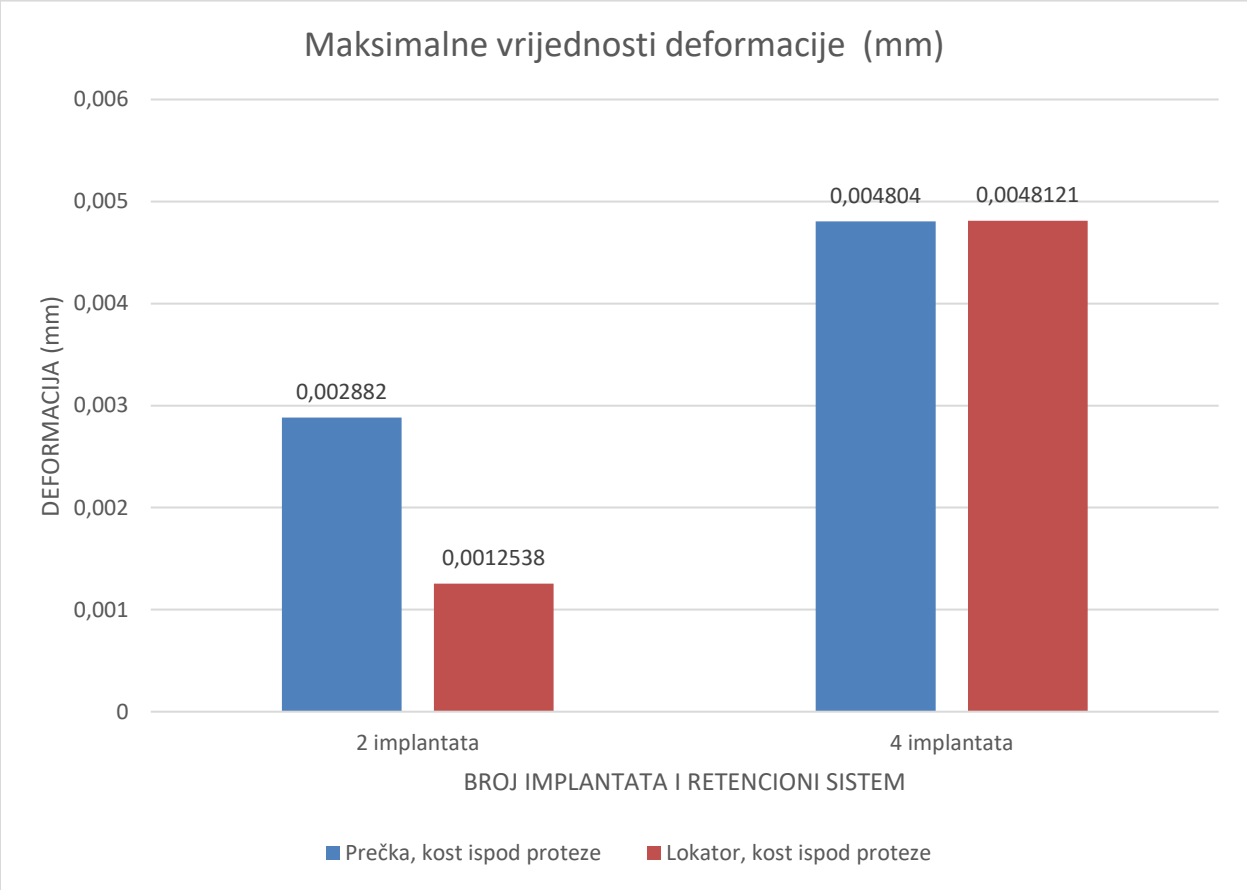
5.3.2. Uporedni prikaz vrijednosti deformacije u 3D modelima sa dva i četiri implantata

Vrijednosti deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem daleko su veće u 3D modelima sa prečkom kao retencionim sistemom (Slika 46.). Takođe, kod modela sa prečkom kao rtetencionim sistemom vrijednosti deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem su vći u slučaju sa četiri nego sa dva implantata. 3D modeli sa lokatorom kao retencionim sistemom imali su niže vrijednosti maksimalne deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem i u slučaju sa dva i sa četiri implantata.



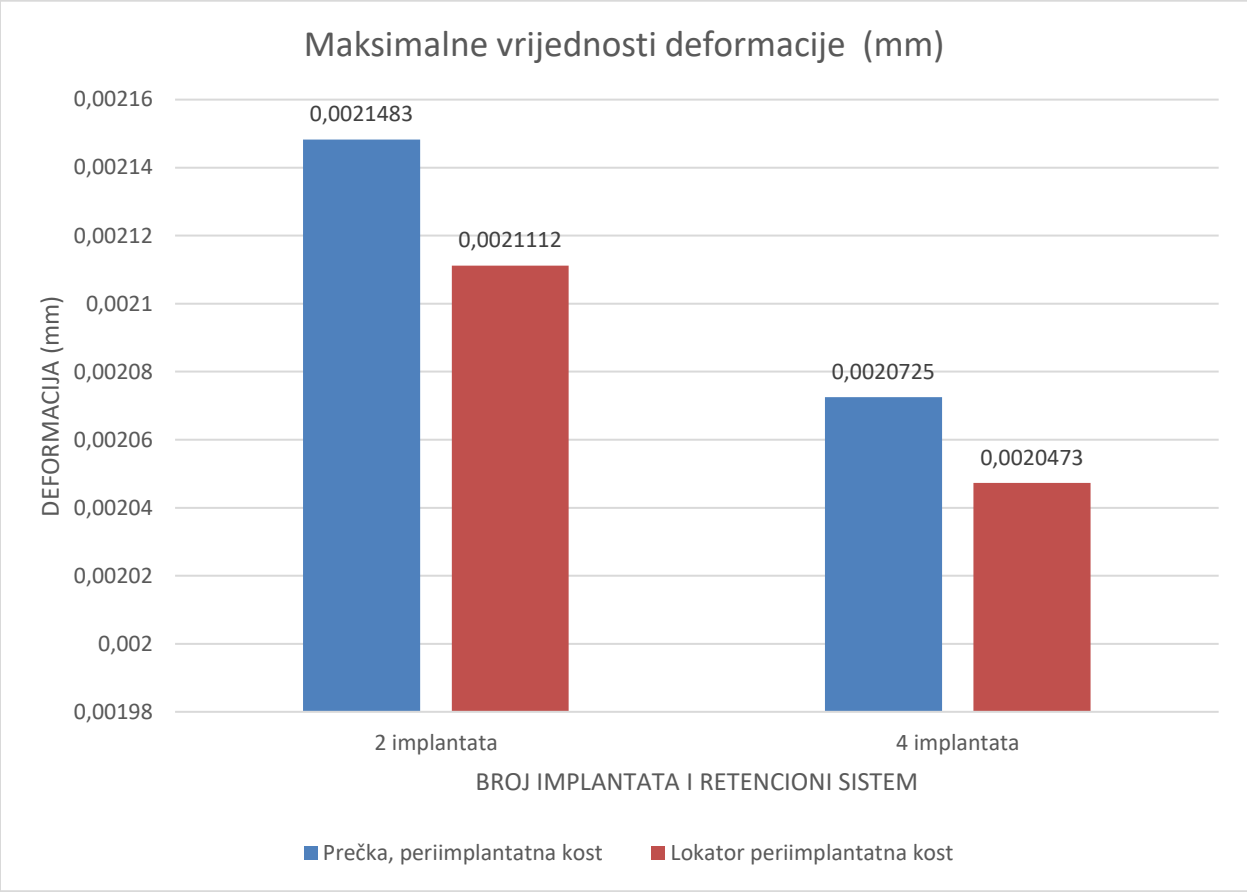
Slika 46. Prikazane su maksimalne vrijednosti deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem, kod modela sa 2 i sa 4 implantata i retencionim sistemom prečka, odnosno lokator.

Kost ispod baze TZP imala je veće vrijednosti maksimalne deformacije u 3D modelima sa lokatorima kao retencionim sistemom i u slučaju dva i u slučaju četiri postavljena implantata (Slika 47.). To je očekivani rezulzaz, ako se uzme u obzir stepen slobode lokatora kao retencionog sistema. Vrijednosti deformacije koštane baze TZP kod prečke kao retencionog sistema bile su znatno manje.



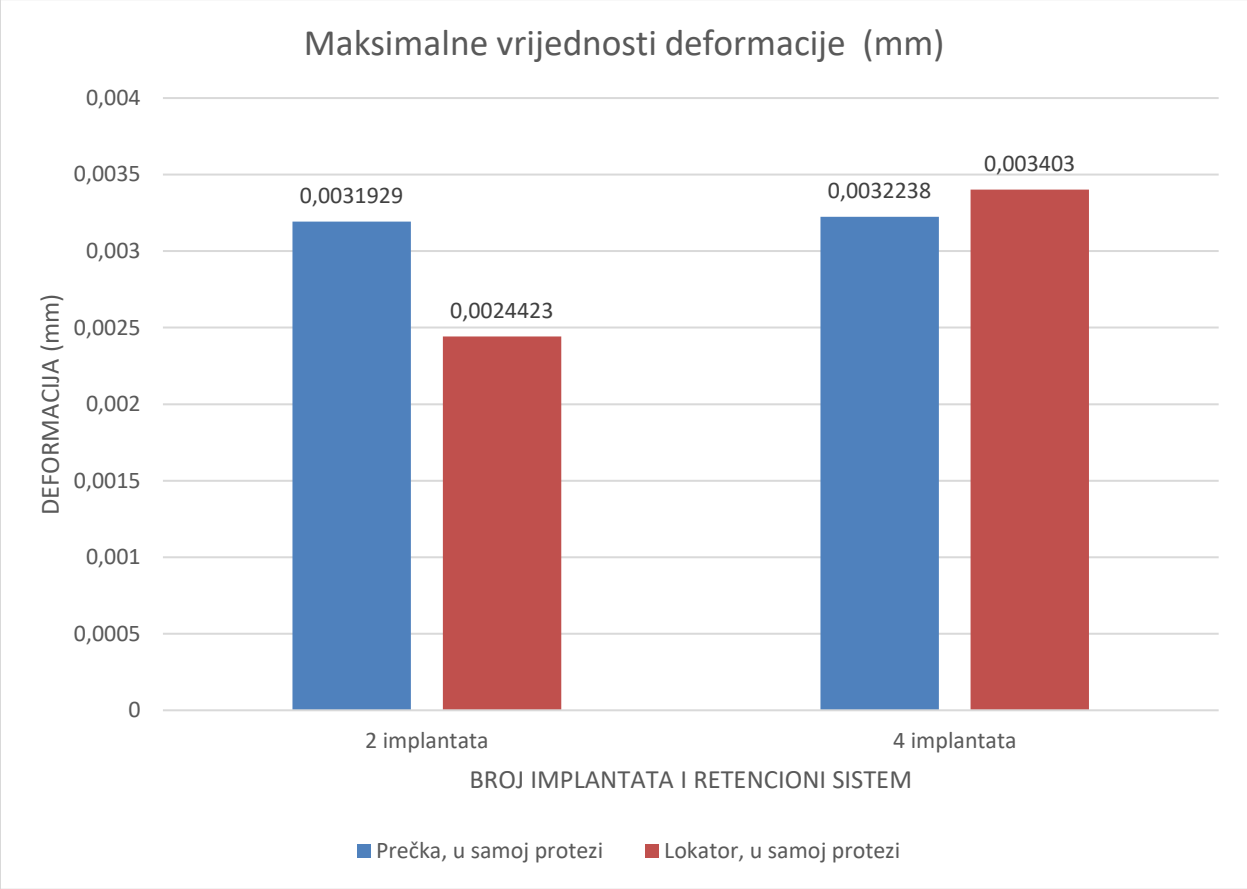
Slika 47. Prikazane su maksimalne vrijednosti deformacije u koštanoj bazi TZP, kod modela sa 2 i sa 4 implantata i retencionim sistemom prečka, odnosno lokator.

U 3D modelima sa dva postavljena implantata u slučaju oba retenciona sistema maksimalne vrijednosti deformacije bile su veće u odnosu na modele sa četiri postavljena implantata, a kada se analizirju deformacije periimplantatne kosti (Slika 48.). Ako poredimo dva retenciona sistema, prečku i lokator, više vrijednosti deformacija periimplantatne kosti bilježe se u slučaju prečke kao retencionog sistema. Ovo je vrlo bitan podatak za kliničku praksu, a tiče se ukupnog planiranog broja implantata i retencionog sistema.



Slika 48. Prikazane su maksimalne vrijednosti deformacije u periimplantatnoj kosti, kod modela sa 2 i sa 4 implantata i retencionim sistemom prečka, odnosno lokator.

Maksimalne vrijednosti deformacije u samoj protezi značajno su više u 3D modelu sa dva implantat i prečkom kao retencionim sistemom u poređenju sa modelom istog broja implantata i lokatorom kao rtencionim sistemom (Slika 49.). Vrijednosti deformacije u 3D modelima sa četiri implantata imali su neznatnu razliku između dva retenciona sistema.



Slika 49. Prikazane su maksimalne vrijednosti deformacije u samoj protezi, kod modela sa 2 i sa 4 implantata i retencionim sistemom prečka, odnosno lokator.

6. DISKUSIJA

U okviru ove studije provedeno je eksperimentalno istraživanje koje je za cilj imalo da na kompjuterski simuliranim modelima donje vilica izmjeri, analizira i uporedi vrijednosti napona i deformacije u toku opterećenja kod totalnih zubnih proteza (TZP) na dva i četiri implantat, retiniranih prečkom ili lokatorima.

U situaciji kada se izrađuje totalna zubna proteza na implantatima, najznačajniji faktori, kada je riječ o dugoročnom uspijehu, svakako je broj implantata i vrst retencionog sistema na njima. Međutim, niti *in vitro* eksperimenti kao ni kliničke studije koje su se bavile ovom problematikom nemaju jasan stav i ne daju precizne preporuke o konkretnom retencionom sistemu, kao ni o optimalnom broju implantata potrebnom za dugoročan uspijeh terapije.

Metoda konačnih elemenata već duži niz godina ima široku primjenu u stomatologiji i studijama koje se bave dejstvom sila, odnosno naponima i deformacijama koje one izazivaju [65,82,83]. Iako je od velike pomoći ona ima velike prednosti i nedostatke. Budući da su u pitanju matematički modelirani objekati, preciznost i pouzdanost dobijenih rezultata zavisi od preciznosti samog modela, njegove gometrije, ulaznih parametara koji definišu karakteristike materijala, opterećenja i graničnih uslova [74,75,76]. Vilična kost, mukoperiost te vilični zglob imaju kompleksnu geometriju, tako da je nemoguće u potpunosti kopirati realan objekat. Takođe, u eksperimentu se predpostavlja da su materijali po svojim svojstvima izotropni, homogeni i linearno elastični. Nadalje, sile koje djeluju u ustima su kompleksne po intenzitetu, pravcu, distribuciji i vremenu djelovanja. Sa druge strane, imajući u vidu da se radi o kompijuterskom modelu, eksperiment može biti u potpunosti kontrolisan, pa pruža mogućnost promjene uslova ispitivanja pri čemu se simulacije mogu ponoviti željeni broj puta. Imajući sve navedeno u vidu, treba znati da dobro definisan model uz ispravnu primjenu programa i interpretaciju dobijenih rezultata, čini ovu metodu izuzetno značajnom kako za preliminarna i kontrolna istraživanja, tako i kao metodu izbora u *in vitro* studijama [84,85].

Ako se uzme u obzir da je totalna zubna proteza na implantatima postala terapija izbora kod pacijenata koji ne mogu da se adaptiraju na konvencijonalnu TZP, čini ovo istraživanje veoma

značajnim. O tome svjedoči i veliki broj istraživanja koja se mogu naći u literaturi, a koja se takođe bave ovom problematikom. Nije samo adaptacija pacijenata jedini problem koji prevazilazimo ovom vrston nadoknada. Takođe, tu su i pacijenti kod kojih zbog obimne resorpcije gornjg i donjg vililičnog grebena nastale nakon gubitka zuba, nije moguće zbrinuti fiksnim radom na implantatima, jer je izgubljena potpora usne i okolnih mišića. Fiksnim radom je teško rekonstruisati međuvilične odnose kod pacijenata sa intermaksilarnim prostorom > od 15mm, te je kod njih ovaj vid proteza terapija izbora [88].

Broj implantata koji je dovoljan za retiniranje TZP je kontraverza kojom su se bavili brojni istraživači. Koji bi to optimalan broj bio dovoljan za uspješnu terapiju u gornjoj, a koji u donjoj vilici. Kriterijumi za procijenu uspjeha terapije bili su od perioda preživljavanja implantata, komplikacija vezanih za retencioni sistem i protezu, pa do zadovoljstva samog pacijenta.Njihov broj je različit za gornju i donju vilicu, što je i razumljivo, ako se u obzir uzmu razlike u koštanoj građi između vilica. Za prognostički pozitivan ishod terapije TZP retinirane implantatima, brojni autori smatraju da su dva implantata sasvim dovoljna u donjoj vilici, kako sa aspekta zadovoljstva samog pacijenta, tako i sa aspekta ostalih kriterijuma. Takođe, istraživanja su potvrdila da mini implantati (implantati dimenzija < 3mm), generišu daleko veće naprezanje u samom implantatu i periimplantatnoj kosti, u poređenju sa standardnim implantatima, a kada se koriste u svrhu retiniranja donje TZP [71, 89-93].

Rezultati ove studije govor u prilog nižih vrijednosti napona i deformacije u periimplantatnoj kosti u modelima sa većim brojem implantata. Ovakvi rezultati su istovjetni za oba retenciona sistema i govore prilog upotrebe četiri implantat u situacijama koje to dozvoljavaju. Kvalitet kost takođe je parametar koji treba imati u vidu prilikom odluke o broju implantata potrebnih za rehabilitaciju bezube donje vilice protezom poduprtom implantatima [105].

Pored dileme oko broja implantata, ispred kliničara stoji i dilema oko retencionog sistema, takođe veoma bitne karike u terapiji pacijenata sa protezama reteiniranim implantataima. Savrenemna implantologija nudi širok dijapazon različitih sistema za retenciju. Oni se međusobno razlikuju po radnom mehanizmu, te po činjenici da li implantate međusobno povezuju u jednu cjelinu ili ne. Takođe ono što treba uzeti u obzir pri njihovom odabiru je i komplikovanost same izrade, potrebe za naknadnim promjena pojedinih dijelova unutar sistema, te mogućnosti održavanja adekvatne oralne higijene kod pacijenata, a ne smije se zanemariti da se uglavnom radi o pacijentima starije

životne dobi.To znači da sistem za retenciju treba da bude što je moguće jednostavniji. Mogućnost kompenzacije disparalelnosti postavljenih implantata je takođe bitna karakteristika retencionog sistema, koju treba imati u vidu.

U brojnim istraživanjima autori su se bavili distribucijom napona i deformacije u zavisnosti od vrste retencionog sistema koji je u terapiji je korišten. Poredili su napone i deformacije u implantatima, protezi, periimplantatnom tkivu, te u sklopu retencionog sistema. Magneti kao retencioni sistem imaju najveće vrijednosti napona u implantatu te periimplantatnoj kosti i u poređenju sa drugim retencionim sistemima imaju nepovoljnu distribuciju opterećenja [94].

Jang i sar. su proveli istraživanje na 3D modelima sa četiri postavljena implantata i prečkom odnosno lokatorom kao retencionim sistemom u bezuboj donjoj vilici. Aplikovana je sila od 100N i analizirana je vrijednost napona i deformacije u implantatima i periimplantatnoj kosti. Najveća koncentracija napona lokalizovana je u vratu implantata i kortikalnoj kosti bez obzira na vrstu retencionog sistema. Prilikom korištenja lokatora kao retencionog sistema, zabilježene su niže vrijednosti napona i u implantata i periimplantatnoj kosti u odnosu na prečku. Rezultati naše studije su u direktnoj korelaciji sa rezultatima ove studije [75].

Da li je distribucija napona i deformacije povoljnija kod implantata koji su rigidno povezani u jednu cjelinu preko retencionog sistema i zatim vezani za protezu ili kada su pojedinačno vezani za protezu problem je na koji su brojni autori pokušali da odgovore uz pomoć metode konačnih elemenata. Rezultati su pokazali da prečka kao rtencioni sistem, pored toga što rigidno povezuje implantate međusobno, takođe i obezbjeđuje pretežno implantatno oslanjanje proteze, pa je stoga rarzmljivo da su napon i deformacije u implantatno-retencionom sklopu daleko veći u poređenju sa drugim retencionim sistemima gdje implantati nisu međusobno povezani i oslanjanje proteze je uglavnom gingivalno [75,93,94,95] .

Rezultati dobijeni u našoj studiji su u skladu sa rezultatima navedenih studija, gdje imamo daleko veće vrijednosti napona i deformacije u skolopu implantat-retencioni sistem kad je u pitanju prečka u odnosu na lokator, kao retencioni sistem. To se može objasniti većim stepenom sloboda koje lokatori imaju. Takođe, treba imati u vidu da prilikom izbora prečke kao retencionog sistema njena visina treba da bude što je moguće niža, odnosno rastojanje od donje ivice prečke do nivoa gingive

ne bi trebalo da bude > od 0.5mm, jer to značajno povećava ukupno naprezanje u implantatu i oko njega [71,96,97].

Povećanje visine retencionog sistema, pored prečke, dovodi i kod ostalih sistema do povećanja ukupnog napona u sistemu implantat-retencioni sistem, tako da bi preporuka bila da se koristi što je moguće niži sistem, ali da se time ne ugrožava njegovo funkcionisanje [98,99].

Istraživanje *Turker i sar.* je metodološki vrlo slična našoj studiji. Dizajnirani su 3D proračunski modeli sa dva implantata i različitim retencionim sistemima. Aplikovano je okuzalno poterećenje od 400N. Analizirane su vrijednosti napona i deformacije unutar sklpoa implantat-retencioni sistem, periimplantatana kost. Rezultati do kojih su došli su u skladu sa rezultatima ove studije, gdje je najniži nivo stresa i deformacije zabilježen kod lokatora kao retencinog sistema [93].

Celik i sar. su uz pomoć fotoelstičnih modela sa dva i četiri implantata i dva različita retenciona sistema izvrsili eksperimentalno istražvanje napona u implantatima i kosti oko njih. Najniže vrijednosti napona zabiljezene su u oba modela (dva i četiri implantata) i pojedinačnim ERA retencionim elementima, za razliku od prečke kod koje su naponi bili znatno veći. Rezultate koje smo mi dobili u ovom istraživanju, a odnose se na poređenje prečke i lokatora kao retencionog sistema u skladu su sa rezultatima navedene studije [95].

Upotreba lokatora kao retencionog sistema doživjela je veliku ekspanziju poslednjih godina. Razlog je njihova jednostavna upotrena, olakšano odžavanje oralne higijene, te ravnomjerna distribucija mastikatornih opterećenja na protezu, implantate, te periimplantatnu kost [100,101].

U ovoj studiji dobijeni rezultati za distribuciju napona i deformacije u sklopu implantat-retencioni sistem, periimplantatna kost te u samoj protezi znatno su niže nego prilikom upotrebe prečke, što podupiru naprijed navedeni podatci iz literaure. Ovo može da predstavlja dobar putokaz prilikom odabira retencionog sistema za određenu situaciju.

U sistemskim pregledima litereature poslednjih godina mogu se naći sumirana istraživanja na temu uporednih karakteristika različitih retencionih sistema. Rezultati većine su u skladu sa rezultatina ove studije, odnosno distribucija napona i deformacije je povoljnija u situacijama gdje su korišteni lokatori kao retencioni sistem. Takođe, upotreba dva implantat u potpuno bezuboj mandibuli može

se smatrati dovoljnim sa aspekta distribucije napona u sistemu proteza, implantat-retencioni sistem [103,104].

Rezultati do kojih se došlo u ovom istraživanju, ne predstavljaju realne vrijednosti opterećenja u ustima, ali ukazuju na različit obrazac distribucije napona i deformacije u zavisnosti od primjenjenog retencionog sistema, kao i od broja postavljenih implantata. Takođe ova metoda pruža numeričke i vizuelne podatke koji su dostupni daljoj interpretaciji i analizi.

7. ZAKLjUČAK

1. Kada se koriste dva implantata i lokator kao retencioni sistem, dolazi do značajnog smanjenja napona i deformacije na sklopu implant-lokator u odnosu na napon na protezi
2. Vrijednosti napona i deformacije se smanjuju unutar sistema implantat-retencioni sistem kod modela sa dva u odnosu na model sa četiri implantata
3. Kada se koriste četiri implantata vrijednosti napona i deformacije u totalnoj zubnoj protezi se smanjuju kod oba retenciona sistema
4. Kada se koriste četiri implantata i prečka kao retencioni sistem, napon i deformacije na sklopu implant-prečka i na protezi su skoro identični
5. Veći broj implantata utiče na smanjenje napona u periimplantatnoj kosti bez obzira na retencioni sistem
6. Sklop implantat-prečka kao retencioni sistem trpi veći napon i deformacije unutar sklopa implantat-retencioni sistem, u odnosu na sklop implantat-lokator

8. LITERATURA

1. Meijer HJ, Raghoebar GM, Van't Hof MA. Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: A 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003; 18:879– 85.
2. Närhi TO, Hevinga M, Voorsmit RA, Kalk W. Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: A retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001; 16:259–66.
3. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent. 2017;117: e29.
4. Martinović Ž, Tihaček-Šojić Lj, Živković R. Totalna zubna proteza. Beograd: Stomatološki fakultet; 2014. str. 50-118.
5. Krhen T. Indikacije i tehnike koštanih augmentacija kod implanto-protetske terapije terapije u estetskoj zoni. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2015. 104 p.
6. Klemetti E. A review of residual ridge resorption and bone density. J Prosthet Dent. 1996;75 :512-4.
7. Suvin M. Biološki temelji protetike-totalna proteza. Zagreb: Školska knjiga; 1988.
8. Abrams H, Kopczyk RA, Kaplan AL. Incidence of anterior ridge deformities in partially edentulous patients. J Prosthet Dent. 1987;57(2):191-4.
9. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. J Prosthet Dent. 1971;26: 266-79.
10. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Company, Chicago, USA; 1985. p. 199-209.
11. Higdon A et al. Engineering mechanics, Volume 2: Dynamics. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1976. p.620.
12. Stanišić-Sinobad D. Osnovi gnatologije. Beograd: BMG; 2001.
13. Lundeen HC, Gibbs CH. Advances in occlusion. Boston: J. Wright-PSG; 1982.

14. Stamenković D, Nastić M. Stomatološka protetika: parcijalne proteze. Beograd: Zavod za udžbenike i nastavna sredstva; 2000.
15. Branemark PI. Introduction to osseointegration in: Branemark P.I., Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. 3rd ed. Chicago, III: Quintessence, 1989. pg.11-76
16. Jurišić M, Stamenković D, Marković A, Todorović A, Dimitrijević B, Leković V, et al. Oralna implantologija. Beograd: Stomatološki fakultet; 2008.
17. Geng JP, Xu DW, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of an osseointegrated ste-pped screw dental implant. The Journal of oral implantology. 2004;30(4):223-33.
18. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thre-ad-form configurations in a stepped screw implant. Journal of Oral Rehabilitati-on. 2004;31(3):233-9.
19. Ćalasan D. Uticaj hirurške tehnike ugradnje i mikro i makro dizajna implantata na njihovu stabilnost u bočnom segmentu gornje vilice: doktorska disertacija. Beograd: Stomatološki fakultet; 2014.
20. Stamenković D. Stomatološki materijali. Knj. 2. Beograd: Stomatološki fakultet; 2012.
21. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. Dental Materials. 2007;23(7):844-54.
22. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorp-hometric study in miniature pigs. Journal of Biomedical Materials Research. 1991;25(7):889-902.
23. Ferguson SJ, Broggini N, Wieland M, De Wild M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, et al. Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified sandblasted and acid-etched titanium surface. Journal of Biomedical Materials Research – Part A. 2006;78(2):291-7.
24. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, et al. En-hanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. Journal of Dental Research. 2004;83(7):529-33.
25. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Histological and immunohistochemical analysis of initial and early osseous integration at chemi-cally

modified and conventional SLA® titanium implants: Preliminary results of a pilot study in dogs. Clinical Oral Implants Research. 2007;18(4):481-8.

26. Bornstein MM, Valderrama P, Jones AA, Wilson TG, Seibl R, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: A histomorphometric study in canine mandibles. Clinical Oral Im-plants Research. 2008;19(3):233-41.
27. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI® SLA im-plants. Clinical Oral Implants Research. 2002;13(2):144-53.
28. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, et al. Enhancedim-plant stability with a chemically modified SLA surface: A randomized pilot study. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2007;22(5):755-60.
29. Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. Clinical oral implants research. 1991;2(4):193-8.
30. Glišić M. Analiza distribucije opterećenja kod primene rezilijentnih abatmenata i njihov uticaj na implantno-protetsku terapiju: doktorska disertacija. Beograd: Stomatološki fakultet; 2016.
31. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Branemark P-I, Zarb
32. GA, Albrektsson T, editors. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-210.
33. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, hea-ling, and progressive boen loading. The International journal of oral implantolog : implantologist. 1990;6(2):23-31.
34. Norton MR, Gamble C. Bone classification: An objective scale of bone densi-ty using the computerized tomography scan. Clinical Oral Implants Research. 2001;12(1):79-84.
35. Misch CE. Contemporary implant dentistry. St. Louis: Mosby; 1993.
36. Anselm Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Cli-nical Oral Implants Research. 1999;10(6):429-44.

37. Carter DR, Van Der Meulen MCH, Beaupré GS. Mechanical factors in bone growth and development. Bone. 1996;18(1 SUPPL.):5S-10S.
38. Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ. Implants: Bone physiology and metabolism. CDA journal California Dental Association. 1987;15(10):54-61.
39. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prost-heses. The International journal of oral & maxillofacial implants. 1993;8(1):19-31.
40. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of os-seointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. The Journal of oral implantology. 1998;24(2):80-8.
41. Akpinar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distri-bution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. Quintessence International. 1996;27(1):11-7.
42. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant len-gth and diameter on stress distribution: A finite element analysis. Journal of Prosthetic Dentistry. 2004;91(1):20-5.
43. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. The International journal of prosthodontics. 1993;6(2):95-105.
44. Preoteasa E, Florica LI, Obadan F, Imre M, Preoteasa CT. Minimally Invasive Implant Treatment Alternatives for the Edentulous Patient — Fast & Fixed and Implant Overdentures. In: Current Concepts in Dental Implantology. 2015.
45. Tallarico M, Ortensi L, Martinolli M, Casucci A, Ferrari E, Malaguti G, et al. Multicenter retrospective analysis of implant overdentures delivered with different design and attachment systems: Results between one and 17 years of follow-Up. Dent J. 2018;6(4).
46. Shafie H. Clinical and laboratory manual of implant overdentures. Oxford: Blackwell publishing professional; 2007.
47. Laverty DP, Green D, Marrison D, Addy L, Thomas MBM. Implant retention systems for implant-retained overdentures. Br Dent J. 2017;222(5):347–59.
48. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspect and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-years randomized clinical study. Int J Prosthodont 2004; 17:401-410

49. Wolfart S. Implantoprotetika koncept usmjeren na pacijenta. Zagreb: Media ogled; 2015.
50. Payne AGT, Alsabeeha NHM, Atieh MA, Esposito M, Ma S, Anas El-Wegoud M. Interventions for replacing missing teeth: Attachment systems for implant overdentures in edentulous jaws. Cochrane Database Syst Rev. 2018;2018(10).
51. Cordaro L, di Torresanto VM, Petricevic N, Jornet PR, Torsello F. Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. Clin Oral Implants Res. 2013;24(5):536–42.
52. Lubina L, Romić M, Illeš D, Terapija potpune bezubosti implantatima. Sonda, 2009;18;47-51
53. HW P. Overdentures Made Easy: A Guide to Implant and Root Supported Prostheses. 1st Edition. Quintessence. 1996.
54. Takahashi T, Gonda T, Maeda Y. Effect of Attachment Type on Implant Strain in Maxillary Implant Overdentures: Comparison of Ball, Locator, and Magnet Attachments. Part 1. Overdenture with Palate. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(6):1308–14.
55. Hoffmann O, Beaumont C, Tatakis DN, Zafiropoulos G-G. Telescopic Crowns as Attachments for Implant Supported Restorations: A Case Series. J Oral Implant. 2016
56. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture Attachment Selection and the Loading of Implant and Denture-Bearing Area. Part 2: A Methodical Study Using Five Types of Attachment. Clin Oral Implant Res. 2001.
57. Misch CE. Contemporary implant dentistry. St. Louis: Mosby; 1999. p. 684
58. Knežević G i sur. Osnove dentalne implantologije. Zagreb: Školska knjiga; 2002. p. 95.
59. J S Feine et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Gerodontology. 2002 Jul;19(1):3-4.
60. Knezović Zlatarić D. Lokatori u svakodnevnoj protetskoj praksi. Vjesnik dentalne medicine. 2011; 18:22-5.
61. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005;16(1):26–35.
62. Gross M. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. Aust Dent J. 2008;53(s1).60-8.

63. Nikolopoulou F, Ktena-Agapitou P. Rationale for Choices of Occlusal Schemes for Complete Dentures Supported by Implants. J Oral Implantol. 2006;32(4):200–3
64. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. J Dent. 2013 Mar;41(3):241-9
65. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. Dent. 2013 Mar;41(3):241-9.
66. Borges GA, Costa RC, Nagay BE, Magno MB, Maia LC, Barão VAR, Mesquita MF. Long-term outcomes of different loading protocols for implant-supported mandibular overdentures: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2021 May;125(5):732-745.
67. Cao ZL, Li X, Lin LJ, Chen YH. Immediate or delayed loading protocols for two-implant mandibular overdentures: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. J Prosthet Dent. 2021 Dec;126(6):742-748.
68. de la Rosa Castolo G, Guevara Perez SV, Arnoux PJ, Badih L, Bonnet F, Behr M. Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach. J Prosthet Dent. 2019 Mar;121(3): 546.e1-546.e10.
69. Roccuzzo M, Bonino F, Gaudioso L, Zwahlen M, Meijer HJ. What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:229-37.
70. Raghoebar GM, Meijer HJ, Slot W, Slater JJ, Vissink A. A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants? Eur J Oral Implantol. 2014 Summer;7 Suppl 2: S191-201.
71. Alqutaibi AY, Aboalrejal A. There is no evidence that recommends a specific optimum number of implants for an overdenture. J Evid Based Dent Pract. 2016 Sep;16(3):184-186.
72. Hussein MO. Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis. J Adv Prosthodont. 2013 Aug;5(3):333-40.

73. Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. J Craniofac Surg. 2010 May;21(3):696-702.
74. Ozan O, Ramoglu S. Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. J Oral Implantol. 2015 Jun;41(3): e50-9.
75. Jiang MY, Wen J, Xu SS, Liu TS, Sun HQ. Three-dimensional finite element analysis of four-implants supported mandibular overdentures using two different attachments. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2019 Jan 9;54(1):41-45.
76. Ying Z, Gonda T, Maeda Y. Influence of attachment height and shape on lateral force transmission in implant overdenture treatment. Int J Prosthodont. 2017; 30:586–591.
77. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. Med Eng Phys. 2008; 30:218–225.
78. Milovančević M, Balać I. Metoda konačnih elemenata u stomatologiji i ispitivanju stomatoloških materijala. U: Stamenković D, urednik. Stomatološki materijali. Knj 2. Beograd: Stomatološki fakultet; 2012. str. 339-50.
79. Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. Implantologist. 1983;3(1):24-9.
80. Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. II. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporati-on. Implantologist. 1983;3(1):58-62.
81. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. Journal of Dental Resear-ch. 1983;62(2):155-9.
82. Grbović A, Balać I. Primer primene MKE u stomatologiji. U: Stamenković D, urednik. Stomatološki materijali. Knj 2. Beograd: Stomatološki fakultet; 2012. str. 351-70.
83. Stamenković D, Grbović A. Metoda konačnih elemenata u ispitivanju gradivnih stomatoloških materijala. U: Stamenković D, urednik. Gradivni stomatološki materijali. Beograd: Stomatološki fakultet; 2007. str. 83-108.

84. Joshi S, Kumar S, Jain S, Aggarwal R, Choudhary S, Reddy NK. 3D Finite Element Analysis to Assess the Stress Distribution Pattern in Mandibular Implant-supported Overdenture with Different Bar Heights. J Contemp Dent Pract. 2019 Jul 1;20(7):794-80
85. Khurana N, Rodrigues S, Shenoy S, Saldanha S, Pai U, Shetty T, N S, Mahesh M, Hegde P. A Comparative Evaluation of Stress Distribution with Two Attachment Systems of Varying Heights in a Mandibular Implant-Supported Overdenture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Prosthodont. 2019 Feb;28(2):795-805.
86. Grbović A, Balać I. Primer primene MKE u stomatologiji. U: Stamenković D, urednik. Stomatološki materijali. Knj 2. Beograd: Stomatološki fakultet;2012. str.351-70
87. Grbović A, Stamenković D. Primeri primene MKE u dizajniranju i ispitivanju stomatoloških materijala. U: Stamenković D, urednik. Stomatološki materijali. Knj 2. Beograd: Stomatološki fakultet; 2012. str. 371-84.
88. Martínez-Lage-Azorín JF, Segura-Andrés G, Faus-López J, Agustín-Panadero R. Rehabilitation with implant-supported overdentures in total edentulous patients: A review. J Clin Exp Dent. 2013 Dec 1;5(5):e267-72.
89. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. J Dent. 2013 Mar;41(3):241-9.
90. Hegazy SA, El Mekawy N, Emera RMK. Impact of implants number and attachment type on the peri-implant stresses and retention of palateless implant-retained overdenture. Indian J Dent Res. 2020 May-Jun;31(3):414-419.
91. Oda K, Kanazawa M, Takeshita S, Minakuchi S. Influence of implant number on the movement of mandibular implant overdentures. J Prosthet Dent. 2017 Mar;117(3):380-385.
92. Yalikun K, Kanazawa M, Tanoue M, Minakuchi S. In vitro variation measurement of mandibular denture displacement resistance involving 1 to 3 implants. J Prosthet Dent. 2019 Mar;121(3):492-497.
93. Turker N, Buyukkaplan US. Effects of overdenture attachment systems with different working principles on stress transmission: A three-dimensional finite element study. J Adv Prosthodont. 2020 Dec;12(6):351-360.

94. Pan S, Yin Y, Feng H. Three-dimensional finite element analysis and comparison of stress distribution in overdentures supported with bar attachments and telescopic crowns. Chin J Dent Res. 1999 Feb;2(1):21-30.
95. Celik G, Uludag B. Effect of the number of supporting implants on mandibular photoelastic models with different implant-retained overdenture designs. J Prosthodont. 2014 Jul;23(5):374-80
96. Rismanchian M, Dakhilalian M, Bajoghli F, Ghasemi E, Sadr-Eshkevari P. Implant-retained mandibular bar-supported overlay dentures: a finite element stress analysis of four different bar heights. J Oral Implantol. 2012 Apr;38(2):133-9.
97. Joshi S, Kumar S, Jain S, Aggarwal R, Choudhary S, Reddy NK. 3D finite element analysis to assess the Ssress distribution pattern in mandibular implant-supported overdenture with different bar heights. J Contemp Dent Pract. 2019 Jul 1;20(7):794-8.
98. Unsal GS, Erbasar GNH, Aykent F, Ozyilmaz OY, Ozdogan MS. Evaluation of stress distribution on mandibular implant-supported overdentures with different bone heights and attachment types: a 3D finite element analysis. J Oral Implantol. 2019 Oct;45(5):363-370.
99. Abbasi MRA, Vinnakota DN, Sankar V, Kamatham R. Comparison of stress induced in mandible around an implant-supported overdenture with locator attachment and telescopic crowns - a finite element analysis. Med Pharm Rep. 2020 Apr;93(2):181-189.
100. Alvarez-Arenal A, Gonzalez-Gonzalez I, deLlanos-Lanchares H, Martin-Fernandez E, Brizuela-Velasco A, Ellacuria-Echebarria J. Effect of implant- and occlusal load location on stress distribution in Locator attachments of mandibular overdenture. A finite element study. J Adv Prosthodont. 2017 Oct;9(5):371-380.
101. Hegazy SA, El Mekawy N, Emera RMK. Impact of implants number and attachment type on the peri-implant stresses and retention of palateless implant-retained overdenture. Indian J Dent Res. 2020 May-Jun;31(3):414-419.
102. Liu W, Cai H, Zhang J, Wang J, Sui L. Effects of immediate and delayed loading protocols on marginal bone loss around implants in unsplinted mandibular implant-retained overdentures: a systematic review and meta-analysis. BMC Oral Health. 2021 Mar 17;21(1):122.

103. Mirchandani B, Zhou T, Heboyan A, Yodmongkol S, Buranawat B. Biomechanical Aspects of Various Attachments for Implant Overdentures: A Review. Polymers (Basel). 2021 Sep 24;13(19):3248
104. Chaware SH, Thakkar ST. A systematic review and meta-analysis of the attachments used in implant-supported overdentures. J Indian Prosthodont Soc. 2020 Jul-Sep;20(3):255-268.
105. Yıldırım RS, Buyukerkmen EB. Finite element analysis of stress distribution in mandibles with different bone types loaded by implant-supported overdentures with different localizations of locator attachments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2021 Sep-Oct;36(5):851-862.

LISTA SKRAĆENICA

TZP – totalna zubna proteza

CO – centralna okluzija

CR – centralna relacija

MKE – metoda konačnih elemenata

BIOGRAFIJA

Aleksandra Radulović, doktor stomatologije i magistar stomatoloških nauka, rođena 15.01.1976. godine u Banjoj Luci, Bosna i Hercegovina. Osnovnu školu i Gimnaziju završila u Banjoj Luci.

Diplomirala je na Studijskom programu stomatologija, Medicinskog fakulteta, Univerziteta u Banjoj Luci 2001. godine sa prosječnom ocjenom 8,51. U toku studija, u periodu od oktobra 1999. do novembra 2001. radila kao demonstrator na katedri za Stomatološku protetiku.

Od aprila 2002. do novembra 2002. godine radila u JZU " Dom zdravlja" Banja Luka kao stomatolog opšte prakse. Od decembra 2002.godine u stalnom radnom odnosu na Medicinskom fakultetu, Studijski program stomatologija u Banjoj Luci, gdje je zaposlena na katedri za Stomatološku protetiku. Poslijediplomske studije upisala 01.10. 2003. godine na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu i završila ih sa prosječnom ocjenom 9.

U junu 2009. godine odbranila magistarsku tezu pod nazivom „Procena EMG aktivnosti mastera u osoba sa bruksizmom pre i nakon nošenja terapijskog splinta" i time stekla zvanje magistra stomatoloških nauka.

Specijalizaciju iz Stomatološke protetike upisala decembra 2002. godine na Klinici za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta u Beogradu , a specijalistički ispit iz te oblasti položila je 19. juna 2006. godine sa najvišom ocjenom (odličan) i time stekla zvanje specijaliste stomatološke protetike.

U oktobru 2010. dobija zvanje višeg asistenta na Katedri za Stomatološku protetiku.

Doktorsku tezu pod nazivom „ Distribucija opterećenja u modelima implantatno nošenih keramičkih nadoknada" prijavila u junu 2017. godine na Medicinskom fakultetu Univerziteta u Banjoj Luci.

2004. postaje član Komore doktora stomatologije Republike Srpske.

Od 2015. godine je član Europian Society of Cosmetic Dentistry (ESCD).

U više navrata je imala studijske boravake u zemlji i inostranstvu posvećene stručnom i naučnom usavršavanju iz oblasti fiksne protetike, mobilne protetike, estetske stomatologije, kompjuterizovane CAD-CAM stomatologije i implantologije.

Aktivno govori engleski jezik.

Učesnik je brojnih Kongresa u zemlji i inostranstvu kao pasivan i aktivan učesnik sa prezentacijama.

Razvedena, majka jedne djevojčice.

Izjava 1

IZJAVA O AUTORSTVU

Izjavljujem

da je doktorska disertacija

„ DISTRIBUCIJA OPTEREĆENJA U MODELIMA IMPLANTATNO NOŠENIH AKRILATNIH NADOKNADA“

„ Load distribution in models with implant-supported acrylic restaurations“

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- da doktorska disertacija, u cjelini ili u dijelovima, nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršila autorska prava i koristila intelektualnu svojinu drugih lica.

U Banjoj Luci, novembar 2021.godine

Potpis doktoranta

A. Radulović

Izjava 2

Izjava kojom se ovlašćuje Univerzitet u Banjoj Luci da doktorsku disertaciju učini javno dostupnom

Ovlašćujem Univerzitet u Banjoj Luci da moju doktorsku disertaciju pod naslovom

„ Distribucija opterećenja u modelima implantatno nošenih akrilatnih nadoknada“

koja je moje autorsko djelo, učini javno dostupnom.

Doktorsku disertaciju sa svim prilozima predala sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u digitalni repozitorijum Univerziteta u Banjoj Luci mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučila.

1. Autorstvo

2. Autorstvo-nekomercijalno

3. Autorstvo - nekomercijalno - bez prerade

4. <u>Autorstvo - nekomercijalno - dijeliti pod istim uslovima</u>

5. Autorstvo - bez prerade

6. Autorstvo - dijeliti pod istim uslovima

U Banjoj Luci, novembar 2021.godine Potpis doktoranta

Izjava 3

Izjava o identičnosti štampane i elektronske verzije

doktorske disertacije

Ime i prezime autora	Aleksandra Radulović
Naslov rada	Distribucija opterećenja u modelima implantatno nošenih akrilatnih nadoknada
Mentor	Prof. dr Rade Živković

Izjavljujem da je štampana verzija moje doktorske disertacije identična elektronskoj verziji koju sam predala za digitalni repozitorijum Univerziteta u Banjoj Luci.

Potpis doktoranta

U Banjoj Luci, novembar 2021. godine