



Sveučilište u Zagrebu

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Roko Bjelica

**UTJECAJ DEBLJINE SLUZNICE LEŽIŠTA DONJE POKROVNE
PROTEZE I SILE OPTEREĆENJA NA NAPREZANJA MINI
IMPLANTATA I OKOLNE KOSTI**

Zagreb, 2020.

Ovaj rad izrađen je na Zavodu za mobilnu protetiku te Zavodu za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu pod mentorstvom dr.sc. Ines Kovačić, dr.med.dent. i prof.dr.sc. Irine Filipović Zore i predan je na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2019./2020.

CBCT	engl. Cone-beam computed tomography
FDA	US Food and Drug Administration
IPA	izopropilni alkohol
MDI	mini dentalni implantat
SDI	implantat standarnih dimenzija
SLA	engl. sandblasted large grit and acid etched surface
WHO	engl. Svjetska zdravstvena organizacija

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1. Bezubost.....	1
1.2. Implantati.....	1
1.3. Ležište proteze.....	2
1.4. Svrha rada.....	3
2. MATERIJALI I METODE	4
2.1. Izrada modela bezube donje čeljusti i ugradnja mini dentalnih implantata.....	4
2.2. Izrada umjetne sluznice.....	5
2.3. Izrada proteza.....	5
2.4. Fiksacija modela.....	7
2.5. Postava elektrootpornih traka na model.....	8
2.6. Izrada sustava za opterećivanje proteza.....	9
2.7. Faza mjerenja i dobivanja rezultata.....	11
2.8. Statistička obrada podataka.....	13
3. REZULTATI	14
4. RASPRAVA	24
5. ZAKLJUČAK	28
6. ZAHVALE	29
7. LITERATURA	30
8. SAŽETAK	33
9. SUMMARY	35

1. UVOD

1.1. Bezubost

Potpuna bezubost, stanje gubitka svih zubi u obje čeljusti u odraslih ljudi, još uvijek predstavlja široko rasprostranjeni problem oralnog zdravlja u svijetu. U najčešće čimbenike koji uzrokuju gubitak zubi ubrajaju se karijes i parodontne bolesti, no uz njih se nalaze i brojni drugi faktori poput trauma, loše oralne higijene, pušenja, sistemskih bolesti, ali i nedovoljna edukacija, socioekonomski status i kulturalna tradicija pacijenata (1). Potpuna bezubost je ireverzibilno stanje koje ne samo da narušava oralno zdravlje i žvačnu funkciju, nego ima i važan utjecaj na psihosocijalni aspekt života. Narušena žvačna funkcija, fonacija i estetika često se manifestiraju gubitkom sigurnosti, izbjegavanjem socijalizacije i katkada depresijom (2).

Prema podacima Svjetske zdravstvene organizacije (WHO) iz 2005. godine, postotak potpuno bezubih osoba starijih od 65 godina kretao se između 41 i 58 % te je uvelike povezan sa socioekonomskim statusom (3). Uz sam gubitak zubi dolazi i do gubitka živčanih ogranaka, senzoričkih receptora, ali i resorpcije alveolarne kosti. Resorpcija alveolarne kosti vidljiva je već unutar nekoliko tjedana nakon ekstrakcije zuba. Resorpcija alveolarne kosti kontinuirani je proces koji zahvaća najmanje 1 mm visine alveolarnog grebena godišnje i posebno je izražena tijekom prve godine. Tek nakon deset godina od vađenja zuba (a do tada je izgubljeno već i više od 10 mm alveolarnoga grebena) dolazi do usporenja i smanjenja resorpcije na 0,05 mm godišnje u maksili i 0,20 mm godišnje u mandibuli (4).

1.2. Implantati

Razvoj implantologije započeo je 1969. godine sa švedskim ortopedom Brånemarkom koji je uveo upotrebu titana, oseointegraciju i implantate u dentalnu medicinu (5,6). Dentalni implantat je u široj definiciji strano tijelo ugrađeno u ljudski organizam, trajno ili privremeno (7), a oseointegracija je „direktna funkcionalna i strukturna veza između kosti i površine implantata koji nose teret”(8).

Nekada se smatralo da implantat ne smije biti opterećivan i da je neophodno submukozno cijeljenje tijekom tri do šest mjeseci kako bi oseointegracija bila uspješna. Razvojem implantata, njihovog dizajna i površine, u praksu se uvodi imedijatno opterećenje. Istraživanjima je dokazano da ukoliko implantat ima dobru primarnu stabilnost, male sile neće dovesti do pomaka implantata i kompromitirati oseointegraciju (9,10).

Danas je implantologija grana struke koja se veoma brzo razvija i konstantno dolazimo do novih spoznaja i saznanja koja značajno doprinose kliničkom radu. Rezultat toga je velik broj

proizvođača i vrsta dentalnih implantata. Postoji mnogo različitih podjela, a razlikuju se prema dizajnu, materijalu, tehnikama izrade, dimenzijama i sl. (11).

Zbog potrebe za imedijatnim opterećenjem i imedijatnom protetskom rehabilitacijom razvijeni su mini dentalni implantati (MDI). MDI su uski jednodijelni promjera manjeg od 2,5 mm koji su se ugrađivali paralelno sa implantatima standardnih dimenzija (SDI) i služili za privremenu retenciju proteze, dok SDI ne oseointegriraju. Pionir i vlasnik patenta MDI-ja, Victor Sendax, uveo je protokol koji je uključivao transmukoznu ugradnju 1,8 mm širokih jednokomadnih implantata te njihovo imedijatno opterećenje. U početku su se koristili isključivo kao privremeni implantati, ali obzirom da su se proporcionalno vremenu provedenom u kosti sve teže vadili, provedena su daljnja istraživanja. Dokazano je da su s vremenom bile potrebne sve veće sile za uklanjanje MDI te da su često tijekom vađenja pucali i/ili vadili se s komadićima srasle kosti (12) te je histološkim testiranjima dokazana njihova uspješna oseointegracija.(13). Prvi MDI-jevi za dugotrajnu upotrebu koji su dobili odobrenje Američke agencije za upravljanje hranom i lijekovima (FDA, *US Food and Drug Administration*) bili su IMTEC Sendax MDI-jevi (IMTEC Corporation, Ardmore, Oklahoma) jednokomadni konični titanski implantati s prepariranom površinom (SLA, tj. pjeskarenje i jetkanje) (14). IMTEC Sendax MDI-jevi prvi su puta odobreni 1997. godine te ponovno 1999. i 2003. kad su redizajnirani (14).

Najveća prednost MDI-ja je njihov mali promjer i mogućnost ugradnje kod uznapredovale resorpcije grebena u buko-lingvalnom smjeru (15). Obzirom da ne zahtijevaju odizanje mukoperiostalnog režnja prednost im je i minimalna invazivnost prilikom ugradnje, brzina postupka ugradnje i manje postoperativne komplikacije (16). Zbog samouvijajuće tehnike ugradnje, u najvećem broju slučajeva, osigurana je adekvatna primarna stabilnost i omogućeno imedijatno opterećenje (17). Valja napomenuti i da zbog svojeg uskog promjera MDI ne zahtijevaju preširok pojas pričvrstne gingive, pa je time izbjegnuta potreba za mikrokirurškim zahvatima proširenja pričvrstne gingive (18) Velika prednost MDI je na kraju i niža cijena od implantata standardnih dimenzija što ih čini dostupnijima široj populaciji. Zbog navedenog, MDI-ji se smatraju idealnima za starije pacijente koji uz narušeno oralno stanje boluju i od niza sistemskih bolesti te ne žele ili nisu u mogućnosti prolaziti kroz dugotrajne i iscrpljujuće oralno-kirurške zahvate (19).

1.3. Ležište proteze

Ležište potpune proteze predstavlja kost prekrivena mukoznom membranom. Obzirom da je sluznica neposredno ležište protezne baze za protetičara su važne dvije osobine sluznice: njena

granica, tj. prijelaz nepomične u pomičnu sluznicu, te stupanj popustljivosti na pritisak (rezilijencija). Prva navedena osobina važna je jer određuje veličinu baze potpune proteze i smještaj njenih rubova koji bi se trebali nalaziti u početnom predjelu pomične sluznice. Sluznica na nekim mjestima stvara nabore (*frenulae i plicae*) na koje treba obratiti posebnu pažnju zbog njihovog negativnog utjecaja na retenciju proteza. Rezilijencija sluznice također je važna jer izravno utječe na mogućnost opterećenja određenog dijela ležišta proteze. Obzirom da sluznica nije na svim mjestima jednako debela, i rezilijencija sluznice se sukladno tome mijenja (20,21). Mjeri se kugličastim nabijačem promjera 1 milimetar i označava se brojevima. Rezilijencija 0 znači da nema prodiranja kuglice u sluznicu, kao npr. kod *torusa palatinusa*. Prodiranje kuglica do polovice (0,5mm) je prosječna vrijednost i označava se s brojem 1. Potpuno prodiranje označava se s 2, a prodiranje više od 1 mm označava se s brojem 3 i ti slučajevi karakteristični su kod pomičnog grebena (21).

Pomični greben ili labava sluznica (eng. flabby ridge) je hiperplastično bujanje vezivnog tkiva povezano s opsežnom resorpcijom alveolarnog grebena. U gornjoj čeljusti najčešće se nalazi u regiji prednjih zuba kao posljedica loše i nestabilne proteze ili neravnomjernog pritiska pojedinih dijelova proteze (djelomična bezubost u suprotnoj čeljusti). U donjoj čeljusti često se nalazi na lingvalnoj strani zbog jake resorpcije toga predjela (20). Ovakva sluznica negativno utječe na stabilizaciju i retenciju proteza u funkciji, posljedično uzrokuje gubitak ventilnog učinka, a česte su i ozljede same sluznice uzrokovane pomacima potpunih proteza pri žvačnoj funkciji (22). Dong i sur. (23) navode da se srednje vrijednosti debljina zdravih sluznica donjih bezubih čeljusti kreću između 1 i 2 mm, ovisno o mjestu mjerenja dok je flabby ridge prisutan u 24 % gornjih i 5 % donji bezubih čeljusti (24,25).

1.4. Svrha rada

Obzirom da u dosadašnjoj dentalnoj literaturi nije istražen utjecaj debljine sluznice ležišta pokrovnih proteza na naprezanje implantata i okolne kosti, cilj ovog rada bio je istražiti postoje li i kolike su razlike u naprezanjima navedenih struktura pri različitim debljinama sluznice.

2. MATERIJALI I METODE

Istraživanje utjecaja debljine sluznice ležišta proteze na naprezanje periimplantatne kosti provedeno je na modelu ekstremno resorbirane potpuno bezube donje čeljusti s ugrađena četiri MDI-ja u intraforaminalnoj regiji za retenciju pokrovne proteze. Na modelu su pomoću silikonskog materijala simulirane različite debljine sluznice ležišta proteze te je je opskrbljen pokrovnim protezama ojačanim metalnom bazom. Proteze su opterećivane različitim silama i na različitim pozicijama te su mjerena naprezanja pomoću elektrootpornih traka (engl. strain gauge) i odgovarajućeg programskog sustava.

2.1. Izrada modela bezube donje čeljusti i ugradnja mini dentalnih implantata

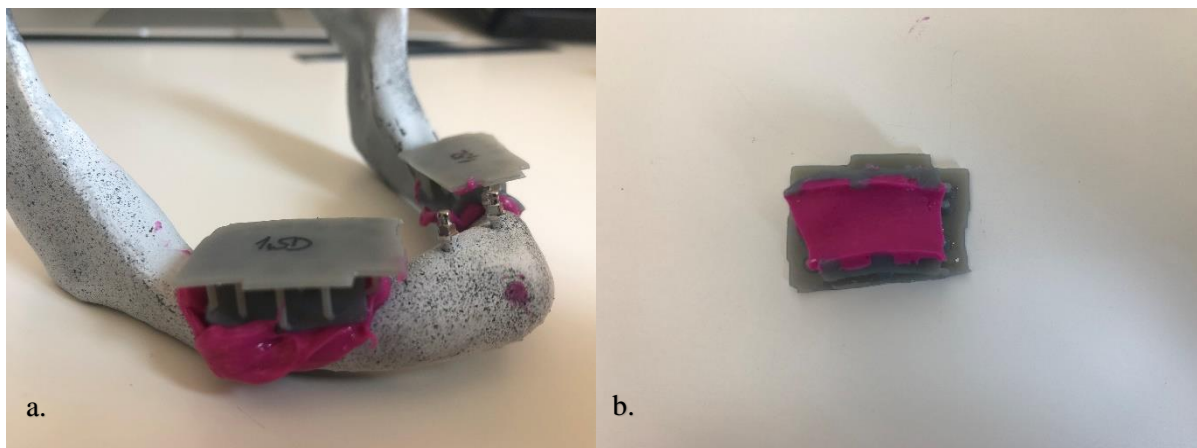
Za izradu modela ekstremno resorbirane donje čeljusti korištena je tehnologija 3D printanja. Prvi korak bio je softverska modelacija modela pomoću CBCT snimki stvarnih pacijenata. Izabrano je pet najsličnijih CBCT snimki ekstremno resorbirane donje čeljusti te je za svaku čeljust izrađen virtualni model (Amira v4.1, Zuse Institute Berlin; Visage Imagin GmbH, Berlin, Njemačka). Softverskim spajanjem tih pet virtualnih modela dobivena je jedna, prosječna, ekstremno resorbirana donja čeljust.

Pomoću istog softvera (Amira v4.1, Zuse Institute Berlin; Visage Imagin GmbH, Berlin, Njemačka) isplanirana je pozicija te su dizajnirane rupice (ležište) za ugradnju četiri MDI-jeva u intraforaminalnoj regiji. Dužina dizajniranih rupica je 10 mm, a promjer 1,9 mm za ugradnju MDI-a dužine 10 mm i promjer 2 mm. Manji promjer rupe u odnosu na promjer MDI-ja napravljen je zbog čvršćeg pozicioniranja MDI-ja u plastični model i postizanja njegove potpune stabilnosti.

Model je isprintan iz Gray fotopolimerne smole (GRAY FLGPGR04; Formlabs, Somerville, Massachusetts, United States) na Formlabs Form 2 printeru. Nakon printanja slijedilo je ispiranje u izopropilnom alkoholu (IPA) i dodatna polimerizacija modela prema uputama proizvođača, obrada karakteristična za polimernu tehnologiju. MDI-jevi (2 mm x 10 mm) su ugrađeni pomoću leptir-ključa i moment-ključa koji se također koriste i za kliničku ugradnju MDI-jeva. Sila očitana na moment-ključu prilikom ugradnje MDI-ja u plastični model iznosila je 35 Ncm, što se ujedno smatra dovoljnom silom za postizanje primarne stabilnosti MDI-ja i dozvoljava njegovo imedijatno opterećenje (26).

2.2. Izrada umjetne sluznice

Za izradu umjetne sluznice korišteni su 3D printani kalupi kako bi se osigurala jednolika debljina sluznice cijelom površinom. Kalupi za sluznicu virtualno su dizajnirani (Amira v4.1, Zuse Institute Berlin; Visage Imagin GmbH, Berlin, Njemačka) na virtualnom modelu donje čeljusti. Dizajnirane su 3 različite dimenzije kalupa za sluznice debljine 1,5 mm, 3,0 mm i 4,0 mm. S obzirom da u intraforaminalnom području nije bilo moguće staviti umjetnu sluznicu, kako bi se omogućilo lijepljenje elektrootpornih traka, napravljena su po dva kalupa (lijevi i desni) za svaku debljinu sluznice (Slika 1). Pri izradi kalupa slijedio se isti postupak kao i za izradu 3D printanih modela donje čeljusti. Za izradu umjetne sluznice korišten je adicijski silikon rijetke konzistencije (3M™ Express™ XT Light Body Quick, Seefeld, Njemačka) koji je ubrizgan u kalup te pritisnut na model čeljusti do stvrdnjavanja. Nakon stvrdnjavanja i skidanja kalupa, skalpelom su obrezani dijelovi silikona koji su iscurili izvan kalupa (Slika b). Debljina svake pločice umjetne sluznice mjerena je pomičnom mjerkom na 6 mjesta, čime je potvrđena jednolika debljina i mogućnost pogreške svedena na minimum.



Slika 1. Pločica umjetne sluznice od adicijskog silikona : a. kalupi na modelu mandibule; b. gotova pločica umjetne sluznice u kalupu

2.3. Izrada proteza

Nakon ugradnje MDI-jeva u model pristupilo se izradi donjih potpunih proteza ojačanih metalom.

Za potrebe izrade metala uzet je otisak (Express STD 3M materijal, Seefeld, Njemačka) 3D printanog modela donje čeljusti s transfernim kapticama. Otisak je izliven iz uložne mase za dobivanje radnog modela za modelaciju metalne konstrukcije u vosku. Daljnji tijek uključivao je ulaganje modela s voštanom konstrukcijom u kivetu te stavljanje u peć za predgrijavanje.

Metalna baza izlivena je iz kobalt-krom legure (Remanium ® GM 800+, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany) u centrifugalnom ljevaču. Nakon vađenja metalne konstrukcija iz uložne mase nije bila potrebna nikakva obrada metala osim pjeskarenja i poliranja. Identični postupak je ponovljen tri puta za izradu tri identične metalne konstrukcije (Slika 2).



Slika 2. Metalna baza proteze

Na 3D printanom modelu izmodelirana je proteza od voska. Proteza je izmodelirana u obliku zagrizne šablone, bez umjetnih zubiju, ali po visini i volumeni odgovarajući protezi sa zubima (Slika 3).

Na voštanom bedemu izrađen je silikonski ključ kako bi sve tri proteze bile istog oblika. Model je izoliran vazelinom te su na MDI-jeve postavljene retencijske matrice („o-ball“; Dentium, Seoul, Južna Koreja). Vratni dio implantata, kako bi se spriječilo izlijevanje akrilata u podminirana područja, i retencijske matrice izolirane su voskom. Zbog korištenja različitih debljina umjetne sluznice, koja je napravljena iz silikona, prvo je polimerizirana proteza, a zatim su naknadno ugrađene retencijske matrice. Prema uputama proizvođača zamiješano je akrilatno tijesto (ProBase Cold, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), uliveno u silikonski kalup i polimerizirano (2 bara, 70 °C). Metalnom frezom uklonjeni su viškovi akrilata te nikakva daljnja obrada (poliranje) proteze nije učinjena.

Nakon izrade proteza uslijedila je ugradnja ugradnja retencijskih matrica u proteze. Na 3D printani model je postavljena jedna debljina umjetne sluznice na ležište proteze te je stabilizirana malom količinom cijanoakrilatnog ljepila (Super Glue, N.U. Co. LTD, Ningbo, Kina). Vratni dio implantata zaštićen je voskom i retencijske matrice su ugrađene pomoću

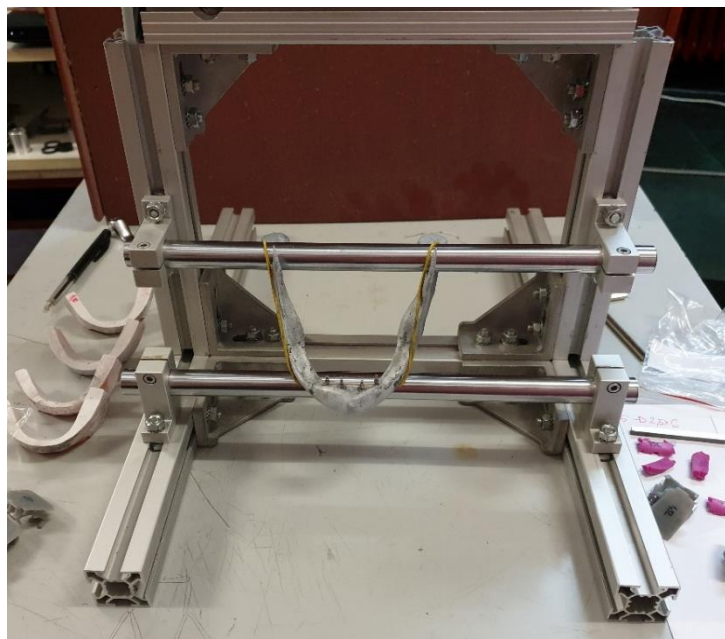
hladnopolimerizirajućeg akrilata (GC Reline, GC America Inc, Illinois, USA). Isti postupak je ponovljen za sve tri debljine umjetne sluznice.



Slika 3. Izmodelirana proteza u vosku

2.4. Fiksacija modela

Za fiksaciju modela izrađen je specijalan stalak koji simulira odnos donje čeljusti s bazom lubanje (Slika 4). Stalac se sastoji od aluminijskih profila na koje su montirane dvije metalne šipke. Jedna šipka služi kao oslonac u području insercije *m. Massetera*, a druga leži unutar udubine *incisurae mandibulae*. Osobitost ovog stalka je što fiksacija čeljusti nije rigidna, već su omogućeni mali pomaci, tj. rotacija oko gornje šipke koja odgovara ponašanju temporomandibularnog zgloba.



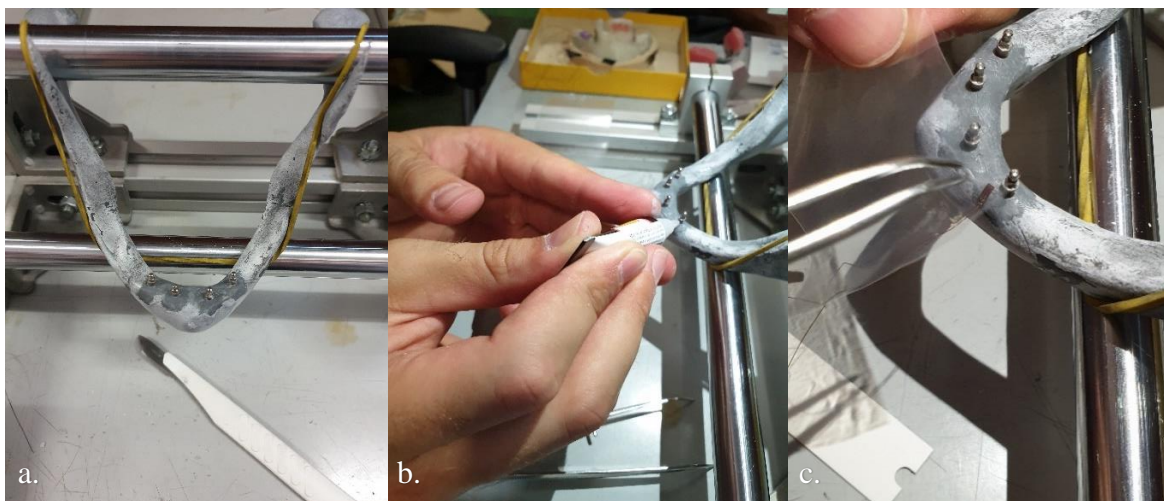
Slika 4. Stalac za fiksaciju modela

2.5. Postava elektrootpornih traka na model

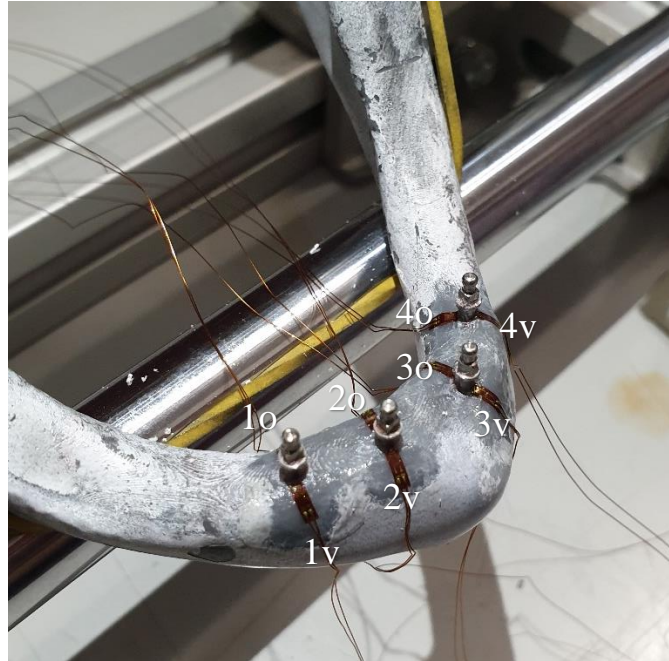
Za mjerenja deformacija, a posljedično tome i naprezanja, na površini peri-implantatne kosti korištene su elektrootporne trake (engl. strain gauge; KFGS-1N-120-C1-11N30C2, Kyowa Electronic Instruments Co. LTD., Tokyo, Japan).

Prema uputama proizvođača, za lijepljenje elektrootpornih traka korišteno je cijanoakrilatno ljepilo (Super Glue, N.U. Co. LTD, Ningbo, Kina) te acetatna folija (Grafix Clear Acetate, Grafix® Plastics, Pennsylvania, USA) preko koje se vršio pritisak kako ne bi došlo do njenih oštećenja. Elektrootporne trake lijepljene su na površinu modela donje čeljusti koja je prethodno očišćena acetonom (Aceton, Premifab d.o.o., Sveta Nedelja, Hrvatska) kako bi se omogućilo savršeno prijanjanje (Slika 5). Elektrootporne trake postavljene su radijalno neposredno uz vrat svakog MDI-ja, i to jedna s vestibularne i jedna s oralne strane. Elektrootporne trake su označene brojevima od jedan do četiri, s desna prema lijevo na modelu, označujući poziciju MDI-a, dok slovo „o“ označava oralno pozicioniranu elektrootpornu traku, a slovo „v“ vestibularno pozicioniranu traku (Slika 6).

Preko kompaktnog sustava za snimanje (EDX-10A, Kyowa Electronic Instruments Co. LTD., Tokyo, Japan) (Slika 7) svih osam elektrootpornih traka spojeno je s odgovarajućim softverskim programom (DCS-100A, Kyowa Electronic Instruments Co. LTD., Tokyo, Japan). Softver omogućuje istovremeno praćenje, u ovom slučaju osam elektrootpornih traka, i snimanje deformacija tijekom svih faza mjerenja.



Slika 5. Postavljanje elektrootpornih traka: a. očišćen model acetonom; b. postava cijanoakrilatnog ljepila; c. pozicioniranje elektrootporne trake pomoću acetatne folije



Slika 6. Označene zalijepljene elektrootporne trake na model



Slika 7. Kompaktni sustav za snimanje EDX-10A

2.6. Izrada sustava za opterećivanje proteza

Opterećenje na protezu primijenjeno je jednostavnim uvrtnjem vijka koji preko podložne pločice pritišće ciljanu površinu proteze. Na vrh vijka postavljena je magnetna kuglica kojom se osiguralo točkasto opterećenje pločice. Serija mjerenja za određeni dio proteze uvijek je rađena na istoj površini (tijekom eksperimenta nije micana pločica). Opterećenje primijenjeno vijkom mjereno je ćelijom za mjerenje sile, koja se najčešće služi u kuhinjskim vagama. Ista se

sastoji od komada aluminijske šipke s prorezom u sredini (Slika 8). Ispod i iznad proreza postavljena su po dvije elektrootporne trake, koje mijenjaju svoj električni otpor proporcionalno istezanju. Kako su ova četiri otporna elementa spojena u Wheatstoneov most, i malo istegnuće ćelije se može detektirati u vidu male razlike potencijala na krajevima mosta. Ovakve razlike se mjere preko 24-bitnog analogno-digitalnog konvertera (HX711, Avia Semiconductor Ltd., Xiamen, Kina) pakiranom unutar jednog čipa. Također, on napon s krajeva mosta pojačava na svom ulazu za faktor 128. Na kraju digitalni izlaz iz HX711 modula spaja se s inačicom Arduino elektroničke platforme, koja očitava napon na krajevima mosta. Kod koji je prenesen na Arduino i kompiliran čita podatke s analogno- digitalnog konvertera HX711 i prikazuje ga na LCD displayu u jedinicama kilograma. Ovakva vaga umjerena je utegom poznate težine (Slika 9) i fiksirana na stalak za fiksaciju modela.



Slika 8. Ćelija za mjerenje sile



Slika 9. Vaga umjerena predmetom poznate mase (strelica)

2.7. Faza mjerenja i dobivanja rezultata

Na proteze su pomoću opisanog sustava za opterećivanje aplicirane različite sile u regiji žvačnog centra.

U istraživanju testirane su tri različite debljine sluznice:

- a. 1,5 mm
- b. 3,0 mm
- c. 4,0 mm,

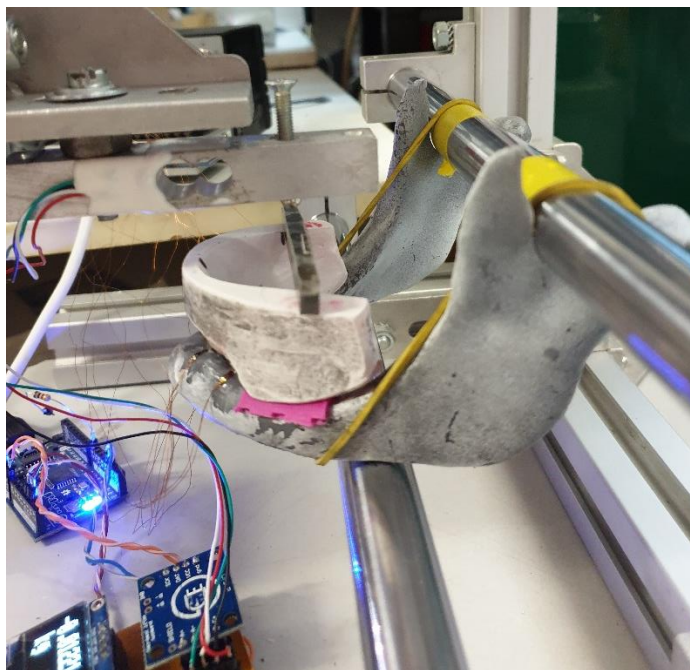
te je za svaku debljinu sluznice napravljena zasebna proteza.

Svaka proteza opterećena je s tri različite sile veličine: 50, 100 i 150 N. Mjerenje sa svakom silom ponovljeno je tri puta. Mjerenje svakog opterećenja trajalo je sveukupno 55 sekundi jer je u računalnom programu određeno očitavanje naprezanja kroz jedanaest intervala po pet sekundi.

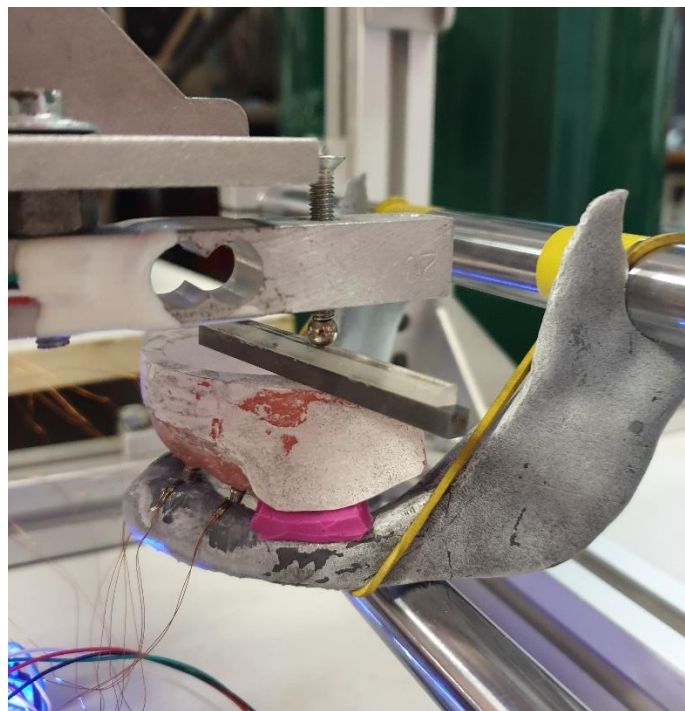
Obzirom da je vaga programirana u jedinicama kilograma, masa je množena s gravitacijskom konstantom kako bi pritisak bio izražen u njutnima. Sve tri sile aplicirane su na dvije različite pozicije:

- a. obostrano lateralno (u području molara) – MO (Slika 10)
- b. jednostrano laterano (s lijeve strane u području molara) – ML (Slika 11)

U procesu opterećivanja proteza deformacije zabilježene elektrootpornim trakama zabilježene su pripadajućim računalnim programom (DCS-100A, Kyowa Electronic Instruments Co. LTD., Tokyo, Japan).



Slika 10. Obostrano lateralno opterećenje u području molara



Slika 11. Jednostrano lateralno opterećenje u području molara

Za svako od tri ponovljena mjerenja uzete su maksimalne, tj. minimalne vrijednosti naprezanja, izračunata je njihova srednja vrijednost te su te srednje vrijednosti korištene za daljnju statističku obradu.

2.8. Statistička obrada podataka

Za statističku obradu korišten je SPSS for Windows, version 20. Napravljena je deskriptivna statistika (izračunate su aritmetičke sredine i standardne devijacije). Normalnost distribucije testirana je Kolmogorov-Smirnovim testom. Zatim je napravljena multivarijatna analiza, posebno za obostrano, a posebno za jednostrano opterećenje, gdje su zavisne varijable bile sile naprezanja izmjerene u eksperimentu, a nezavisne varijable bile su jakost sile (50, 100 i 150 N), kao i debljine sluznice (1,5, 3 i 4 mm). Napravljeni su i Sheffe post-hoc testovi.

3. REZULTATI

Nakon izrade umjetne sluznice iz silikona, kaliperom je na šest različitih mjesta izmjerena njena debljina kako bi se provjerila preciznost njene izrade. Izračunane su srednje vrijednosti i standardne devijacije za svaku pločicu umjetne sluznice te su rezultati prikazani u Tablici 1.

Tablica 1. Srednje vrijednosti debljine umjetne sluznice sa standardnim devijacijama

	1,5 mm	3 mm	4 mm
	$x \pm sd$	$x \pm sd$	$x \pm sd$
desna	$1,55 \pm 0,25$ mm	$2,88 \pm 0,22$ mm	$4,07 \pm 0,17$ mm
lijeva	$1,63 \pm 0,23$ mm	$2,98 \pm 0,12$ mm	$3,95 \pm 0,15$ mm

Izrađena vaga za opterećenje modela programirana je da prikazuje primijenjenu silu u kilogramima te su se dobiveni iznosi pomnožili s gravitacijskom konstantom ($9,81 \text{ m/s}^2$) kako bi se dobile vrijednosti u njutnima (N). U tablici 2 prikazane su srednje vrijednosti veličine iznosa sile, u njutnima, kojima su modeli opterećeni.

Tablica 2. Srednje vrijednosti i standardne devijacije iznosa sile kojima su opterećeni modeli (MO - opterećenje obostrano lateralno u području molara; ML - opterećenje jednostrano laterano s lijeve strane u području molara)

Debljina sluznice	Način opterećenja	Sila ($x \pm sd$)		
1,5 mm	ML	$49,54 \pm 0,35$ N	$98,62 \pm 0,56$ N	$147,90 \pm 0,15$ N
	MO	$49,34 \pm 0,34$ N	$98,49 \pm 0,10$ N	$147,90 \pm 0,25$ N
3 mm	ML	$43,20 \pm 11,08$ N	$99,21 \pm 0,50$ N	$147,12 \pm 0,46$
	MO	$49,77 \pm 0,32$ N	$98,88 \pm 0,10$ N	$148,10 \pm 0,11$ N
4 mm	ML	$50,10 \pm 0,30$ N	$98,79 \pm 1,00$ N	$147,58 \pm 1,65$ N
	MO	$49,97 \pm 0,11$ N	$98,49 \pm 0,17$ N	$147,44 \pm 0,61$ N

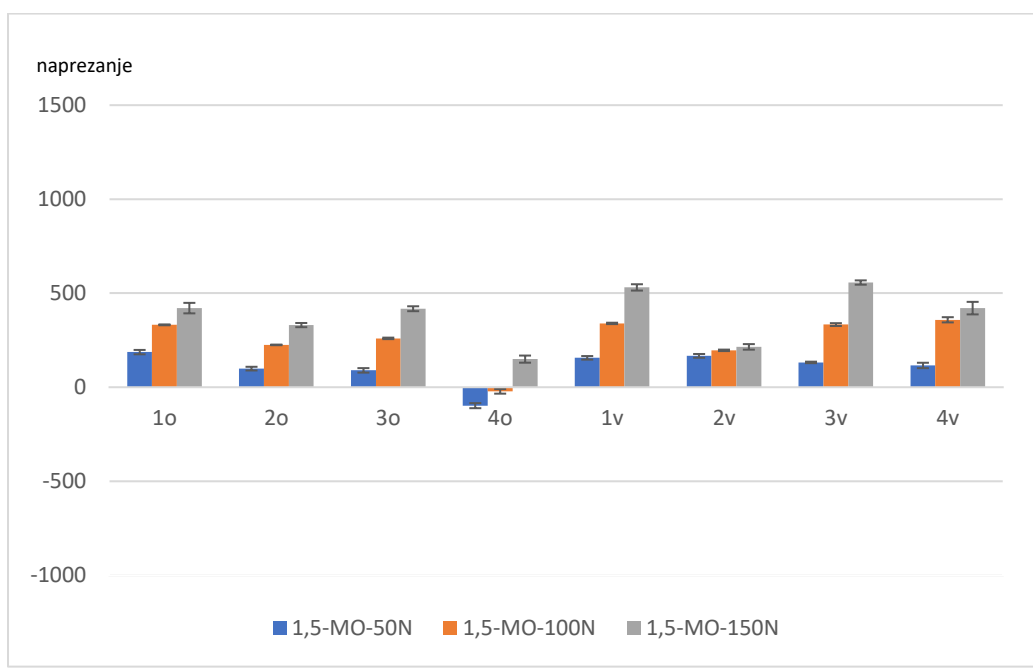
Obzirom da je mjerenje za svaku veličinu sile, oba načina opterećenja i tri različite debljine sluznice ponavljano tri puta, sveukupno je izvedeno 54 mjerenja. Za svako od tri ponovljena mjerenja uzete su maksimalne, tj. minimalne vrijednosti naprezanje, izračunata njihova srednja vrijednost te su srednje vrijednosti korištene za daljnju statističku obradu.

Deskriptivna statistika za naprezanje prilikom obostranog opterećenja proteze retinirane MDI-jima pri različitim silama i kod različitim debljina sluznice prikazana je u Tablici 3. Na slikama 12, 13 i 14 grafički je prikazan porast naprezanja s porastom sile opterećenja prilikom obostranog opterećenja u području molara. Porastom primijenjene sile i povećanjem debljine umjetne sluznice došlo je do statistički značajnog porasta deformacija ($p < 0.001$). Multivarijantna analiza otkrila je značajan utjecaj debljine sluznice, primjenjene sile i njihove kombinacije (sila* debljina) ($p < 0,001$, Tablica 4).

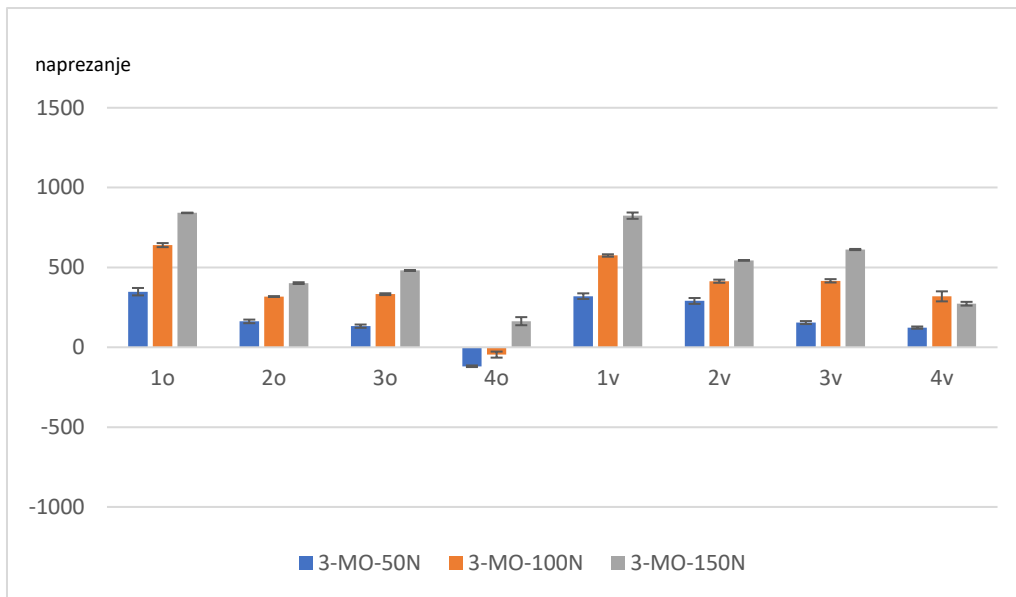
Tablica 3. Deskriptivna statistika za naprezanje prilikom obostranog opterećenja proteze retinirane mini implantatima pri različitim silama i kod različitim debljina sluznice

Obostrano opterećenje (MO)					
	Debljina sluznice	Sila	x	SD	N
1o	1,5 mm	50 N	186,74	11,64	3
		100 N	331,63	2,27	3
		150 N	420,73	27,89	3
	3 mm	50 N	348,13	23,17	3
		100 N	639,85	12,66	3
		150 N	841,60	1,81	3
	4 mm	50 N	214,66	35,13	3
		100 N	399,12	6,30	3
		150 N	525,25	17,31	3
2o	1,5 mm	50 N	98,92	9,79	3
		100 N	225,04	1,62	3
		150 N	330,49	11,13	3
	3 mm	50 N	162,11	11,26	3
		100 N	317,63	1,77	3
		150 N	401,82	5,50	3
	4 mm	50 N	52,65	21,87	3
		100 N	152,19	5,15	3
		150 N	243,03	10,47	3
3o	1,5 mm	50 N	89,66	11,90	3
		100 N	259,81	3,97	3
		150 N	417,37	13,00	3
	3 mm	50 N	132,15	10,25	3
		100 N	332,65	5,64	3
		150 N	480,87	1,34	3
	4 mm	50 N	130,15	7,71	3
		100 N	270,39	7,01	3
		150 N	412,68	12,09	3
4o	1,5 mm	50 N	-98,06	13,46	3
		100 N	-22,13	12,03	3
		150 N	149,42	18,95	3
	3 mm	50 N	-118,90	5,00	3
		100 N	-45,92	18,89	3
		150 N	163,49	25,33	3
	4 mm	50 N	74,11	44,82	3
		100 N	235,03	8,57	3
		150 N	453,66	31,87	3
1v	1,5 mm	50 N	156,21	9,43	3
		100 N	339,34	3,75	3
		150 N	530,82	16,83	3
	3 mm	50 N	320,05	17,65	3
		100 N	574,86	7,58	3
		150 N	824,20	19,74	3
	4 mm	50 N	253,02	12,54	3
		100 N	398,42	14,08	3

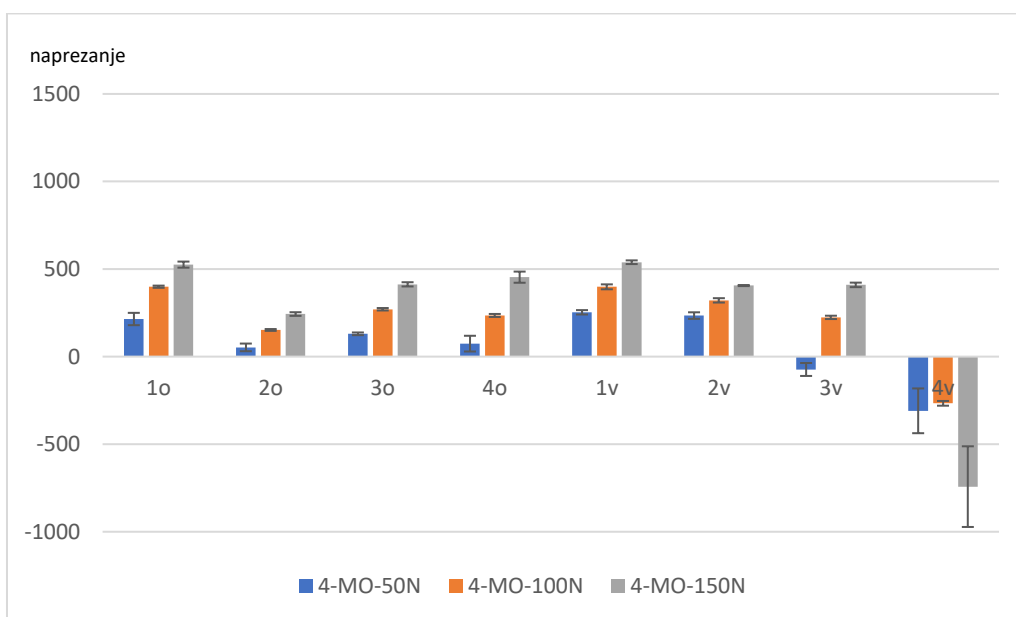
		150 N	538,94	10,51	3
		150 N	631,32	145,38	9
2v	1,5 mm	50 N	166,70	10,01	3
		100 N	196,12	3,93	3
		150 N	214,54	14,76	3
	3 mm	50 N	290,17	18,39	3
		100 N	413,78	9,69	3
		150 N	544,16	0,51	3
	4 mm	50 N	234,31	18,75	3
		100 N	321,18	12,40	3
		150 N	405,69	3,00	3
3v	1,5 mm	50 N	131,91	4,02	3
		100 N	333,16	7,48	3
		150 N	556,75	11,40	3
	3 mm	50 N	154,79	9,31	3
		100 N	416,26	10,44	3
		150 N	612,22	3,60	3
	4 mm	50 N	-73,49	36,94	3
		100 N	224,01	9,49	3
		150 N	409,53	12,86	3
4v	1,5 mm	50 N	115,73	14,32	3
		100 N	358,55	13,86	3
		150 N	420,58	33,33	3
	3 mm	50 N	123,17	6,91	3
		100 N	318,88	31,37	3
		150 N	272,81	11,69	3
	4 mm	50 N	-309,49	127,83	3
		100 N	-266,74	13,46	3
		150 N	-742,50	230,32	3



Slika 12. Grafički prikaz maksimalnog, tj. minimalnog iznosa napreznja sa standardnim devijacijama na modelima sa umjetnom sluznicom debljine 1,5 mm i obostranog opterećenja u području molara (MO) sa tri različite sile



Slika 13. Grafički prikaz maksimalnog, tj. minimalnog iznosa naprezanja sa standardnim devijacijama na modelima sa umjetnom sluznicom debljine 3 mm i obostranog opterećenja u području molara (MO) sa tri različite sile



Slika 14. Grafički prikaz maksimalnog, tj. minimalnog iznosa naprezanja sa standardnim devijacijama na modelima sa umjetnom sluznicom debljine 4 mm i obostranog opterećenja u području molara (MO) sa tri različite sile

Tablica 4. Multivarijatna raščlamba – značajnost razlike naprežanja kod obostranog opterećenja proteže retinirane mini implantatima pri različitim silama i različitim debljinama sluznice

Tests of Between-Subjects Effects						
Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	o1	1035997,136 ^a	8	129499,642	365,103	<0,001
	o2	317911,379 ^b	8	39738,922	358,813	<0,001
	o3	481910,739 ^c	8	60238,842	753,129	<0,001
	o4	817433,056 ^d	8	102179,132	191,326	<0,001
	v1	976550,028 ^e	8	122068,753	682,099	<0,001
	v2	370861,217 ^f	8	46357,652	325,912	<0,001
	v3	1152451,969 ^g	8	144056,496	638,409	<0,001
	v4	3656839,797 ^h	8	457104,975	56,944	<0,001
Intercept	o1	5090070,780	1	5090070,780	14350,637	<0,001
	o2	1311916,228	1	1311916,228	11845,631	<0,001
	o3	2126436,135	1	2126436,135	26585,526	<0,001
	o4	208406,178	1	208406,178	390,232	<0,001
	v1	5163656,525	1	5163656,525	28853,630	<0,001
	v2	2588471,859	1	2588471,859	18197,972	<0,001
	v3	2548646,224	1	2548646,224	11294,728	<0,001
	v4	28223,997	1	28223,997	3,516	,077
sluznica	o1	436592,440	2	218296,220	615,451	<0,001
	o2	94114,276	2	47057,138	424,891	<0,001
	o3	17222,989	2	8611,495	107,664	<0,001
	o4	374320,541	2	187160,270	350,450	<0,001
	v1	262117,938	2	131058,969	732,335	<0,001
	v2	226514,385	2	113257,193	796,242	<0,001
	v3	209224,618	2	104612,309	463,606	<0,001
	v4	3022613,885	2	1511306,943	188,272	<0,001
Sila	o1	545715,593	2	272857,797	769,279	<0,001
	o2	220593,388	2	110296,694	995,897	<0,001
	o3	460466,985	2	230233,493	2878,468	<0,001
	o4	427511,493	2	213755,747	400,249	<0,001
	v1	678236,251	2	339118,125	1894,934	<0,001
	v2	111973,884	2	55986,942	393,610	<0,001
	v3	936021,655	2	468010,827	2074,064	<0,001
	v4	147828,447	2	73914,223	9,208	,002
sluznica * Sila	o1	53689,104	4	13422,276	37,842	<0,001
	o2	3203,715	4	800,929	7,232	,001
	o3	4220,764	4	1055,191	13,192	<0,001
	o4	15601,022	4	3900,255	7,303	,001
	v1	36195,839	4	9048,960	50,564	<0,001
	v2	32372,948	4	8093,237	56,899	<0,001
	v3	7205,696	4	1801,424	7,983	,001
	v4	486397,465	4	121599,366	15,148	<0,001
Error	o1	6384,475	18	354,693		
	o2	1993,519	18	110,751		
	o3	1439,725	18	79,985		
	o4	9613,022	18	534,057		
	v1	3221,287	18	178,960		
	v2	2560,312	18	142,240		
	v3	4061,685	18	225,649		
	v4	144490,483	18	8027,249		
Total	o1	6132452,391	27			
	o2	1631821,126	27			
	o3	2609786,599	27			
	o4	1035452,257	27			
	v1	6143427,840	27			
	v2	2961893,388	27			
	v3	3705159,878	27			
	v4	3829554,277	27			
Corrected Total	o1	1042381,611	26			
	o2	319904,898	26			
	o3	483350,464	26			
	o4	827046,078	26			
	v1	979771,315	26			
	v2	373421,530	26			
	v3	1156513,655	26			

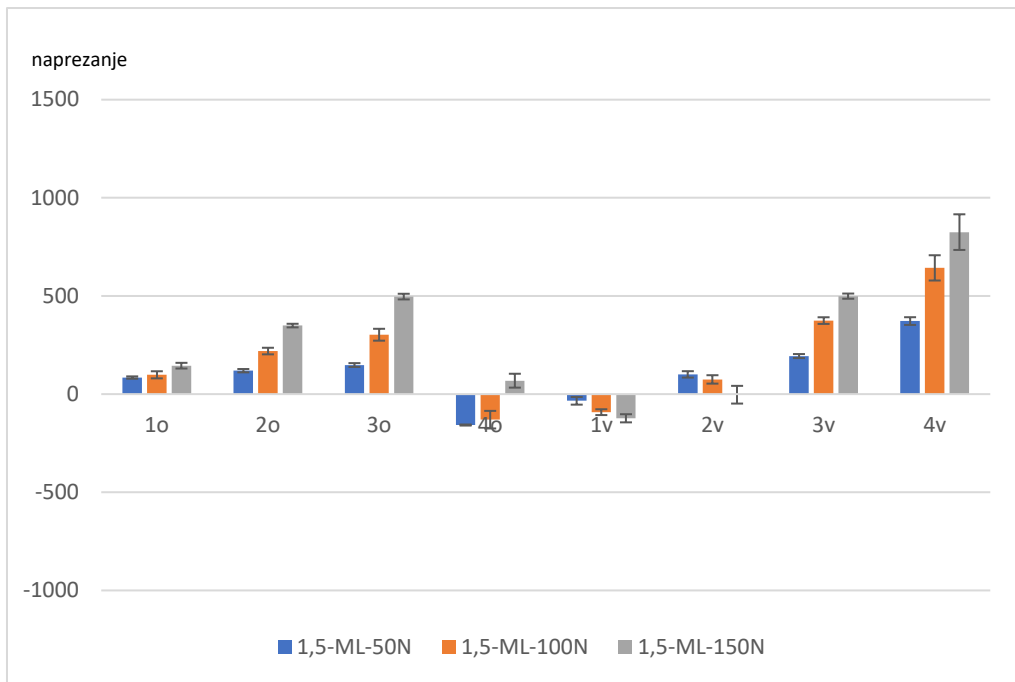
	v4	3801330,280	26		
		a. R Squared = ,994 (Adjusted R Squared = ,991)			
		b. R Squared = ,994 (Adjusted R Squared = ,991)			
		c. R Squared = ,997 (Adjusted R Squared = ,996)			
		d. R Squared = ,988 (Adjusted R Squared = ,983)			
		e. R Squared = ,997 (Adjusted R Squared = ,995)			
		f. R Squared = ,993 (Adjusted R Squared = ,990)			
		g. R Squared = ,996 (Adjusted R Squared = ,995)			
		h. R Squared = ,962 (Adjusted R Squared = ,945)			

Deskriptivna statistika za naprezanje prilikom jednostranog opterećenja proteze retinirane MDI-jima pri različitim silama i kod različitih debljina sluznice prikazana je u Tablici 5. Na slikama 15, 16 i 17 grafički je prikazan porast naprezanja s porastom sile opterećenja prilikom jednostranog opterećenja u području molara. Porastom sile kojom su modeli opterećivani došlo je do statistički značajnog porasta deformacija ($p < 0.001$), a povećanjem debljine umjetne sluznice s 1,5 mm na 3 mm deformacije su se značajno povećavale ($p < 0.001$). Kod sluznice debljine 4 mm deformacije su se dodatno povećavale, osim na MDI-ju br. 4 (zadnji lijevo) gdje su se pretvorile u negativne ($p < 0,001$). Opterećivanjem proteze samo na lijevoj strani došlo je do njenog odizanja na desnoj strani. Porastom debljine umjetna sluznica i primijenjene sile primijećen je veći pomak proteze, tj. njeno odizanje s ležišta (Slika 7.). Prilikom sile od 150 N i debljine sluznice od 4 mm primijećen je najveći pomak proteze, no u niti jednoj situaciji tijekom testiranja nije došlo do potpunog odvajanja proteze od ležišta ili retencijskih elemenata od MDI-ja. Multivarijantna analiza otkrila je značajan utjecaj debljine sluznice, primijenjene i njihove kombinacije ($p < 0,001$, Tablica 6).

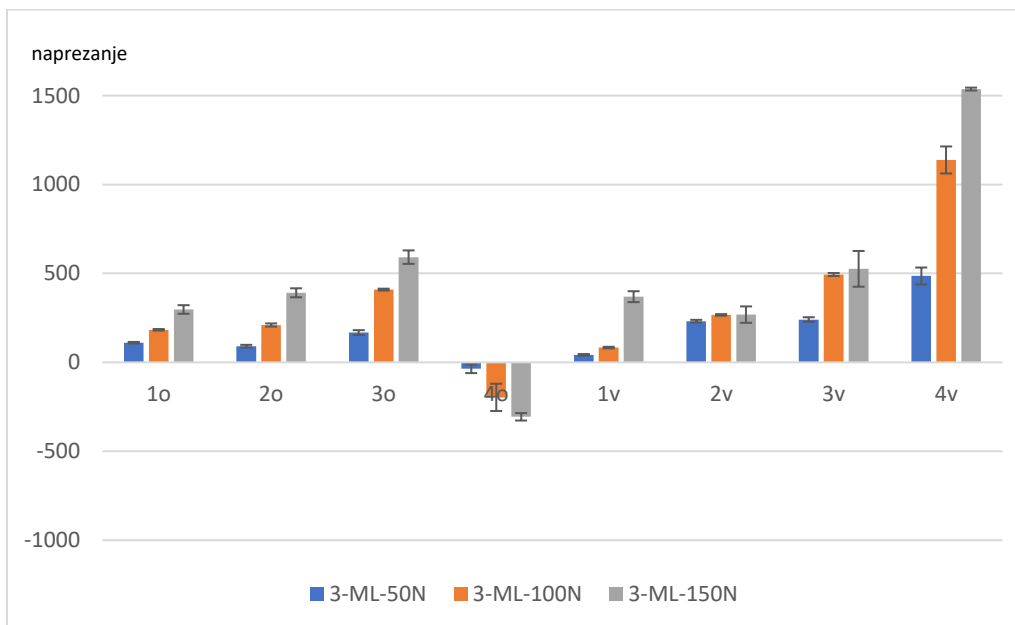
Tablica 5. Deskriptivna statistika za naprezanje prilikom jednostranog opterećenja proteze retinirane mini implantatima pri različitim silama i različitim debljinama sluznice

Jednostrano opterećenje (ML)					
	Debljina sluznice	Sila	x	SD	N
1o	1,5 mm	50 N	84,49	5,87	3
		100 N	98,38	18,04	3
		150 N	144,98	14,47	3
	3 mm	50 N	110,52	4,39	3
		100 N	183,13	4,28	3
		150 N	297,34	24,18	3
	4 mm	50 N	-1,75	29,33	3
		100 N	79,89	29,44	3
		150 N	167,54	27,61	3
2o	1,5 mm	50 N	119,44	8,41	3
		100 N	219,37	16,77	3
		150 N	349,17	9,17	3
	3 mm	50 N	90,82	7,83	3
		100 N	209,87	8,92	3
		150 N	391,12	25,24	3

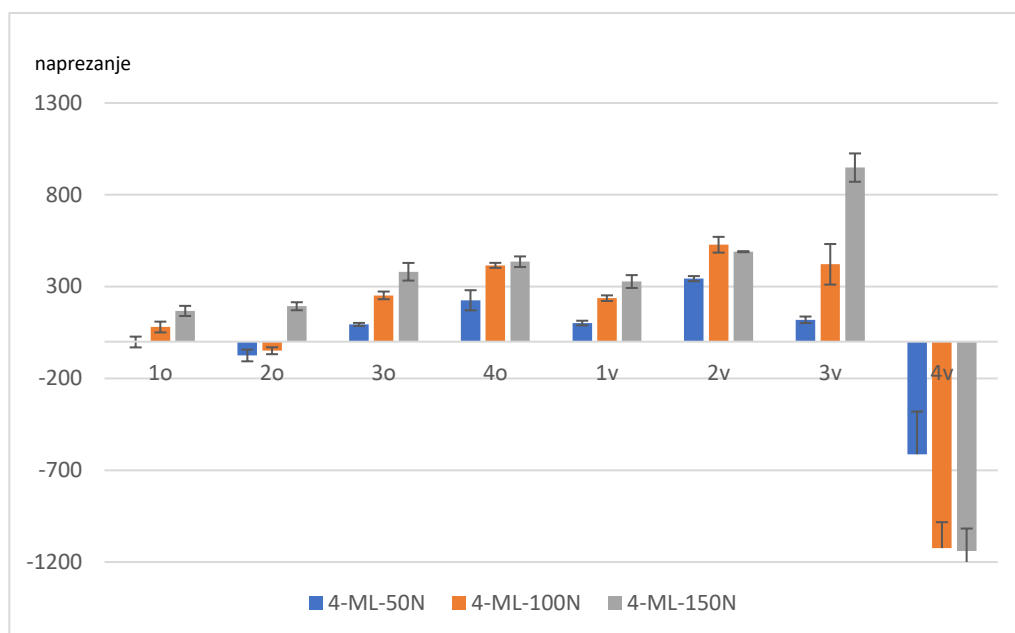
	4 mm	50 N	-75,03	31,86	3
		100 N	-49,26	18,79	3
		150 N	193,08	21,82	3
3o	1,5 mm	50 N	148,20	9,70	3
		100 N	302,60	30,27	3
		150 N	496,79	14,42	3
	3 mm	50 N	167,41	13,74	3
		100 N	409,16	5,19	3
		150 N	591,71	37,86	3
	4 mm	50 N	93,94	8,38	3
		100 N	252,17	21,03	3
		150 N	380,92	48,10	3
4o	1,5 mm	50 N	-157,41	2,69	3
		100 N	-130,13	44,79	3
		150 N	68,49	35,36	3
	3 mm	50 N	-35,81	24,53	3
		100 N	-196,95	76,75	3
		150 N	-306,16	20,93	3
	4 mm	50 N	225,58	54,84	3
		100 N	415,77	13,54	3
		150 N	435,56	28,86	3
1v	1,5 mm	50 N	-34,04	19,47	3
		100 N	-91,83	14,85	3
		150 N	-123,04	20,72	3
	3 mm	50 N	42,35	4,29	3
		100 N	83,05	4,41	3
		150 N	369,29	30,59	3
	4 mm	50 N	101,54	12,65	3
		100 N	236,99	15,31	3
		150 N	327,56	35,05	3
2v	1,5 mm	50 N	100,66	16,20	3
		100 N	74,91	21,40	3
		150 N	-2,96	45,07	3
	3 mm	50 N	231,56	7,56	3
		100 N	266,92	4,20	3
		150 N	268,40	46,11	3
	4 mm	50 N	343,35	13,88	3
		100 N	527,98	42,92	3
		150 N	490,11	2,89	3
3v	1,5 mm	50 N	193,93	10,21	3
		100 N	374,55	16,92	3
		150 N	499,13	13,14	3
	3 mm	50 N	240,67	13,05	3
		100 N	494,07	8,16	3
		150 N	525,72	100,52	3
	4 mm	50 N	119,39	17,63	3
		100 N	421,40	110,42	3
		150 N	948,07	77,21	3
4v	1,5 mm	50 N	372,17	19,69	3
		100 N	643,14	64,31	3
		150 N	825,26	90,80	3
	3 mm	50 N	485,91	47,37	3
		100 N	1137,92	75,96	3
		150 N	1536,63	8,06	3
	4 mm	50 N	-612,99	232,34	3
		100 N	-1124,15	141,19	3
		150 N	-1139,54	122,00	3



Slika 15. Grafički prikaz maksimalnog, tj. minimalnog iznosa naprezanja sa standardnim devijacijama na modelima sa umjetnom sluznicom debljine 1,5 mm i jednostranog opterećenja u području molara (ML) sa tri različite sile



Slika 16. Grafički prikaz maksimalnog, tj. minimalnog iznosa naprezanja sa standardnim devijacijama na modelima sa umjetnom sluznicom debljine 3 mm i jednostranog opterećenja u području molara (ML) sa tri različite sile

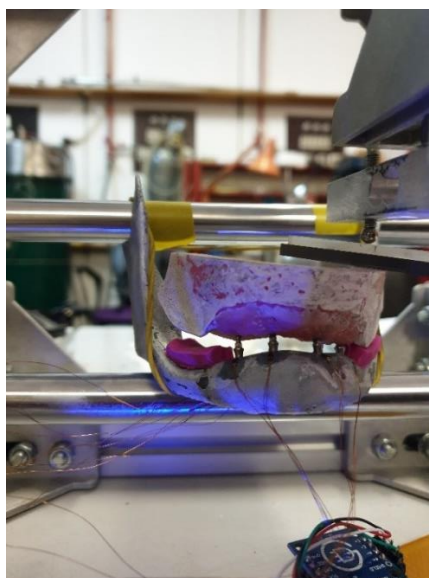


Slika 17. Grafički prikaz maksimalnog, tj. minimalnog iznosa naprezanja sa standardnim devijacijama na modelima sa umjetnom sluznicom debljine 4 mm i jednostranog opterećenja u području molara (ML) sa tri različite sile

Tablica 6 – Multivarijatna raščlamba – značajnost razlike naprezanja kod jednostranog opterećenja proteze retinirane mini implantatima pri različitim silama i različitim debljinama umjetne sluznice

Tests of Between-Subjects Effects						
Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Corrected Model	o1	167319,754 ^a	8	20914,969	51,145	<0,001
	o2	605282,665 ^b	8	75660,333	222,680	<0,001
	o3	676185,481 ^c	8	84523,185	133,597	<0,001
	o4	1747125,965 ^d	8	218390,746	138,255	<0,001
	v1	753518,135 ^e	8	94189,767	233,812	<0,001
	v2	783795,300 ^f	8	97974,412	126,055	<0,001
	v3	1431994,717 ^g	8	178999,340	54,855	<0,001
	v4	22685967,219 ^h	8	2835745,902	232,758	<0,001
Intercept	o1	452037,644	1	452037,644	1105,396	<0,001
	o2	699482,494	1	699482,494	2058,689	<0,001
	o3	2694016,868	1	2694016,868	4258,140	<0,001
	o4	33906,258	1	33906,258	21,465	<0,001
	v1	277168,532	1	277168,532	688,029	<0,001
	v2	1764774,598	1	1764774,598	2270,582	<0,001
	v3	4856358,811	1	4856358,811	1488,244	<0,001
	v4	1504274,485	1	1504274,485	123,471	<0,001
sluznica	o1	65076,552	2	32538,276	79,568	<0,001
	o2	257191,711	2	128595,856	378,478	<0,001
	o3	97348,367	2	48674,184	76,934	<0,001
	o4	1464261,070	2	732130,535	463,486	<0,001
	v1	473164,420	2	236582,210	587,279	<0,001
	v2	706655,851	2	353327,925	454,596	<0,001
	v3	88938,891	2	44469,446	13,628	<0,001
	v4	20147207,313	2	10073603,657	826,842	<0,001
Sila	o1	87849,721	2	43924,861	107,412	<0,001
	o2	334391,391	2	167195,696	492,084	<0,001
	o3	562066,272	2	281033,136	444,199	<0,001
	o4	14165,359	2	7082,680	4,484	,026
	v1	116237,520	2	58118,760	144,271	<0,001
	v2	19062,836	2	9531,418	12,263	<0,001

	v3	1007144,063	2	503572,031	154,321	<0,001
	v4	481451,615	2	240725,808	19,759	<0,001
sluznica * Sila	o1	14393,481	4	3598,370	8,799	<0,001
	o2	13699,563	4	3424,891	10,080	<0,001
	o3	16770,841	4	4192,710	6,627	,002
	o4	268699,535	4	67174,884	42,526	<0,001
	v1	164116,196	4	41029,049	101,848	<0,001
	v2	58076,613	4	14519,153	18,681	<0,001
	v3	335911,763	4	83977,941	25,735	<0,001
	v4	2057308,291	4	514327,073	42,216	<0,001
Error	o1	7360,874	18	408,937		
	o2	6115,875	18	339,771		
	o3	11388,143	18	632,675		
	o4	28433,110	18	1579,617		
	v1	7251,199	18	402,844		
	v2	13990,218	18	777,234		
	v3	58736,637	18	3263,146		
	v4	219298,151	18	12183,231		
Total	o1	626718,273	27			
	o2	1310881,035	27			
	o3	3381590,493	27			
	o4	1809465,333	27			
	v1	1037937,866	27			
	v2	2562560,116	27			
	v3	6347090,165	27			
	v4	24409539,855	27			
Corrected Total	o1	174680,628	26			
	o2	611398,540	26			
	o3	687573,624	26			
	o4	1775559,075	26			
	v1	760769,334	26			
	v2	797785,518	26			
	v3	1490731,354	26			
	v4	22905265,370	26			
a. R Squared = ,958 (Adjusted R Squared = ,939)						
b. R Squared = ,990 (Adjusted R Squared = ,986)						
c. R Squared = ,983 (Adjusted R Squared = ,976)						
d. R Squared = ,984 (Adjusted R Squared = ,977)						
e. R Squared = ,990 (Adjusted R Squared = ,986)						
f. R Squared = ,982 (Adjusted R Squared = ,975)						
g. R Squared = ,961 (Adjusted R Squared = ,943)						
h. R Squared = ,990 (Adjusted R Squared = ,986)						



Slika 18. Odizanje proteze kod većih jednostranih opterećenja u mjerenjima sa sluznicom debljine 4 mm

4. RASPRAVA

Dobiti odgovor na pitanje utječe li debljina sluznice ležišta donje pokrovne proteze na veličinu naprezanja u mini implantata i okolnoj kosti prilikom opterećivanja pokrovne proteze bio je glavni cilj ovog istraživanja.

Prije tumačenja samih rezultata i usporedbe s rezultatima radova slične tematike u dentalnoj literaturi, važno je prokomentirati postupke mjerenja i neke elemente koji su mogli imati utjecaj na sam ishod istraživanja. U početnoj fazi, zbog točnosti mjerenja sila i mogućnosti opterećivanja proteze, u nju nisu postavljeni zubi, već je cijela napravljena od akrilata da izgleda kao zagrizna šablona. Po visini i volumenu predstavlja protezu sa zubima, ali je okluzijska ploha ravna i izgleda poput zagrizne šablone za određivanje međučeljsnih odnosa. To je omogućilo točno određivanje smjera sila prilikom mjerenja. Zbog važnosti pojma sluznice kao ležišta proteze, nakon provjere mehaničkih svojstava elastomera korištenih u dentalnoj medicini prema tablicama s karakteristikama materijala različitih proizvođača za različite konzistencije, adicijski silikon rijetke konzistencije pokazao se kao dostojan materijal izbora za izradu umjetne sluznice. Čimbenik koji je imao utjecao na iznos sila opterećenja prilikom mjerenja je taj da se pritisak vršio ručnim uvrtnjem vijka. Uzevši u obzir da se vijak ne smije uvrtni prebrzo do željenog iznosa sile, da bi se izbjegao bilo kakav mogući pomak podložne pločice i posljedično mjesta opterećenja proteze, dolazi se do zaključka da se mjerenje vrši u nešto dužem vremenskom intervalu (55 sekundi ciklus), što je opisano u prijašnjem tekstu. Ti periodi moguće utječu na iznose naprezanja jer dolazi do relaksacije materijala. Sama relaksacija u ovom slučaju ne bi trebala imati značajan utjecaj na rezultate jer su vremena intervala od 5 sekundi u kojima su se očitavala naprezanja prekratka da bi se polimer od kojeg je izrađena mandibula ili titanski implantat relaksirali u dovoljnoj mjeri (27). Faktor koji je moguće najviše utjecao na rezultate je odizanje proteze kod jednostranog opterećenja silom od 150 N je debljina sluznice 4 mm (Slika 18). Razlog odizanju neopterećene strane proteze s ležišta je slijeganje opterećene strane proteze u sluznicu na strani opterećenja, kako bi trebalo izgledati u kliničkim uvjetima. Kako je proteza čvrsto kruto tijelo, tako se suprotna strana (desna) odiže, Takva situacija u velikoj mjeri utječe i na retenciju i na stabilizaciju pokrovne proteze. Međutim, umjetna sluznica nije bila postavljena u prednjem dijelu zbog elektrootpornih traka, kako ne bi utjecala na mjerne rezultate njihovih naprezanja. Zato nije vršeno opterećenje proteze anteriorno, a ta je činjenica mogla donekle utjecati na rezultate, jer se donekle razlikuje od situacije „in vivo“ gdje je sluznicom pokriveno čitavo ležište. Štoviše, sluznica nije niti u svim dijelovima potpuno jednake debljine, što također može utjecati da su u ustima ipak malo

drugačiji rezultati. Dakle, kod jednostranog opterećenja slijeganje opterećenog dijela proteze u debelu sluznicu na strani opterećenja dovodi do velikog momenta izvrtanja na suprotnoj strani. Elektrootpornim trakama bilježene su vrijednosti naprezanja, tj. omjer promjena dimenzije u odnosu na originalnu dimenziju, te se kao i svi omjeri izražava kao bezdimenzionalna veličina ili u postocima.

Kod obostranog opterećenja proteza na sluznici debljine 1,5 mm naprezanja rastu očekivano proporcionalno s porastom sile pritiska na svim elektrootpornim trakama. Jedina traka koja malo odstupa je 4o, gdje pri većoj sili od 150 N naprezanje mijenja predznak (vlačno, tlačno opterećenje).

Pri jednostranom opterećenju vrijednosti naprezanja logično rastu na strani opterećenja. Posljedično tome pri sili pritiska od 150 N tlačno naprezanje na traci 4v raste do iznosa 825,25. Oralna strana iste trake bilježi pri manjim silama vlačna naprezanja. Također pri jednostranom opterećenju traka 1v koja na neopterećenoj strani bilježi negativne iznose koji odgovaraju vlačnom naprezanju i rastu proporcionalno sili pritiska do iznosa -123,04.

Mjerenja sa sluznicom debljine 3,0 mm pokazala su veće iznose naprezanja od sluznice debljine 1,5 mm. U ovom slučaju pri obostranom opterećenju iznosi naprezanja očekivano rastu s porastom sile pritiska (opterećenje proteze) i prate isto odstupanje kod trake 4o, gdje naprezanje tek pri 150 N dobiva negativni predznak. Kod jednostranog opterećenja i ovdje postoji porast naprezanja na strani gdje se vršio pritisak. Sukladno tome, 4v bilježi tlačno naprezanje od 1536,63. Oralna strana iste elektrootporne trake pri svim iznosima sila bilježi vrijednosti odgovarajuće vlačnom naprezanju. Za razliku od mjerenja kod sluznice od 1,5 mm ovdje vestibularne trake neopterećene strane (1v i 2v) ne pokazuju iznose odgovarajuće vlačno, nego naprezanja prelaze u vrijednosti odgovarajuće tlačnom naprezanju.

Kod najveće debljine sluznice od 4,0 mm postoji, na određenim trakama, smanjenje iznosa naprezanja u odnosu na sluznicu od 1,5 ili 3,0 mm. To je najuočljivije kod obostranih opterećenja. Važno je napomenuti da su naprezanja na nekim trakama čak manja nego kod najtanje sluznice u ovom istraživanju jer opterećenja postepeno dobivaju negativan predznak. 4v traka je bilježila kod obje pozicije opterećenja negativne vrijednosti. Pri jednostranom opterećenju one rastu čak do -1139,54 kod pritiska od 150 N, ali i pri obostranom do -742,50 pri 150 N. Obzirom na velike standardne devijacije koje su vidljive i u slikama (slika 14,17), odizanje proteze kod opterećenja deblje sluznice utječe na konačni rezultat kod najdeblje sluznice. Valjalo bi provesti daljnja istraživanja u svrhu dobivanja i objašnjenja relevantnih podataka.

Kako u suvremenoj dentalnoj literaturi nema istraživanja koja se istovremeno bave naprezanjem mini dentalnih implantata i utjecajem debljine sluznice ležišta pokrovne proteze na naprezanje okolne kosti i implantata, potrebno je referirati se na radove slične tematike za dvodijelne implantate standardnih dimenzija.

Assunção i sur. (28) u svom istraživanju navode da se naprezanja smanjuju proporcionalno porastu debljine i rezilijencije sluznice ležišta potpunih i pokrovnih proteza. U navedenom radu korištene su debljine 1 mm, 3 mm, i 5 mm. Ti podaci slažu se samo s dvije deblje sluznice u ovom radu, a sluznica od 1,5 mm pokazuje značajno manje vrijednosti naprezanja nego sluznica od 3,0 mm. Treba uzeti u obzir da su u istraživanju Assuncao-a i sur. (28) proteze bile retinirane na dva implantata standardnih dimenzija i da je korištena metoda konačnih elemenata (virtualna metoda), pa rezultati nisu potpuno usporedivi.

Rad koji je po metodi mjerenja nešto bliži ovom istraživanju zbog korištenja elektrootpornih traka u mjerenju naprezanja dao je rezultate gdje su naprezanja veća kod sluznice debljine 1,5 mm nego kod 3,0 mm (29). Važno je i ovdje napomenuti da su korištena dva implantata standardnih dimenzija i da su proteze opterećivane jednostrano. Također ležište je bilo preko cijele baze proteze. Elektrootporne trake su bile postavljane na same implantate prema navodima autora i nije rađena posebna proteza za svaku visinu sluznice pa je visina patrice kuglastog etečmena bila presudna u dobivanju rezultata. Logično je da kod manje debljine sluznice (1,5 mm) veći dio patrice radi po principu poluge i kod opterećenja daje veća naprezanja. Kod deblje sluznice proteza više sliježe u meko tkivo te su momenti izvrtnja veći, a time i naprezanje može promijeniti predznak jer se nasuprotna strana proteze odiže s ležišta. Na kraju, proteza je u gore navedenom radu opterećivana silom od samo 50 N. Pri tom iznosu sile ni u ovom istraživanju ne pokazuju promjenu predznaka (pozitivno u negativno, tlak u vlak ili obrnuto), niti značajne razlike u naprezanjima implantata i okolne kosti. Međutim, deblja sluznica i veće sile opterećivanja žvačnog centra mogu dovesti do većeg iznosa naprezanja periimplantatne kosti, a na suprotnoj strani čak do promjene predznaka naprezanja elektrootpornih traka, što može predstavljati nepovoljno opterećenje. Svakako je potrebno napraviti daljnja istraživanja kako bi se do kraja objasnili dobiveni rezultati i kako bi se utvrdio iznos sila koje mogu dovesti do razrijeđenja kosti i njene resorpcije. Ovim istraživanjem definitivno je dokazano kako i veličina sile (jače opterećenje) i veća debljina sluznice (npr. flabby ridge) utječu na promjenu naprezanja oko implantata prilikom opterećenja proteze različitim silama. Sukladno tome, veći iznosi resorpcije kosti, odnosno veći marginalni gubitak kosti obično se nalazi oko implantata kod mlađih ljudi (30) u usporedbi sa starijim dobnim skupinama, što se može pripisati jačim žvačnim silama kod mlađe populacije. Deblja sluznica

dovodi do većeg slijeganja i naginjanja proteze na strani opterećenja i većih sila naprezanja oko implantata na toj strani te do odizanja proteze nasuprotne strane i do promjene predznaka naprezanja na periimplantatnoj kosti suprotne strane. Upravo zbog ovakvih kretnji proteze na ležištu kod situacija sa „flabby“ tj. pomičnim grebenom i nestabilne proteze klinički može doći do pojačane resorpcije kosti rezidualnog grebena, preopterećenja implantata, čak može doći i do pucanja vijka abutmenta kod implantata standardnih dimenzija koji retiniraju pokrovnu protezu. Što se tiče mini implantata, moglo bi doći do resorpcije periimplantatne kosti in vivo kod nestabilne proteze, ili do pucanja samog implantata ako je on već dobro oseointegriran. Daljnja istraživanja doprinjet će potpunom tumačenju sila i naprezanja periimplantatne kosti.

5. ZAKLJUČAK

Uz ograničenja ovog rada, prema dobivenim rezultatima, zaključuje se da debljina sluznice ležišta pokrovne proteze retinirane mini implantatima značajno utječe na naprezanje samih implantata i okolne kosti. Povećanjem debljine sluznice s uzorka od 1,5 na uzorak od 3,0 mm primjećuje se i porast iznosa naprezanja navedenih struktura pri opterećenjima. Dodatnim povećanjem debljine sluznice na 4,0 mm zabilježen je porast naprezanja kod jednostranih opterećenja, osim na zadnjem implantatu opterećivane strane, gdje su naprezanja poprimila negativne vrijednosti. Kod obostranih opterećenja postoji trend smanjenja iznosa naprezanja povećanjem debljine sluznice s 3,0 na 4,0 mm. Razlike tih vrijednosti su izraženije pri većim silama pritiska te primjetnije kod jednostranih opterećenja zbog većeg slijeganja i naginjanja proteza te posljedično većeg momenta izvrtanja.

6. ZAHVALE

Zahvaljujem se svojim mentoricama dr.sc. Ines Kovačić, dr.med.dent. i prof.dr.sc. Irini Filipović Zore na velikom trudu, strpljenju i prenesenom znanju tijekom izrade ovog istraživanja.

Hvala prof.dr.sc. Asji Čelebić na statističkoj obradi podataka i savjetima koji su mi iznimno pomogli u radu.

Hvala dr.sc. Ognjenu Milatu i dr.sc. Damiru Dominku, s Instituta za Fiziku, na uloženom trudu, vremenu i pomoći u provedbi mjerenja.

Hvala Hrvatskoj zakladi za znanost (HRZZ) za financiranje projekta 1218.

7. LITERATURA

1. Polzer I, Schimmel M, Müller F, Biffar R. Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *Int Dent J.* 2010 Jun;60(3):143–55.
2. Cooper LF. The current and future treatment of edentulism. *J Prosthodont.* 2009;18(2):116–22.
3. Petersen PE, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: The approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2005;33(2):81–92.
4. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):427–35.
5. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81–100.
6. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1–132.
7. Ludwig B, Lietz T, Bowman SJ, Baumgaertel S. Introduction. U: Ludwig B, Baumgaertel S, Böhm B, Bowman SJ, Glasl B, Johnston LE, i sur. *Mini-Implants in Orthodontics: Innovative Anchorage Concepts.*, ur: Ludwig B, Baumgaertel S, Bowman SJ. 1. izd. London etc: Quintessence Publishing Co Ltd; 2008, str 2.)
8. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155–70.
9. Ghoul WE, Chidiac JJ. Prosthetic requirements for immediate implant loading: a review. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2012 Feb;21(2):141–54.
10. Strub JR, Jurdzik BA, Tuna T. Prognosis of immediately loaded implants and their restorations: a systematic literature review. *J Oral Rehabil.* 2012 Sep;39(9):704–17.
11. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral*

- Maxillofac Implants. 2000 Feb;15(1):76–94.
12. Simon H, Caputo AA. Removal torque of immediately loaded transitional endosseous implants in human subjects. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Dec;17(6):839–45.
 13. Balkin BE, Steflik DE, Naval F. Mini-dental implant insertion with the auto-advance technique for ongoing applications. *J Oral Implantol*. 2001;27(1):32–7.
 14. Christensen GJ, Swift EJ. Mini implants: good or bad for long-term service? *J Esthet Restor Dent*. 2008 Oct;20(5):343–8.
 15. Elsyad MA, Gebreel AA, Fouad MM, Elshoukouki AH. The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini implants supporting a mandibular overdenture. A 3-year prospective study. *J Oral Rehabil*. 2011 Nov;38(11):827–34.
 16. Parmigiani-Izquierdo JM, Sánchez-Pérez A, Cabaña-Muñoz ME. A pilot study of postoperative pain felt after two implant surgery techniques: a randomized blinded prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Oct;28(5):1305–10.
 17. Sendax V. *Mini Dental Implants: Principles and Practice*. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2013. 296.
 18. Hämmerle CHF, Tarnow D. The etiology of hard- and soft-tissue deficiencies at dental implants: A narrative review. *J Periodontol*. 2018;89 Suppl 1: 291–303.
 19. Reissmann DR, Enkling N, Moazzin R, Haueter M, Worni A, Schimmel M. Long-term changes in oral health-related quality of life over a period of 5 years in patients treated with narrow diameter implants: A prospective clinical study. *J Dent*. 2018 Aug;75:84–90.
 20. Suvin M. *Biološki temelji protetike - Totalna proteza*. Zagreb: Školska knjiga; 1988. 138-150.
 21. Kraljević K. *Potpune proteze*. Zagreb: Areagrafika; 2001. 51.
 22. Crawford RWI, Walmsley AD. A review of prosthodontic management of fibrous ridges. *Br Dent J*. 2005;199(11):715–9.
 23. Dong J, Zhang FY, Wu GH, Zhang W, Yin J. Measurement of mucosal thickness in denture-bearing area of edentulous mandible. *Chin Med J (Engl)*. 2015;128(3):342–7.
 24. Carlsson G E. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures.

- J Prosthet Dent 1998; 79: 17–23.
25. Xie Q, Narhi T O, Nevalainen J M et al. Oral status and prosthetic factors related to residual ridge resorption in elderly subjects. *Acta Odontol Scand* 1997; 55: 306–313.
 26. Kanazawa M, Feine J, Esfandiari S. Clinical guidelines and procedures for provision of mandibular overdentures on 4 mini-dental implants. *J Prosthet Dent*. 2017 Jan;117(1):22–7.
 27. Nielsen LE., Landel RF. Mechanical properties of polymers and composites. Boca Raton, Florida: Taylor & Francis Group; 1993. 63-84.
 28. Assunção WG, Barao VAR, Tabata LF, De Sousa EAC, Gomes EA, Delben JA. Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. *Gerodontology*.2009;26(4):273–81.
 29. Haruta A, Matsushita Y, Tsukiyama Y, Sawae Y, Sakai N, Koyano K. Effects of mucosal thickness on the stress distribution and denture stability of mandibular implant-supported overdentures with unsplinted attachments in vitro. *J Dent Biomech*. 2011;2(1):1–7.
 30. Jemt, T. Implant failures and age at the time of surgery: A retrospective study on Implant treatments in 4585 edentulous jaws. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019;21(4):514-520.

8. SAŽETAK:

Utjecaj debljine sluznice ležišta donje pokrovne proteze i sile opterećenja na naprezanja mini implantata i okolne kosti

Roko Bjelica

Svrha rada: Meka tkiva koja pokrivaju bezubi čeljusni greben primarno utječu na stabilizaciju i iznos pomaka proteza pod utjecajem žvačnih sila. Dentalni implantati se koriste kako bi poboljšali stabilizaciju i retenciju pokrovnih proteza, napose u gerijatrijskih pacijenata koji često imaju tanak bezubi čeljusni greben. Svrha ovog istraživanja je utvrditi kakav je utjecaj različitih debljina sluznica opterećivanih različitim iznosima sila na naprezanje periimplantatnih struktura kod situacije koja simulira pokrovnu protezu retiniranu četirima mini dentalnim implantatima (MDI).

Materijali i metode: Model jako resorbirane donje čeljusti generiran iz realnih CBCT snimki isprintan je 3D printerom, iz materijala sličnih mehaničkih svojstava kosti. Četiri MDIja ugrađena su u interforaminalnoj regiji približno odgovarajući pozicijama zuba 34, 32, 42 i 44 paralelno jedni s drugima. Elektrootporne trake postavljene su uz cervikalne površine MDI-jeva, vestibularno i oralno. Sve zajedno, postavljeno je osam elektrootpornih traka. Mjerenja su provedena s umjetnom sluznicom od adicijskog silikona debljina 1,5mm, 3,0mm i 4,0mm postavljenih na bezubi greben u regiji žvačnog centra. Proteze, izrađene za svaku debljinu sluznice, opterećivane su silama od 50N, 100N i 150N u regiji molara obostrano i jednostrano lateralno (lijevo).

Rezultati: Računalnom analizom u odgovarajućem softverskom programu zabilježena su vlačna i tlačna naprezanja na pojedinim elektrootpornim trakama za svaku silu. Porastom opterećenja zabilježen je i porast naprezanja ($p < 0,001$). Povećanjem debljine umjetne sluznice sa 1,5mm na 3,0mm vrijednosti naprezanja su porasle, ali sa sluznicom debljine 4,0mm zabilježeni su daljnji porasti na pojedinim elektrootpornim trakama dok su neke trake bilježile smanjenje naprezanja i prijelaz u negativne vrijednosti odgovarajuće vlaknu ($p < 0,001$), a proteza je znala izgubiti retenciju i odići se s ležišta na strani suprotnoj od opterećenja. Multivarijantnom raščlambom utvrđen je značajan utjecaj debljine sluznice, sile pritiska i njihove kombinacije na naprezanje implantata i periimplantatnih struktura ($p < 0,001$).

Zaključak: Uz ograničenja ovog istraživanja, može se potvrditi da debljina sluznice ležišta pokrovne proteze, kao i iznos sile opterećenja značajno utječu na naprezanja implantata i okolne kosti te da povećanje debljine sluznice može imati oprečnog utjecaja na periimplantatnu kost.

Ključne riječi: mini dentalni implantati, pokrovna proteza, debljina sluznice

9. SUMMARY:

The effect of different soft tissues thickness of denture bearing area and different loading forces on peri-implant stress and strains in four mini-implant retained mandibular overdenture

Roko Bjelica

Background and aim: Soft tissues overlying edentulous residual ridges are supposed to be the primary stress bearing area, affecting the stability and amount of denture movements under masticatory loads. Dental implants are used to enhance removable denture retention and stability, especially in geriatric patients with thin residual ridges. The aim of this study was to evaluate the influence of different thickness of mucosal tissues under different mandibular overdenture loadings on peri-implant stress and strains of four mini-implants (MDI) .

Methods: A model of the mandible with severely atrophied and thin residual ridge was 3D printed, based on a CBCT scan, using a material with similar mechanical properties as the bone. Four MDIs (2.0x10 mm) were inserted interforaminaly at approximate sites of teeth 34, 32, 42, and 44, parallel to each other. Strain gauges (SG) were placed at the cervical MDI sites, one SG buccally and another orally. Altogether, eight SGs were placed. Measurements were made with artificial mucosa (soft silicone) of 1.5, 3 and 4 mm thickness overlying posterior denture bearing area. Forces of 50N, 100N and 150N were applied on the overdenture in the first molar region bilaterally and unilaterally. Each measurement was repeated three times.

Results: A combination of compressive and tensile deformations were recorded with SGs and the computer software (Kyowa DCS-100A Dynamic Data Acquisition Software) showing the maximum values for each of the applied forces. With an increase of the applied loads, an increase in deformations was recorded ($p < 0.001$). By increasing the artificial mucosa thickness from 1.5 to 3 mm, the peri-implant deformations increased, but with the 4 mm thick mucosa stresses further increased in some SG positions, but in other turned to negative values ($p < 0.001$), and the overdenture sometimes lost retention and lifted up. Multivariate analysis revealed significant influence of tissue thickness, loads and their combination ($p < 0.001$).

Conclusions: Within the limitations of this study, it was concluded that the thickness of artificial mucosal tissues had significant effect on strain and stresses of cervical peri-implant bone. Increased mucosal thickness and loads may cause adverse effects to both, peri-implant bone or MDIs.

Key words: mini-implants, overdenture, mucosal thickness