

Ispitivanje čvrstoće svezivanja materijala za punjenje korijenskih kanala temeljenih na biostaklu

Namjesnik, Maja

Master's thesis / Diplomski rad

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:327206>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno-Bez prerada 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-23**



Repository / Repozitorij:

[University of Zagreb School of Dental Medicine Repository](#)





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Maja Namjesnik

**ISPITIVANJE ČVRSTOĆE SVEZIVANJA
MATERIJALA ZA PUNJENJE
KORIJENSKIH KANALA TEMELJENIH NA
BIOSTAKLU**

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2024.

Rad je ostvaren na Zavodu za endodonciju i restaurativnu dentalnu medicinu Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentor rada: prof. dr. sc. Ivana Miletić, Zavod za endodonciju i restaurativnu dentalnu medicinu Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskoga jezika: Željka Gal, prof.

Lektor engleskoga jezika: Sandra Jakšić, mag. educ. philol. angl. et mag. philol. hung.

Rad sadrži: 36 stranica

3 tablice

10 slika

Rad je vlastito autorsko djelo koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu su izvorni doprinos autora diplomskog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija, odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

Zahvale

Zahvaljujem se dragoj mentorici prof. dr. sc. Ivani Miletić na pomoći, podršci i prenesenom znanju, kako tijekom studiranja, tako i tijekom izrade ovog diplomskog rada.

Hvala dr. sc. Ivanu Šalinoviću za svo uloženo vrijeme, pomoć i savjete u provođenju ovoga istraživanja.

Svim mojim prijateljima, a posebno mojim kolegicama koje su ovih 6 godina učinile nezaboravnim i bez kojih ništa ne bi bilo isto, jedno veliko hvala. Sigurna sam da sam u vama stekla prijatelje za cijeli život.

Stjepane, hvala ti za sve! Hvala što si uvijek vjerovao u mene, bio moj „najvjerniji navijač“ i što se s tobom udaljenost od 240 km činila nebitnom.

Najveće hvala mojim roditeljima i bratu na beskrajnoj ljubavi i podršci. Bez vas ništa od ovoga ne bi bilo moguće.

ISPITIVANJE ČVRSTOĆE SVEZIVANJA MATERIJALA ZA PUNJENJE KORIJENSKIH KANALA TEMELJENIH NA BIOSTAKLU

Sažetak

Mehanička i kemijska obrada te punjenje korijenskih kanala sastavni su dio endodontske terapije. Punila koja se koriste u fazi punjenja korijenskog kanala imaju za cilj hermetički zabrtviti endodontski prostor i spriječiti stvaranje uvjeta za daljnji razvoj bakterija. Na tržištu je dostupan velik broj punila različita sastava, no danas se sve više ističu prednosti primjene bioaktivnih materijala. Bolja biološka i fizičko-mehanička svojstva očituju im se u biokompatibilnosti, antimikrobnom djelovanju, ubrzanom cijeljenju periapikalnog tkiva te odlaganju kristala hidroksiapatita zbog čega ostvaruju kemijsku vezu s dentinom. Istraživanje je provedeno kako bi se ispitala čvrstoća svezivanja novog materijala temeljenog na polidimetilsiloksanu uz dodatak biostakla u sastav materijala (GuttaFlow bioseal) i usporedila sa standardnim materijalom temeljenim na polidimetilsiloksanu (GuttaFlow 2). Za ispitivanje je korišteno 14 jednokorijenskih zuba koji su obrađeni kemo-mehanički i podijeljeni u dvije ispitne skupine punjene s dva različita materijala. Uzorci su uloženi u akrilatnu smolu te izrezani na šnite debljine 1 mm Isomet pilom. Od svakog zuba dobiveno je u prosjeku 8 uzoraka. Sila potrebna za lom pojedinog uzorka ispitana je „push out“ testom. Rezultati ovog istraživanja pokazali su da nema razlike u čvrstoći veze između dentina i ispitanih materijala.

Ključne riječi: endodontska terapija; biostaklo; „push out“ test; čvrstoća svezivanja

INVESTIGATION OF BOND STRENGTH OF ROOT FILLING MATERIALS BASED ON BIO-GLASS

Summary

Mechanical and chemical treatment and filling of root canals are integral parts of endodontic therapy. The fillers which are used in the root canal filling phase aim to hermetically seal the endodontic space and prevent conditions conducive to further bacterial growth. A large number of fillers with different compositions are available on the market. However, nowadays the advantages of using bioactive materials are increasingly emphasized. Better biological and physical-mechanical properties are manifested in their biocompatibility, antimicrobial effect, accelerated healing of periapical tissue, and the deposition of hydroxyapatite crystals, due to which they achieve a chemical bond with dentin. The research was conducted to test the bond strength of a new material based on polydimethylsiloxane with the addition of bio-glass in the composition of the material (GuttaFlow bioseal) and to compare it with a standard material based on polydimethylsiloxane (GuttaFlow 2). For this research, fourteen single-rooted teeth were chemo-mechanically processed and divided into two test groups filled with two different materials. The samples were embedded in acrylic resin and cut into 1 mm thick slices using an Isomet saw. An average of 8 samples was obtained from each tooth. The force required to break an individual sample was tested with a "push out" test. The results of this research showed that there is no difference in bond strength between dentin and the tested materials.

Keywords: endodontic therapy; bio-glass; „push out" test; bond strength

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1. Materijali za punjenje korijenskih kanala	5
1.2. Bioaktivni materijali temeljeni na kalcij silikatnim cementima	6
1.2.1. Mineral trioksid agregat (MTA)	6
1.2.2. Biokeramika	7
1.3. Bioaktivni materijali temeljeni na bioaktivnom staklu	9
2. MATERIJALI I POSTUPCI	11
2.1. Statistička obrada podataka	17
3. REZULTATI	18
4. RASPRAVA	21
5. ZAKLJUČAK	26
6. LITERATURA	28
7. ŽIVOTOPIS	35

Popis skraćenica

EDTA- engl. *Ethylenediaminetetraacetic acid*

GFB- GuttaFlow bioseal

MTA- mineral trioksid agregat

SBS- engl. *shear bond strenght*

TBS- engl. *tensile bond strenght*

Punjenje korijenskog kanala predstavlja zadnju fazu endodontskog liječenja zuba. Najčešće se za punjenje korijenskog kanala koristi kombinacija gutaperke i punila koji imaju svrhu trodimenzionalno zabrtviti korijenski kanal kako bi se spriječila reinfekcija endodontskog prostora i stvorili uvjeti za cijeljenje periapikalne lezije (1). Za uspješno punjenje korijenskih kanala preduvjet je provesti sve faze endodontskog liječenja zuba (2).

Mehanička instrumentacija, zajedno s irigacijom, može se smatrati najvažnijom komponentom u uklanjanju mikroorganizama i debrisa te tako sprječavanja ponovne infekcije (2).

Korijenske kanale možemo obraditi pomoću više različitih tehnika, a to su ručne, strojne, zvučne i ultrazvučne (3). Cilj svih njih je instrumentacija kanala do fiziološkog foramena (*foramen apicis dentis internum*), tj. najužeg dijela kanala i mjesta na kojem zubna pulpa prelazi u parodont (4). Najčešće korištena ručna tehnika instrumentacije je *step-back* tehnika. Ona spada u koronarno-apeksne načine instrumentacije korijenskog kanala kojom dobivamo koničan oblik kanala, dok se apikalni otvor zadržava u prvotnom položaju i obliku. Tako oblikovan kanal omogućava adekvatan dosjed gutaperke (3). Paralelnim oblikovanjem stijenki gubi se kontrola prilikom postavljanja gutaperke i punila (5).

Kao posljedica nepostizanja koničnog oblika stijenki korijenskog kanala, pogrešnog određivanja položaja fiziološkog foramena, a time i radne dužine, mogu nastati pogreške kao što su potpunjenje i prepunjenje korijenskog kanala. Potpunjenje (Slika 1.) je najčešće posljedica nepravocrtnog pristupa apikalnom dijelu korijenskog kanala, pretjeranog proširivanja zakrivljenog kanala te neadekvatnog ispiranja i lubrikacije tijekom mehaničke instrumentacije što rezultira nakupljanjem debrisa u apikalnoj trećini kanala (6). Svako punjenje kraće za više od 2 mm od radiološkog apeksa smatra se potpunjenim (7). Nekrotično i inficirano tkivo na taj način nije u potpunosti uklonjeno te predstavlja konstantnu iritaciju periapikalnog tkiva (6). Mnoga istraživanja su zbog toga dokazala da potpunjenje nema direktnog utjecaja na perzistiranje infekcije (8). Prepunjenje (Slika 2.) može nastati zbog pogrešnog određivanja radne dužine, upalne resorpcije apikalne trećine korijena te apeksa zuba koji nije u potpunosti formiran pa se teško postiže apikalni stop (6). Kada je materijal za punjenje u kontaktu s periapikalnim tkivom nastaje reakcija na strano tijelo, a pacijent često osjeća bol prilikom žvakanja. Iz toga proizlazi da bolji ishod ima kada se punjenje nalazi nešto kraće od apikalne konstrikcije (3,9).



Slika 1. RTG snimka zuba 15 i 16 s potpunim korijenskim kanalima.



Slika 2. RTG snimka zuba 16 s prepunjenim korijenskim kanalom.

Sama mehanička instrumentacija nije dovoljna da se potpuno obradi cijeli endodontski prostor zbog velikog broja akcesornih kanala, stoga je potrebno provesti i kemijsku obradu korijenskog kanala (10).

Kemijskom obradom uklanjaju se mikroorganizmi, nekrotično i upaljeno pulpno tkivo te dentinski debris nastao tijekom mehaničke instrumentacije kanala (10). Najvažnijim irigansom smatra se natrijev hipoklorit (NaOCl) koji se u endodonciji koristi u koncentracijama od 0,5% do 6% (11), ali najčešće je korišten 2,5%-tni oblik (3). Učinak mu se temelji na razgradnji proteina do aminokiselina pomoću slobodnih kloridnih iona čime razgrađuje vitalno i nekrotično tkivo, a zahvaljujući niskom pH ima i antimikrobno djelovanje. Uspješnost ovisi o koncentraciji slobodnih kloridnih iona, stoga je potrebno neprestano ispiranje korijenskih kanala (3). Prema istraživanjima, aktivna irigacija pomoću zvučne i ultrazvučne aktivacije se pokazala 10 puta učinkovitija u odnosu na pasivnu irigaciju špricom i iglom (11). NaOCl je toksičan za periapexsko tkivo pa je potreban oprez prilikom aplikacije. Nedostatak natrijeva hipoklorita je nemogućnost uklanjanja zaostatnog sloja, tj. anorganskih komponenti dentina (3). U tu svrhu se uvode dekalificirajući agensi. Najčešće korišteni je etilendiaminotetraoctena kiselina (EDTA). Koristi se u koncentraciji od 17% ili 15%. Preporučeno vrijeme ispiranja iznosi 2 minute (11). Niskim pH dovodi do demineralizacije koja, osim što uklanja zaostatni sloj, odčepљуje i proširuje dentinske tubuluse. Bitno je znati da je nakon primjene EDTA-e, a prije ponovne primjene natrijeva hipoklorita, kanal potrebno isprati fiziološkom otopinom. U suprotnom, NaOCl može izazvati erozije na izloženom dentinu (10). U istu svrhu može se koristiti i limunska kiselina (10). Prilikom završnog ispiranja mogu se koristiti i tvornički pripravci za uklanjanje zaostatnog sloja poput MTAD, mješavine izomera tetraciklina, kiseline i detergenta. Sredstvo za irigaciju koje ima veliku antimikrobnu aktivnost je klorheksidin diglukonat. Koncentracija koja se koristi iznosi 2%. Ima širok antimikrobni spektar, ali je učinkovitiji od NaOCl-a u uklanjanju *Enterococcus faecalis* (3). Obvezno je ispiranje korijenskog kanala fiziološkom otopinom između primjene NaOCl-a i klorheksidina jer dovode do kemijske reakcije pri kojoj nastaje narančasto-smeđi precipitat. On sadrži potencijalno kancerogen parakloranilin (11). Tijekom obrade kanala mogu se koristiti i lubrikansi, sredstva koja smanjuju torzijske sile na instrumentima te olakšavaju instrumentaciju. Najpoznatiji korišteni je glicerol (3).

1.1. Materijali za punjenje korijenskih kanala

Do danas su razvijena brojna punila temeljena na kalcijevom hidroksidu, umjetnim smolama, staklenoionomerima, silikonima, smoli. Međutim, nijedan od njih ne zadovoljava svojstva koja je Grossman postavio još 1967. godine (12).

Prema Grossmanu, idealan materijal za punjenje korijenskog kanala treba ispunjavati navedena svojstva (13):

1. jednostavna aplikacija materijala u korijenski kanal
2. periapikalna i lateralna opturacija kanala
3. nema skupljanja materijala unutar kanala
4. neosjetljivost materijala na vlagu
5. baktericidno ili bakteriostatsko djelovanje
6. radiokontrastnost
7. ne uzrokuje obojenje zuba
8. ne uzrokuje iritaciju periapikalnog tkiva
9. sterilan ili se lako može sterilizirati
10. lako uklanjanje pri potrebi za revizijom

Danas se sve veći naglasak stavlja na materijale koji imaju određenu bioaktivnost, što znači da izazivaju specifičan odgovor domaćina (14).

U endodonciji, kalcijev hidroksid bio je jedan od prvih materijala s bioaktivnim svojstvima (uveden 1920-ih) koji se koristio za poticanje stvaranja dentinskog mosta (15). Čista pasta kalcijeva hidroksida ima visok pH, oko 12,5, te zbog toga izaziva nekrozu pulpe u kontaktu s njom do dubine 2 mm. Ispod tog sloja potiče stvaranje tvrdog zubnog tkiva. Nalazi se u obliku jednodokomponentnih materijala koji se ne koriste za trajno punjenje kanala jer se vremenom resorbiraju. S druge strane, dvokomponentni materijali se sastoje od baze i katalizatora. Miješanjem se stvrđavaju tako što stvaraju kalcij-salicilat kelator (3). U današnje se vrijeme često koristi kao intermedikamentozni uložak kako bi smanjio broj preostalih mikroorganizama, ublažio upalu te time spriječio ponovnu kontaminaciju do sljedećeg posjeta (16).

Godine 1998. u endodonciju je uveden mineralni trioksidni agregat (MTA) koji je razvijen iz osnovnog građevinskog materijala Portland cementa i predstavlja prvi biokeramički materijal (17). Do danas su razvijeni brojni materijali temeljeni na MTA-u.

1.2. Bioaktivni materijali temeljeni na kalcij silikatnim cementima

1.2.1. Mineral trioksid agregat (MTA)

Mineralni trioksidni agregat je materijal koji se sastoji od praška i tekućine, a čijom reakcijom nastaje kalcij hidroksid. Sastavni dio praška čini kalcij oksid u obliku dikalcijeva silikata, trikalcijeva silikata i trikalcijeva aluminata, dok tekući dio čini voda (18). Sastav mu je sličan Portland cementu, s tim da mu je dodan bizmutov oksid koji mu daje radioopaknost (19). Kada je 1999. godine ušao u upotrebu, sivi MTA, tvornički nazvan ProRoot (Dentsply), bio je jedini na tržištu. Zbog željezovih iona u njegovu sastavu koje su često dovodile do diskoloracija, 2002. godine uveden je bijeli ProRoot (Dentsply) (20).

Biokompatibilnost, antibakterijska svojstva, visok pH te poticanje stvaranja dentina oslobađanjem bioaktivnih proteina dentinskog matriksa svojstva su karakteristična MTA-u (18). Vlačna mu je čvrstoća slična IRM-u (Dentsply Caulk, USA) i Super EBA-i (Harry J Bosworth Co, Skokie, IL), ali je manja od amalgama. Adekvatno zamiješan ne pokazuje znakove topivosti, ali se ona može povećati dodavanjem više vode prilikom miješanja. U odnosu na druge materijale korištene u iste svrhe, MTA tijekom stvrdnjavanja ekspandira što mu omogućava izvrsno apikalno brtvljenje (19). Na spoju MTA-dentin, unutar dentinskih kolagenih fibrila i u intersticijskom sloju talože se apatitu slični kristali te pospešuju brtvljenje (21).

Nakon miješanja pH iznosi 10,2, a nakon tri sata raste na 12,5 čime se svrstava u visoko alkalične materijale. Hidrofilan je materijal te tijekom postavljanja nije potrebno suho radno polje, a kontaminacija krvlju neće ometati proces stvrdnjavanja (18). Preporučuje se postavljanje vlažne sterilne vaticice tijekom vremena stvrdnjavanja i prije postavljanja trajnog ispuna (19).

Najveći nedostatak ovoga materijala je dugo vrijeme stvrdnjavanja koje iznosi oko 2,5 sata. Danas postoje novi preparati koji se stvrdnjavaju za 15 minuta, poput MTA Repair HP (Angelus, Londrina, Brazil) (18). Također, zbog velikog broja mogućih pogrešaka prilikom ručnog miješanja, uveo se MM-MTA (MicroMega, Besançon, Francuska) koji se miješa mehanički. Aktivira se te se miješa u amalgamatoru (22).

Preparati MTA-a koriste se u svrhu zatvaranja perforacija pulpne komore i korijenskih kanala, izravno i neizravno prekrivanje pulpe, retrogradno zatvaranje korijenskih kanala te za pulpotomije (18).

1.2.2. Biokeramika

Biokeramika je vrsta biomaterijala čije su osnovne karakteristike tvrdoća, čvrstoća, krutost, otpornost na koroziju te mala gustoća. Koristi se u mnogim područjima, osim stomatologije, kao što je ortopedija. Glavna uloga ovih materijala je nadoknada patološki promijenjenog tkiva ili tkiva koje nedostaje. Danas je dostupna u tri oblika: bioinertna, bioaktivna i bioresorptivna (23).

Biokeramička punila korijenskih kanala se danas koriste za reparaciju tkiva i punjenje korijenskih kanala. Karakterizirana su alkalnim pH, antibakterijskom aktivnosti, biokompatibilnosti, radioopaknosti te nisu toksični. Potiču stvaranje hidroksiapatita i time stvaraju vezu između materijala za punjenje i dentina. Pokazivali su nedostatke poput velike citotoksičnosti direktno nakon miješanja, dugo vrijeme stvrdnjavanja i otežano uklanjanje pri potrebi za revizijom (23).

U tablici 1 prikazani su tvornički dostupni hidraulički kalcij silikatni cementi, njihov sastav i proizvođač.

Tablica 1. Tvornički dostupni hidraulički kalcij silikatni cementi (24).

Materijal	Sastav	Proizvođač
ProRoot MTA	Prašak: bijeli Portland cement i bizmutov oksid Tekućina: voda	Dentsply Tulsa, Johnson City, TN, SAD
TotalFill BC Sealer	Pasta: dikalcij silikat, trikalcij silikat, kalcijev hidroksid, cirkonijev oksid	FKG, La- Chaux- de- Fonds, Švicarska
Biodentin	Prašak: trikalcij silikat Tekućina: vodena otopina kalcij klorida, pomoćne tvari	Septodont, Saint Maur des Fosseés, Francuska
MTA Angelus	Prašak: SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, SO ₃ , CaO, Bi ₂ O ₃ , KSO ₄ , NaSO ₄ , MgO, kristalizirana silika	Angelus dental solutions, Londrina, PR, Brazil
Tech Biosealer	Prašak: bijeli Portland cement, kalcij klorid, natrij fluorid, bizmutov oksid, montmorilonit Tekućina: DPBS	Isasan srl, Rovello Porro, Co, Italija
EndoSequence BC Sealer/ Total Fill	Kalcij silikat, cirkonij oksid, kalcij fosfat, tantalov oksid	Brasseler, Savannah, GA, SAD
iRoot SP	Dikalcij silikat, trikalcij silikat, kalcijev hidroksid, cirkonij oksid, kalcijev oksid	Innovative, Bioceramix, Vancouver, Kanada
MTA Fillapex	Pasta-pasta: salicilatna smola, prirodna smola, razrjeđivačka smola, MTA, nanočestice silike, bizmutov trioksid, pigmenti	Angelus dental solutions, Londrina, PR, Brazil

1.3. Bioaktivni materijali temeljeni na bioaktivnom staklu

Kako bi se iskoristile sve prednosti poznatih materijala, nastala su punila temeljena na bioaktivnom staklu. Bioaktivno staklo sadrži staklo vrste Na_2O - CaO - SiO_2 - P_2O_5 u različitim omjerima. Već se desetljećima koristi u ortopediji (25). Kada se postavi u blizini kosti, na površini bioaktivnog stakla odlažu se ioni silicija, fosfata, kalcija i natrija koji induciraju intracelularni i ekstracelularni odgovor, a on potiče ubrzano formiranje kosti (26). Također, na površini materijala nastaje gel bogat silicijevim dioksidom. Reagirajući sa slobodnim ionima prisutnim u tjelesnim tekućinama, formira se hidroksiapatit. Stvaraju se veze s kosti između novonastalog hidroksiapatita i biološkim interakcijama kolagenom. Prema literaturnim navodima, zaslužni su za osteokondukciju i osteoindukciju. Vjeruje se da se ovaj materijal, zbog svoje biokompatibilnosti, može koristiti u iste svrhe i na tvrdim tkivima poput dentina i cementa, ali također i na mekim tkivima poput zubne pulpe i periapikalnog tkiva. Stvaranjem hidroksiapatita omogućava se čvrsta adhezija materijala na tvrda zubna tkiva (25). Dva glavna predstavnika ove skupine materijala za punjenje su GuttaFlow bioseal i Nishika Canal Sealer BG.

GuttaFlow bioseal (GFB) (Coltène/Whaledent AG, Altstätten, Švicarska) sadrži bioaktivno staklo, gutaperku, polidimetilsiloksan, cirkonij dioksid i platinski katalizator (23). GFB je pokazao mnoga dobra svojstva, poput niske topivosti i poroznosti, citokompatibilnosti i sposobnosti alkalizacije. Malo je literaturnih dokaza o mehanizmu stvrdnjavanja GFB-a, njegovoj sposobnosti brtvljenja i mogućnosti uklanjanja tijekom revizije (27). Prema dosad dostupnim istraživanjima, GFB-u, zahvaljujući velikoj sposobnosti apsorpcije vode, ekspanzija unutar 30 dana iznosi 2,1% čime postiže izvanredno brtvljenje (28).

Drugi komercijalno dostupan proizvod je Nishika Canal Sealer BG (Nippon Shika Yakuhin, Shimonoseki, Japan). Nalazi se u obliku dvofazne paste koja omogućava miješanje u omjeru 1:1. Pasta A sastoji se od silicijeva dioksida, bizmutova subkarbonata i masnih kiselina, dok se u sastavu paste B kao glavna komponenta nalazi kalcijevo silikatno staklo. Prilikom izlaganja toplini ili vlazi ima tendenciju stvrdnjavanja. Stoga je preporuka staviti štrcaljku u vrećicu od aluminijske folije te je pohraniti na hladno mjesto (1-10 °C) bez smrzavanja (23).

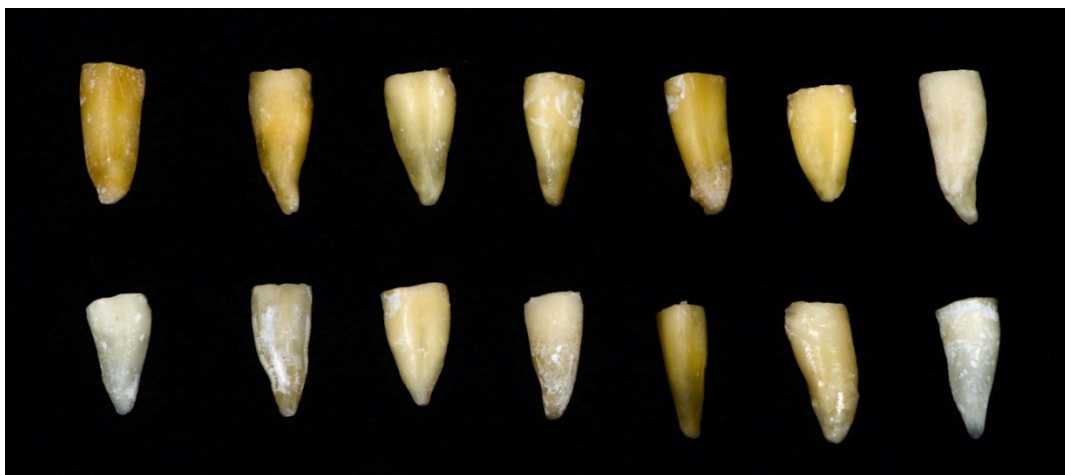
SVRHA RADA

Svrha ovog rada bila je ispitati čvrstoću svezivanja novog materijala za punjenje korijenskog kanala temeljenog na polidimetilsiloksanu uz dodatak biostakla u sastav materijala (GuttaFlow bioseal) u usporedbi sa standardnim materijalom za punjenje temeljenim na polidimetilsiloksanu (GuttaFlow 2).

2. MATERIJALI I POSTUPCI

Etičko povjerenstvo Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu odobrilo je provođenje ovoga istraživanja pod rednim brojem 05-PA-30-18-5/2023.

Za provedbu eksperimentalnog dijela korišteno je 14 jednokorijenskih trajnih zuba dobivenih na Zavodu za oralnu kirurgiju, Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Izabrani zubi bili su očnjaci i drugi pretkutnjaci koji su izvađeni iz opravdanih medicinskih razloga. Svi su se zubi prije pripreme sterilizirali i očistili od mekih naslaga kiretama, nakon čega im je uklonjena kruna zuba dijamantnim fisurnim svrdlom uz vodeno hlađenje. Korijenovi prosječne dužine 16 mm (Slika 3.) su instrumentirani Reciproc instrumentom R40 (Reciproc VDW GmbH, München, Njemačka) sa strojnim uređajem postavljenim na recipročnu kretnju 160/30.



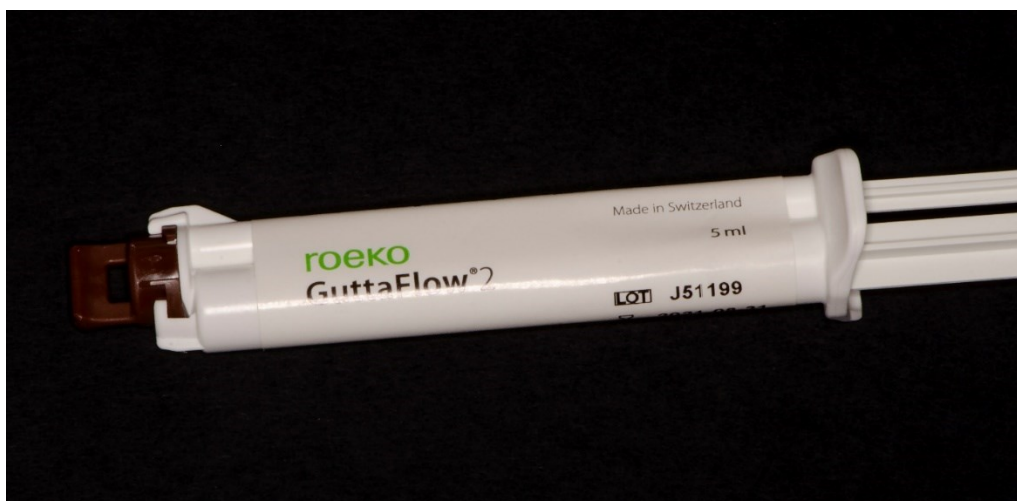
Slika 3. Prikaz uzoraka prije pripreme za ispitivanje.

Prije instrumentacije određena je radna dužina na način da se ručnim instrumentom #10 prošlo kroz korijenski kanal dok instrument nije bio vidljiv na apeksu. Nakon toga se instrument uvukao za 0,5 mm, a dobivena dužina predstavljala je dubinu instrumentacije. Tijekom obrade kanala koristila se 2,5- postotna vodena otopina natrijeva hipoklorita (NaOCl). Instrumentacija je provedena na način da se instrument uveo u korijenski kanala i napredovalo se po tri pritiska. Potom se između svakog uvođenja instrumenta korijenski kanal isprao s 1 mL NaOCl-a. Završni protokol ispiranja proveden je redosljedom 2,5 % otopina NaOCl, ispiranje fiziološkom otopinom, 17% otopinom EDTA-e te ponovno fiziološkom otopinom. Kanali su potom posušeni.

Zubi su podijeljeni u dvije skupine, svaka sa sedam uzoraka. U prvoj skupini zubi su punjeni s GuttaFlow 2 (Coltene Whaledent, GmbH Co, KG, Langenau, Njemačka), (Slika 4.), a u drugoj s GuttaFlow bioseal (Coltene Whaledent, GmbH Co, KG, Langenau, Njemačka), (Slika 5.). Sastav materijala prikazan je u Tablici 2.

Tablica 2. Sastav ispitivanih materijala (29).

Materijal	Sastav
GuttaFlow 2	Prah gutaperke, polidimetilsiloksan, cirkonijev dioksid, platinski katalizator, parafinsko ulje, silikonsko ulje, mikro srebro (konzervans), pigmenti
GuttaFlow bioseal	Gutaperka, polidimetilsiloksan, cink oksid, bioaktivna staklokeramika, barijev sulfat, cirkonij, platinski katalizator, mikro srebro, pigmenti



Slika 4. GuttaFlow 2 materijal za punjenje korijenskih kanala prve ispitne skupine.



Slika 5. GuttaFlow bioseal materijal za punjenje korijenskih kanala druge ispitne skupine.

Za punjenje korijenskih kanala korištene su Reciproc gutaperke #40 za obje ispitivane skupine.

Za prvu skupinu zamiješan je GuttaFlow 2 u jednakim omjerima, prema uputama proizvođača. Na odgovarajućim gutaperkama označena je izmjerena radna dužina za svaki pojedinačni zub, a zatim je u suvišku uronjena u zamiješani materijal te postavljena u korijenski kanal do apikalnog stopa. Vertikalni potiskivač je zagrijan te je uklonjen višak gutaperke, a hladnim nastavkom gutaperka je vertikalno kondenzirana.

Za drugu skupinu koristio se GuttaFlow bioseal. Postupak punjenja korijenskih kanala jednak je kao i u prvoj skupini.

Nakon punjenja, uzorci su pohranjeni u epruvete s fiziološkom otopinom u inkubator (ES 120, NÜVE, Ankara, Turska) na temperaturu od 37°C tijekom 30 dana.

U drugoj fazi uzorci su se uložili u akrilatnu smolu na način da su postavljeni u gumeni kalup valjkastog oblika te je dodavana akrilatna smjesa. Nakon hlađenja, uzorci su bili pripremljeni za rezanje pomoću precizne dijamentne pile (Isomet 1000, Buehler, Düsseldorf, Njemačka) (Slika 6.) brzinom od 150-200 okretaja/min, uz vodeno hlađenje.



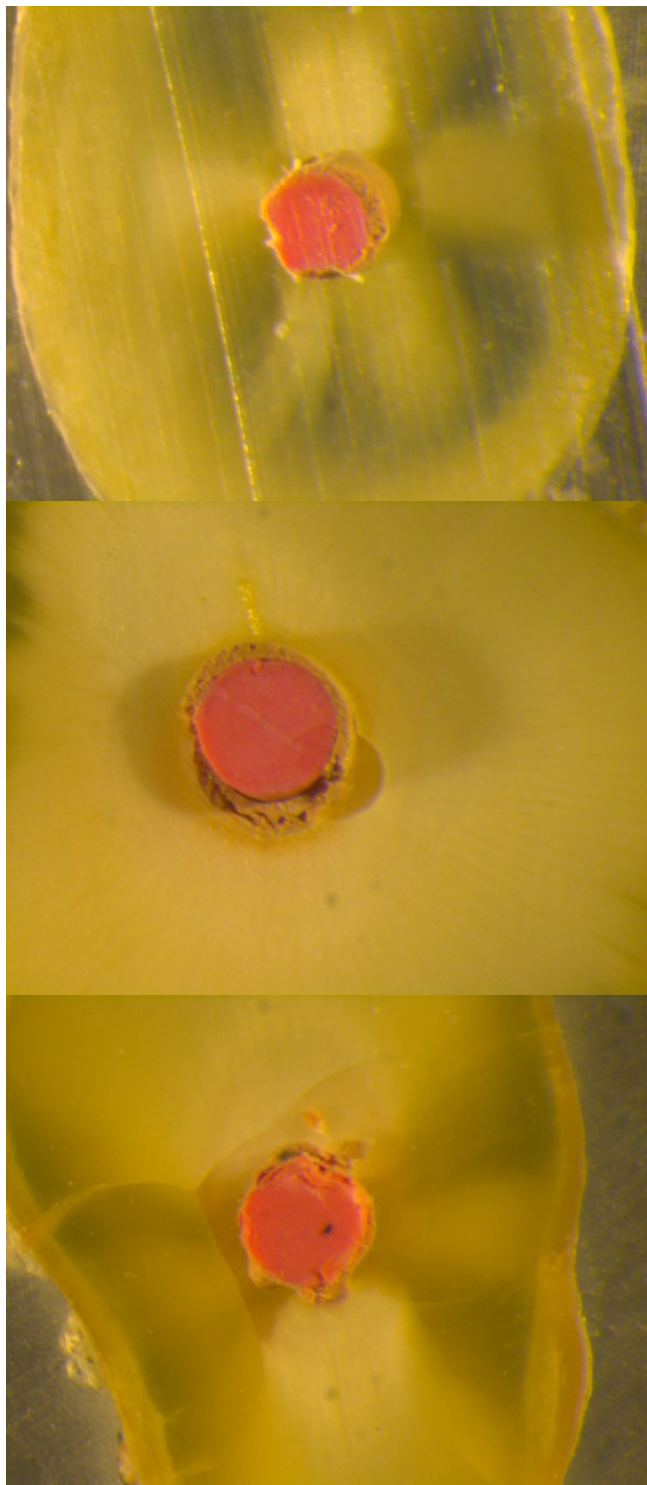
Slika 6. Isomet pila za rezanje uzoraka.

Rezani su okomito na uzdužnu os korijena na šnite debljine 1 mm, a prosječno je dobiveno 8 šnita po uzorku, (Slika 7.). Promjeri sa svake strane uzorka te debljina uzorka mjerili su se pomoću digitalne pomične mjerke (Alpha Tools, Mannheim, Njemačka). Pomoću dobivenih vrijednosti izračunata je površina svezivanja. S obzirom da uzorci nisu bili cilindrični, nego su imali različite promjere sa svake strane uzorka, površina svezivanja je računata prema formuli za krnji stožac:

$$\text{Površina svezivanja} = \pi(R1 + R2)\sqrt{(R1 - R2)^2 + h^2}$$

(π - konstanta 3,14; R1- veći promjer uzorka; R2- manji promjer uzorka; h- debljina uzorka).

Sljedeća faza odnosila se na mjerenje snage svezivanja na univerzalnom uređaju za testiranje, tj. Lloyd uređaju (Model LRX, Fareham, Engleska) (Slika 8.) „push- out“ testom. Kompresivno opterećenje vršilo se nastavkom od nehrđajućeg čelika promjera 1 mm koji je dodirivao samo materijal za punjenje. Do trenutka loma primjenjivalo se opterećenje brzinom 1 mm/min. Maksimalna sila koja je djelovala na cement prije pucanja je izražena u njutnima (N). Dijeljenjem primijenjene sile prije loma u N s prethodno izračunatom površinom svezivanja u mm² dobivena je čvrstoća svezivanja izražena u megapaskalima (MPa).



Slika 7. Poprečni presjek uzoraka punjenih gutaperkom i ispitivanim materijalima.



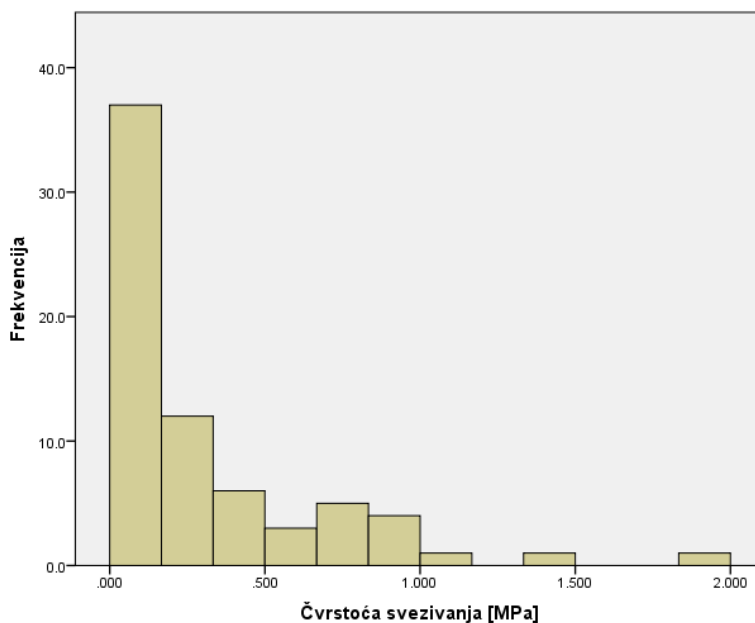
Slika 8. Prikaz uređaja korištenog za provođenje „push out“ testa i način primjene opterećenja na ispitivani uzorak.

2.1. Statistička obrada podataka

Distribucija varijable čvrstoća utvrđena je Kolmogorov-Smirnovim testom, a ispitivanje razlika u čvrstoći svezivanja između testiranih skupina materijala za punjenje izvršeno je neparametrijskim ManWhitney U testom.

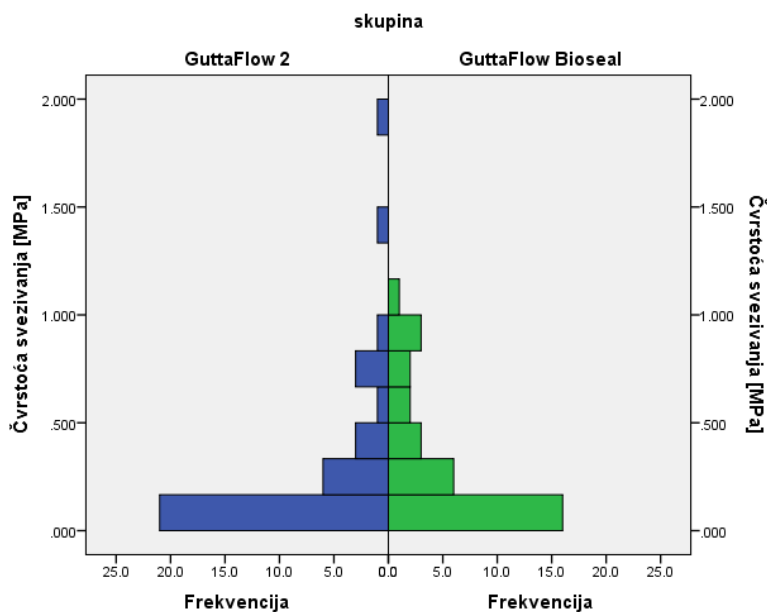
Površina ima normalnu distribuciju, no distribucija maksimalne sile i čvrstoće statistički značajno odstupaju od normalne distribucije (Kolmogorov-Smirnov test, $p < 0,05$). Zbog toga je razlika među skupinama testirana neparametrijskim Mann Whitney U testom.

Na slici 9. prikazana je distribucija ukupnih uzoraka. Može se zaključiti da je čvrstoća svezivanja kod većine uzoraka između 0 i 1, dok su veće čvrstoće iznimka, a ne pravilo. Iz rezultata su izbačene ekstremne vrijednosti zbog odstupanja od normalne distribucije, a to su one koje su veće od 2,5 standardne devijacije, odnosno za GuttaFlow 2 (prva skupina) vrijednosti veće ili jednake 2, a za GuttaFlow bioseal (druga skupinu) vrijednosti veće ili jednake 2,3.



Slika 9. Graf vrijednosti čvrstoće svezivanja ukupnih uzoraka.

Distribucija po skupinama prikazana je na slici 10.



Slika 10. Graf vrijednosti čvrstoće svezivanja materijala po skupinama.

U tablici 3. prikazano je povećanje čvrstoće svezivanja izraženo u postocima (%). Percentili pokazuju vrijednost čvrstoće svezivanja ispod koje je određeni postotak uzoraka.

Tablica 3. Povećanje čvrstoće svezivanja (izraženo u %) za GuttaFlow 2 i GuttaFlow bioseal.

	Min			1. kvartil	Medijan	3. kvartil			Maks
Percentil	0	5	10	25	50	75	90	95	100
GuttaFlow2 N=37	0	,008	,023	,062	,115	,413	,834	1,488	1,84
GuttaFlow bioseal N= 34	0	,032	,053	,092	,173	,556	,944	1,324	2,28

U ovom radu ispitala se čvrstoća svezivanja novog materijala za punjenje korijenskog kanala GuttaFlow bioseal u usporedbi s GuttaFlow 2. Rezultati su pokazali da nema statistički značajne razlike između dvaju ispitivana materijala, stoga je nul hipoteza prihvaćena.

Ispitivani materijali temeljeni su na polidimetilsiloksanu s tim da se u sastavu GuttaFlow bioseal, u odnosu na GuttaFlow 2, uz čestice gutaperke u prahu nalazi i bioaktivno staklo koje potiče regeneraciju tkiva. Bioaktivno staklo u sastavu povećava biokompatibilnost ovoga materijala, a time mu omogućava i antibakterijsko djelovanje (30). Razlika je uočena u vremenu manipulacije koje je nešto kraće za GuttaFlow 2 (29). Oba materijala pokazuju ekspanziju tijekom stvrdnjavanja čime poboljšavaju brtvljenje korijenskih kanala (28,31). Ovo je istraživanje provedeno jer je izvrsno brtvljenje glavni cilj endodontske terapije. Stoga je u cilju pronaći materijale koji će kombinacijom mehaničkog prodora materijala u dentinske tubuluse i bioaktivnih svojstava materijala stvoriti fizičku barijeru.

U ovom istraživanju koristio se test potiskivanja (engl. „*push out*“ *test*). Njime se mjeri čvrstoća veze između ispitivanog materijala i dentina cijelom površinom korijenskog kanala na način da se bilježi stupanj otpornosti materijala za punjenje na pomicanje pri primjeni sile na dentin korijenskog kanala. Vlačno se opterećenje primijeni okomito na uzdužnu os zuba do trenutka kada se materijal koji ispunjava kanal pomakne. Primijenjena metoda tijekom ovog ispitivanja lako je izvediva te, iako nije najpouzdanija za prikaz kliničkih uvjeta, danas je najkorištenija tehnika. Također ima točnu standardizaciju uzorka te koristi minimalan stres (32), dok se kao nedostatak ove metode navodi teško postizanje identičnih uvjeta u svrhu ponavljanja rezultata (33).

Osim „*push-out*“ tehnike, ispitivanje čvrstoće svezivanja određuje se pomoću mnogih drugih testova. Nijedan od njih nije idealan te tako svaki ima svoje prednosti i ograničenja. Mogu se podijeliti na makro i mikro metode testiranja (34).

U makrotestove spada test smične čvrstoće veze (engl. *shear bond strenght (SBS) test*), ispitivanje vlačne čvrstoće veze (engl. *tensile bond strenght (TBS) test*) i „*push out*“ test (34).

Test smične čvrstoće veze mjeri maksimalno naprezanje koje ispitivani materijal može podnijeti prije loma u smičnom načinu opterećenja. Smatra se najbržom metodom, ali su uočene kohezivne pogreške između zuba i materijala što je objašnjeno koncentriranjem stresa unutar samoga zuba te rezultira preuranjenom pogreškom (35).

Test vlačne čvrstoće veze se najčešće koristi za ispitivanje čvrstoće veze cementa za materijale poput metalnih legura ili keramika (36). Uzorak se postavlja u stroj za određivanje čvrstoće veze te se primjenjuje sila okomito s obje strane uzorka kako ne bi došlo do savijanja. Smatra se da je procjena razine stresa koji bi doveo do pucanja veza između dva materijala točnija u odnosu na druge dostupne testove jer je raspored sile jednoličniji (37).

Mikrotestovi omogućavaju testiranje manjih dijelova zuba. U mikrotestove spada test smične čvrstoće veze na mikrorazini (engl. *micro SBS*), ispitivanje vlačne čvrstoće veze na mikrorazini (engl. *micro TBS*) i test potiskivanja na mikrorazini (engl. *micro „push out“ test*) (34).

Test smične čvrstoće veze na mikrorazini koristi male uzorke što znači da se od jednog zuba dobije više uzoraka. Time su eliminirane varijable koji bi mogle utjecati na rezultate ispitivanja (34). Koristi se kod staklenoionomernih cemenata, cakline ili drugih materijala koji su preosjetljivi na *micro TBS*. Unatoč svim prednostima, smatra se da je *SBS* učinkovitiji u određivanju čvrstoće svezivanja materijala (38).

Test vlačne čvrstoće veze na mikrorazini karakterizira opsežna priprema uzorka zbog čega je to vrlo zahtjevna i osjetljiva tehnika, a nedostatak tehnike je nepouzdanost pri mjerenju čvrstoće manje od 5MPa (39).

Koristi testa potiskivanja na mikrorazini nisu još u potpunosti istražene. Najčešće se upotrebljava za ispitivanje snage sveze korijenske nadogradnje i dentina na način da se pripremaju uzorci korijena zuba debljine manje ili jednake 1 mm² (34).

Rezultati ovog istraživanja nisu sukladni rezultatima studije koju su proveli Dem, Wu i sur. (32) istom metodologijom, a pokazali su bolju čvrstoću svezivanja GuttaFlow bioseala. Razlike u rezultatima mogu se objasniti u inkubaciji napunjenih uzoraka. Uzorke su pohranili na vlažnu gazu uronjenu u fosfatno puferiranu fiziološku otopinu (pH 7,2) tijekom 7 dana na temperaturi 37°C vodeći se studijom koja navodi da kalcij silikat u takvim uvjetima povećava „push out“ svojstva (40). Također, čvrstoća svezivanja je mjerena samo na šnitama dobivenim u srednjoj trećini korijena. Manja čvrstoća sveze GuttaFlow 2 objašnjena je silikonskom smolom u sastavu što povećava tenziju na površini. Međutim, u njihovom istraživanju AH Plus (Dentisply, Detrey, Konstanz, Njemačka) je pokazao bolje rezultate i u odnosu na GuttaFlow bioseal zbog nastanka kovalentnih veza s amino skupinama kolagena dentina (41). S druge strane, rezultati istraživanja

Shenoya i sur. (42) ukazuju na veću čvrstoću veze GuttaFlow 2 u odnosu na AH Plus, ali ona nije statistički relevantna. To je objašnjeno nekorisćenjem otopine EDTA-e pri završnom ispiranju. Naime, EDTA ima utjecaja na zonu infiltracije koja je zaslužna za retenciju kalcij silikatnih punila za radikularni dentin. Istraživanje provedeno 2024. godine (43) iznosi rezultate provedene u sličnim uvjetima poput ovoga gdje navodi da najveću čvrstoću sveze ima AH Plus, a između GuttaFlow 2 i GuttaFlow bioseal nema statistički bitne razlike. Način provedbe istraživanja razlikuje se u debljini uzoraka koja iznosi prosječno 2 mm te u brzini primjene opterećenja od 0,5 mm/min.

Na rezultate ispitivanja utjecaj mogu imati različiti čimbenici vezani uz supstrat, uzorak ili način izvođenja testa. Tijekom istraživanja prednost se daje ispitivanju na ljudskim zubima zbog morfologije koja se razlikuje od goveđih zuba. Stoga su u ovom ispitivanju korišteni ljudski zubi. Goveđi se zubi često koriste zbog otežanog skupljanja dovoljnog broja intaktnih ekstrahiranih ljudskih zuba za laboratorijska istraživanja. Goveđi zubi imaju šire dentinske tubuluse u odnosu na ljudske (34). Također, prema istraživanju uočene su razlike u rezultatima dobivenih testiranjem čvrstoće svezivanja smicanjem između zubi u gornjem i donjem zubnom luku (44). Stanje zuba igra veliku ulogu. Dentin intaktnog, tek eruptiranog, trećeg molara uvelike se razlikuje od sklerotičnog dentina zubi s abrazivnim ili karijesnim lezijama. Dentinski tubulusi sklerotičnog dentina su okludirani mineralnim kristalima što smanjuje snagu sveze (45). Poznato je da se čvrstoća svezivanja dobivena smicanjem smanjuje apikalno (46). Što je testirani uzorak manji, to je snaga veze veća (47). Kako bi rezultati bili primjenjiviji u kliničkoj praksi, potrebno je uzeti u obzir promjenu temperature te žvačno opterećenje kojima su zubi podvrgnuti u oralnom okruženju. Smatra se da promjene temperature izazivaju naprezanja između materijala za punjenje i zuba te time izazivaju dimenzionalne promjene (48). Žvakanje i parafunkcijske navike izazivaju stres koji se prenosi na zub, a time i na ispitivani materijal. Dokazano je mnogim istraživanjima kako žvačno opterećenje rezultira degradacijom dentinske spojne površine (49). Čimbenici povezani s mehanikom testiranja uzimaju u obzir distribuciju naprezanja na spojnoj površini zuba i materijala unutar korijenskog kanala. Što je veće naprezanje u području primjene opterećenja, to je niža čvrstoća veze (50). S druge strane, postoje kontradiktorne studije vezane uz brzinu primjene opterećenja na uzorak. Prema studiji koju su proveli Sood i sur. (51), varijacije brzine primjene opterećenja između 0,5 i 10 mm/min nisu imale učinka na vlačnu čvrstoću kompozita. Međutim, druga je studija dokazala veću snagu sveze za uzorke opterećene pri brzini između 1 i 1,5 mm/min

u odnosu na brzinu od 0,5 i 0,75 mm/min (52). Ne smije se izostaviti ni način mehaničke i kemijske pripreme površine korijenskog kanala, vrsta korištenog materijala, temperatura, vlažnost i drugi uvjeti u kojima su uzorci pohranjeni.

Nema statistički značajne razlike u čvrstoći svezivanja između dvaju ispitivana materijala.

1. Hession RW. Long- term evaluation of endodontic treatment: anatomy, instrumentation, obturation- the endodontic practice triad. *Int Endod J.* 1981 Sep; 14(3):179-84.
2. Saini HR, Tewari S, Sangwan P, Duhan J, Gupta A. Effect of Different Apical Preparation Sizes on Outcome of Primary Endodontic Treatment: A Randomized Controlled Trial. *J Endod.* 2012 Oct; 38(10):1309-15.
3. Johnson WT, Noblett WC. Čišćenje i širenje korijenskog kanala. U: Torabinejad M, Walton RE, ur. *Endodoncija: načela i praksa.* 4. izd.; Anić I, prevoditelj et al. Zagreb: Naklada Slap; 2009, str. 258-67.
4. Paliska J, Janković B. Ručna instrumentacija korijenskih kanala STEP-BACK tehnikom. *Sonda.* 2008; 9(17):57-60.
5. Van der Vyver PJ, Vorster M, Paleker F, de Wet FA. Errors in root canal preparation: a review of the literature and clinical case reports. *S Afr Dent J.* 2019 Jun; 74(5):246-54.
6. Lin LM, Rosenberg PA, Lin J. Do procedural errors cause endodontic treatment failure? *J Am Dent Assoc.* 2005 Feb; 136(2):187-93.
7. Yousuf W, Khan M, Mehdi H. Endodontic Procedural Errors: Frequency, Type of Error and the Most Frequently Treated Tooth. *Int J Dent.* 2015 Aug 10; 1:1-7.
8. Chugal NM, Clive JM, Spångberg LS. Endodontic infection: some biologic and treatment factors associated with outcome. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003 Jul; 96(1):81-90.
9. Guttmann JL. Apical termination of root canal procedures- ambiguity or disambiguation? *Evid-based endod.* 2016 Jul 22; 1(4):1-22.
10. Topbas C, Adiguzel O. Endodontic Irrigation Solutions: A review. *Int Dent Res.* 2017 Dec 31; 7(3):54-61.
11. Haapsalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y. Irrigation in endodontics. *Br Dent J.* 2014 Mar 21; 216(6):299-303.

12. Glickman GN, Walton RE. Punjenje. U: Torabinejad M, Walton RE, ur. Endodoncija: načela i praksa. 4. izd; Anić I, prevoditelj et al. Zagreb: Naklada Slap; 2009, 302 str.
13. Dobrzańska J, Gołombek K, Dobrzański LB. Polymer material used in endodontic treatment- *In vitro* testing. Arch Mater Sci Eng. 2012 Dec; 58(2):110-5.
14. Brzović Rajić V, Mikuš T, Gabrić D, Vuletić M, Verzak Ž. Reparacija i regeneracija koštanog tkiva primjenom bioaktivnog materijala u endodontskoj kirurgiji- prikaz bolesnika. Liječnički vjesnik. 2023 Jul 27; 145(5-6):216-20.
15. Tiskaya M, Shahid S, Gillam D, Hill R. The use of bioactive glass (BAG) in dental composites: A critical review. Dent Mater. 2021 Feb; 37(2):296-310.
16. Mohammadi Z, Dummer PM. Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. Int Endod J. 2011 Aug; 44(8):697-730.
17. Baraba A. Materijali za punjenje korijenskih kanala. U: Jukić Krmek S, ur. Pretklinička endodoncija. 1. izd. Zagreb: Medicinska naklada; 2017, 122 str.
18. Prskalo K. Zaštita pulpe. U: Tarle Z, ur. Restaurativna dentalna medicina. 1. izd. Zagreb: Medicinska naklada; 2019. 159 str.
19. Rao A, Rao A, Shenoy R. Mineral Trioxide Aggregate- A Review. J Clin Pediatr Dent. 2009 Sep 1; 34(1):1-7.
20. Dammaschke T, Gerth HU, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. Dent Mater. 2005 Aug; 21(8):731-8.
21. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate- based cements: composition, properties and clinical applications. J investig clin dent. 2017 May; 8(2):1-15.

22. Możyńska J, Metlerski M, Lipski M, Nowicka A. Tooth Discoloration Induced by Different Calcium Silicate- based Cements: A Systematic Review of *In Vitro* Studies. *J Endod.* 2017 Oct; 43(10):1593-601.
23. Washio A, Morotomi T, Yoshii S, Kitamura C. Bioactive Glass- Based Endodontic Sealer as a Promising Root Canal Filling Material without Semisolid Core Materials. *Materials.* 2019 Nov 29; 12(23):3967.
24. Tanomaru- Filho M, Viapiana R. Guerreiro- Tanomaru JM. From MTA to New Biomaterials Based on Calcium Silicate. *Odovtos- Int J Dent Sc.* 2016; 18(1):18-22.
25. Hench LL. The story of Bioglass. *J Mater Sci Mater Med.* 2006 Nov 22; 17(11):967-78.
26. Huang G, Liu SY, Wu JL, Qiu D, Dong YM. A novel bioactive glass- based root canal sealer in endodontics. *J Dent Sci.* 2022 Jan; 17(1):217-24.
27. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Properties of a novel polysiloxane- guttapercha calcium silicate- bioglass- containing root canal sealer. *Dent Mater.* 2016 May; 32(5):113-26.
28. Lee SH, Oh S, Al- Ghmadi AS, Mandorah AO, Kum KY, Chang SW. Sealing Ability of AH Plus and GuttaFlow Bioseal. *Bioinorg Chem Appl.* 2020 Sep 22;1:1-8.
29. Saygili G, Saygili S, Tuglu I, Davut Capar I. *In Vitro* Cytotoxicity of GuttaFlow Bioseal, GuttaFlow 2, AH Plus and MTA Fillapex. *Iran Endod J.* 2017; 12(3):354-9.
30. Camargo RV, Silva-Sousa YTC, Rosa RPF, Mazzichaves JF, Lopes FC, Steier L, et al. Evaluation of the physicochemical properties of silicone- and epoxy resin-based root canal sealers. *Braz Oral Res.* 2017 Aug 21; 31:72.
31. Upadhyay ST, Purayil TP, Ballal NV. Evaluation of push-out bond strenght of Guttaflow 2 to root canal dentin treated with different smear layer removal agents. *Saudi Endod J.* 2018; 8(2):128-32.
32. Dem K, Wu Y, Kaminga AC, Dai Z, Cao X, Zhu B. The push out bond strenght of polydimethylsiloxane endodontic sealers to dentin. *BMC Oral Health.* 2019 Aug 8; 19(1):181.

33. Heintze SD, Rousson V, Mahn E. Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results- A meta- analysis. *Dent Mater.* 2015 Apr; 31(4):423-34.
34. El Mourad AM. Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *Open Dent J.* 2018 Sep 28; 12:664-78.
35. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interface. *Biomaterials.* 2002 Sep; 23(17):3603-8.
36. Abreau A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *J Prosthet Dent.* 2009 Feb; 101(2):107-18.
37. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of „macro“ test methods. *Dent Mater.* 2010 Feb; 26(2):38-49.
38. Sultana H, Nawal RR, Chaudhry S, Sivakumar M, Talwar S. Effect of acid etching on the micro-shear bond strength of resin composite-calcium silicate interface evaluated over different time intervals of bond aging. *J Conserv Dent.* 2018; 21(2):194-7.
39. Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti M. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Jpn Dent Sci Rev.* 2020 Dec; 56(1):24-31.
40. Huffman BP, Mai S, Pinna L, Weller RN, Primus CM, Gutmann JL, et al. Dislocation resistance of ProRoot Endo Sealer, a calcium silicate-based root canal sealer from radicular dentine. *Int Endod J.* 2009 Jan; 42(1):34-6.
41. Fisher MA, Berzins DW, Bahcall JK. An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push- out test design. *J Endod.* 2007 Jul; 33(7):856-8.

42. Shenoy N, Shetty K, Jathanna V, Ginjupalli K, Kunaparaju K. Comparative Evaluation of the Push-Out Bond Strength of Three Root Canal Sealers. *J Int Dent Med Res.* 2020; 13(4):1304-8.
43. Eissa MH, Boghdadi R, Bedier M. Evaluation of the Push-Out Bond Strength and Penetration of Gutttaflow bioseal, Endoseal MTA and Gutttaflow 2 versus AH-Plus Root Canal Sealers into the Dentinal Tubules in Mandibular Premolar Teeth (A Randomized *in vitro* comparative study). *J Adv Dent.* 2024 Jan; 6(1):181-92.
44. Oztürk B, Malkoç S, Koyutürk AE, Catalbas B, Ozer F. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive system. *Eur J Orthod.* 2008 Aug; 30(4):407-12.
45. Hevinga MA, Opdam NJ, Frencken JE, Truin GJ, Huysmans MC. Does incomplete caries removal reduce strength of restored teeth? *J Dent Res.* 2010 Nov; 89(11):1270-5.
46. Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Sadr A, Tagami J. Effects of dentin characteristics on interfacial nanoleakage. *J Dent Res.* 2007 Oct; 86(10):1001-6.
47. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994 Jul; 10(4):236-40.
48. Daneshkazemi A, Davari A, Akbari MJ, Davoudi A, Badrian H. Effects of thermal and mechanical load cycling on the dentin microtensile bond strength of Single Bond-2. *J Int Oral Health.* 2015 Aug; 7(8):9-13.
49. Arola D. Fatigue testing of biomaterials and their interfaces. *Dent Mater.* 2017 Apr; 33(4):367-81.
50. Furuse AY, Scotti CK, Llerena- Icochea A, Bombonatti JFS, Haragushiku GA, Gonzaga CC. Influence of light activation of simplified adhesives on the shear bond strength of resin cements to a leucite- reinforced ceramic. *Eur J Dent.* 2018; 12(1):3-6.

51. Sood A, Ramarao S, Carounanidy U. Influence of different crosshead speeds on diametral tensile strenght of a methacrylate based resin composite: An *in-vitro* study. J Conserv Dent. 2015; 18(3):214-7.
52. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strenght. Dent Mater. 2001 Mar; 17(2):165-9.

Maja Namjesnik rođena je 14. srpnja 1999. godine u Osijeku. Pohađala je Osnovnu školu „Vladimir Nazor“ Đakovo. 2018. godine završava opći smjer Gimnazije A. G. Matoša Đakovo te iste godine upisuje studij dentalne medicine Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studija asistirala je u dvije ordinacije dentalne medicine.