

# Utjecaj tehnika izrade retrogradnih kaviteta na čvrstoću svezivanja materijala za retrogradno punjenje

---

Kadić, Snježana

Doctoral thesis / Disertacija

2020

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:127:444548>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-18**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Snježana Kadić

**UTJECAJ TEHNIKA IZRADE  
RETROGRADNIH KAVITETA NA  
ČVRSTOĆU SVEZIVANJA MATERIJALA  
ZA RETROGRADNO PUNJENJE**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2020.



Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Snježana Kadić

**UTJECAJ TEHNIKA IZRADE  
RETROGRADNIH KAVITETA NA  
ČVRSTOĆU SVEZIVANJA MATERIJALA  
ZA RETROGRADNO PUNJENJE**

DOKTORSKI RAD

Mentori:

izv. prof. dr. sc. Dragana Gabrić

izv. prof. dr. sc. Anja Baraba

Zagreb, 2020.



University of Zagreb

School of Dental Medicine

Snježana Kadić

**INFLUENCE OF RETROGRADE CAVITY  
PREPARATION METHODS ON BOND  
STRENGTH OF RETROGRADE FILLING  
MATERIALS**

DOCTORAL DISSERTATION

Supervisors:

Dr. Dragana Gabrić, Associate Professor

Dr. Anja Baraba, Associate Professor

Zagreb, 2020.

Rad je ostvaren u: Zavodu za oralnu kirurgiju, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb, Hrvatska; Stomatološkoj poliklinici Zagreb, Odjelu za dječju stomatologiju, Zagreb, Hrvatska; Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb, Hrvatska; Zavodu za biomedicinske, kirurške i stomatološke znanosti, Institut Galeazzi, Sveučilište u Milanu, Milano, Italija; Zavodu za restaurativne znanosti i biomaterijale, Houseman centar za medicinska istraživanja, Stomatološki fakultet Henryja M. Goldmana, Sveučilište u Bostonu, Boston, Sjedinjene Američke Države.

Naziv, oznaka i voditelj projekta u okviru kojeg je istraživanje obavljeno: „Ispitivanje snage svezivanja bioaktivnih materijala na tvrda zubna tkiva“ (2014.), voditeljica prof. dr. sc. Ivana Miletić; „Ispitivanja bioaktivnih materijala: primjena u dentalnoj medicini“ (2017.), voditeljica prof. dr. sc. Ivana Miletić; „Primjena lasera u dentalnoj medicini“ (2018.), voditeljica prof. dr. sc. Ivana Miletić.

**Lektor hrvatskog jezika:** doc. dr. sc. Ana Mikić Čolić

**Lektor engleskog jezika:** doc. dr. sc. Goran Milić

**Sastav Povjerenstva za ocjenu doktorskog rada:**

1. Prof. dr. sc. Davor Katanec, predsjednik Povjerenstva
2. Prof. dr. sc. Darko Macan
3. Prof. dr. sc. Ivana Miletić
4. Prof. dr. sc. Irina Filipović Zore
5. Prof. dr. sc. Zdravko Schauperl

**Sastav Povjerenstva za obranu doktorskog rada:**

1. Prof. dr. sc. Davor Katanec, predsjednik Povjerenstva
2. Prof. dr. sc. Darko Macan
3. Prof. dr. sc. Irina Filipović Zore
4. Prof. dr. sc. Zdravko Schauperl
5. Doc. dr. sc. Marko Granić, zamjena

**Datum obrane rada:** 17. srpnja 2020.

Rad sadrži: 102 stranice  
18 tablica  
34 slike  
CD

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 izvorni su doprinos autora poslijediplomskog znanstvenog 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 njihova podrijetla.

## **Zahvala**

Najljepše zahvaljujem svojim mentoricama izv. prof. dr. sc. Dragani Gabrić i izv. prof. dr. sc. Anji Barabi na velikoj pomoći i strpljenju tijekom cijelog istraživanja kao i pisanja ove disertacije. Hvala doc. dr. sc. Ani Ivanišević, prof. dr. sc. Ivani Miletić te doc. dr. sc. Milanu Miloševiću na pomoći i savjetima. Ovaj doktorski rad posvećujem svojim roditeljima i sestri, bez njih ne bih bila ovo što jesam danas. Hvala im na ljubavi, podršci i što su mi svojim primjerom pokazali prave vrijednosti u životu. I, na kraju, hvala Anti na ljubavi.

## Sažetak

### UTJECAJ TEHNIKA IZRADE RETROGRADNIH KAVITETA NA ČVRSTOĆU SVEZIVANJA MATERIJALA ZA RETROGRADNO PUNJENJE

Svrha istraživanja bila je utvrditi utjecaj različitih tehnika izrade retrogradnih kaviteta na čvrstoću svezivanja različitih materijala za retrogradno punjenje. *In vitro* istraživanje provedeno je na 138 jednokorijenskih humanih zuba. Nakon dekonacije korijenski kanali bili su endodontski tretirani te korijeni apikalno skraćeni za 3 mm. Na korijenima, nasumično podijeljenim u četiri skupine, izrađeni su retrogradni kaviteti dubine 5 mm, u prvoj skupini ultrazvučnim (UZV) uređajem, u drugoj Er:YAG laserom, u trećoj Er,Cr:YSGG laserom, u četvrtoj čeličnim svrdlom. Skupine su se dalje podijelile u tri podskupine, ovisno o materijalu za retrogradno punjenje (MM-MTA, Biodentine, TotalFill RRM) kojim su napunjeni kaviteti. Skupini svrdlo dodana je podskupina s amalgamom. Apikalni dijelovi korijena narezani su na uzorke debljine 1 mm i podvrgnuti *push-out* testu te je izračunata čvrstoća svezivanja. Uzorci su se pregledali stereomikroskopom i utvrdio se način loma. Tehnike izrade retrogradnih kaviteta utjecale su na čvrstoću svezivanja Biodentinea i TotalFill RRM-a. Kod Biodentinea, UZV tehnika polučila je znatno veću čvrstoću svezivanja u odnosu na svrdlo ( $p = 0,042$ ), dok je kod TotalFill RRM-a tehnika UZV polučila znatno veću čvrstoću svezivanja u odnosu na svrdlo ( $p = 0,001$ ) i Er,Cr:YSGG laser ( $p = 0,045$ ), a Er:YAG laser znatno veću čvrstoću svezivanja u odnosu na svrdlo ( $p = 0,002$ ). Postoje razlike u čvrstoći svezivanja materijala u UZV-u i svrdlom izrađenim kavitetima. Unutar UZV skupine TotalFill RRM imao je značajno veću čvrstoću svezivanja od MM-MTA-a, dok je unutar svrdlo skupine MM-MTA imao značajno veću čvrstoću svezivanja od svih ostalih materijala. Testirane tehnike izrade retrogradnih kaviteta utječu na čvrstoću svezivanja ispitivanih materijala za retrogradno punjenje.

**Ključne riječi:** retrogradni kavitet; čvrstoća svezivanja; *push-out* test; Er:YAG laser; Er,Cr:YSGG laser; ultrazvuk; materijali za retrogradno punjenje; MM-MTA; Biodentine; TotalFill RRM



## Summary

### INFLUENCE OF RETROGRADE CAVITY PREPARATION METHODS ON BOND STRENGTH OF RETROGRADE FILLING MATERIALS

**Aim:** The aim of this *in vitro* study was to determine the influence of different techniques of retrograde cavity preparation on bond strength of different retrograde filling materials.

**Materials and methods:** In this study, 138 extracted, human, single-rooted teeth were used. Teeth crowns were sectioned, followed by root canal instrumentation with rotating ProTaper instruments (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and obturation with ProTaper F3 gutta-percha points and AH Plus endodontic sealer (Dentsply, DeTrey, Konstanz, Germany). Roots were sectioned 3 mm short of the apex and randomly divided into four groups (n=32). Retrograde cavities, 5 mm deep, were prepared with an ultrasound device in the first experimental group, in the second with Er:YAG laser, in the third with Er,Cr:YSGG laser, in the fourth using a round steel bur. Each group was subdivided into three subgroups (n=10), depending on the retrograde filling material used (MM-MTA (MicroMega, Besançon Cedex, France)), Biodentine (Septodont, Saint Maur-des Fosses, France), or TotalFill RRM (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) to fill the retrograde cavities. A control subgroup consisted of retrograde cavities prepared with a round steel bur and filled with amalgam (n=10). The roots were stored at 37 °C in a 100% moist environment. After one week, the roots were embedded in acrylic resin (Denta-O-Resin, M+W Dental, Bidingen, Germany). The apical part of each root was cut perpendicular to the long axis into 1 mm thick slices with a diamond blade and a push-out test was performed using a universal testing machine (double-column 3300 series, Instron, Illinois, USA). Bond strength (in MPa) was calculated. Failures were divided into adhesive, cohesive or mixed after observation with the stereomicroscope (06x-50x). Two roots from each group, with retrograde cavities, but without retrograde filling material placed, were examined under a scanning electron microscope (SEM) (JSM-6060LV, JEOL, Tokyo, Japan). For statistical analysis Kolmogorov-Smirnov test, one- and two-way ANOVA and  $\chi^2$  tests were used with a level of significance set at 5%.

**Results:** The two-way ANOVA showed that retrograde filling material factor had a significant influence (p=0.008) on the bond strength values, as well as the factor of retrograde cavity preparation technique (p=0.004). A significant interaction between the considered factors was found (p=0.001) meaning that the different retrograde materials tested showed different bond strength values depending on the type of retrograde cavity preparation. One-

way ANOVA showed that the factor retrograde filling material influenced the bond strength when retrograde cavities were prepared by ultrasound or steel bur, while there were no significant differences among tested materials when both lasers were used. Among the group of retrograde cavities made by ultrasound, material TotalFill RRM had significantly higher bond strength than MM-MTA ( $p=0.010$ ). Among the group of retrograde cavities made by a steel bur, the material MM-MTA had a significantly higher bond strength value compared to TotalFill RRM ( $p=0.011$ ), Biodentine ( $p=0.003$ ) and amalgam ( $p=0.002$ ) (the control subgroup). The technique of retrograde cavity preparation factor influenced the bond strength in case of Biodentine ( $p=0.048$ ) and TotalFill RRM ( $p=0.001$ ) materials. In the case of Biodentine, the ultrasound technique showed a significantly higher bond strength result compared to the steel bur technique ( $p=0.042$ ), while in the case of TotalFill RRM material the ultrasound technique showed a significantly higher bond strength value compared to the steel bur ( $p=0.001$ ) and Er,Cr:YSGG laser ( $p=0.045$ ) techniques, and Er:YAG laser technique significantly higher than the steel bur ( $p=0.002$ ) technique. The highest mean bond strength was achieved in the group ultrasound retrograde cavity preparation technique (10.95 MPa). There were significant differences in mean bond strength values among the tested cavity preparation techniques. The material TotalFill RRM had the highest mean bond strength value (10.23 MPa) of all the materials. There were significant differences in mean bond strength values among the tested materials. The highest single bond strength value was recorded in the ultrasound technique/TotalFill RRM material subgroup (13.04 MPa).

The most common type of failure was the mixed type, in all subgroups except in Er:YAG/TotalFill RRM and bur/MM-MTA subgroups where the adhesive failure type prevailed and the cohesive type of failure was not found. The second most common type of failure was adhesive and the cohesive type was the rarest.

**Conclusion:** The second null hypothesis could be rejected, since according to the results of this study the TotalFill RRM filling material had a better bond strength to retrograde cavities prepared with ultrasound tip, and MM-MTA had a better bond strength to drilled retrograde cavities than the other material-cavity combinations tested. It was also found that the bond strength of the tested materials was highly dependent on the type of cavity preparation. The first null hypothesis could, therefore, also be rejected. These results indicate that the best material or the best cavity preparation technique among the tested ones could not be found, but a chosen association between a material and a cavity preparation technique could obtain excellent bond strength results, which could be almost three times higher than other associations.

**Key words:** retrograde cavities; bond strength; push-out test; Er:YAG laser; Er,Cr:YSGG laser; ultrasound; retrograde filling materials; MM-MTA; Biodentine; TotalFill RRM

# SADRŽAJ

<b>1. UVOD</b> .....	1
1.1. Endodontska kirurgija (apikotomija) .....	2
1.2. Preparacije retrogradnih kaviteta .....	4
1.2.1. Preparacija retrogradnih kaviteta svrdlima .....	4
1.2.2. Ultrazvučne preparacije retrogradnih kaviteta .....	5
1.2.3. Preparacije retrogradnih kaviteta erbij laserima.....	7
1.2.3.1. Er:YAG laser.....	10
1.2.3.2. Er,Cr:YSGG laser.....	12
1.3. Materijali za retrogradno punjenje .....	12
1.3.1. Materijali za retrogradno punjenje temeljeni na kalcijevom silikatu.....	17
1.3.1.1. Mineral trioksid agregat (MTA).....	18
1.3.1.2. Biodentine .....	21
1.3.1.3. Biokeramički materijali za retrogradno punjenje.....	22
1.3.1.3.1. TotalFill RRM.....	23
<b>2. CILJEVI I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA</b> .....	26
<b>3. MATERIJALI I POSTUPCI</b> .....	28
3.1. Priprema uzoraka.....	29
3.2. Izrada retrogradnih kaviteta .....	34
3.2.1. Izrada retrogradnih kaviteta ultrazvukom .....	34
3.2.2. Izrada retrogradnih kaviteta Er:YAG laserom .....	36
3.2.3. Izrada retrogradnih kaviteta Er,Cr:YSGG laserom .....	39
3.2.4. Izrada retrogradnih kaviteta čeličnim svrdlom.....	41
3.3. Punjenje retrogradnih kaviteta .....	43
3.4. Test istiskivanja ( <i>push-out test</i> ).....	47
3.5. Analiza stereomikroskopom.....	49
3.6. Analiza SEM-om.....	49
3.7. Statistička analiza.....	50

<b>4. REZULTATI</b> .....	51
4.1. Rezultati testa istiskivanja ( <i>push-out</i> testa) .....	52
4.2. Rezultati analize stereomikroskopom .....	60
4.3. Rezultati analize SEM-om .....	63
<b>5. RASPRAVA</b> .....	65
<b>6. ZAKLJUČCI</b> .....	79
<b>7. LITERATURA</b> .....	82
<b>8. ŽIVOTOPIS</b> .....	101

## Popis skraćenica

<b>ANOVA</b>	analiza varijance (engl. <i>analysis of variance</i> )
<b>CBCT</b>	<i>cone beam</i> kompjutorizirana tomografija (engl. <i>cone beam computerized tomography</i> )
<b>CEM</b>	kalcijem obogaćena mješavina (engl. <i>calcium enriched mixture</i> )
<b>CO<sub>2</sub></b>	ugljični dioksid
<b>CSH</b>	kalcij silikat hidrat
<b>CT</b>	kompjutorizirana tomografija (engl. <i>computerized tomography</i> )
<b>EBA</b>	etoksibenzojeva kiselina (engl. <i>ethoxybenzoic acid</i> )
<b>EDTA</b>	etilendiamintetraoctena kiselina (engl. <i>ethylenediaminetetraacetic acid</i> )
<b>Er</b>	erbij
<b>Er,Cr:YSGG</b>	erbij-krom-itrij-skandij-galij-garnet (engl. <i>erbium, chromium yttrium scandium gallium garnet</i> )
<b>Er:YAG</b>	erbij-itrij-aluminij-garnet (engl. <i>erbium-doped yttrium aluminium garnet</i> )
<b>FDA</b>	agencija za hranu i lijekove (engl. <i>food and drug administration</i> )
<b>Hz</b>	herc
<b>IRM</b>	intermedijarni restorativni materijal (engl. <i>intermediate restorative material</i> )
<b>J</b>	džul
<b>kHz</b>	kiloherc
<b>mm</b>	milimetar
<b>MM-MTA</b>	Micro-Mega mineral trioksid agregat (engl. <i>Micro-Mega mineral trioxide aggregate</i> )
<b>MPa</b>	megapaskal
<b>MTA</b>	mineral trioksid agregat (engl. <i>mineral trioxide aggregate</i> )
<b>Nd:YAG</b>	neodimij-itrij-aluminij-garnet (engl. <i>neodymium-doped yttrium aluminium garnet</i> )
<b>nm</b>	nanometer
<b>pH</b>	snaga vodika (lat. <i>potentia hydrogenii</i> )
<b>RRM</b>	materijal za reparaciju korijena (engl. <i>root repair material</i> )
<b>SEM</b>	pretražni elektronski mikroskop (engl. <i>scanning electron microscope</i> )
<b>UZV</b>	ultrazvuk
<b>VSP</b>	promjenjivi pravokutni puls (engl. <i>variable square pulse</i> )
<b>W</b>	vat

<b>YAG</b>	itrij-aluminij-garnet (engl. <i>yttrium aluminium garnet</i> )
<b>μm</b>	mikrometar
<b>μs</b>	mikrosekunda

## **1. UVOD**



Svijest ljudi o potrebi za očuvanjem zuba, kao funkcionalne i estetske jedinice, sve je izraženija zadnjih desetljeća. Ta činjenica sve više daje na značaju endodonciji i endodontskoj kirurgiji (apikotomiji) kao terapijama izbora u pokušaju očuvanja zuba. U novije vrijeme, u tim područjima dentalne medicine dolazi do primjene novih tehnologija u obradi tvrdih zubnih tkiva, kao što je primjena ultrazvuka i različitih vrsta lasera, među ostalim, i u postupcima preparacije retrogradnih kaviteta. Novi biokompatibilni materijali poput kalcij silikatnih cemenata, a koji se rabe kao materijali za retrogradno punjenje, svojim vezivanjem za dentin retrogradnih kaviteta osiguravaju kemijsku vezu materijala i stijenki korijenskog dentina te time i potencijalno veću uspješnost endodontske kirurgije.

### **1.1. Endodontska kirurgija (apikotomija)**

Endodontsko liječenje zuba predstavlja postupak uklanjanja zubne pulpe, nekrotičnih ostataka pulpe i/ili mikroorganizama kemomehaničkom obradom korijenskih kanala, koji se zatim pune biokompatibilnim i inertnim materijalom kako bi se očuvalo zdravlje periradikularnog tkiva ili omogućilo cijeljenje njegove upale (1). Uspjeh primarnog endodontskog liječenja, u slučajevima kada još nije došlo do infekcije periapikalnih tkiva, kreće se od 92 % do 98 %, a ukoliko je već došlo do infekcije, uspjeh pada na 74 % – 86 % (2). Endodontsko liječenje ortogradnim punjenjem korijenskih kanala najčešće pokazuje neuspjeh u slučajevima kada prije endodontskog zahvata već postoji prosvjetljenje kosti u periapikalnom području na radiološkoj snimci, ukoliko punjenje korijenskog kanala nije homogeno ili je za više od dva milimetra kraće od radiološkog apeksa zuba te ukoliko nakon endodontskog liječenja zuba nije proveden odgovarajući restaurativni postupak, kako bi se spriječilo mikropropuštanje i rekontaminacija endodontskog prostora (1). U spomenutim slučajevima, zub se može pokušati sačuvati revizijom postojećeg punjenja. Taj postupak uključuje vađenje postojećeg punjenja iz korijenskih kanala, čišćenje, oblikovanje, dezinfekciju i ponovno punjenje kanala. Uspjeh revizije punjenja endodontski liječenih zubi varira od 80 % (3) do 89 % (4). U slučaju neuspjeha primarnog endodontskog liječenja ortogradnim punjenjem korijenskih kanala ili pak neuspjeha revizije punjenja, indicirani su postupci endodontske kirurgije koja danas, uz uporabu modernih tehnika i materijala, pokazuje uspješnost u 88 % – 96 % slučajeva (5). Vjerojatnost uspjeha apikotomije, uz korištenje modernih, ultrazvučnih i laserskih tehnika za osteotomiju, resekciju i preparaciju retrogradnih kaviteta, kao i njihovo punjenje mineral

trioksid agregatom (MTA), 5,2 puta je veća u odnosu na klasičnu apikotomiju (korištenje svrdla i punjenje retrogradnog kaviteta amalgamom) (6).

Apikotomija pripada endodontskim kirurškim zahvatima kod kojih se osteotomijom prikazuje upaljeno područje periapeksa te se resekcijom vrška korijena uklanjaju akcesorni kanali i dodatni apikalni otvori (7) koji bi mogli biti putevi rekontaminacije endodontskog prostora. U 75 % zubi mogu se naći akcesorni i lateralni kanali u području apikalnih tri milimetra korijena (8, 9), što otežava kvalitetnu instrumentaciju i brtvljenje tog dijela endodontskog prostora zuba koji predstavlja mjesto moguće perzistencije mikroorganizama i izvor reinfekcije (10). Resekcija se vrši pod kutom od 90° na uzdužnu os korijena i njome se uklanja vršak korijena u dužini od oko tri milimetra (11). Dodatno se uklanja okolno upaljeno periapikalno tkivo te se izrađuje retrogradni kavitet na vršku reseciranog korijena koji se zatvara materijalom za retrogradno punjenje, kako bi se spriječilo mikropropuštanje i komunikacija endodontskog prostora s periapeksom. Prema smjernicama Europskog društva za endodonciju indikacije za apikotomiju jesu:

1. Radiološki nalaz apikalnog parodontitisa i/ili prisutnost simptoma povezanih s neprohodnim kanalom (opstrukcija koja se nije mogla ukloniti, uklanjanje opstrukcije čini se nemoguće izvesti konvencionalnim načinom ili postojanje prevelikog rizika od oštećenja korijena zuba).
2. Protisnuti materijal s kliničkim ili radiološkim nalazima apikalnog parodontitisa i/ili prisutnost simptoma tijekom produženog perioda vremena.
3. Perzistirajuća bolest ili pojava bolesti nakon endodontskog liječenja kada se ne može provesti revizija endodontskog punjenja.
4. Perforacija korijena ili dna pulpne komorice koja se ne može zatvoriti ortogradnim pristupom (12).

Za dugoročni uspjeh apikotomije ključno je osiguravanje hermetičkog zatvaranja korijena s apikalne strane. To se postiže izradom retrogradnog kaviteta i njegovim punjenjem odgovarajućim biokompatibilnim materijalom koji će svojim vezanjem za dentin retrogradnog kaviteta onemogućiti eventualni prodor mikroorganizama i njihovih produkata iz endodontskog prostora zuba u periapikalno područje te na taj način omogućiti cijeljenje periapikalnog upalnog procesa (13, 14).

## **1.2. Preparacije retrogradnih kaviteta**

Retrogradni kavitet izrađuje se na površini reseciranog vrška korijena u obliku preparacije I razreda dubine barem 3 mm, slijedeći smjer korijenskog kanala (15). Stijenke kaviteta moraju biti paralelne i obuhvaćati širinom cijeli lumen kanala, pazeći pritom da se dodatno ne oslabi preostali korijenski dentin. Retrogradni kavitet služi kako bi se napravio prostor za postavljanje materijala za retrogradno punjenje koji će omogućiti brtvljenje apikalnog dijela reseciranog korijena i time omogućiti proces cijeljenja okolnog tkiva. Nekada se nisu izrađivali retrogradni kaviteti, već se samo resecirao vršak korijena uz poliranje ortogradnog punjenja. Međutim, randomizirano kliničko istraživanje potvrdilo je znatno bolje cijeljenje periapikalnog procesa u slučaju izrade i punjenja retrogradnog kaviteta mineral trioksid agregatom (MTA) u usporedbi sa samo „zaglađivanjem“ ortogradnog punjenja gutaperkom (16). Retrogradni su se kaviteti dugo preparirali na klasičan način svrdlom, dok se danas preparacije češće izrađuju ultrazvučnim ili zvučnim nastavcima te različitim vrstama lasera.

### **1.2.1. Preparacija retrogradnih kaviteta svrdlima**

Klasičan način izrade retrogradnih kaviteta podrazumijeva prethodnu resekciju vrška korijena najčešće pod kutom od 90° na njegovu uzdužnu os (11). Često se korijen zakošava i pod 45° na svoju uzdužnu os kako bi se omogućio što lakši pristup mikromotoru s malim okruglim ili obrnuto koničnim čeličnim svrdlom s kojim se izrađuje sam retrogradni kavitet (17). No, ipak, u suvremenoj endodontskoj kirurgiji, resekcija korijena pod 90° na uzdužnu os predstavlja standard jer se na taj način otvara manji broj dentinskih tubulusa i smanjuje mogućnost mikropropuštanja (18). Umjesto standardnog mikromotora, vrlo se često koriste posebni mikrokolječnici s malim glavama kako bi se olakšao pristup reseciranom korijenu kroz što manji otvor nakon osteotomije. Za izradu retrogradnog kaviteta najčešće se koriste mala okrugla čelična svrdla kojima se preparira kavitet I razreda dubine oko 3 mm koji mora slijediti smjer korijenskog kanala kako ne bi došlo do perforacije stijenki, a promjer mu mora biti tek nešto veći od samog lumena kanala. Dubina retrogradnog kaviteta od 3 mm omogućava sigurno i odgovarajuće apikalno brtvljenje (19). Izrada retrogradnih kaviteta svrdlima ima svoje nedostatke kao što su: smjer preparacije često nije paralelan sa smjerom korijenskog kanala, rizik od perforacije dentinskog zida, nedostatna dubina retrogradnog

kaviteta, ograničeno radno polje, zahtijeva zakošavanje korijena pod 45° ili više, što povećava površinu izloženih dentinskih tubulusa s posljedičnim pojačanim mikropropuštanjem, smanjena vidljivost kirurškog polja (18, 17). U slučajevima preparacije svrdlom, kao materijal za retrogradno punjenje najčešće se koristi amalgam, koji se ne veže kemijski za dentinske stijenke već se sidri mehanički. Kako bi se poboljšala retencija amalgama, baza kaviteta može se povećati obrnuto koničnim svrdlom kojim se oblikuje podminirani prostor. Nakon preparacije retrogradnih kaviteta čeličnim svrdlom, površina dentina prekrivena je zaostatnim slojem, a dentinski su tubulusi zatvoreni (20).

### **1.2.2. Ultrazvučne preparacije retrogradnih kaviteta**

Do 70-ih godina prošloga stoljeća svrdlo je bilo nezamjenjivo u izradi retrogradnih kaviteta. Međutim, tada se polako počinju uvoditi zvučno i ultrazvučno pogonjeni instrumenti za preparacije retrogradnih kaviteta. Ultrazvuk predstavlja dio zvučnog spektra čija je frekvencija iznad frekvencije čujne ljudskom uhu, iznad 20 kHz. Kao izvor ultrazvučnih valova u dentalnoj medicini koriste se magnetostriksijske naprave koje pretvaraju elektromagnetsku energiju u mehaničku ili, češće, piezoelektrične naprave koje rade na obrnutom piezoelektričnom principu. Taj se princip temelji na mijenjanju dimenzija piezoelektričnih kristala u električnom polju što dovodi do mehaničkih oscilacija, tj. pretvaranja električnih oscilacija u ultrazvučne valove, bez stvaranja topline (21). Zadnjih se godina u dentalnoj medicini, kao izvor ultrazvuka, najčešće koriste upravo ultrazvučni piezoelektrični aparati.

Začetnicima ultrazvučne ere u izradi retrogradnih kaviteta smatraju se Bertrand i suradnici koji su 1976. prvi upotrijebili ultrazvuk za izradu retrogradnog kaviteta nakon apikotomije (22). Prvo su se u tu svrhu koristili odrezani i/ili prethodno savijeni klasični, ručni endodontski instrumenti, dok se početkom 1990-ih nisu na tržištu pojavili posebni ultrazvučni mikrokirurški nastavci za endodontsku kirurgiju, a među njima i posebni nastavci za preparaciju retrogradnih kaviteta (17). Prvi takvi nastavci bili su izrađeni od nehrđajućeg čelika, a kasnije su se pojavili nastavci od nehrđajućeg čelika presvučeni dijamantima, razvijeni kako bi se poboljšala učinkovitost u rezanju dentina i uklanjanju gutaperke te kako bi se smanjila pojava pukotina u dentinu (23, 24). Takvi nastavci brže uklanjaju dentin od čeličnih nastavaka čime je skraćeno i vrijeme potrebno za izradu retrogradnog kaviteta (25).

Međutim, pokazalo se da glatki nastavci od nehrđajućeg čelika stvaraju manje mikropukotina u dentinu od nastavaka presvučenih dijamantima, stoga se preporučuje korištenje ultrazvučne jedinice podešene na srednju snagu te izrada retrogradnih kaviteta dubine 2,5 - 3 mm (26). Na tržištu postoje još i nastavci presvučeni cirkonij-nitridom.

Ultrazvučni nastavci za izradu retrogradnih kaviteta, svojom malom veličinom i raznim savijenim oblicima pod raznim kutovima, omogućuju izradu manjeg otvora pri osteotomiji, lakši pristup vršku korijena, što eliminira potrebu za zakošavanjem pri njegovoj resekciji, čime se smanjuje i broj izloženih otvorenih dentinskih tubulusa kao i apikalno propuštanje (21). U usporedbi sa svrdlom, ultrazvučnim nastavcima mogu se izraditi dublji retrogradni kaviteti koji preciznije slijede uzdužnu os korijenskog kanala te tako smanjuju rizik od lateralne perforacije dentinskih stijenki (17). Osim toga, retrogradni kaviteti izrađeni ultrazvučnim nastavcima imaju manje zaostatnog sloja u usporedbi s kavitetima izrađenih svrdlom (27).

Prema istraživanju de Lange i sur. uspješnost endodontske kirurgije kada se za izradu retrogradnih kaviteta koriste ultrazvučni nastavci je 80,5 %, u odnosu na korištenje svrdla kada je uspješnost manja i iznosi 70,9 % (28). Slično istraživanje pokazuje još veću razliku u korist preparacije ultrazvučnim nastavcima u odnosu na preparaciju svrdlima, 91,1 % naspram 44,2 %, uz napomenu da se u ovom istraživanju pri izradi retrogradnih kaviteta ultrazvukom koristio i dentalni operativni mikroskop dok se kod preparacija svrdlom nije koristio (29). Metaanaliza iz 2013. pokazala je da je uspješnost endodontske kirurgije modernom tehnikom, koja uključuje upotrebu naprava za povećanje vidljivosti (lupe, endoskop, operativni dentalni mikroskop) te izradu retrogradnih kaviteta ultrazvučnim nastavcima, 89 % (30).

Najveći je nedostatak preparacije retrogradnih kaviteta ultrazvučnim nastavcima nastanak pukotina u korijenskom dentinu kao i odlamanje rubnih fragmenata preparacije (15). Te nepravilnosti površine retrogradnog kaviteta nastaju kao posljedica djelovanja energije i topline iz vibrirajućeg ultrazvučnog nastavka na korijenski dentin te mogu dovesti do pojačanog rubnog propuštanja i loma reseciranog dijela vrška korijena (31, 15). Pojava pukotina češća je kod preparacija ultrazvukom podešenim na postavke maksimalne snage u odnosu na postavke srednje ili male snage (32, 33). Međutim, u preglednom radu iz 2010. navodi se niz istraživanja koja ipak ukazuju na to da ne postoji povećana učestalost pojave pukotina nakon preparacije retrogradnih kaviteta ultrazvukom (34). Rezultate istraživanja o pojavi pukotina u dentinu nakon ultrazvučne preparacije kaviteta treba pažljivo i kritički razmotriti s obzirom na to da su gotovo sva istraživanja provedena *in vitro*, na ekstrahiranim

zubima, čiji gubitak vode i povećana lomljivost, ili priprema za analizu preglednim elektronskim mikroskopom mogu uzrokovati pojavu arteficialnih mikrofraktura (35). Osim toga, teško je takve rezultate prenijeti na *in vivo* uvjete u kojima parodontni ligament može apsorbirati vibracijsku energiju i ublažiti napredovanje miropukotina pri preparaciji kaviteta zvučnim ili ultrazvučnim instrumentima (17). Međutim, ultrazvučne preparacije uzrokuju odlamanje rubova retrogradnih kaviteta, za razliku od preparacija svrdlom (17). Utjecaj je te pojave na klinički uspjeh upitan s obzirom na to da je odlamanje plitko i da se ne širi u kavitet (17). Za razliku od rubnog odlamanja, pojava pukotina u dentinu koje počinju od korijenskog kanala, negativno utječe na brtvljenje materijala za retrogradno punjenje i vjerojatno ima veliki klinički značaj (36).

### 1.2.3. Preparacije retrogradnih kaviteta erbij laserima

Laser predstavlja napravu koja proizvodi monokromatsku, kolimiranu i koherentnu zraku svjetlosti (37). Sama riječ LASER predstavlja skraćenicu od engl. *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, odnosno pojačanje svjetlosti stimuliranom emisijom zračenja, čime je objašnjen i osnovni princip rada lasera. Kako bi se shvatio princip rada lasera, potrebno je poznavati osnove kvantne fizike koja kaže da je atom građen od jezgre i elektrona koji se nalaze oko nje u orbitalama. Ukoliko se atom pobudi energijom iz vanjskog izvora, njegovi elektroni prelaze u višu orbitalu elektronskog oblaka te se pri povratku iz pobuđenog stanja emitira foton koji predstavlja elektromagnetsko zračenje koje pak utječe na drugi atom. Ukoliko je drugi atom pobuđen, on neće apsorbirati već emitirati foton te tako nastaje lančana reakcija stimulirane emisije fotona istog smjera, faze i frekvencije. Stimulirana emisija fotona ovisi o populacijskoj inverziji, odnosno stanju kad je broj atoma u pobuđenom ili metastabilnom stanju veći od broja atoma u osnovnom, nepobuđenom stanju kao što je to u normalnim okolnostima. Čim broj atoma u nepobuđenom stanju postane veći od broja atoma u pobuđenom stanju, stimulirana emisija fotona prestaje. Kako bi se postigla populacijska inverzija nužna za postizanje stimulirane emisije fotona, odnosno nastanak laserske zrake, potrebno je dovesti energiju iz vanjskog izvora (električna energija, svjetlosna energija, termička energija, kemijske reakcije) koja će djelovati na laserski medij („tlačenje“ atoma) (38).

Osnovni dijelovi laserskog sustava jesu: laserski medij, laserska pumpa i optički rezonator. Laserski medij je umjetna ili prirodna tvar plinovitog, tekućeg ili krutog stanja, koju čine atomi ili molekule čiji elektroni pobuđeni vanjskim izvorom energije postižu populacijsku inverziju, odnosno nastanak laserske zrake točno određene valne duljine. Ime lasera ovisi o aktivnom, odnosno laserskom mediju. Laserska pumpa ili ekscitacijski mehanizam predstavlja vanjski izvor energije (najčešće električni, optički ili kemijski) koji potiče elektrone aktivnog medija da pređu u pobuđeno, odnosno metastabilno stanje, tj. potiče proces populacijske inverzije. Optički rezonator sastoji se od laserske komore u kojoj se nalazi aktivni medij na čijem se jednom kraju nalazi 100 % reflektirajuće zrcalo, a na drugom kraju, na izlazu iz laserske komore, djelomično propusno reflektirajuće zrcalo. Fotoni nastali pobuđivanjem aktivnog medija kreću se i odbijaju od jednog do drugog zrcala s tim da fotoni iste valne duljine i faze izlaze iz lasera kroz djelomično propusno zrcalo i stvaraju lasersku zraku (39).

Različiti parametri utječu na učinak lasera na biološko tkivo, poput valne duljine lasera, njegove snage, energije, vremena ekspozicije te načina rada. Valna duljina lasera je udaljenost između dva susjedna oscilacijska maksimuma vala i označava se grčkim slovom  $\lambda$ , a mjeri se u metrima (m). Ona je obrnuto proporcionalna frekvenciji vala, odnosno broju oscilacija vala u sekundi (mjeri se u hercima (Hz)). Fotoni laserske zrake imaju učinak na ciljno tkivo koji se naziva rad, dok je sposobnost obavljanja rada energija i mjeri se džulima (J). Obavljeni rad u jedinici vremena naziva se snaga i izražava se u vatima (W). Vrijeme ekspozicije označava vremensko trajanje obasjavanja tkiva laserom u sekundama (s) (40).

Lasери mogu emitirati svjetlosnu energiju na dva načina: kontinuiranim ili pulsnim načinom rada. Kod kontinuiranog moda zračenje je kontinuirano, odnosno neprestano, istog intenziteta i ostalih parametara, od uključivanja do isključivanja lasera. Kod pulsnog moda zračenje nije kontinuirano i odvija se u pulsevima zračenja. Samo trajanje jednog pulsa laserske energije kao i broj pulseva u sekundi, odnosno frekvencija pulsa, može se podesiti na samom uređaju. Stariji uređaji imaju tvornički određeno trajanje pulsa, dok noviji laseri imaju opciju podešavanja tog parametra, odnosno baziraju se na engl. *Variable Square Pulse* (VSP) tehnologiji ili tehnologiji promjenjivog kvadratičnog pulsa. Današnji laseri najčešće emitiraju lasersku energiju u kratkim pulsevima (300  $\mu$ s), vrlo kratkim pulsevima (120  $\mu$ s) i super kratkim pulsevima (50  $\mu$ s), u rasponu frekvencije 1 – 50 Hz. Takvi kratki pulsevi uz visoku energiju lasera omogućuju tzv. hladnu ablaciju tvrdog zubnog tkiva, odnosno učinkovito uklanjanje zubnih tkiva bez pregrijavanja okolnog tkiva (41).

Ovisno o optičkim karakteristikama laserske energije, ona može djelovati na živo tkivo na četiri načina. Može se dogoditi transmisija, odnosno samo prolazak laserske zrake kroz živo tkivo bez ikakva utjecaja na njega (42). Drugi je način refleksija ili odbijanje zrake od površine tkiva bez prolaza u samo tkivo, što može biti opasno jer se laserska energija odbija na slučajan cilj (npr. oči) te je stoga potreban oprez (43). Treći je način rasap ili raspršenje energije u dodiru s tkivom, što za posljedicu ima izostanak željenog biološkog učinka na tkivo, uz to što može uzrokovati neželjene nuspojave u vidu pregrijavanja okolnog tkiva (44). Može doći i do apsorpcije ili upijanja laserske energije od strane tkiva što je preduvjet za biološki učinak laserske zrake na to tkivo. Učinak na ciljno tkivo ima samo apsorbirana ili raspršena energija laserske zrake. Kolika će ta apsorpcija biti, ovisi o karakteristikama tkiva kao što su sadržaj vode, pigmentacija te o valnoj duljini zrake i načinu rada lasera (45). Tvari koje se nalaze u sastavu tkiva, a koje apsorbiraju samo određene valne duljine ovisno o svojem apsorpcijskom koeficijentu nazivaju se kromoforima. Najčešći su kromofori u tkivu usne šupljine voda, hidroksiapatit, hemoglobin, melanin i slični pigmentirani proteini (46). Kromofori su i ciljno mjesto djelovanja laserske zrake u tkivu jer određene komponente tkiva apsorbiraju samo određene valne duljine zračenja. Da bi se laserom postigao biološki učinak u ciljnom tkivu, potrebno je izabrati onu valnu duljinu laserske zrake koju apsorbiraju kromofori prisutni u tkivu na koje se želi djelovati. U suprotnom, učinka nema ili je on nepovoljan.

Osnovu za razvoj laserske tehnologije postavio je još prije 100 godina Albert Einstein, 1917. objavljivanjem svoje teorije stimulirane emisije fotona (47). Brojna istraživanja doprinijela su pojavi prvog lasera 1960. koji je konstruirao Maiman. Bio je to rubinski pulsni laser (48). Nakon toga razvijeni su različiti laseri koji su se prije svega koristili u oftalmologiji, dermatologiji, općoj kirurgiji, a naposljetku i u dentalnoj medicini. Brojne valne duljine lasera ispitivane su godinama kako bi se u području medicine i dentalne medicine našla odgovarajuća zamjena klasičnom kirurškom pristupu uklanjanja mekih i tvrdih tkiva. Nakon razvoja mekotkivnih lasera, u dentalnoj medicini 1990-ih godina došlo je i do razvoja lasera namijenjenih uklanjanju tvrdih zubnih tkiva tzv. tvrdotkivnih lasera koji su postali dostupni na tržištu od 1997. (49). Danas se u dentalnoj medicini najčešće koriste erbij laseri, odnosno erbij-itrij-aluminij-garnet (Er:YAG) laser i erbij-krom-itrij-skandij-galij-garnet (Er,Cr:YSGG) laser (50). Oba lasera pripadaju skupini infracrvenih lasera. Er:YAG laser ima valnu duljinu 2940 nm, dok Er,Cr:YSGG laser ima nešto manju valnu duljinu, 2780 nm (51). Upravo njih, od svih infracrvenih lasera najbolje apsorbira voda i hidroksiapatit te su zbog toga idealni za tzv. „optičko bušenje“ cakline, dentina i kompozitnih ispuna (52, 53). Iako je razlika u valnoj



duljini mala, dovoljna je da apsorpcija Er:YAG lasera u vodi bude približno tri puta veća nego Er,Cr:YSGG lasera (53). To je, uz razliku u trajanju pulsa, razlog i za 60 % brže uklanjanje cakline i 30 % brže uklanjanje dentina Er:YAG laserom u usporedbi s Er,Cr:YSGG laserom (54). Sposobnost uklanjanja tvrdih zubnih tkiva erbij laserima proizlazi iz zagrijavanja vode u njihovu sastavu nakon obasjavanja laserskom zrakom te posljedičnu vaporizaciju vode i mikroeksplozije koje uzrokuju raspadanje tkiva na fragmente (55). Tvrdotkivni erbij laseri imaju sposobnost uklanjanja cakline, dentina, cementa, karijesom zahvaćenih tvrdih zubnih tkiva i kosti, a mogu rezati i meka tkiva (49). Te karakteristike erbij lasera dovele su do njihove primjene u svim područjima dentalne medicine pa tako i u endodontskoj kirurgiji gdje se oni koriste ne samo za osteotomiju, apikotomiju, periapikalnu kiretažu, već i za preparaciju retrogradnih kaviteta.

Korištenje lasera u endodontskoj kirurgiji ima određene prednosti u odnosu na korištenje svrdla, kao što je mogućnost resekcije vrška korijena okomito na uzdužnu os korijena, čime se znatno smanjuje broj eksponiranih dentinskih tubulusa (56). Za pacijente je zahvat ugodniji, s obzirom na to da su buka i vibracije manji, a bolnost smanjena (57, 58). U usporedbi s korištenjem ultrazvuka laseri uzrokuju manji broj mikropukotina u dentinu (59). Laserom se također lakše postiže preglednije kirurško polje zbog hemostaze koju izazivaju, a površina je korijenskog dentina obasjana laserom sterilizirana i zapečaćena, što omogućuje bolju adaptaciju materijala za retrogradno punjenje (60, 61). Osnovna zamjerka laserima i prepreka njihovoj široj kliničkoj upotrebi bilo je znatno duže vrijeme potrebno za uklanjanje tvrdih zubnih tkiva u usporedbi sa svrdlom. Međutim, danas, uz lasere koji koriste tehnologiju promjenjivog kvadratičnog pulsa (engl. *Variable Square Pulse* – VSP), brzina uklanjanja cakline i dentina Er:YAG laserom veća je nego brzina uklanjanja klasičnim načinom svrdlima (62), što uz manje zagrijavanje okolnog tkiva laserima u odnosu na svrdlo ukazuje na činjenicu da danas erbij laseri mogu u potpunosti zamijeniti čelično svrdlo u preparaciji retrogradnih kaviteta.

### **1.2.3.1. Er:YAG laser**

Erbij-itrij-aluminij-garnet (Er:YAG) laser ubraja se u skupinu infracrvenih lasera koji imaju itrij-aluminij-garnet (YAG) kristal kao aktivni medij, a kojem su dodani atomi erbija (Er). Spomenuti laser emitira lasersku zraku valne duljine 2940 nm što točno odgovara maksimalnom apsorpcijskom koeficijentu vode. Njegova je apsorpcija u vodi oko 15 puta

veća od apsorpcije CO<sub>2</sub> lasera, odnosno 20 000 puta veća od apsorpcije Nd:YAG lasera, što ga već više od 20 godina čini najučinkovitijim tvrdotkivnim laserom (63). Njegova učinkovitost u uklanjanju cakline i dentina potpomognuta je i odličnom apsorpcijom, ne samo u vodi, već i u hidroksiapatitu, uz minimalno zagrijavanje okolnog tkiva. Naime, postavkama visoke energije i kratkog trajanja pulsa Er:YAG laserom postiže se tzv. hladna ablacija jer je u tim uvjetima brzina ablacije brža nego širenje topline u okolno tkivo te se tako sva energija troši na sam proces ablacije, odnosno uklanjanja tkiva (41). S obzirom na izvrsnu apsorpciju valne duljine Er:YAG lasera u vodi i hidroksiapatitu tvrdih zubnih tkiva, njegovo zračenje apsorbira se i prodire svega sedam  $\mu\text{m}$  u caklinu i pet  $\mu\text{m}$  u dentin, ispod obasjane površine (55). Voda se u tom tankom površinskom sloju brzo pregrije te dolazi do njezina naglog isparavanja u obliku mikroeksplozija, a ta oslobođena para (zajedno s vodom iz vodenog hlađenja lasera), odnosi mikroeksplozijom rastrgane dijelove tkiva. Opisani proces zove se termomehanička ablacija (64). Bez obzira na minimalno zagrijavanje okolnog tkiva, pri preparaciji kaviteta Er:YAG laserom mora se koristiti vodeni sprej za hlađenje koji pomaže ukloniti produkte ablacije istovremeno hladeći ciljno tkivo, a sve u svrhu smanjenja termičkih nuspojava u vidu pukotina u tvrdom zubnom tkivu (65).

Postavke snage Er:YAG lasera od 6 W učinkovite su već za ablaciju dentina dok se 10 – 12 W smatra dovoljnom snagom da bi se laserom uklonila tvrda zubna tkiva, kao alternativa klasičnom svrdlu (50). Povećanjem snage lasera ubrzava se proces ablacije, čime se paralelno smanjuje neželjeno zagrijavanje okolnog tkiva, ali istovremeno dolazi do veće pojave mehaničkih nuspojava poput povećane hrapavosti površine, fisura i pukotina (64, 66). Prag gustoće energije u odnosu na trajanje pulsa, pri kojem započinje ablacija tvrdih zubnih tkiva kod Er:YAG lasera kreće se od  $6 \text{ J/cm}^2$  za pulseve trajanja  $100 \mu\text{s}$  do  $10 \text{ J/cm}^2$  za pulseve trajanja  $700 \mu\text{s}$ , dakle, što je kraće trajanje pulsa laserskog zračenja, potrebna je manja gustoća energije za ablaciju (67).

Prednosti korištenja Er:YAG lasera kod preparacije kaviteta u odnosu na svrdlo uključuju manje vibracija i buke, smanjenu potrebu za lokalnom anestezijom, smanjenje stresa kod pacijenta, minimalno uklanjanje zdravog tvrdog zubnog tkiva te nastanak površine koja bi možda mogla i poboljšati adheziju kompozitnih materijala (68, 69, 70). Morfološki, dentin nakon obasjavanja Er:YAG laserom pokazuje mikroskopski neravnu površinu s otvorenim dentinskim tubulusima i bez zaostatnog sloja (71).

### **1.2.3.2. Er,Cr:YSGG laser**

U obitelji erbij, infracrvenih lasera, uz Er:YAG laser, ubraja se i erbij-krom-itrij-skandij-galij-garnet (Er,Cr:YSGG) laser valne duljine 2780 nm. Mehanizam ablacije tvrdih zubnih tkiva isti je kao i kod Er:YAG lasera, apsorpcija laserske zrake u vodi u ciljnom tkivu te zagrijavanje i vaporizacija intersticijske vode. Iako je razlika u njihovim valnim duljinama mala, apsorpcija je Er:YAG lasera u vodi tri puta veća u usporedbi s Er,Cr:YSGG laserom, što uz razliku u trajanju pulsa ima za posljedicu 60 % brže uklanjanje cakline i 30 % brže uklanjanje dentina Er:YAG laserom u odnosu na Er,Cr:YSGG laser (53, 54). Naime, laserska zraka Er,Cr:YSGG lasera apsorbira se u vodi tri puta manje, što znači da prodire tri puta dublje u tvrdo zubno tkivo te je potrebno tri puta duže vrijeme da se tako povećani volumen tkiva zagrije do temperature isparavanja, odnosno dok se ne dosegne temperatura ablacije direktnim zagrijavanjem, prije nego što se apsorbirana energija proširi na okolno tkivo procesom termalne difuzije (indirektno zagrijavanje) (55). S obzirom na to da se dio energije gubi na zagrijavanje okolnog tkiva, volumen uklonjenog tkiva Er,Cr:YSGG laserom manji od onog uklonjenog Er:YAG laserom u istom periodu, a preostalo je okolno tkivo više zagrijano (55). Stoga je Er,Cr:YSGG laseru potrebna veća gustoća energije kako bi dosegao prag ablacije tvrdih zubnih tkiva. Kod cakline taj prag iznosi 10 – 14 J/cm<sup>2</sup> za Er,Cr:YSGG laser, a za Er:YAG laser je manji te iznosi 9 – 11 J/cm<sup>2</sup> (72). Osim razlike u valnim duljinama, navedeni laseri razlikuju se i prema trajanju pulsa laserske energije. Er,Cr:YSGG laser ima mogućnost trajanja pulsa iznad 400 μs zbog sporog vremena relaksacije Er-Cr iona, dok Er:YAG laser može imati pulseve koji traju kraće od 100 μs (51). Morfološki gledano, površina dentina obrađena Er,Cr:YSGG laserom izgleda hrapava te su vidljivi otvoreni dentinski tubulusi, bez zaostatnog sloja (73). Prednost je upotrebe Er,Cr:YSGG lasera u izradi retrogradnih kaviteta u odnosu na preparaciju ultrazvučnim nastavcima znatno manje stvaranje površinskih pukotina na stijenkama kaviteta, kao i znatno manje rubno odlamanje dentina (74).

### **1.3. Materijali za retrogradno punjenje**

Materijali za retrogradno punjenje služe da bi se njima napunili retrogradni kaviteti te na taj način zabrtvili resecirani vrh korijena zuba kako bi se spriječila komunikacija između endodontskog prostora i periapikalnog tkiva. Takvi bi materijali trebali poboljšati brtvljenje

postojećeg ortogradnog punjenja korijenskog kanala s jedne strane, te biti biokompatibilni s periapikalnim tkivom s kojim dolaze u direktan kontakt s druge strane. U idealnim uvjetima materijali za retrogradno punjenje trebali bi imati sljedeće karakteristike:

- sposobnost sprječavanja prodora mikroorganizama i njihovih produkata u periapikalna tkiva
- dobro prijanjanje i prilagodbu uz dentinski zid retrogradnog kaviteta
- biokompatibilnost
- netoksičnost i nekancerogenost
- netopivost u tkivnim tekućinama
- dimenzionalnu stabilnost
- neresorptivnost
- otpornost na utjecaj vlažnosti
- jednostavnost u manipulaciji
- radiološku vidljivost
- nemogućnost obojenja tkiva
- nekoroziivnost i elektrokemijsku inertnost
- antibakterijsko djelovanje
- sposobnost stimuliranja cementogeneze
- osteoinduktivno i osteokonduktivno djelovanje (75, 76, 77, 78).

Povijesno, gotovo svi materijali koji se koriste u restaurativnoj dentalnoj medicini pokušali su se koristiti i za retrogradno punjenje, s više ili manje uspjeha (79). U Tablici 1. naveden je pregled materijala koji su se koristili ili se još uvijek koriste kao materijali za retrogradno punjenje.

Tablica 1. Materijali za retrogradno punjenje.

<b>Plastični materijali</b>	<b>Kruti materijali</b>
<b>Gutaperka</b>	<b>Zlatni listići</b>
<b>Amalgam</b>	<b>Srebrni štapići</b>
<b>Cink-oksidi eugenol cementi (Super EBA, IRM)</b>	<b>Galijeve legure</b>
<b>Cavit</b>	<b>Teflon</b>
<b>Diaket</b>	<b>Titanski vijci</b>
<b>Polikarboksilatni cementi</b>	<b>Keramički umetci</b>
<b>Staklenoionomerni cementi</b>	<b>Keramički inleji</b>
<b>Kompozitne smole/dentinski adhezivi</b>	
<b>Mineral trioksid agregat (MTA) (kalcij silikatni cement)</b>	
<b>Biodentine (kalcij silikatni cement)</b>	
<b>Biokeramički materijali (BioAggregate, TotalFill RRM (EndoSequence RRM), Ceramicrete...) (kalcij silikatni cementi)</b>	

Gutaperka je uvedena kao materijal u dentalnu medicinu još u 19. st. Prvi koji je počeo puniti korijenske kanale gutaperka štapićima bio je Bowman 1867. (80). Gutaperka se dobiva iz lateksa nekoliko vrsta malezijskih stabala iz porodice *Sapodilla*, slična je gumi, ali sadrži više smole. U svom sastavu ima oko 20 % gutaperke (matriks), 66 % cink-oksida (punilo), 11 %

sulfata teških metala (u svrhu radioopaciteta) i 2 % voska i/ili smole (svojstvo plastičnosti) (81). Najširu upotrebu još uvijek ima kao materijal za ortogradno punjenje korijenskih kanala zajedno s pastama za punjenje. Kada se koristi kao retrogradni materijal za punjenje, gutaperka zbog svoje poroznosti apsorbira vlagu iz periapikalnog tkiva što dovodi do početnog širenja, ali i do kasnije kontrakcije, što povećava mogućnost mikropropuštanja (82). U *in vivo* istraživanju regeneracije koštanih defekata gutaperka upotrijebljena kao retrogradni materijal histološki nije pokazala cijeljenje, bio je prisutan vidljiv manjak kortikalne kosti, uz visok nivo upalne infiltracije (83). U usporedbi s amalgamom kao retrogradnim materijalom, gutaperka je pokazala slabije rezultate u konačnom uspjehu liječenja u endodontskoj kirurgiji (84). Zbog novijih materijala s boljim karakteristikama, gutaperka se danas rijetko koristi kao materijal za retrogradno punjenje.

Amalgam je materijal koji se donedavno najviše upotrebljavao za retrogradno punjenje te je još uvijek u uporabi unatoč svojim nedostacima i pojavi novijih i kvalitetnijih materijala (76). Prvi ga je za punjenje retrogradnih kaviteta upotrijebio Farrar 1884. (85). Amalgam je legura koja se dobiva miješanjem elementarne žive u tekućem stanju i praha, koji je smjesa metala srebra, kositra i bakra. Zadnjih 50-ak godina preferira se amalgam s visokim udjelom bakra zbog svoje manje korozivnosti u odnosu na konvencionalni amalgam, a koji u svom sastavu uz živu ima 40 – 70 % srebra, 12 – 30 % kositra, 12 – 24 % bakra, no može sadržavati i 0 – 4 % indija, 0,5 % paladija i do 1 % cinka (86). Kako ne ostvaruje kemijsku vezu s dentinom, već se mehanički sidri u retrogradnom kavitetu, često je potrebno preparirati retentivni kavitet obrnuto koničnim čeličnim svrdlom kako bi se podmirirao dentin te poboljšalo sidrenje amalgama. Na taj se način dodatno oslabljuju ionako tanke dentinske stijenke apikalnog dijela korijena te se uklanja dodatno zdravo zubno tkivo, što za posljedicu može imati frakturu stijenki kaviteta. S obzirom na to da se kemijski ne veže za dentin, njegova adhezija na stijenke dentina može se poboljšati premazivanjem kavitetnim lakovima te se tako može smanjiti rubno propuštanje amalgama (87). Svoju široku upotrebu amalgam može zahvaliti svojoj dostupnosti, lakoći rukovanja, dobrom vidljivosti na rendgenskim snimkama te netopljivosti u tkivnim tekućinama (88). Međutim, amalgam ima i brojne nedostatke kao što su: inicijalno rubno propuštanje, dimenzijska nestabilnost, osjetljivost na vlagu, sporo stvrdnjavanje, korozija, bojanje tvrdih i mekih tkiva, kontaminacija periapeksa živom i kositrom, potreba za izradom retentivnog kaviteta, teško uklanjanje i nemogućnost resorpcije mrvica materijala (88, 89, 90). Postoji niz istraživanja koja ukazuju na nedostatke amalgama u odnosu na novije materijale za retrogradno punjenje (91, 92, 93). Slabije rubno prilijeganje i veća citotoksičnost amalgama u odnosu na MTA, slabija sposobnost brtvljenja u odnosu na

MTA i Super etoksibenzojevu kiselinu (EBA), značajno veće apikalno mikropropuštanje u odnosu na Super EBA, MTA i smolu vezanu na dentin, samo su neki od nedostataka amalgama, a koji su vremenom doprinijeli sve rjeđoj upotrebi amalgama kao materijala za retrogradno punjenje. Prema Chongu i Pitt Fordu amalgam bi kao materijal za retrogradno punjenje trebao otići u povijest, iako još i danas služi kao standard prema kojem se uspoređuju drugi materijali (78, 94).

Cink-oksidi eugenol cementi, uz amalgam i MTA, pripadaju najčešće korištenim materijalima za retrogradno punjenje u zadnjih 40-ak godina. Najviše se koriste modifikacije tog cementa Super EBA i IRM (*Intermediate Restorative Material*). Kako bi im se poboljšala fizikalna svojstva, kod Super EBA cementa dio eugenola u tekućini zamijenjen je orto-etoksibenzoičnom kiselinom dok je u prah IRM-a cink-oksidu dodano 20 % polimetilmetakrilata (79). U metaanalizi koja je uspoređivala Super EBA, IRM, amalgam i MTA, kao najčešće upotrebljavane materijale za retrogradno punjenje, najslabijim se pokazao amalgam, a najboljim materijalom MTA i po pitanju konačnog uspjeha liječenja, rubnog propuštanja, sposobnosti brtvljenja te biokompatibilnosti, dok su Super EBA i IRM imali bolja svojstva od amalgama, no ipak lošija u odnosu na MTA (95).

Cavit je privremeni cement koji se sastoji od cink-oksida i cink-sulfata. U prisustvu vlage stvrdnjava se te pri tome ekspandira što je bio temelj njegove upotrebe za zatvaranje retrogradnog kaviteta. Međutim, Cavit je topiv te se brzo dezintegrira u tkivnim tekućinama te se ne preporučuje kao materijal za retrogradno punjenje (96, 97).

Diaket je polivinilna smola koja se primarno koristi kao pasta za ortogradno punjenje korijenskih kanala, no može se, zamiješana u gušćoj konzistenciji, koristiti i za zatvaranje retrogradnog kaviteta. U usporedbi s amalgamom i drugim često korištenim materijalima za retrogradno punjenje (osim MTA-a), Diaket je pokazao bolju sposobnost brtvljenja retrogradnog kaviteta (98, 99).

Polikarboksilatni cement danas se rijetko koristi za retrogradno punjenje zbog svoje loše sposobnosti brtvljenja koja je lošija od one amalgama (100).

Staklenoinomerni cementi dobivaju se miješanjem praha koji se sastoji od čestica kalcij-aluminijskog fluorosilikatnog stakla i tekućine koja je 35 – 65 % vodena otopina poliakrilne kiseline (101). Za tvrda zubna tkiva vežu se kemijskim putem acido-baznom reakcijom koja može biti potpomognuta svjetlosnom polimerizacijom. Kada se koriste kao materijali za retrogradno punjenje, bolje brtve od amalgama, a slično IRM-u (99). Vrlo su osjetljivi na vlagu u fazi početnog stvrdnjavanja te ako tada dođe do kontaminacije vlagom ili krvlju to povećava njihovu topivost i smanjuje čvrstoću svezivanja što u kliničkim uvjetima

apikotomije otežava rad s njima. Što se tiče biokompatibilnosti, reakcija je tkiva na staklenoionomerne cemente znatno povoljnija u usporedbi s amalgamom i vrlo je slična reakciji na cink-oksidi eugenol cimente (Super EBA, IRM) (99). Zbog svoje osjetljivosti na vlagu koja je često prisutna u klinčkim uvjetima punjenja retrogradnih kaviteta, danas se staklenoionomerni cementi rjeđe upotrebljavaju u tu svrhu.

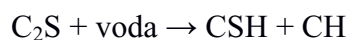
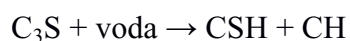
Kako bi se postiglo apikalno brtvljenje otporno na mikropropuštanje, retrogradni kaviteti mogu se puniti i kompozitnim smolama koje se posredstvom dentinskih adheziva vežu za dentin retrogradnog kaviteta. Pri punjenju retrogradnog kaviteta potrebno je imati suho radno polje, što u kliničkim uvjetima nije lako postići te je taj postupak terapijski osjetljiv. Retrogradni ispun od kompozitne smole daje dobre dugoročne rezultate, periapikalno ga tkivo dobro podnosi te je na njegovoj površini vidljiva cementogeneza i regeneracija parodonta, odnosno dolazi do biološkog zatvaranja korijenskog kanala. U usporedbi s amalgamom, kompozitna smola pokazuje značajno više slučajeva potpunog cijeljenja periapikalnog procesa nakon apikotomije (80 – 89 %) (102).

Unatoč brojnim istraživanjima i tehnološkom napretku još uvijek nije pronađen idealan materijal za retrogradno punjenje koji bi zadovoljio sve navedene kriterije, no stalno se razvijaju novi materijali koji ih nastoje ispuniti. Najbliže tome danas su došli materijali za retrogradno punjenje temeljeni na kalcij silikatu.

### **1.3.1. Materijali za retrogradno punjenje temeljeni na kalcij silikatu**

Kalcij silikatni cementi pojavili su se u dentalnoj medicini 1993. godine kada je M. Torabinejad patentirao novi materijal, sivi mineral trioksid agregat (MTA), razvijen na temelju formule Portland cementa (103). Prah svih kalcij silikatnih cemenata sastoji se većim dijelom od di-kalcij silikata i tri-kalcij silikata. Ti su cementi hidrofilni i za svoju polimerizaciju trebaju vodu. Nakon miješanja praha kalcij silikatnih cemenata s vodom, primarno nastaju kalcij silikat hidrat i kalcijev hidroksid, a ta mješavina stvara ljepljivi koloidni gel (kalcijev silikat hidrat gel) koji se vremenom stvrdnjava u tvrdi cement (104, 105). Svi kalcijevi silikatni cementi polimeriziraju se reakcijom hidracije koja se pojednostavljeno može prikazati sljedećim formulama (104, 106, 107):





Reakcija hidracije zapravo je proces otapanja i taloženja, koji uključuje postupno otapanje nehidriranih faza kalcijevog silikata ( $\text{C}_3\text{S}$  i  $\text{C}_2\text{S}$ ) i nastajanje produkata hidracije, uglavnom kalcijevog silikat hidrata (CSH) i kalcijevog hidroksida (CH). Tada se CSH taloži kao koloidni materijal i nakuplja se na površini nehidriranih granula kalcijevog silikata, stvarajući matriks koji povezuje ostale sastojke i tako postupno zamjenjuje originalne granule. Nastali kalcijev hidroksid širi se putem prostora ispunjenih vodom koji se nalaze između sastojaka cementa u stvrdnjavanju (108, 109).

Kalcijevi silikatni cementi imaju dobru sposobnost brtvljenja, biokompatibilni su, ostvaruju fizičko-kemijsku interakciju s okolnim tkivom te se osim kao materijali za retrogradno punjenje danas koriste i za niz drugih kliničkih indikacija, kao što su prekrivanje pulpe, pulpotomija, apeksogeneza, apeksifikacija i reparacija perforacija korijena (110).

Zbog estetski neprihvatljivog bojanja tvrdih zubnih tkiva uzrokovanog upotrebom sivog MTA-a, 2002. pojavila se bijela verzija MTA-a sa skoro identičnim kemijskim sastavom kao sivi MTA, ali bez tetra kalcij aluminij željeza i sa smanjenim udjelom aluminijskih soli (111, 112, 104). U međuvremenu su razvijene brojne inačice MTA-a (MTA Angelus, MTA Plus, Retro MTA, Ortho MTA). Osim MTA-a, na tržištu su se pojavili i drugi, noviji kalcijevi silikatni cementi, patentirani kako bi se prevladale loše osobine MTA-a, uglavnom, teška manipulacija s cementom i dugo vrijeme stvrdnjavanja. Tako se 2011. pojavio Biodentine (Septodont, Saint Maur des Fosses, Francuska), zatim Bioaggregate (Innovative Bioceramics, Vancouver, Kanada), Endosequence root repair material (RRM) (Brasseler USA, Savannah, GA, SAD), cement od kalcijem obogaćene mješavine CEM (BioniqueDent, Tehran, Iran) i TheraCal (Bisco, Schamburg, IL, SAD) (113).

### **1.3.1.1. Mineral trioksid agregat (MTA)**

Mineral trioksid agregat (MTA) je materijal razvijen 1993. u Sjedinjenim Američkim Državama na temelju formule Portland cementa, a 1998. dobio je odobrenje FDA-a (*Food and Drug Administration*) za upotrebu u endodonciji (114). Od tada do danas, postao je jedan od najčešće upotrebljivanih bioaktivnih materijala u endodonciji i endodontskoj kirurgiji koji se koristi za prekrivanja pulpe, pulpotomije, reparaciju perforacija korijena i furkacija,

reparaciju internih resorpcija dentina, apeksogenezu, apeksifikaciju te kao materijal za retrogradno punjenje (110).

MTA pripada kalcijevim silikatnim cementima. Njegov hidrofilni prah, koji se stvrdnjava u prisustvu vode, sastoji se od tri-kalcijevog silikata, tri-kalcijevog aluminata, tri-kalcijevog oksida, silikatnog oksida i bizmutovog oksida, koji je dodan radi radiološke vidljivosti (105). Reakcija stvrdnjavanja MTA-a je reakcija hidracije kao i kod ostalih kalcijevih silikatnih cemenata te počinje kontaktom praha MTA-a i vode. Prvo se stvara koloidalni gel koji se vremenom stvrdnjava u cement tijekom 3 – 4 sata (115, 116). Glavni produkti hidracije MTA-a su kalcijev silikat hidrat i kalcijev hidroksid koji, kad dođe u kontakt s tkivnom tekućinom, stvara karbonizirani hidroksiapatit. Na taj način dolazi do stvaranja mineraliziranog sloja na granici MTA-a i dentina u kojem su vidljive i strukture nalik privjesku koje prodiru u dentinske tubuluse te se smatra da je ta pojava djelomično odgovorna za superiornu sposobnost brtvljenja MTA-a (117). Nakon početnog stvrdnjavanja materijala u prvih 3 – 4 sata, započinje proces produžene maturacije u prisustvu vlage koji dovodi do povećanja kompresivne snage, *push-out* čvrstoće i snage retencije materijala prolaskom vremena, sve do 21 dan. Kompresivna snaga MTA-a nakon 24 sata iznosi 40,0 MPa, a nakon 21 dan 67,3 MPa (118). Polagano stvrdnjavanje MTA-a može smanjiti i polimerizacijsko skupljanje, što doprinosi i smanjenom mikropropuštanju koje materijal pokazuje (119). Dobro rubno prilijevanje MTA-a u retrogradnim kavitetima jedna je od prednosti tog materijala u odnosu na druge materijale, pogotovo u odnosu na amalgam (120). Što se tiče topivosti, potpuno stvrdnuti MTA nije topiv, a ukoliko bude izložen vodi, to dovodi do otpuštanja kalcijevog hidroksida (121) koji može biti odgovoran za poticanje cementogeneze, što govori u prilog njegovoj biokompatibilnosti. MTA je alkaličan, nakon miješanja njegova pH vrijednost iznosi 10,2, a nakon 3 sata naraste na 12,5 te ostaje konstantna (118). Ona je odgovorna za njegovo antibakterijsko djelovanje na fakultativne bakterije, ali ne i na striktno anaerobe (122). Dobre su osobine MTA-a biokompatibilnost, bioaktivnost, hidrofilnost, sposobnost brtvljenja, dobra radiološka vidljivost te niska topivost (123). Njegove su glavne prednosti u odnosu na ostale materijale za retrogradno punjenje odlično brtvljenje i biokompatibilnost koja se očituje stimuliranjem cementogeneze te postojanjem osteogenog potencijala (124). S obzirom na njegovu čestu upotrebu i 25 godina kliničkog iskustva u radu s njim, danas se ostali bioaktivni materijali najčešće uspoređuju upravo s MTA-om kao zlatnim standardom. Provedena su brojna *in vitro* i *in vivo* istraživanja koja su uspoređivala razna svojstva MTA-a i Super EBA cementa, IRM-a i amalgama, kao materijala koji su se donedavno uz MTA najčešće upotrebljavali za retrogradno punjenje (125, 126, 127, 128). U *in vitro* istraživanjima

sposobnosti brtvljenja i biokompatibilnosti materijala za retrogradno punjenje, MTA je pokazao najbolje rezultate (102). Kada se ispitivao kao materijal za retrogradno punjenje, MTA je pokazao stvaranje nove kosti uz odsustvo periradikularne upale, štoviše, nakon 5 mjeseci u 5 od 6 ispitivanih zuba primata, histološki je bila vidljiva potpuna regeneracija dentoalveolarnog aparata (129). U ispitivanju rubnog prijanjanja, MTA se pokazao boljim u odnosu na Super EBA i IRM (130). Ako usporedimo MTA s novijim materijalima za retrogradno punjenje, poput kalcij silikatnih cemenata, onda vidimo da MTA ima slična fizička obilježja kao Endosequence RRM, s kojim se za razliku od MTA-a mnogo lakše rukuje (131), dok *in vitro* istraživanja pokazuju usporedivu sposobnost pečaćenja MTA-a i Biodentinea (132, 133), Endosequence RRM-a (134, 135), BioAggregatea (132), CEM-a (136) i iRoot BP Plusa (137).

Najveći su nedostaci MTA-a dugo vrijeme stvrdnjavanja, teško rukovanje u kliničkom radu, mogućnost obojenja tkiva te visoka cijena. Dugo vrijeme stvrdnjavanja originalne formulacije MTA-a od 2h i 45 min (118) klinički otežava rad s njim i kompromitira konačan uspjeh liječenja jer se materijal zbog dugog stvrdnjavanja može isprati prije nego što se potpuno polimerizira (138). MTA prah zamiješan sa sterilnom vodom daje cement zrnaste konzistencije koji je teško prenijeti do retrogradnog kaviteta te adekvatno kondenzirati (138). Navedeni nedostaci doveli su do ubrzanog razvoja novih materijala za retrogradno punjenje koji su svojim sastavom slični MTA-u, no imaju kraće vrijeme stvrdnjavanja i lakši su za korištenje. Jedan od takvih materijala je i Micro-Mega mineral trioksid agregat (MM-MTA) (Micro-Mega, Basançon Cedex, Francuska), kemijskim sastavom Portland cement kojem je dodan kalcij karbont ( $\text{CaCO}_3$ ) u svrhu kraćeg vremena stvrdnjavanja koje za MM-MTA iznosi 20 minuta (139). Prah MM-MTA sastoji se od tri-kalcijevog silikata, di-kalcijevog silikata, tri-kalcijevog aluminata, kalcijevog karbonata, kalcijevog sulfata i bizmutovog oksida (140).

Taj je materijal praktičniji za korištenje s obzirom na to da dolazi u kapsulama koje sadržavaju 0,3 g MTA praha i tekućinu te se 30 sekundi miješaju u vibrirajućem mikseru (frekvencije vibracija od 4300/min), što rezultira homogenim cementom koji se lakše unosi u kavitete i lakše komprimira. Proizvođač tvrdi da je materijal biokompatibilan, da ima odličnu adheziju na dentin, da stvara zaštitni vodootporni sloj koji je rezistentan na infiltraciju bakterija te da je radiološki vidljiv. MM-MTA koristi se za punjenje retrogradnih kaviteta, apeksifikaciju, prekrivanja pulpe, reparaciju perforacija i unutrašnjih resorpcija korijena (139). U istraživanju sposobnosti očuvanja vitalnosti fibroblasta parodontnog ligamenta, MM-MTA pokazao je slične rezultate kao i ProRoot MTA, ali ipak slabije u odnosu na Biodentine (141). Po pitanju biokompatibilnosti i potencijala za osteogenu diferencijaciju ljudskih

matičnih stanica iz alveolarne koštane srži, MM-MTA pokazao je necitotoksičnost te postojanje osteogenog potencijala baš kao i ProRoot MTA i Biodentine (142). Još je jedna od prednosti MM-MTA-a u odnosu na MTA (bijeli i sivi ProRoot MTA i MTA Angelus) i njegov znatno manji potencijal za diskoloraciju zuba (143). S obzirom na navedene prednosti MM-MTA-a u odnosu na originalni MTA materijal, prije svega u pogledu kraćeg vremena stvrdnjavanja i jednostavnijeg rukovanja, danas on može predstavljati odgovarajuću zamjenu za MTA.

### **1.3.1.2. Biodentine**

Biodentine (Septodont, Saint Maur des Fosses, Francuska) je materijal razvijen 2010., primarno kao zamjena za dentin. Na tržištu dentalnih materijala pojavio se 2011. Ubraja se u kalcijeve silikatne cemente, a sastoji se od praha i tekućine. Prah Biodentinea sadrži najviše visoko pročišćenog tri-kalcijev silikata ( $3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ), kalcijev karbonat ( $\text{CaCO}_3$ ), zatim di-kalcijev silikat ( $2\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$ ), željezni oksid ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ) i kalcijev oksid ( $\text{CaO}$ ) u tragovima te cirkonijev oksid ( $\text{ZrO}_2$ ) koji mu daje radiološku vidljivost (144). Tekućina se sastoji od u vodi topivog polimera (zgušnjavajuće sredstvo) i kalcijevog klorida ( $\text{CaCl}_2$ ) koji ubrzava stvrdnjavanje (145). Za razliku od tri-kalcijevog silikata u MTA-u koji se dobije pročišćavanjem prirodnog tri-kalcijevog silikata, u Biodentineu se nalazi čisti sintetski tri-kalcijev silikat koji ne sadrži teške metale (146). Korištenje takvog čistog tri-kalcijevog silikata u Biodentineu, umjesto specifičnog klinkera koji se nalazi u MTA-u, rezultira poboljšanim svojstvima Biodentinea u usporedbi s MTA-om (147). Biodentine je praktičan za upotrebu jer se njegov prah nalazi u kapsuli, a tekućina u pipeti. Nakon vlaženja praha tekućinom iz pipete, kapsula se zatvara i stavlja u stroj za miješanje (4000 – 4200 okreta/min) na 30 sekundi (148). Zamiješan Biodentine ima konzistenciju cink-fosfatnog cementa. Proizvođač tvrdi da je vrijeme stvrdnjavanja 12 minuta od početka miješanja, iako postoje istraživanja koja tvrde da je vrijeme stvrdnjavanja od 6,5 min do 45 min (149, 150, 151, 152). Upravo se brzina stvrdnjavanja navodi kao jedna od glavnih prednosti ovog kalcijevog silikatnog cementa, posebno u odnosu na MTA, čije inicijalno vrijeme stvrdnjavanja iznosi 3 – 4 sata (118). Za brže stvrdnjavanje Biodentinea odgovorno je povećanje specifične površine čestica (smanjenjem veličine čestica), dodatak  $\text{CaCl}_2$  u tekući dio cementa te smanjenje tekuće komponente dodatkom u vodi topivog polimera (153). Kada se koristi kao materijal za retrogradno punjenje, važna je karakteristika Biodentinea njegova bioaktivnost i necitotoksičnost (147, 154). Kao bioaktivni materijal, kada Biodentine dođe u dodir s

fosfatima u tkivnoj tekućini, on stvara precipitate hidroksiapatita koji ulaze u dentinske tubuluse (155). Ima sposobnost interakcije s korijenskim dentinom kao i MTA, stvarajući mineraliziranu zonu na dodirnoj površini cementa i dentina putem privjesku sličnih struktura koje se pružaju u dentinske tubuluse (156, 157). Ako se uspoređi s MTA-om, Biodentine otpušta veću količinu  $\text{Ca}^{2+}$  i dubina ugradnje tih iona u korijenski dentin je veća (158). Ta činjenica vjerojatno doprinosi i boljim fizičkim svojstvima kao što su veća čvrstoća na savijanja, modul elastičnosti i tvrdoća po Vickersu, Biodentinea u usporedbi s MTA-om (159). Biodentine pokazuje i veću *push-out* čvrstoću svezivanja za korijenski dentin od MTA-a (160). U izravnom dodiru s periapikalnim tkivima, kada se koristi za punjenje retrogradnih kaviteta, Biodentine pokazuje i visoku biokompatibilnost (161). U istraživanjima je pokazao bolje rubno prijanjanje uz dentin u odnosu na MTA i staklenoionomerni cement (162). U testiranju sposobnosti brtvljenja, Biodentine je pokazao znatno manje mikropropuštanje u odnosu na MTA (163).

S obzirom na navedene karakteristike, Biodentine se koristi i kao materijal za privremene ispune, kao podloga za trajne ispune, za prekrivanja pulpe, kao reparatorni materijal kod perforacija korijena i resorpcija, a u endodontskoj kirurgiji i kao materijal za retrogradno punjenje (159, 145). Zbog niza prednosti, kao što su lako rukovanje, kratko vrijeme stvrdnjavanja, bioaktivnost, biokompatibilnost, mogućnost biomineralizacije, sposobnost brtvljenja, niža cijena od MTA-a, Biodentine bi mogao predstavljati odgovarajuću zamjenu za MTA (149).

### **1.3.1.3. Biokeramički materijali za retrogradno punjenje**

Keramički materijali koji se primjenjuju u medicini i dentalnoj medicini, najčešće kao implantati ili zamjenski dijelovi, a koji imaju osteoinduktivo djelovanje nazivaju se biokeramički materijali (164). To su anorganski, bezmetalni, biokompatibilni materijali koji u svom sastavu sadrže aluminij, cirkonij, bioaktivno staklo, staklo keramiku, kalcijeve silikate, hidroksiapatit, resorptivne kalcijeve fosfate i radioterapijska stakla (165, 166). Neke su od prednosti biokeramičkih materijala njihova biokompatibilnost, dimenzionalna stabilnost, netoksičnost, bioinertnost, dobra sposobnost brtvljenja, antibakterijsko djelovanje, osteokonduktivnost (167). Naime, biokeramički materijali tijekom stvrdnjavanja, odnosno procesa hidracije, stvaraju hidroksiapatit koji ima sposobnost poticanja regenerativnog odgovora okolnog tkiva, a na kraju i stvaranja veze između dentina i materijala za punjenje (168). Biokeramički materijali u endodonciji grubo se mogu podijeliti prema kemijskom sastavu u tri skupine (167):

- materijali temeljeni na kalcijevom fosfat/ trikalcijevom fosfat/ hidroksiapatitu
- kalcijevi silikatni materijali
- mješavina kalcijevog silikata i fosfata

Kao materijali za retrogradno punjenje najviše se koriste biokeramički materijali temeljeni na kalcijevom silikatu i materijali temeljeni na mješavini kalcijevog silikata i fosfata.

U najširem smislu, u biokeramičke materijale mogu se uvrstiti i Portland cement, i MTA s obzirom na to da u svom sastavu imaju kalcijeve silikate, iako se oni najčešće promatraju zasebno, kao materijali temeljeni na Portland cementu. Ipak se danas najčešće naziv biokeramički materijali koristi za novije, čišće, tri-kalcijeve silikatne materijale (169). U tu skupinu ubrajaju se i noviji materijali temeljeni na kalcij-aluminijevim silikatima koji zasad nemaju širu primjenu i u fazi su kliničkih ispitivanja (EndoBinder (Binderware, São Carlos, SP, Brazil), Generex A (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, SAD), Capasio (Primus Consulting, Bradenton, FL, SAD), Quick-Set (Primus Consulting, Bradenton, FL, SAD)).

Biokeramički materijali temeljeni na mješavini kalcijevog silikata i kalcijevog fosfata jesu: BioAggregate (Verio Dental Co. Ltd., Vancouver, Kanada), Ceramicrete (Argonne National Laboratory, Ill, SAD), kalcijem obogaćena mješavina (Calcium-Enriched Mixture (CEM)) (BioniqueDent, Tehran, Iran), TotalFill Root Repair Material (RRM) (FKG Dentaire SA, La Chaux-de-Fonds, Švicarska), odnosno na američkom tržištu poznat kao EndoSequence Root Repair Material (ERRM) (BrasselerUSA, Savannah, GA, SAD).

BioAggregate je biokompatibilni bijeli prah koji se sastoji od biokeramičkih nano čestica (manjih od 2  $\mu\text{m}$ ). U usporedbi s MTA-om i Biodentineom ima sličnu biokompatibilnost, ali mu je kompresivna snaga znatno manja, što ga, uz dugo vrijeme stvrdnjavanja od četiri sata, ne čini odgovarajućom zamjenom za MTA (152, 113).

Na kraju, važno je spomenuti da sam naziv biokeramički materijali nije sasvim točan, s obzirom na to da biokeramički materijali obuhvaćaju širok raspon materijala različitih kemijskih sastava (170).

#### **1.3.1.3.1. TotalFill RRM**

TotalFill RRM je biokeramički materijal koji se na američkom tržištu prodaje pod nazivom EndoSequence Root Repair Material (ERRM) (Brasseler USA, Savannah, GA, SAD) i na kanadskom kao iRoot (Innovative BioCeramix, Vancouver, Kanada).

TotalFill postoji kao već gotova meka pasta za ortogradno punjenje korijenskih kanala (TotalFill BC Sealer) i kao Root Repair Material (TotalFill BC RRM) koji dolazi u tri različite konzistencije: mekša pasta u štrcaljkama (TotalFill BC RRM Paste) koja se koristi u terapiji resorpcija i perforacija te za prekrivanja pulpe, zatim guste paste (TotalFill BC RRM Putty) u posudici od 2,5 g koja se koristi za retrogradno punjenje i apeksifikaciju te kao guste, brzostvrđavajuće paste u štrcaljki (TotalFill BC RRM Fast Set Putty) koje imaju istu namjenu samo kraće vrijeme stvrđavanja, 20 minuta prema proizvođaču (171).

TotalFill RRM gusta pasta u posudici je bijela, biokeramička, gusto viskozna pasta, kitaste konzistencije koja se može kondenzirati. Za razliku od MTA-a i Biodentinea ovaj materijal dolazi u obliku guste paste koja je odmah spremna za korištenje te se ne gubi vrijeme na miješanje materijala, a ujedno nije potrebno imati uređaj za miješanje, što pojednostavljuje korištenje materijala. Kao prednosti, proizvođač navodi podatnost pri rukovanju te lakoću primjene, otpornost na ispiranje, dobru radiološku vidljivost te vrijeme stvrđavanja od oko 2 sata, što je kraće od vremena inicijalnog stvrđavanja MTA-a (3 – 4 sata), no duže od vremena stvrđavanja Biodentinea (12 min). U usporedbi s Biodentineom, ova biokeramička pasta ima manju *push-out* čvrstoću svezivanja za dentin u uvjetima kad je prisutna krv, što je u kliničkim uvjetima često, iako, tijekom vremena, čvrstoća svezivanja kod TotalFill RRM-a raste (172). U svom sastavu TotalFill RRM sadrži kalcijeve silikate, cirkonijev oksid, tantalov oksid, monobazični kalcijev fosfat i punila (173). Pasta je hidrofilna, biokompatibilna, bioaktivna i osteogena te ima antibakterijsko djelovanje zbog svog visokog pH (12) (171). TotalFill RRM gusta pasta zbog svoje konzistencije prije svega koristi se za apeksifikaciju i za punjenje retrogradnih kaviteta iako se može koristiti i za niz drugih kliničkih slučajeva kao što su reparacija perforacija i resorpcija korijena, pulpotomije, prekrivanja pulpe (171).

Kada se TotalFill RRM uspoređuje s MTA-om, koji je još uvijek zlatni standard materijala za retrogradno punjenje, materijal pokazuje slična fizička obilježja (131) kao i usporedivu sposobnost brtvljenja (134, 135) i rubnog prijanjanja (174), ali uz mnogo lakše rukovanje u kliničkom radu. U usporedbi s ProRoot MTA-om, TotalFill RRM pokazuje sličnu kompresivnu snagu (175, 176, 177), međutim, za razliku od ProRoot MTA-a TotalFill RRM može zadržati svoju kompresivnu snagu i kad je izložen tkivnim tekućinama (156). Biokompatibilnost i citotoksičnost TotalFill RRM-a i MTA-a su slične, no to su sve rezultati *in vitro* istraživanja dok *in vivo* istraživanja ipak pokazuju neke razlike (173, 178). U *in vivo* istraživanju gdje su štakorima supkutano ugrađeni MTA i TotalFill RRM, MTA je pokazao znatno veći štetni utjecaj na supkutano tkivo od biokeramičkog materijala (179). U *in vivo* istraživanju u kojem su se koristili MTA i TotalFill RRM kao materijali za retrogradno

punjenje na zubima pasa, zaključak je bio da su oba materijala biokompatibilna, s dobrom sposobnošću brtvljenja, međutim, histološki se TotalFill RRM pokazao značajno boljim u cijeljenju tkiva na površini reseciranog vrška korijena u usporedbi s MTA-om (177). Naime, TotalFill RRM uzrokovao je stvaranje značajno veće površine cementu sličnog tkiva, parodontnom ligamentu sličnog tkiva te kosti na površini reseciranog vrška korijena od MTA-a (177). Ta se razlika mogla detektirati samo na mikrokompjutoriziranoj tomografiji (mikro CT-u) i *cone beam* kompjutoriziranoj tomografiji (CBCT-u) dok se na rtg snimkama periapiksa nije mogla vidjeti (177). Iako su *in vitro* istraživanja pokazala da TotalFill RRM i MTA imaju slična fizička svojstva, sličnu biokompatibilnost, citotoksičnost, sposobnost brtvljenja, neka *in vivo* istraživanja ipak su ustanovila bolju reakciju cijeljenja periapikalnog tkiva i manju štetnost za tkivo TotalFill RRM-a te se on danas smatra odgovarajućom zamjenom za MTA u endodontskoj kirurgiji (180, 178, 181, 173, 134, 179).



## **2. CILJEVI I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA**

Ciljevi ovoga istraživanja bili su:

- a) Utvrditi utječu li različite tehnike izrade retrogradnih kaviteta (ultrazvuk, Er:YAG laser, Er,Cr:YSGG laser, čelično svrdlo) na čvrstoću svezivanja različitih materijala za retrogradno punjenje (MM-MTA, Biodentine, TotalFill RRM i amalgam) za korijenski dentin.
- b) Utvrditi kojom se tehnikom izrade retrogradnih kaviteta i kojim materijalom postiže najveća čvrstoća svezivanja materijala za retrogradno punjenje za stijenke korijenskog dentina.

U ovom istraživanju testirale su se sljedeće nul-hipoteze:

- 1) Različite tehnike izrade retrogradnih kaviteta (ultrazvuk, Er:YAG laser, Er,Cr:YSGG laser, čelično svrdlo) ne utječu na čvrstoću svezivanja različitih materijala za retrogradno punjenje (MM-MTA, Biodentine, TotalFill RRM i amalgam) za korijenski dentin.
- 2) Nema razlike u čvrstoći svezivanja materijala za retrogradno punjenje MM-MTA-a, Biodentinea i TotalFill RRM-a za stijenke korijenskog dentina, neovisno o tehnici izrade retrogradnog kaviteta.

### **3. MATERIJALI I POSTUPCI**

### 3.1. Priprema uzoraka

Istraživanje je odobrilo Etičko povjerenstvo Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu na redovnoj sjednici 16. rujna 2014. godine.

Ovo *in vitro* istraživanje provelo se na sto trideset osam ( $n = 138$ ) ekstrahiranih trajnih, jednokorijenskih, humanih zuba. Zubi za istraživanje sakupljeni su na Zavodu za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i Odjelu oralne kirurgije Stomatološke poliklinike Zagreb. Svi zubi ekstrahirani su zbog parodontoloških indikacija, a pacijenti su prethodno potpisali informirani pristanak u kojem su pristali donirati svoje ekstrahirane zube u istraživačke svrhe. Odabrani su samo jednokorijenski zubi s potpuno završenim rastom i razvojem korijena s intaktnim korijenskim kanalom. Svi zubi imali su ravan korijen i jedan korijenski kanal. Eventualni ostaci mekih tkiva i kamenca na površini korijena odstranjeni su parodontološkom Gracey kiretom (DB380R, Aesculap, B. Braun, Tuttlingen, Njemačka). Zubi su se do početka istraživanja držali u fiziološkoj otopini (natrijev klorid HZTM 0,9 %, Hrvatski zavod za transfuzijsku medicinu, Zagreb, Hrvatska). Priprema zuba za istraživanje započela je odstranjivanjem kruna ispod caklinsko-cementnog spojišta pomoću dijamantnog svrdla (S6882, Komet, Gebr.Brasseler GmbH&Co, Lemgo, Njemačka) u turbini stomatološke jedinice, uz vodeno hlađenje na 120 000 okretaja/min. Svrha tog postupka bila je dobiti korijene jednake duljine od 16 mm (Slika 1.).



Slika 1. Zubni korijen nakon odstranjenja zubne krune.

Nakon toga uslijedila je simulacija endodontskog liječenja korijenskih kanala *in vitro* te se prvo odredila radna duljina na način da se u svaki korijenski kanal uveo ručni endodontski instrument, proširivač, veličine #15 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska), sve dok nije

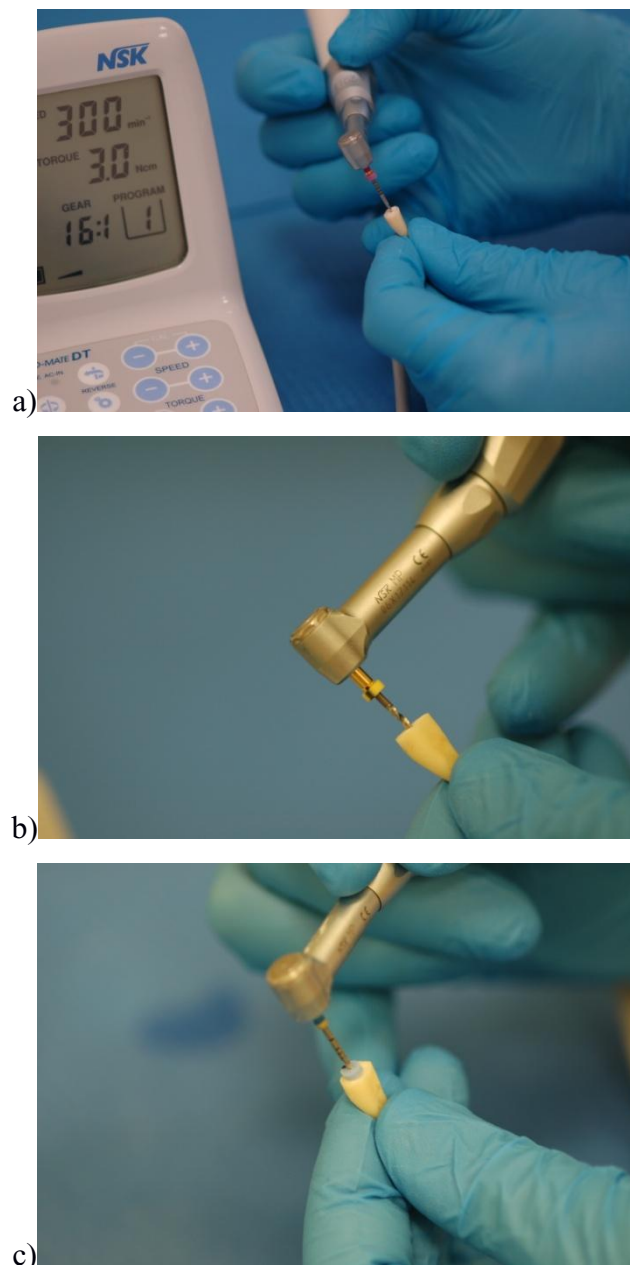
bio tek vidljiv na apikalnom otvoru kada se gumeni stoper na proširivaču namjestio na odrezani (koronarni) rub korijena te se ta duljina korijenskog kanala izmjerila na endomjerki. Kako bi se odredila radna duljina za instrumentiranje kanala, od izmjerene duljine korijenskog kanala oduzeo se 1 mm. Korijenski su kanali instrumentirani strojnim ProTaper instrumentima (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) postavljenim u endomotor (Endo-Mate DT, NSK, Nakanishi inc, Kanuma, Japan). Brzina okretaja instrumenta iznosila je 300 okretaja/min, a moment sile odredio se prema uputama proizvođača (Slika 2.).



Slika 2. Endomotor Endo-Mate DT (NSK, Nakanishi inc, Kanuma, Japan).

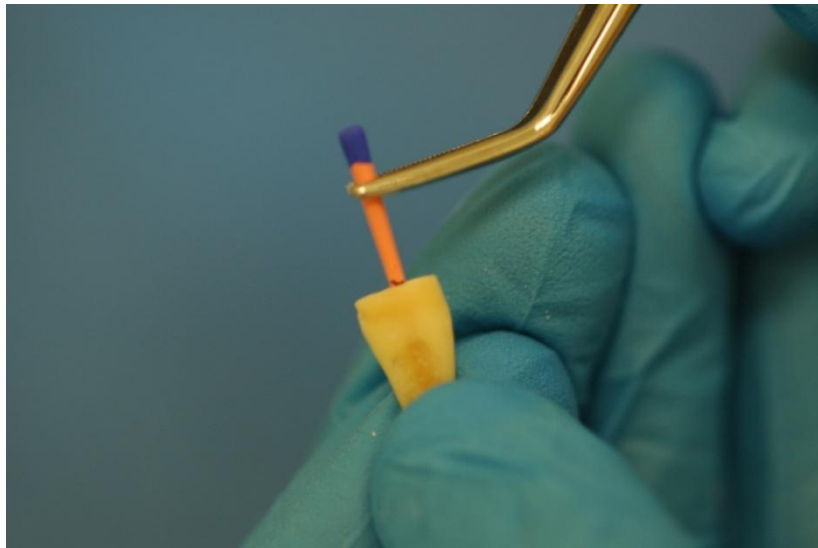
Instrumentacija kanala započela je instrumentima S1 i SX kojima se instrumentiralo do 2/3 radne duljine kanala pokretima ulaženja i izlaženja iz kanala sve dok se nije ulazilo do 2/3 kanala bez otpora. Nakon toga su se S1, S2, F1, F2 i F3 instrumentima obradili korijenski kanali do pune radne duljine, što je rezultiralo jednakim promjerom apikalnog otvora svih korijena, veličine #30 (Slika 3.). Tijekom instrumentacije koristio se lubrikant za korijenske kanale Glyde (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska). Nakon instrumentacije svakim instrumentom, za ispiranje kanala korišteno je 2 ml 2,5 % natrijevog hipoklorita (T.T.T. d.o.o., Sveta Nedelja, Hrvatska) u jednokratnoj šprici s iglom br. 27-G (Microlane 3, BD, Drogheda, Irska), po kanalu. Na kraju, kako bi se uklonio zaostatni sloj, korijenski su se

kanali ispirali s 2 ml 17 % etilendiamintetraoctene kiseline EDTA 17 % (pH 7,7) (OGNA LAB S.r.l., Muggiò, Italija), svaki po jednu minutu. Za završno ispiranje svih kanala koristila se fiziološka otopina (natrijev klorid HZTM 0,9 %, Hrvatski zavod za transfuzijsku medicinu, Zagreb, Hrvatska), nakon čega su se kanali posušili ProTaper F3 papirnatim štapićima veličine #30 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska).



Slika 3. Strojna instrumentacija korijenskog kanala instrumentom S1 (a) i instrumentom SX (b) do 2/3 radne duljine kanala te instrumentom F3 (c) do pune radne duljine kanala.

Tako pripremljeni suhi korijenski kanali punili su se ProTaper F3 gutaperkama (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) i AH Plus punilom (Dentsply, DeTrey, Konstanz, Njemačka) primjenjujući tehniku jedne gutaperke. Prije punjenja, na svakoj je gutaperki tankim flomasterom označena radna duljina korijenskog kanala kako bi se pri punjenju provjerilo da gutaperka dolazi do samog vrha instrumentiranog korijenskog kanala (Slika 4.).



Slika 4. Punjenje korijenskog kanala ProTaper F3 gutaperkom (s oznakom radne duljine korijenskog kanala) i AH plus punilom.

Nakon punjenja, višak gutaperke odstranio se pomoću zagrijanih utiskivača. Svi uzorci bili su pohranjeni na 37°C i 100 % vlage na tjedan dana kako bi se osiguralo dovoljno vremena za stvrdnjavanje punila.

Nakon tjedan dana ravnalom se izmjerilo 3 mm od vrška svakog korijena i to mjesto označilo linijom, tankim flomasterom (Slika 5.).



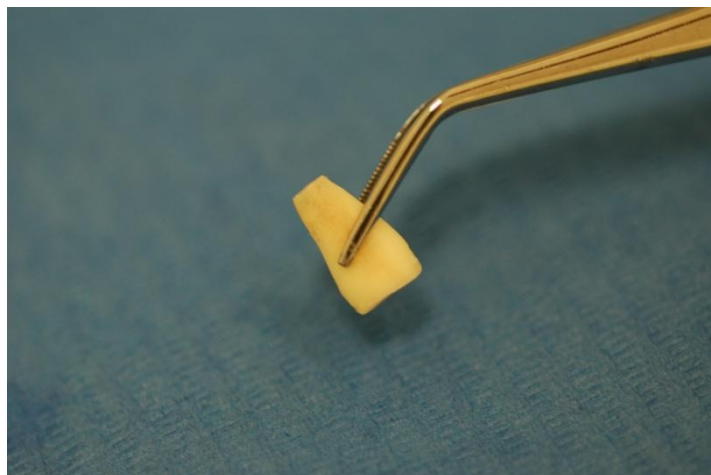
Slika 5. Napunjen korijen s označenom linijom na 3 mm od vrška korijena.

Tako označeni korijeni prerezani su po označenoj liniji dijamantnim svrdlom (6859, Komet, Gebr.Brasseler GmbH&Co, Lemgo, Njemačka), uz stalno vodeno hlađenje na 250 000 okretaja/min, okomito na njihovu uzdužnu os, kako bi se simulirala resekcija vrška korijena koja se izvodi pri apikotomiji u kliničkim uvjetima (Slika 6.).



Slika 6. Korijen s odrezanim vrškom na 3 mm od vrha.

Tako skraćeni korijeni bili su spremni za izradu retrogradnih kaviteta (Slika 7.). Slučajnim odabirom svi su korijeni ( $n = 138$ ) podijeljeni u četiri eksperimentalne skupine ( $n = 32$ ), prema tehnici kojom će se izraditi retrogradni kaviteti, i jednu kontrolnu skupinu ( $n = 10$ ).



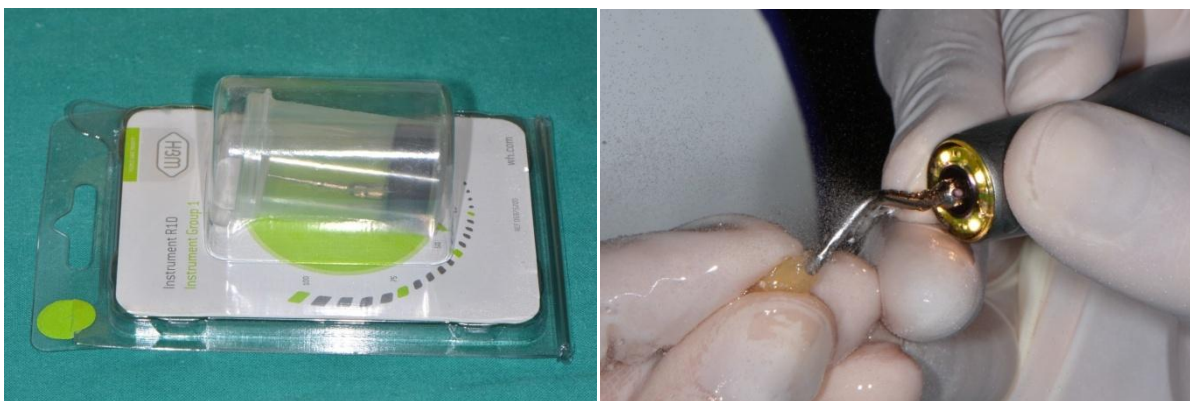
Slika 7. Napunjen i skraćen korijen spreman za izradu retrogradnih kaviteta.



### 3.2. Izrada retrogradnih kaviteta

#### 3.2.1. Izrada retrogradnih kaviteta ultrazvukom

U prvoj, ultrazvučnoj (UZV) skupini (n = 32) retrogradni kaviteti, 5 mm duboki, preparirani su pomoću nastavka za izradu retrogradnih kaviteta R1D iz „Endo“ seta Piezomed instrumenata (W&H, Bürmoos, Austrija) (Slika 8.). Nastavak R1D je ravan nastavak čiji je radni dio presvučen dijamantima. Nastavak se montirao na ručnik ultrazvučnog uređaja Piezomed (W&H, Bürmoos, Austrija, lot 00PE51410) (Slika 9.).



a)

b)

Slika 8. R1D nastavak za retrogradnu preparaciju kaviteta, zapakiran (a) i u upotrebi (b).



Slika 9. Piezomed ultrazvučni uređaj s montiranom fiziološkom otopinom za hlađenje.

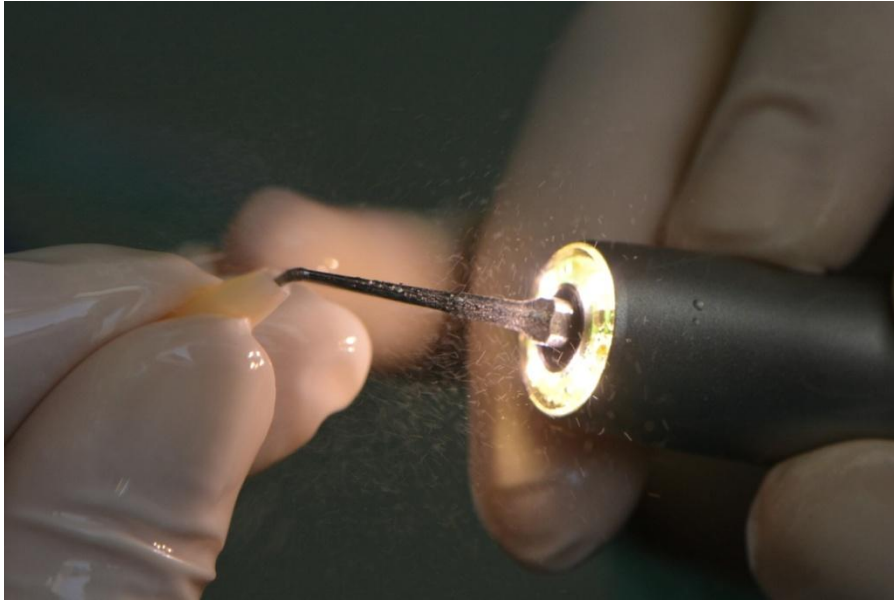
Sam je uređaj korišten prema uputstvima proizvođača. Postavke uređaja pri preparaciji retrogradnih kaviteta bile su sljedeće (Slika 10.):

- program: P1
- snaga: 50
- vodeno hlađenje: 50 % (oko 25 ml/min)
- radna frekvencija: 22 – 35 kHz
- način rada: *basic* (osnovni), u kojem snaga ručnika ostaje jednaka bez obzira na primijenjeni pritisak na nastavak



Slika 10. Ultrazvučni uređaj Piezomed, na zaslonu su vidljive postavke koje su odabrane za izradu retrogradnih kaviteta.

Retrogradni su se kaviteti preparirali tako da je R1D nastavak isprekidanim pritiskom pokretima unutra – van postupno uklanjao gutaperku, punilo i dentin (Slika 11.), na apikalnoj strani korijena, sve dok se nije došlo do željene dubine kaviteta od 5 mm te se dodatno nastavkom prošlo cirkumferentno kako bi se završila preparacija (Slika 12.). Dubina prepariranog kaviteta provjeravala se graduiranom parodontološkom sondom (DB764R, Aesculap, B. Braun, Tuttlingen, Njemačka).



Slika 11. Ultrazvučna preparacija retrogradnog kaviteta.

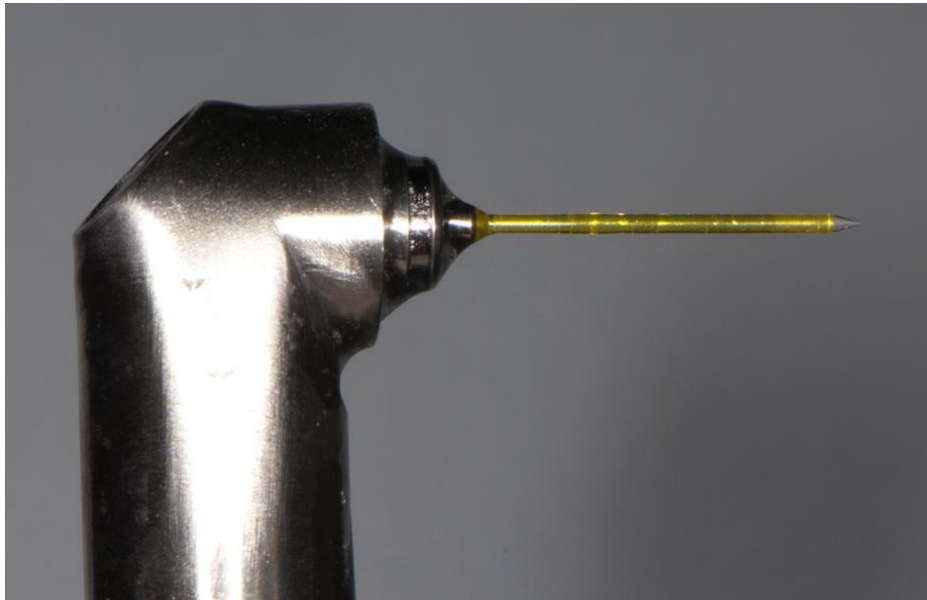


Slika 12. Završni izgled retrogradnog kaviteta izrađenog ultrazvučnim nastavkom.

### **3.2.2. Izrada retrogradnih kaviteta Er:YAG laserom**

U drugoj, Er:YAG skupini (n = 32) retrogradni kaviteti, 5 mm duboki, preparirani su pomoću 0,9 mm širokog cilindričnog kvarcnog fiberoptičkog nastavka Er:YAG lasera (LightWalker, Fotona, Ljubljana, Slovenija) (Slika 13., Slika 14.). Pri preparaciji Er:YAG laser imao je sljedeće postavke:

- valna duljina 2940 nm
- QSP (engl. *quantum square pulse*, hrv. kvantni kvadratični puls) način rada (u kojem se standardni laserski puls od 600  $\mu$ s rascjepkao na niz od pet kratkih pulseva od 50  $\mu$ s odvojenih s 85  $\mu$ s)
- frekvencija 15 Hz
- snaga 4,5 W
- energija po puls 300 mJ
- vodeni sprej oko 32 ml/min (voda 3, zrak 5)
- veličina spota 0,9 mm
- beskontaktni način rada



Slika 13. Cilindrični kvarcni fiberoptički nastavak Er:YAG lasera (LightWalker, Fotona, Ljubljana, Slovenija)



Slika 14. Er:YAG laser (LightWalker, Fotona, Ljubljana, Slovenija).

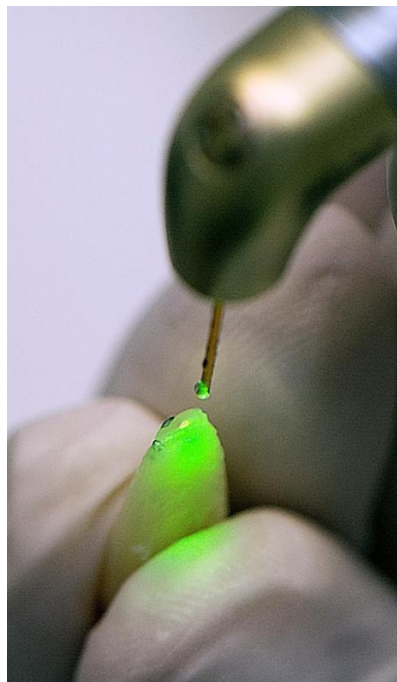
Pri preparaciji kaviteta laserom koristile su se zaštitne naočale. Retrogradni kaviteti preparirali su se na način da se fiberoptički nastavak držao na udaljenosti preporučenoj od proizvođača od gutaperkom punjenog korijenskog kanala na apikalnoj strani korijena, u beskontaktnom načinu rada, paralelno s uzdužnom osi kanala (Slika 15.). Cijelo vrijeme obasjavanja tkiva laserom, kao i između pulseva, vodeni sprej hladio je ciljno tkivo. Kako je ablacija dentina, gutaperke i punila napredovala, tako se i fiberoptički nastavak pomicao dublje, sve dok se nije postigla željena dubina retrogradnog kaviteta od 5 mm. Dubina retrogradnog kaviteta mjerila se graduiranom parodontološkom sondom (DB764R, Aesculap, B. Braun, Tuttlingen, Njemačka).



Slika 15. Izrada retrogradnog kaviteta fiberoptičkim nastavkom Er:YAG lasera.

### **3.2.3. Izrada retrogradnih kaviteta Er,Cr:YSGG laserom**

U trećoj, Er,Cr:YSGG skupini ( $n = 32$ ), koristio se 0,5 mm širok kvarcni MZ5 fiberoptički nastavak montiran na MD Gold ručnik (Slika 16.) Er,Cr:YSGG lasera (Waterlase, Biolase, Irvine CA, SAD) za izradu 5 mm dubokih retrogradnih kaviteta.



Slika 16. MZ5 fiberoptički nastavak u MD Gold ručniku Er,Cr:YSGG lasera (Waterlase, Biolase, Irvine CA, SAD).

Pri izradi retrogradnih kaviteta Er,Cr:YSGG laser bio je podešen na sljedeće postavke (Slika 17.):

- valna duljina 2780 nm
- program „Apicoectomy“, radnja „Root Amputation“
- H način rada (kratki puls)
- trajanje pulsa 60  $\mu$ s
- frekvencija 15 Hz
- snaga 4,75 W
- vodeni sprej 12 – 13 ml/min (80 % zraka, 50 % vode u spreju)
- veličina spota 0,9 mm
- beskontaktni način rada



Slika 17. Zaslون Er,Cr:YSGG lasera Waterlase s postavkama pri izradi retrogradnog kaviteta.

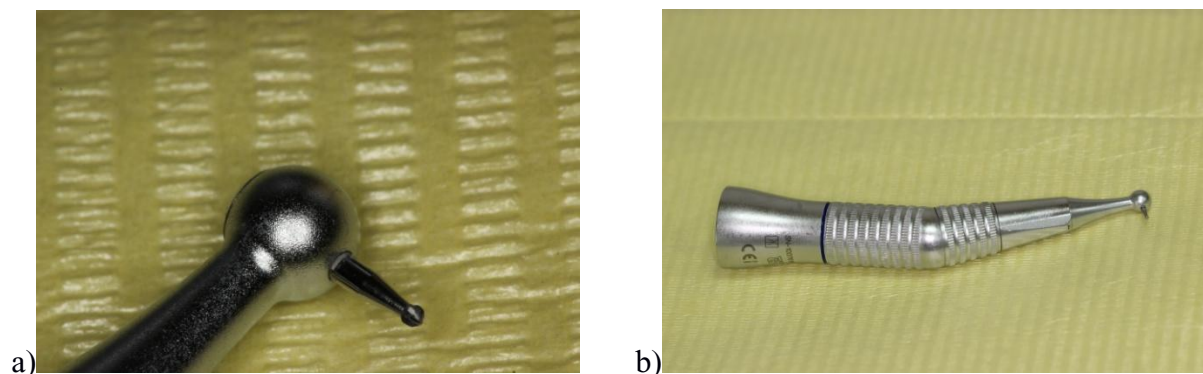
Tijekom preparacije retrogradnih kaviteta nošene su zaštitne naočale. Nastavak lasera držao se na udaljenosti preporučenoj od proizvođača od napunjenog korijenskog kanala s apikalne strane korijena usmjeren paralelno s njegovom uzdužnom osi. Tijekom obasjavanja ciljnog tkiva nastavak se lasera pomicao laganim kružnim pokretima u kombinaciji s pokretima unutra – van te su se na taj način uklanjali dentin, punilo i gutaperka te formirao retrogradni kavitet sve do dubine od 5 mm (Slika 18.). Tijekom preparacije tkivo se hladilo vodenim sprejem. Dubina izrađenog kaviteta kontrolirana je graduiranom parodontološkom sondom (DB764R, Aesculap, B. Braun, Tuttlingen, Njemačka).



Slika 18. Preparacija retrogradnog kaviteta Er,Cr:YSGG laserom.

### **3.2.4. Izrada retrogradnih kaviteta čeličnim svrdlom**

U četvrtoj, svrdlo skupini (n = 32), korišteno je KaVo okruglo čelično svrdlo veličine 2 (KaVo, Biberach, Njemačka) promjera 0,9 mm kako bi njegov promjer što više odgovarao veličini spota oba lasera, za preparaciju 5 mm dubokih retrogradnih kaviteta. Čelično svrdlo bilo je montirano na mikroglavu KaVo INTRA Micro Head L22 (KaVo, Biberach, Njemačka) na kolječniku (maksimalni broj okretaja u minuti 20 000) (Slika 19.).

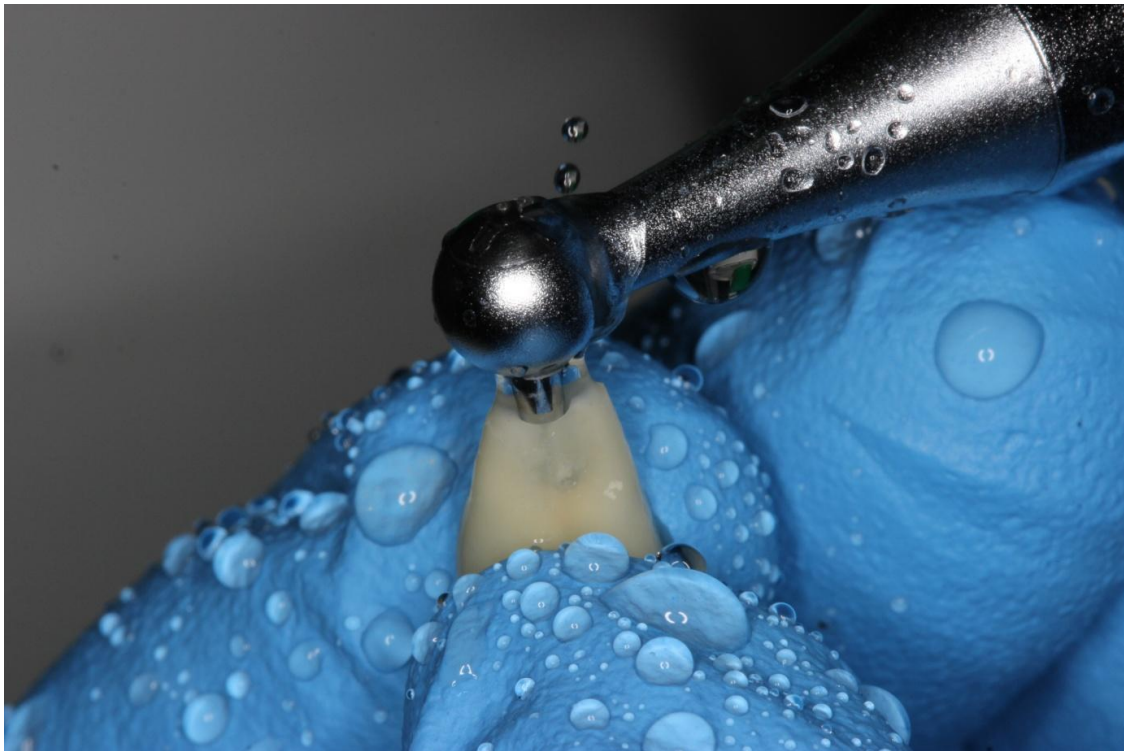


Slika 19. Okruglo čelično svrdlo montirano na mikroglavu (a) i zajedno s kolječnikom (b).

Preparacija retrogradnih kaviteta radila se na apikalnoj strani korijena, tako da se okruglo čelično svrdlo postavilo iznad napunjenog korijenskog kanala u smjeru paralelnom s



njegovom uzdužnom osi. Kada se kolječnik uključio, laganim pritiskom ulazilo se u korijenski kanal i pokretima unutra – van te lagano cirkumferentno, tijekom izrade retrogradnog kaviteta sve do dubine od 5 mm (Slika 20.). Tijekom preparacije bilo je uključeno vodeno hlađenje. Dubina preparacije izmjerena je graduiranom parodontološkom sondom (DB764R, Aesculap, B. Braun, Tuttlingen, Njemačka).



Slika 20. Izrada retrogradnog kaviteta okruglim čeličnim svrdlom.

U kontrolnoj skupini ( $n = 10$ ), kod koje je materijal za retrogradno punjenje bio amalgam, retrogradni su kaviteti također izrađeni čeličnim svrdlom (Slika 21.).

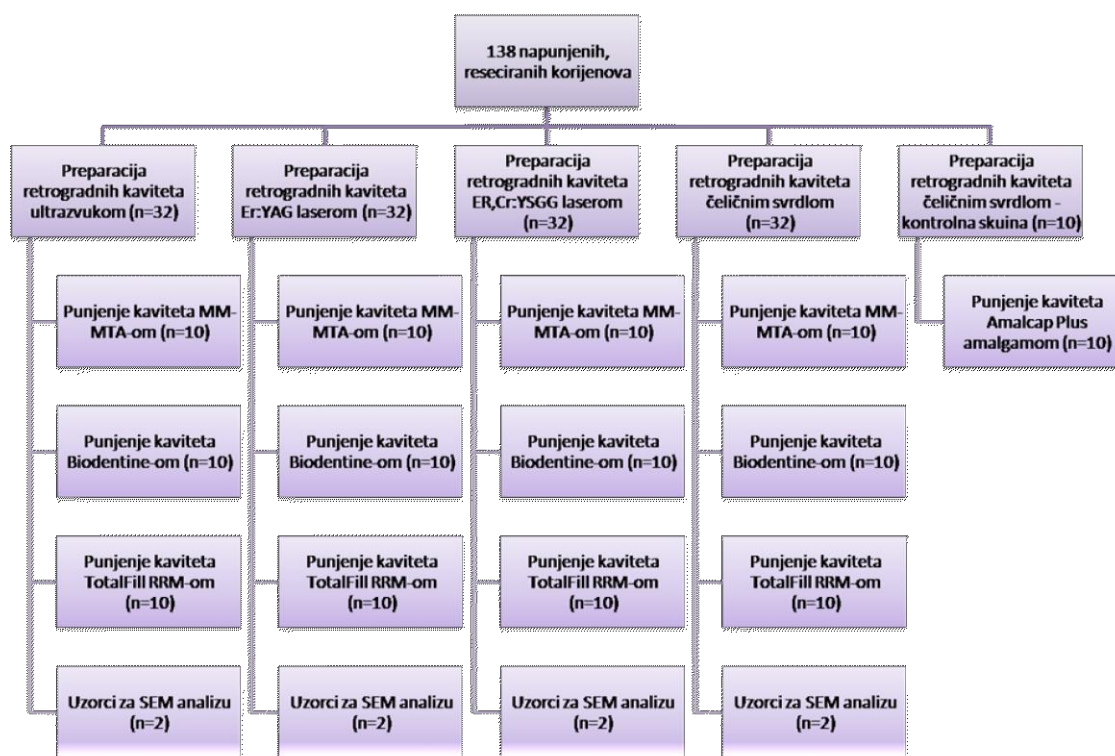


Slika 21. Izgled gotovog retrogradnog kaviteta izrađenog okruglim čeličnim svrdlom.

Korijeni s prepariranim retrogradnim kavitetima svih skupina čuvali su se u fiziološkoj otopini (natrijev klorid HZTM 0,9 %, Hrvatski zavod za transfuzijsku medicinu, Zagreb, Hrvatska) do trenutka punjenja kaviteta.

### 3.3. Punjenje retrogradnih kaviteta

Slika 22. prikazuje dijagram podjele korijena u eksperimentalne i kontrolnu skupinu, ovisno o tehnikama preparacije retrogradnih kaviteta, i u podskupine, prema materijalima za retrogradno punjenje. Po dva korijena iz svake od četiri eksperimentalne skupine ostala su nenapunjena te su se njihovi retrogradni kaviteti analizirali pretražnim elektronskim mikroskopom (engl. *scanning electron microscope*, SEM) (JSM-6060LV, JEOL, Tokio, Japan).



Slika 22. Dijagram podjele korijena u eksperimentalne i kontrolnu skupinu, ovisno o tehnikama preparacije retrogradnih kaviteta, i u podskupine, prema materijalima za retrogradno punjenje.

Za punjenje retrogradnih kaviteta koristili su se sljedeći materijali (Tablica 2.):

- MicroMega mineral trioksid agregat (MM-MTA) (MicroMega, Besançon Cedex, Francuska)
- Biodentine (Septodont, Saint Maur-des Fosses, Francuska)
- TotalFill root repair material (RRM) (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Švicarska)
- Amalcap Plus amalgam (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) (Slika 23.)



Slika 23. Testirani materijali za retrogradno punjenje.

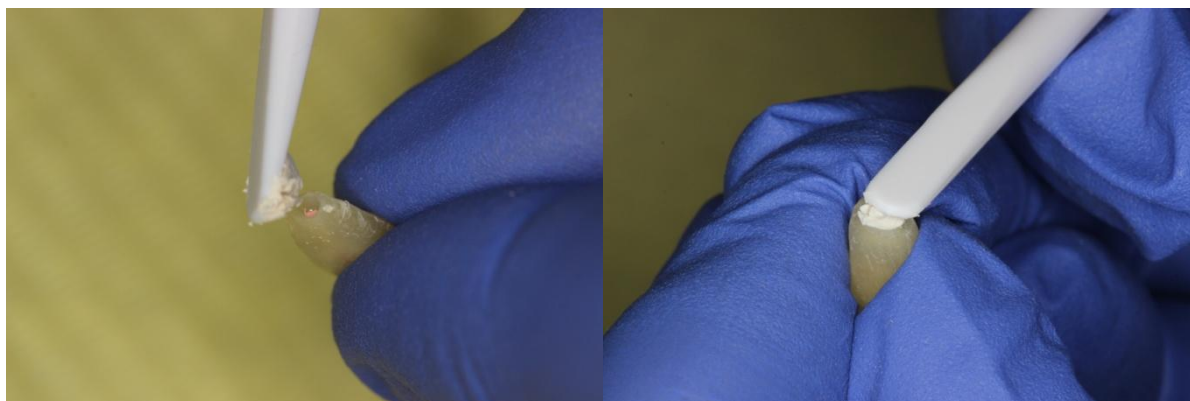
Svi materijali pripremljeni su i korišteni prema uputama proizvođača.

Tablica 2. Testirani materijali za retrogradno punjenje, naziv, proizvođač, sastav i oblik.

NAZIV MATERIJALA	PROIZVOĐAČ	*SASTAV	OBLIK
<b>MM-MTA</b>	MicroMega, Besançon Cedex, Francuska	Tri-kalcijev silikat, di-kalcijev silikat, tri- kalcijev aluminat, kalcijev karbonat, kalcijev sulfat, bizmut oksid	Kapsule za miješanje u aparatu za miješanje
<b>Biodentine</b>	Septodont, Saint Maur-des Fosses, Francuska	Prah: tri-kalcijev silikat, di-kalcijev silikat, kalcijev karbonat i oksid, željezo oksid, cirkonij oksid Tekućina: kalcijev klorid i u vodi topivi polimer	Kapsule s prahom i pipete s tekućinom (koja se dodaje prahu u kapsuli, nakon čega se kapsula miješa u aparatu za miješanje)
<b>TotalFill RRM (putty)</b>	FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Švicarska	Kalcijevi silikati, cirkonij oksid, tantalog oksid, monobazični kalcijev fosfat i punila	Već gotova gusta pasta u posudici
<b>Amalcap Plus amalgam</b>	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn	Prah: srebro, kositar i bakar Tekućina: živa	Kapsule za miješanje u aparatu za miješanje

\*MM-MTA (140); \*Biodentine (144); \*TotalFill RRM (173); \*Amalcap Plus (182)

U svakoj od četiri eksperimentalne skupine, retrogradni kaviteti po 10 korijena ( $n = 10$ ) napunjeni su MM-MTA-om, Biodentineom ili TotalFill RRM-om, a u kontrolnoj je skupini 10 retrogradnih kaviteta ( $n = 10$ ) izrađenih svrdlom, napunjeno amalgamom (Slika 24.).

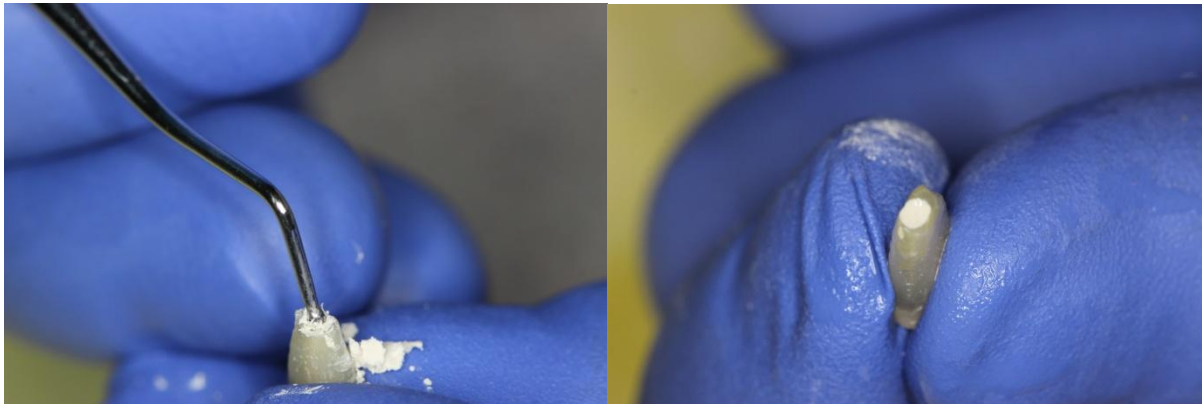


a)

b)

Slika 24. Punjenje retrogradnih kaviteta prepariranih ultrazvukom Biodentineom (a) i TotalFill RRM-om (b).

Nakon punjenja svakog pojedinog retrogradnog kaviteta, materijal se dodatno komprimirao malim nabijačem (Slika 25.).



a)

b)

Slika 25. Komprimiranje materijala za retrogradno punjenje nabijačem (ovdje Biodentinea) (a) i završni izgled istog napunjenog retrogradnog kaviteta (b).

Korijeni svake podskupine s napunjenim retrogradnim kavitetima stavljeni su svaki u svoju posebno označenu posudicu s poklopcem, u fiziološku otopinu (natrijev klorid HZTM 0,9 %, Hrvatski zavod za transfuzijsku medicinu, Zagreb, Hrvatska) i tako su se čuvali tri mjeseca (Slika 26.).



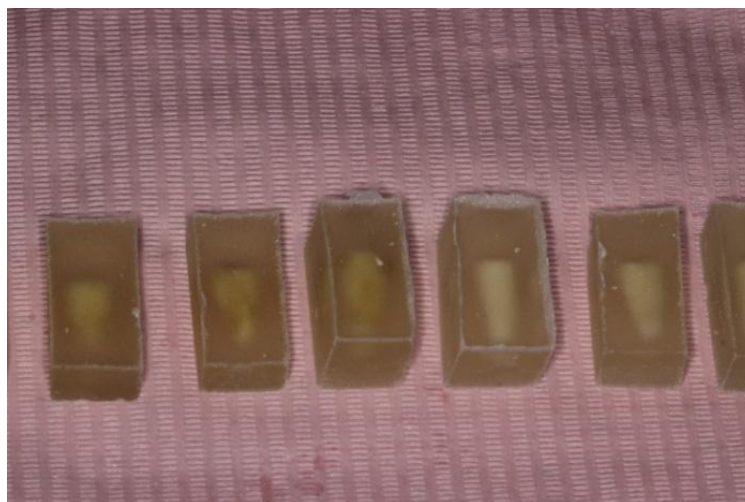
Slika 26. Korijeni s napunjenim retrogradnim kavitetima u fiziološkoj otopini u označenim posudicama (tehnika preparacije, broj korijena i materijal za retrogradno punjenje).

### 3.4. Test istiskivanja (*push-out test*)

Nakon tri mjeseca korijeni su se uložili u akrilatnu smolu (Denta-O-Resin, M+W Dental, Büdingen, Njemačka) na način da se u pravokutne silikonske kalupe prvo stavilo malo zamiješane akrilatne smole te kad se počela stezati, u svaki se kalup položio po korijen te se prekrrio svježe zamiješanom akrilatnom smolom (Slika 27.). Nakon potpunog stvrdnjavanja smole dobiveni su pravokutni akrilatni blokovi koji su u svojem središnjem dijelu sadržavali po jedan korijen (Slika 28.).



Slika 27. Akrilatna smola (prah i tekućina) i silikonski kalup s uloženim korijenima.



Slika 28. Korijeni u akrilatnim blokovima.

Zatim se apikalni dio svakog korijena u akrilatnom bloku rezao okomito na uzdužnu os na uzorke debljine 1 mm pomoću precizne dijamantne pile (Isomet 1000, Buehler, Düsseldorf, Njemačka), brzinom od 150 do 200 okretaja/min. Debljina svakog uzorka, kao i promjeri sa

svake strane uzorka mjerili su se digitalnom pomičnom mjerkom (Roc International Industry Co., Ltd., Guangdong, Kina) s preciznošću od +/- 0,001 mm. Dobivene su vrijednosti zabilježene te se iz njih izračunala površina svezivanja. Površina svezivanja računala se prema formuli za krnji stožac s obzirom na to da narezani uzorci nisu bili cilindrični već su imali različite promjere sa svake strane uzorka:

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

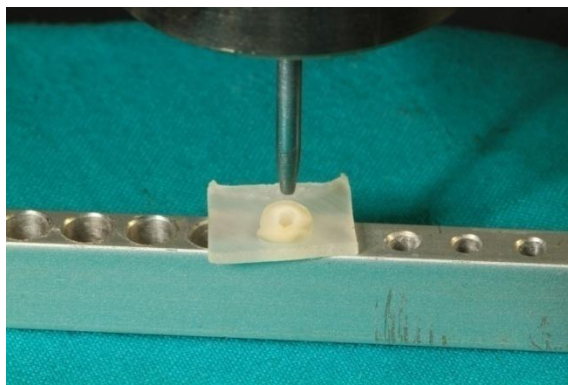
$\pi$  – konstanta 3,14

R1 – veći promjer uzorka

R2 – manji promjer uzorka

h – debljina uzorka

Kako bi se ispitala čvrstoća svezivanja materijala za retrogradno punjenje za stijenke korijenskog dentina, primijenjen je *push-out* test (test istiskivanja). Kompresivno opterećenje za mjerenje čvrstoće svezivanja vršilo se pomoću univerzalnog uređaja za testiranje (double-column 3300 Series, Instron, Illinois, SAD). Svaki se uzorak najprije centrirao iznad šupljine na uređaju te se primijenilo kompresivno opterećenje pomoću 1 mm širokog nastavka od nehrđajućeg čelika koji je dodirivao samo materijal za retrogradno punjenje, a da ne dodiruje korijenski dentin (Slika 29.). Uzorci koji su imali promjer retrogradnog kaviteta manji od 1 mm bili su isključeni iz istraživanja. Opterećenje se primjenjivalo brzinom od 0,5 mm/min, sve do trenutka loma, odnosno popuštanja. U trenutku loma zabilježila se sila u Newtonima (N). Čvrstoća svezivanja, izražena u megapaskalima (MPa), dobila se na način da se podijelila primijenjena sila pri lomu u N s površinom svezivanja u mm<sup>2</sup>.



Slika 29. *Push-out* testiranje uzorka univerzalnim uređajem za testiranje (double-column 3300 Series, Instron, Illinois, SAD).

### 3.5. Analiza stereomikroskopom

Nakon toga uzorci su se pregledali stereomikroskopom Wild M5A (Wild, Heerbrugg, Švicarska) pod povećanjem (x06 – x50) kako bi se utvrdio način loma, tj. popuštanja (adhezivni, kohezivni ili mješoviti) (Slika 30.).



Slika 30. Uzorak nakon *push-out* testiranja na pregledu pod stereomikroskopom.

### 3.6. Analiza SEM-om

Po dva uzorka iz svake eksperimentalne skupine s nenaunjenim retrogradnim kavitetima pregledana su pod SEM-om. Priprema uzoraka za analizu SEM-om započeta je njihovim čišćenjem u ultrazvučnoj kadici (Elmasonic E60H, Tovatech, South Orange New Jersey, SAD) 5 min. Nakon toga uzorci su se jetkali 32 % fosfornom kiselinom (Bisco, Schaumburg, Illinois, SAD) 30 s te ispirali deioniziranom vodom i posušili. Dehidracija uzoraka provedena je rastućim nizom koncentracija etilnog alkohola (25 %, 50 %, 70 %, 80 %, 90 % i apsolutni alkohol) nakon čega su uzorci posušeni heksametildisilazainom (HMDS, Carlo Erba, Rodano, Italija). Nakon stavljanja uzoraka na aluminijske pločice, prekriveni su slojem zlata (15 – 20 nm) te je uslijedio njihov pregled pod različitim povećanjima pretražnog elektronskog mikroskopa (x50 – x5000) (JSM-6060LV, JEOL, Tokyo, Japan). Tijekom pregleda SEM-om snimile su se fotografije korijenskog dentina stijenki nenaunjenih retrogradnih kaviteta.



### 3.7. Statistička analiza

Priprema podataka izvršena je pomoću računalnog tabličnog kalkulatora Microsoft Office Excel. Kolmogorov-Smirnovljevim testom analizirana je raspodjela kontinuiranih numeričkih vrijednosti te su se ovisno o dobivenim podacima primijenili odgovarajući parametrijski testovi. Vrijednosti čvrstoće svezivanja (u MPa) prikazane su aritmetičkim sredinama, standardnim devijacijama te medijanima i interkvartilnim rasponima, a razlike između ispitivanih tehnika preparacije i materijala za retrogradno punjenje analizirane su dvosmjernom i jednosmjernom analizom varijance s post-hoc testovima s korekcijom prema Bonferroniju. Kategorijske vrijednosti (vrste loma/popuštanja) prikazane su odgovarajućim frekvencijama i udjelima, a razlike između njih analizirane su  $\chi^2$  testom. P-vrijednosti manje od 0,05 smatrane su statistički značajnima. U statističkoj analizi koristila se programska podrška IBM SPSS Statistics, verzija 25.0 te MedCalc for Windows, verzija 19.0.3 (MedCalc Statistical Software version 19.0.3, MedCalc Software bvba, Ostend, Belgija; 2019.).

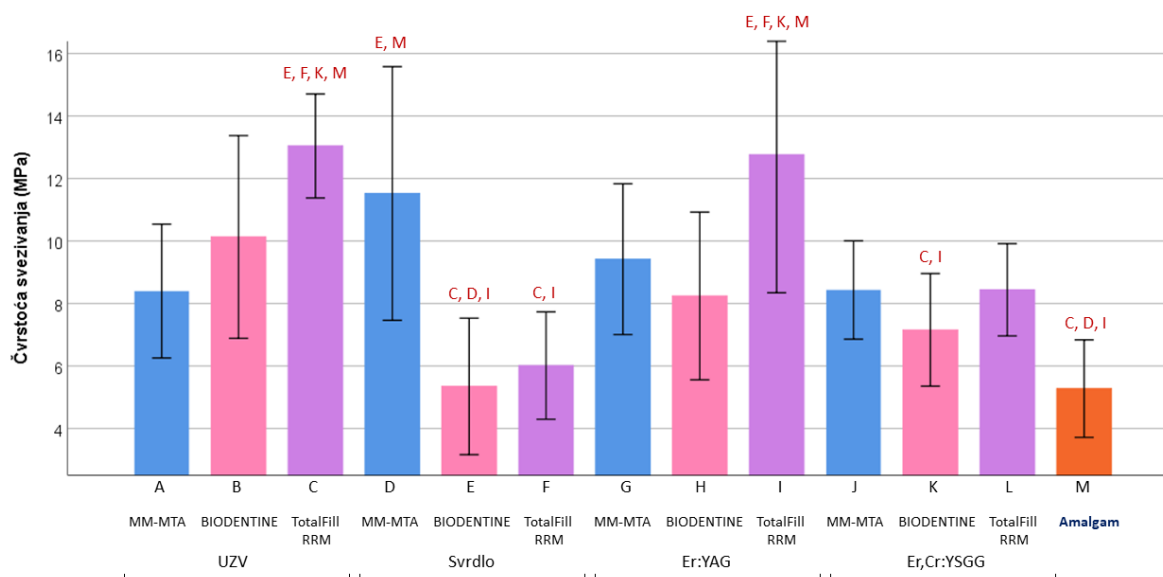
## **4. REZULTATI**

#### 4.1. Rezultati testa istiskivanja (*push-out* testa)

Svi uzorci s promjerom retrogradnog kaviteta manjim od 1 mm bili su isključeni iz daljnjih analiza u ovom istraživanju te je ukupno testirano 178 uzoraka. Rezultati testa istiskivanja (*push-out* testa) za sve skupine prikazani su u Tablici 3. i na Slici 31. Najveću pojedinačnu vrijednost čvrstoće svezivanja ostvarila je podskupina UZV-TotalFill RRM (13,04 MPa).

Tablica 3. Rezultati testiranja čvrstoće svezivanja u MPa, broj uzoraka, aritmetička sredina, standardna devijacija i medijan.

Tehnika preparacije retrogradnog kaviteta	Materijal za retrogradno punjenje	Čvrstoća svezivanja (MPa)					
		Broj uzoraka (N)	Aritmetička sredina	Standardna devijacija	Medijan	25. centila	75. centila
ULTRAZVUK	MM-MTA	9	8.39	2.79	7.89	6.53	10.02
	BIODENTINE	10	10.13	4.53	9.34	7.88	12.16
	TotalFill RRM	15	13.04	3.01	12.69	10.82	16.19
SVRDLO	MM-MTA	12	11.52	6.39	11.18	4.94	16.44
	BIODENTINE	13	5.34	3.62	4.11	3.20	6.11
	TotalFill RRM	12	6.01	2.70	5.54	3.84	7.68
	AMALGAM	15	5.27	2.82	4.34	3.33	6.03
Er:YAG LASER	MM-MTA	14	9.42	4.18	8.32	7.66	11.43
	BIODENTINE	14	8.24	4.65	7.51	3.96	10.91
	TotalFill RRM	14	12.76	7.65	11.66	5.44	18.57
Er,Cr:YSGG LASER	MM-MTA	18	8.43	3.16	7.57	6.00	10.91
	BIODENTINE	17	7.15	3.50	7.07	3.97	9.33
	TotalFill RRM	15	8.44	2.67	8.23	6.41	10.54



Slika 31. Čvrstoća svezivanja u megapaskalima (MPa) materijala MM-MTA-a, Biodentinea, TotalFill RRM-a i amalgama u retrogradnim kavitetima izrađenim ultrazvukom (UZV), svrdlom, Er:YAG laserom, Er,Cr:YSGG laserom, prikazana aritmetičkom sredinom i

standardnim devijacijama (okomite linije). Pojedina velika slova iznad stupaca označavaju međusobnu značajnu razliku između svih kombinacija materijal/tehnika preparacije s post-hoc korekcijom po Bonferroniju na razini  $p < 0,05$ .

Dvosmjerna analiza varijance (engl. *two-way ANOVA*) pokazala je da su na vrijednosti čvrstoće svezivanja statistički značajan utjecaj imali i čimbenik materijal za retrogradno punjenje ( $p = 0,008$ ) i čimbenik tehnike preparacije retrogradnih kaviteta ( $p = 0,004$ ). Također je dokazana značajna interakcija između ta dva čimbenika ( $p = 0,001$ ) te su testirani različiti materijali za retrogradno punjenje imali različite vrijednosti čvrstoće svezivanja ovisno o tehnici preparacije retrogradnih kaviteta (Tablica 4).

Tablica 4. Utjecaj faktora na čvrstoću svezivanja (dvosmjerna ANOVA) sa stupnjevima slobode (df), F i p-vrijednostima.

Faktor	df	F	p
Materijal	3	4.047	0.008
Tehnika preparacije	3	4.699	0.004
Materijal * Tehnika preparacije	6	3.834	0.001

\*crvenim označene p-vrijednosti označuju statistički značajnu razliku

Jednosmjernom analizom varijance (engl. *one-way ANOVA*) pokazalo se da čimbenik materijal za retrogradno punjenje utječe na čvrstoću svezivanja u slučaju izrade kaviteta ultrazvukom i svrdlom, dok unutar laserskih tehnika nema značajnih razlika među testiranim materijalima (Tablica 5).

Tablica 5. Razlike u čvrstoći svezivanja između materijala (unutar skupina) prema pojedinoj tehnici preparacije (jednosmjerna ANOVA).

Tehnika preparacije	Odstupanje u čvrstoći svezivanja	Suma kvadrata	df	Srednji kvadrat	F	p
ULTRAZVUK	Između grupa	131.030	2	65.515	5.438	0.009
	Unutar grupa	373.453	31	12.047		
	Sveukupno	504.483	33			
SVRDLO	Između grupa	336.374	3	112.125	6.747	0.001
	Unutar grupa	797.693	48	16.619		
	Sveukupno	1134.067	51			
Er:YAG LASER	Između grupa	154.053	2	77.027	2.366	0.107
	Unutar grupa	1269.725	39	32.557		
	Sveukupno	1423.778	41			
Er,Cr:YSGG LASER	Između grupa	18.370	2	9.185	0.927	0.403
	Unutar grupa	465.810	47	9.911		
	Sveukupno	484.179	49			

df=stupnjevi slobode (engl. *degrees of freedom*); crvenim označene p-vrijednosti predstavljaju statistički značajnu razliku

Post-hoc testiranje s korekcijom po Bonferroniju, kod tehnike preparacije ultrazvukom, pokazalo je da je čvrstoća svezivanja TotalFill RRM-a značajno veća u odnosu na MM-MTA ( $p = 0,010$ ) (Tablica 6). Kod tehnike preparacije svrdlom ista analiza pokazala je da je čvrstoća svezivanja MM-MTA-a značajno veća u usporedbi sa svim ostalim ispitivanim materijalima: Biodentine ( $p = 0,003$ ), TotalFill RRM ( $p = 0,011$ ) i amalgam ( $p = 0,002$ ) (Tablica 7).

Tablica 6. Post-hoc test s korekcijom po Bonferroniju tehnike preparacije ultrazvukom.

(I) Materijal	Srednja razlika (I-J)	Standardna greška	p	95% Interval pouzdanosti		
				Donja granica	Gornja granica	
MM-MTA	BIODENTINE	-1.73	1.59	0.857	-5.77	2.30
	TotalFill RRM	-4.64	1.46	0.010	-8.35	-0.94
BIODENTINE	MM-MTA	1.73	1.59	0.857	-2.30	5.77
	TotalFill RRM	-2.91	1.42	0.145	-6.50	0.67
TotalFill RRM	MM-MTA	4.64	1.46	0.010	0.94	8.35
	BIODENTINE	2.91	1.42	0.145	-0.67	6.50

\*Crvenim su označene statistički značajne p-vrijednosti <0,05 i materijali između kojih je razlika u čvrstoći svezivanja značajna (u ultrazvučnim kavitetima)

Tablica 7. Post-hoc test s korekcijom po Bonferroniju tehnike preparacije svrdlom.

(I) Materijal		Srednja razlika(I-J)	Standardna greška	p	95% Interval pouzdanosti	
					Donja granica	Gornja granica
AMALGAM	MM-MTA	-6.24	1.58	0.002	-10.59	-1.90
	BIODENTINE	-0.07	1.54	1.000	-4.32	4.18
	TotalFill RRM	-0.74	1.58	1.000	-5.08	3.61
MM-MTA	AMALGAM	6.24	1.58	0.002	1.90	10.59
	BIODENTINE	6.17	1.63	0.003	1.68	10.66
	TotalFill RRM	5.51	1.66	0.011	0.93	10.09
BIODENTINE	AMALGAM	0.07	1.54	1.000	-4.18	4.32
	MM-MTA	-6.17	1.63	0.003	-10.66	-1.68
	TotalFill RRM	-0.67	1.63	1.000	-5.16	3.82
TotalFill RRM	AMALGAM	0.74	1.58	1.000	-3.61	5.08
	MM-MTA	-5.51	1.66	0.011	-10.09	-0.93
	BIODENTINE	0.67	1.63	1.000	-3.82	5.16

\*Crvenim su označene statistički značajne p-vrijednosti <0,05 i materijali između kojih je razlika u čvrstoći svezivanja značajna (u svrdlo kavitetima)

Jednosmjernom analizom varijance potvrđeno je da je na čvrstoću svezivanja utjecao čimbenik tehnike preparacije retrogradnog kaviteta statistički značajno u slučaju Biodentinea ( $p = 0,048$ ) i TotalFill RRM-a ( $p < 0,001$ ) (Tablica 8). Post-hoc testom s korekcijom po Bonferroniju materijala Biodentinea utvrđeno je da je čvrstoća svezivanja bila značajno veća kad su se retrogradni kaviteti preparirali ultrazvukom u odnosu na preparaciju svrdlom ( $p = 0,042$ ) (Tablica 9). Isti post-hoc test za materijal TotalFill RRM otkrio je da je čvrstoća svezivanja bila značajno veća kod kaviteta prepariranih ultrazvukom u odnosu na svrdlo ( $p = 0,001$ ) i u odnosu na Er,Cr:YSGG laser ( $p = 0,045$ ), odnosno kad su kaviteti bili preparirani Er:YAG laserom u odnosu na svrdlo ( $p = 0,002$ ) (Tablica 10.).

Tablica 8. Razlike u čvrstoći svezivanja između tehnika preparacija retrogradnih kaviteta (unutar skupina) prema pojedinom materijalu (jednosmjerna ANOVA).

Materijal	Odstupanje u čvrstoći svezivanja	Suma kvadrata	df	Srednji kvadrat	F	p
MM-MTA	Između grupa	79.810	3	26.603	1.435	0.244
	Unutar grupa	908.273	49	18.536		
	Sveukupno	988.083	52			
BIODENTINE	Između grupa	139.000	3	46.333	2.829	0.048
	Unutar grupa	819.039	50	16.381		
	Sveukupno	958.039	53			
TotalFill RRM	Između grupa	469.910	3	156.637	7.627	<0,001
	Unutar grupa	1068.000	52	20.538		
	Sveukupno	1537.909	55			

df=degrees of freedom (engl. stupnjevi slobode); crvenim označene p-vrijednosti predstavljaju statistički značajnu razliku

Tablica 9. Post-hoc test s korekcijom po Bonferroniju materijala Biodentinea.

(I) Tehnika preparacije		Srednja razlika (I-J)	Standardna greška	p	95% Interval pouzdanosti	
					Donja granica	Gornja granica
ULTRAZVUK	SVRDLO	4.78	1.70	0.042	0.11	9.46
	Er: YAG LASER	1.89	1.68	1.000	-2.72	6.49
	Er,Cr:YSGG LASER	2.97	1.61	0.427	-1.46	7.41
SVRDLO	ULTRAZVUK	-4.78	1.70	0.042	-9.46	-0.11
	Er: YAG LASER	-2.89	1.56	0.415	-7.18	1.39
	Er,Cr:YSGG LASER	-1.81	1.49	1.000	-5.91	2.29
Er: YAG LASER	ULTRAZVUK	-1.89	1.68	1.000	-6.49	2.72
	SVRDLO	2.89	1.56	0.415	-1.39	7.18
	Er,Cr:YSGG LASER	1.09	1.46	1.000	-2.93	5.10
Er,Cr:YSGG LASER	ULTRAZVUK	-2.97	1.61	0.427	-7.41	1.46
	SVRDLO	1.81	1.49	1.000	-2.29	5.91
	Er: YAG LASER	-1.09	1.46	1.000	-5.10	2.93

\*Crvenim su označene statistički značajne p-vrijednosti <0,05 i tehnike preparacije između kojih je razlika u čvrstoći svezivanja značajna (za materijal Biodentine)

Tablica 10. Post-hoc test s korekcijom po Bonferroniju materijala TotalFill RRM-a.

(I) Tehnike preparacije		Srednja razlika (I-J)	Standardna greška	p	95% Interval pouzdanosti	
					Donja granica	Gornja granica
ULTRAZVUK	SVRDLO	7.03	1.76	0.001	2.21	11.84
	Er: YAG LASER	0.28	1.68	1.000	-4.34	4.90
	Er,Cr:YSGG LASER	4.60	1.65	0.045	0.06	9.14
SVRDLO	ULTRAZVUK	-7.03	1.76	0.001	-11.84	-2.21
	Er: YAG LASER	-6.75	1.78	0.002	-11.64	-1.86
	Er,Cr:YSGG LASER	-2.43	1.76	1.000	-7.24	2.39
Er: YAG LASER	ULTRAZVUK	-0.28	1.68	1.000	-4.90	4.34
	SVRDLO	6.75	1.78	0.002	1.86	11.64
	Er,Cr:YSGG LASER	4.32	1.68	0.079	-0.30	8.94
Er,Cr:YSGG LASER	ULTRAZVUK	-4.60	1.65	0.045	-9.14	-0.06
	SVRDLO	2.43	1.76	1.000	-2.39	7.24
	Er: YAG LASER	-4.32	1.68	0.079	-8.94	0.30

\*Crvenim su označene statistički značajne p-vrijednosti <0,05 i tehnike preparacije između kojih je razlika u čvrstoći svezivanja značajna (za materijal TotalFill RRM)

Najveća srednja vrijednost čvrstoće svezivanja postignuta je UZV tehnikom (10,95 MPa). Jednosmjernom ANOVA-om nađena je statistički značajna razlika u srednjim vrijednostima između tehnika preparacije retrogradnih kaviteta ( $p < 0,001$ ) (Tablica 11.).

Tablica 11. Razlike između aritmetičkih sredina čvrstoća svezivanja (MPa) postignutih pojedinom tehnikom preparacije (jednosmjerna ANOVA).

Tehnike preparacije	Broj uzoraka (N)	Čvrstoća svezivanja u MPa (aritmetička sredina)	Odstupanje u čvrstoći svezivanja	Suma kvadrata	df*	Srednji kvadrat	F	p
ULTRAZVUK	34	10.95	Između grupa	451.88	3.00	150.63	7.39	<0,001
SVRDLO	52	6.90	Unutar grupe	3546.51	174.00	20.38		
Er:YAG LASER	42	10.14	Sveukupno	3998.39	177.00			
Er,Cr:YSGG LASER	50	8.00						

\*df = stupnjevi slobode (engl. *degrees of freedom*)

Post-hoc test s korekcijom po Bonferroniju otkrio je da su statistički značajno veće vrijednosti čvrstoće svezivanja postignute: UZV tehnikom u odnosu na tehnike svrdlo i Er,Cr:YSGG laser, te tehnikom Er:YAG laser u odnosu na svrdlo (Tablica 12.).

Tablica 12. Post-hoc test s korekcijom po Bonferroniju tehnika preparacije retrogradnih kaviteta.

(I) Tehnike preparacije		Srednja razlika (I-J)	Standardna greška	p	95% Interval pouzdanosti	
					Donja granica	Gornja granica
ULTRAZVUK	SVRDLO	4.05	1.00	0.000	1.39	6.71
	Er: YAG LASER	0.81	1.04	1.000	-1.96	3.59
	Er,Cr:YSGG LASER	2,96	1.00	0.022	0.28	5.63
SVRDLO	ULTRAZVUK	-4.05	1.00	0.000	-6.71	-1.39
	Er: YAG LASER	-3.24	0.94	0.004	-5.74	-0.74
	Er,Cr:YSGG LASER	-1.10	0.89	1.000	-3.48	1.29
Er: YAG LASER	ULTRAZVUK	-0.81	1.04	1.000	-3.59	1.96
	SVRDLO	3.24	0.94	0.004	0.74	5.74
	Er,Cr:YSGG LASER	2.14	0.94	0.148	-0.38	4.66
Er,Cr:YSGG LASER	ULTRAZVUK	-2.96	1.00	0.022	-5.63	-0.28
	SVRDLO	1.10	0.89	1.000	-1.29	3.48
	Er: YAG LASER	-2.14	0.94	0.148	-4.66	0.38

\*Crvenim su označene statistički značajne p-vrijednosti <0,05

Od materijala najveću srednju vrijednost čvrstoće svezivanja imao je TotalFill RRM (10,23 MPa). Jednosmjerna ANOVA je pokazala statistički značajnu razliku između srednjih



vrijednosti čvrstoće svezivanja testiranih materijala za retrogradno punjenje ( $p < 0,001$ ) (Tablica 13.).

Tablica 13. Razlike između aritmetičkih sredina čvrstoće svezivanja (MPa) koje su postigli testirani materijali za retrogradno punjenje (jednosmjerna ANOVA).

Materijali za retrogradno punjenje	Broj uzoraka (N)	Čvrstoća svezivanja u MPa (aritmetička sredina)	Odstupanje u čvrstoći svezivanja	Suma kvadrata	df*	Srednji kvadrat	F	p
MM-MTA	53	9.38	Između grupa	402.98	3.00	134.33	6.5	<0.001
BIODENTINE	54	7.55	Unutar grupa	3595.40	174.00	20.66		
TotalFill RRM	56	10.23	Sveukupno	3998.38	177.00			
AMALGAM	15	5.27						

\*df= stupnjevi slobode (engl. *degrees of freedom*)

Post-hoc test s korekcijom po Bonferroniju je utvrdio da je materijal TotalFill RRM postigao značajno veću čvrstoću svezivanja u odnosu na Biodentine i amalgam, a materijal MM-MTA u odnosu na amalgam (Tablica 14.).

Tablica 14. Post-hoc test s korekcijom po Bonferroniju testiranih materijala za retrogradno punjenje.

(I) Materijal		Srednja razlika (I-J)	Standardna greška	p	95% Interval pouzdanosti	
					Donja granica	Gornja
AMALGAM	MM-MTA	-4.11	1.33	0.014	-7.66	-0.56
	BIODENTINE	-2.27	1.33	0.529	-5.82	1.27
	TotalFill RRM	-4.96	1.32	0.001	-8.48	-1.43
MM-MTA	AMALGAM	4.11	1.33	0.014	0.56	7.66
	BIODENTINE	1.83	0.88	0.231	-0.51	4.18
	TotalFill RRM	-0.85	0.87	1.000	-3.17	1.48
BIODENTINE	AMALGAM	2.28	1.33	0.529	-1.27	5.82
	MM-MTA	-1.83	0.88	0.231	-4.18	0.51
	TotalFill RRM	-2.68	0.87	0.014	-4.99	-0.37
TotalFill RRM	AMALGAM	4.96	1.32	0.001	1.43	8.48
	MM-MTA	0.85	0.87	1.000	-1.48	3.17
	BIODENTINE	2.68	0.87	0.014	0.37	4.99

\*Crvenim su označene statistički značajne p-vrijednosti <0,05

Usporedbom svih dobivenih rezultata čvrstoća svezivanja međusobno, dobivene su p-vrijednosti prikazane u Tablici 15. a) i b). Unutar tehnike preparacije Er,Cr:YSGG laserom pronađene su dvije statistički značajne p-vrijednosti, unutar Er:YAG laser i UZV tehnike po četiri, dok je tehnika svrdlo pokazala sedam statistički značajnih p-vrijednosti. Što se tiče materijala za retrogradno punjenje, unutar materijala MM-MTA-a našle su se dvije statistički

značajne p-vrijednosti, unutar materijala amalgama tri, Biodentinea pet i unutar TotalFill RRM-a 10 (Tablica 15. a) i b)).

Tablica 15. a) i b). Post-hoc međusobna usporedba rezultata čvrstoće svezivanja svih kombinacija tehnika preparacije retrogradnog kaviteta/materijal za retrogradno punjenje, uz korekciju po Bonferroniju.

a)

Tehnika preparacije: materijal	UZV: MM-MTA	UZV: BIODENTINE	UZV: TotalFill RRM	Svrdlo: MM-MTA	Svrdlo: BIODENTINE	Svrdlo: TotalFill RRM
UZV: MM-MTA	1.000	1.000	0.740	1.000	1.000	1.000
UZV: BIODENTINE	1.000	1.000	1.000	1.000	0.581	1.000
UZV: TotalFill RRM	0.740	1.000	1.000	1.000	<b>&lt;0,001</b>	<b>0.002</b>
Svrdlo: MM-MTA	1.000	1.000	1.000	1.000	<b>0.025</b>	0.123
Svrdlo: BIODENTINE	1.000	0.581	<b>&lt;0,001</b>	<b>0.025</b>	1.000	1.000
Svrdlo: TotalFill RRM	1.000	1.000	<b>0.002</b>	0.123	1.000	1.000
Er:YAG: MM-MTA	1.000	1.000	1.000	1.000	0.992	1.000
Er:YAG: BIODENTINE	1.000	1.000	0.190	1.000	1.000	1.000
Er:YAG: TotalFill RRM	1.000	1.000	1.000	1.000	<b>0.001</b>	<b>0.005</b>
Er,Cr:YSGG: MM-MTA	1.000	1.000	0.155	1.000	1.000	1.000
Er,Cr:YSGG: BIODENTINE	1.000	1.000	<b>0.009</b>	0.506	1.000	1.000
Er,Cr:YSGG: TotalFill RRM	1.000	1.000	0.241	1.000	1.000	1.000
Svrdlo: Amalgam	1.000	0.406	<b>&lt;0,001</b>	<b>0.014</b>	1.000	1.000

\*crvenim su označene statistički značajne razlike (p- vrijednosti) između pojedinih kombinacija tehnika/materijal

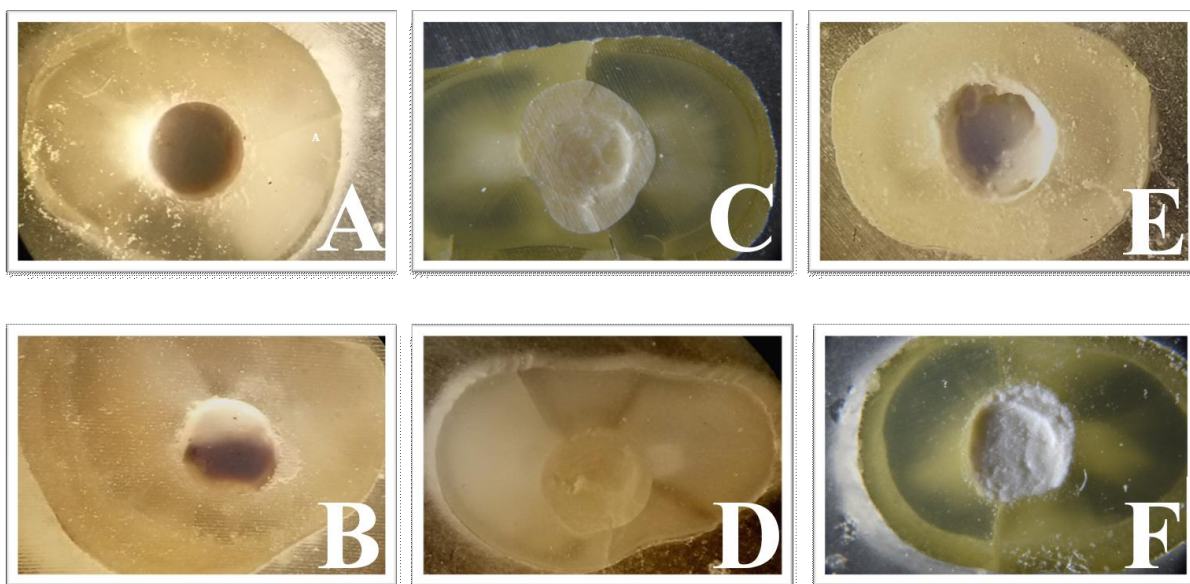
b)

Tehnika preparacije: materijal	Er:YAG: MM-MTA	Er:YAG: BIODENTINE	Er:YAG: TotalFill RRM	Er,Cr:YSGG: MM-MTA	Er,Cr:YSGG: BIODENTINE	Er,Cr:YSGG: TotalFill RRM	Svrdlo: Amalgam
UZV: MM-MTA	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
UZV: BIODENTINE	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.406
UZV: TotalFill RRM	1.000	0.190	1.000	0.155	<b>0.009</b>	0.241	<b>&lt;0,001</b>
Svrdlo: MM-MTA	1.000	1.000	1.000	1.000	0.506	1.000	<b>0.014</b>
Svrdlo: BIODENTINE	0.992	1.000	<b>0.001</b>	1.000	1.000	1.000	1.000
Svrdlo: TotalFill RRM	1.000	1.000	<b>0.005</b>	1.000	1.000	1.000	1.000
Er:YAG: MM-MTA	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.678
Er:YAG: BIODENTINE	1.000	1.000	0.384	1.000	1.000	1.000	1.000
Er:YAG: TotalFill RRM	1.000	0.384	1.000	0.335	<b>0.023</b>	0.484	<b>&lt;0,001</b>
Er,Cr:YSGG: MM-MTA	1.000	1.000	0.335	1.000	1.000	1.000	1.000
Er,Cr:YSGG: BIODENTINE	1.000	1.000	<b>0.023</b>	1.000	1.000	1.000	1.000
Er,Cr:YSGG: TotalFill RRM	1.000	1.000	0.484	1.000	1.000	1.000	1.000
Svrdlo: Amalgam	0.678	1.000	<b>&lt;0,001</b>	1.000	1.000	1.000	1.000

\*crvenim su označene statistički značajne razlike (p- vrijednosti) između pojedinih kombinacija tehnika/materijal

#### 4.2. Rezultati analize stereomikroskopom

Vrsta loma (popuštanja) materijala definirala se kao adhezivni (na spoju materijala za retrogradno punjenje i korijenskog dentina), kohezivni (unutar samog materijala za retrogradno punjenje) i miješani lom (lom i u samom materijalu, i na spoju materijala i korijenskog dentina) (Slika 32.).

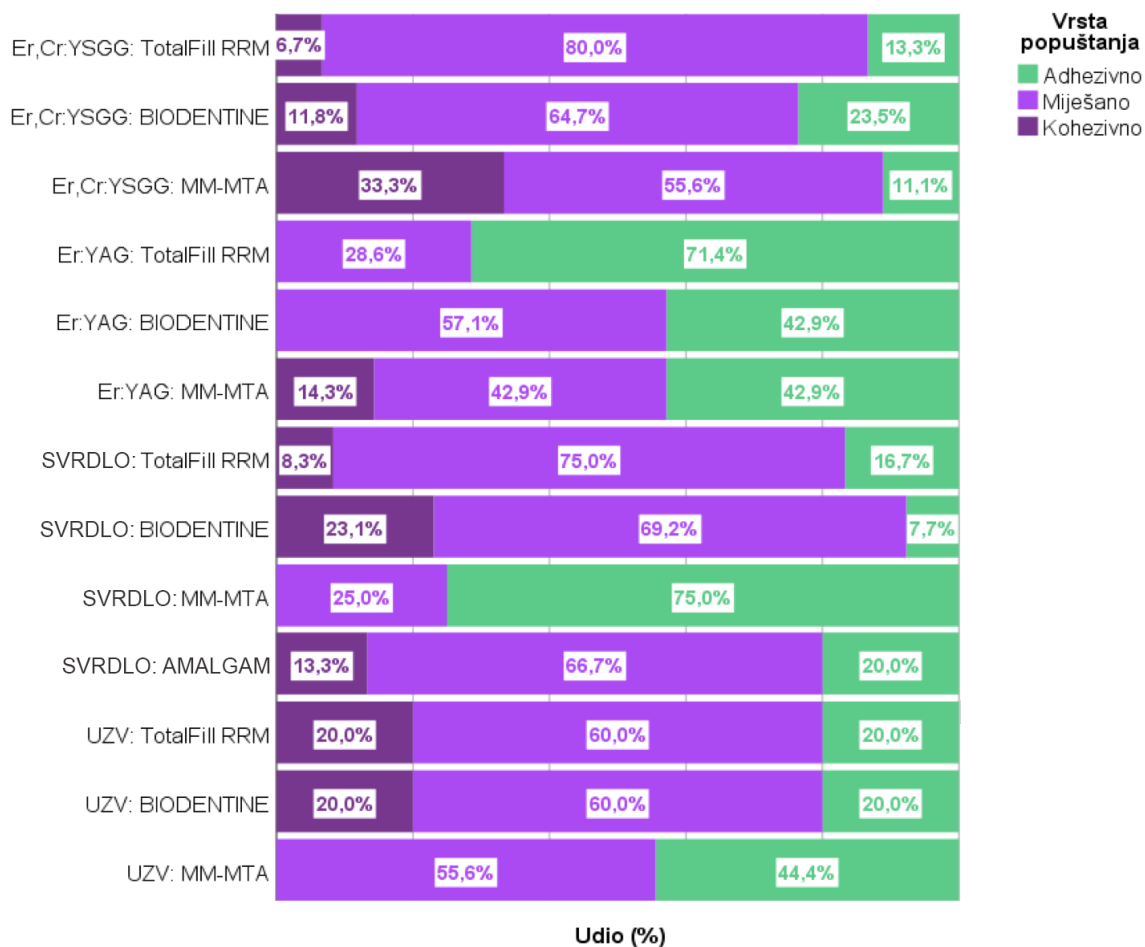


Slika 32. Vrste loma (popuštanja) uzoraka gledanih pod stereomikroskopom. Slike A (uzorak svrdlo/MM-MTA1) i B (Er:YAG laser/MM-MTA4) prikazuju adhezivni tip loma; slike C (UZV/Biodentine3) i D (svrdlo/Biodentine1) kohezivni tip te slike E (Er,Cr:YSGG laser/MM-MTA2) i F (UZV/MM-MTA1) miješani tip loma.

Rezultati  $\chi^2$  testa s udjelima pojedinih vrsta loma za svaku kombinaciju materijala i tehnike preparacije prikazani su u Tablici 14. i na Slici 33. Najčešći tip loma bio je mješoviti tip i to u svim podskupinama, osim u podskupini Er:YAG laserom izrađenih kaviteta punjenih TotalFill RRM materijalom i podskupini svrdlom izrađenih kaviteta punjenih MM-MTA-om, u kojima je prevladavao adhezivni tip popuštanja, dok kohezivni tip nije zabilježen. Drugi po zastupljenosti bio je adhezivni tip, dok je najrjeđi bio nalaz kohezivnog loma (Slika 33.). Kod tehnika preparacije svrdlom, UZV-om i Er,Cr:YSGG laserom prevladavao je miješani tip loma dok je kod Er:YAG lasera prevladavao adhezivni tip. Kod materijala Biodentinea, TotalFill RRM-a i amalgama prevladavao je miješani tip loma, a kod MM-MTA-a podjednako su se javljali miješani i adhezivni tipovi lomova (Tablica 16.).

Tablica 16. Analiza vrsta loma (popuštanja)  $\chi^2$  testom (s brojem pojedine vrste popuštanja i njihovim udjelima).

Tehnika preparacije: materijal	Vrsta popuštanja					
	Adhezivno		Miješano		Kohezivno	
	N	%	N	%	N	%
UZV: MM-MTA	4	44.4%	5	55.6%	0	0.0%
UZV: BIODENTINE	2	20.0%	6	60.0%	2	20.0%
UZV: TotalFill RRM	3	20.0%	9	60.0%	3	20.0%
<b>SVRDLO: MM-MTA</b>	<b>9</b>	<b>75.0%</b>	<b>3</b>	<b>25.0%</b>	0	0.0%
SVRDLO: BIODENTINE	1	7.7%	9	69.2%	3	23.1%
SVRDLO: TotalFill RRM	2	16.7%	9	75.0%	1	8.3%
SVRDLO: AMALGAM	3	20.0%	10	66.7%	2	13.3%
Er:YAG: MM-MTA	6	42.9%	6	42.9%	2	14.3%
Er:YAG: BIODENTINE	6	42.9%	8	57.1%	0	0.0%
<b>Er:YAG: TotalFill RRM</b>	<b>10</b>	<b>71.4%</b>	<b>4</b>	<b>28.6%</b>	0	0.0%
<b>Er,Cr:YSGG: MM-MTA</b>	<b>2</b>	<b>11.1%</b>	10	55.6%	<b>6</b>	<b>33.3%</b>
Er,Cr:YSGG: BIODENTINE	4	23.5%	11	64.7%	2	11.8%
Er,Cr:YSGG: TotalFill RRM	2	13.3%	12	80.0%	1	6.7%
*N - broj uzoraka; crvenim su označene kombinacije materijal/tehnika kod kojih postoji statistički značajna razlika između pojedinih vrsta popuštanja te broj i udjeli tih vrsta popuštanja						



Slika 33. Udjeli vrsta loma (popuštanja) u % za sve podskupine ( $\chi^2$  test).

Razlike u udjelima pojedine vrste loma testirale su se  $\chi^2$  testom koji je pokazao da je značajna razlika nađena u podskupinama svrdlo/MM-MTA i Er:YAG/TotalFill RRM između miješane (znatno manje) i adhezivne vrste loma te podskupini Er,Cr:YSGG/MM-MTA između adhezivne (znatno manje) u odnosu na kohezivnu vrstu loma (Tablica 17.).

Tablica 17. Usporedbe (razlike) između udjela u stupcima vrsta popuštanja ( $\chi^2$  test (Fisherov egzaktni test) s korekcijom po Bonferroniju).

Podskupine	Vrsta popuštanja		
	Adhezivno (A)	Miješano (B)	Kohezivno (C)
UZV: MM-MTA			. <sup>a</sup>
UZV: BIODENTINE			
UZV: TotalFill RRM			
SVRDLO: MM-MTA	B(0,002)		. <sup>a</sup>
SVRDLO: BIODENTINE			
SVRDLO: TotalFill RRM			
Er:YAG: MM-MTA			
Er:YAG: BIODENTINE			. <sup>a</sup>
Er:YAG: TotalFill RRM	B(0,002)		. <sup>a</sup>
Er,Cr:YSGG: MM-MTA			A(0,007)
Er,Cr:YSGG: BIODENTINE			
Er,Cr:YSGG: TotalFill RRM			
SVRDLO: AMALGAM			

\*Rezultati su temeljeni na dvostranim testovima. Za svaki statistički značajan par, oznaka kategorije s manjim udjelom u stupcu pojavljuje se u kategoriji s većim udjelom u stupcu. Razina značajnosti za velika štampana slova (A, B, C) je 0,05.

a. Kategorija nije korištena u usporedbama jer je njezin udio u stupcu jednak nuli ili jedan.

Binarnom logističkom regresijom analiziran je utjecaj čimbenika na vrste loma (popuštanja) te se pokazalo da ni materijal, ni tehnika preparacije, ni ta dva čimbenika zajedno nisu utjecali na vrstu loma (Tablica 18.).

Tablica 18. Analiza utjecaja faktora na vrste popuštanja binarnom logističkom regresijom.

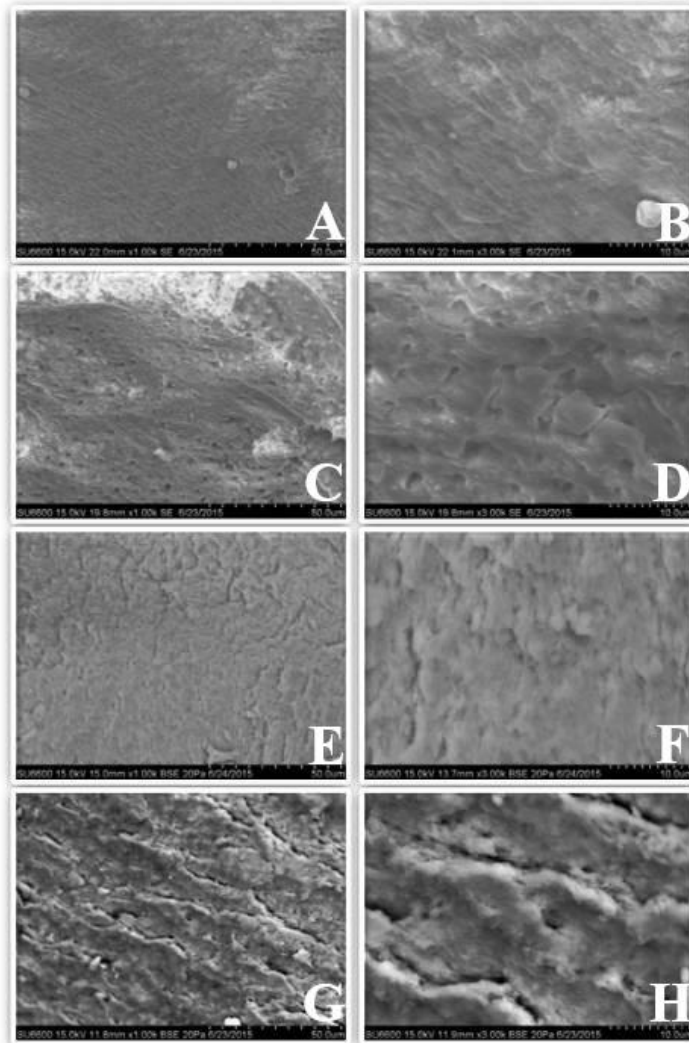
Faktor	Adhezivna popuštanja				Miješana popuštanja				Kohezivna popuštanja			
	OR	95% CI		p	OR	95% CI		p	OR	95% CI		p
		Donji	Gornji			Donji	Gornji			Donji	Gornji	
Tehnike preparacije	0.92	0.68	1.23	0.577	1.04	0.79	1.37	0.784	1.09	0.71	1.65	0.702
Materijal	0.95	0.68	1.32	0.769	1.14	0.84	1.56	0.393	0.81	0.51	1.29	0.380
Tehnike preparacije * Materijal	0.99	0.90	1.09	0.903	1.04	0.95	1.14	0.366	0.92	0.79	1.06	0.24

OR - omjer vjerojatnosti (eng. odds ratio); CI - interval pouzdanosti (eng. confidence interval)

### 4.3. Rezultati analize SEM-om

Analiza površine dentina retrogradnih kaviteta SEM-om nakon preparacije ispitivanim tehnikama, pokazala je u skupini svrdlo vidljiv zaostadni sloj i zatvorene dentinske tubuluse (Slika 34. A i B). U skupini UZV-om prepariranih kaviteta vidljiva je čišća površina dentina,

manje zostatnog sloja te se vide otvoreni dentinski tubulusi (Slika 34. C i D). Na površini dentina retrogradnih kaviteta izrađenih Er:YAG laserom (Slika 34. E i F) i Er,Cr:YSGG laserom (Slika 34. G i H) vidljiv je sličan nalaz – ostaci zaostatnog sloja, neravna površina, specifična za erbij lasere zbog jačeg uklanjanja intertubulusnog dentina te mjestimice vidljivi djelomično otvoreni dentinski tubulusi.



Slika 34. SEM slike površine dentina retrogradnih kaviteta. Slike A (x1000) i B (x3000) prikazuju površinu dentina svrdlom izrađenih retrogradnih kaviteta, vidljiv je zaostatni sloj i zatvoreni dentinski tubulusi; slike C (x1000) i D (x3000) površinu dentina UZV-om izrađenih retrogradnih kaviteta sa znatno manje zaostatnog sloja i vidljivim otvorenim tubulusima; slike E (x1000) i F (x3000) površinu dentina Er:YAG laserom izrađenih retrogradnih kaviteta te slike G (x1000) i H (x3000) Er,Cr:YSGG laserom izrađenih kaviteta na kojima se vidi neravna površina s ostacima zaostatnog sloja i ponegdje vidljivi djelomično otvoreni dentinski tubulusi.

## **5. RASPRAVA**



Unatoč sve razvijenijim metodama za nadoknadu izgubljenog zuba i strelovitom razvoju dentalne implantologije i protetike posljednjih desetljeća, postulati u dentalnoj medicini još uvijek nalažu očuvanje zuba u usnoj šupljini kao imperativ. U slučajevima kada patološki proces zahvati samu zubnu pulpu, kako bi se zub sačuvao, prvi je izbor endodonska terapija, odnosno ekstripacija oboljelog pulpnog tkiva te ortogradno punjenje korijenskih kanala odgovarajućim biokompatibilnim materijalom kako bi se zatvorila komunikacija između usne šupljine i periapikalnog tkiva te onemogućila njegova eventualna reinfekcija. Ukoliko nakon primarnog endodonskog liječenja ne dolazi do cijeljenja patološkoga procesa u području periapiksa, može se pokušati revizija punjenja korijenskih kanala. Ako i nakon toga upalni patološki proces perzistira u periapikalnom području, terapija izbora je endodonska kirurgija, odnosno postupak apikotomije koji uključuje kirurško uklanjanje periapikalnog granulacijskog tkiva, resekciju 3 mm vrška korijena, izradu retrogradnog kaviteta na reseciranoj površini korijena te njegovo punjenje odgovarajućim materijalom (31).

Osnovni je cilj endodonske kirurgije stvoriti nepropusni pečat na sustav korijenskog kanala zuba, ukloniti bakterijsku kontaminaciju periapikalnog tkiva i potaknuti njegovu regeneraciju (14). Kako bi se omogućilo cijeljenje periapikalnog tkiva, najvažnije je prevenirati reinfekciju tog područja patogenima iz usne šupljine, što podrazumijeva sprječavanje komunikacije endodonskog prostora zuba i periapiksa (34). To se postiže na način da se nakon resekcije vrška korijena preparira retrogradni kavitet te se napuni materijalom za retrogradno punjenje koji će hermetički zatvoriti komunikaciju endodonskog prostora i periapikalnog tkiva (183). Kvaliteta brtvljenja materijala za retrogradno punjenje ključna je za prevenciju reinfekcije, odnosno za cijeljenje periapikalnog tkiva (184), a time i u konačnici za očuvanje zuba u usnoj šupljini. Jedno od mjerila kvalitete brtvljenja materijala za retrogradno punjenje je njegova čvrstoća svezivanja za korijenski dentin stijenci retrogradnog kaviteta (185). Na čvrstoću svezivanja retrogradnog punjenja utječu materijal za retrogradno punjenje i njegova svojstva, ali i svojstva korijenskog dentina (186). Zbog svega navedenog, cilj je ovoga istraživanja bio usporediti različite materijale za retrogradno punjenje i različite tehnike izrade retrogradnih kaviteta koje mogu utjecati na svojstva korijenskog dentina. U literaturi je već opisana interakcija materijala za retrogradno punjenje, koji su se do nedavno često koristili poput amalgama, IRM-a, Super EBA-a, s korijenskim dentinom, odnosno njihova čvrstoća svezivanja (187, 127, 188, 189, 118). Međutim, u ovom istraživanju ispitani su kalcijevi silikatni materijali, koji se zadnjih godina sve češće koriste kao retrogradno punilo zbog svoje izvrsne biokompatibilnosti (190), što je iznimno važno za njihovu povoljnu interakciju s periapikalnim tkivom s kojim dolaze u neposredni dodir i promoviraju njegovu regeneraciju,

te zbog svoje odlične sposobnosti brtvljenja temeljene na njihovoj fizičko-kemijskoj interakciji s neposrednom okolinom (190). S druge strane, odabrane su i najnovije tehnike preparacije retrogradnih kaviteta, kao što su ultrazvučna tehnika i erbij laseri koji postupno zamjenjuju klasične preparacije kaviteta kirurškim svrdlima. Ovim istraživanjem htjeli su se dobiti podaci o čvrstoći svezivanja najnovijih materijala za retrogradno punjenje za korijenski dentin i utjecaju modernih tehnika preparacije retrogradnih kaviteta na čvrstoću svezivanja, koji bi mogli pomoći u izboru optimalne kombinacije materijala i tehnika u suvremenoj kliničkoj kirurškoj endodontici. U literaturi do sada, koliko je nama poznato, nema podataka o čvrstoći svezivanja četiri različite tehnike preparacije retrogradnih kaviteta, ultrazvučna, Er:YAG i Er,Cr:YSGG laser i čelično svrdlo s tri bioaktivna materijala za retrogradno punjenje (MTA, biokeramika i Biodentine).

Za uspjeh endodontske kirurgije ključan je apikalni pečat na vrhu reseciranog korijena koji će spriječiti prodor mikroorganizama i njihovih toksina iz endodontskog prostora zuba u područje periapiksa te na taj način omogućiti cijeljenje periapikalnog upalnog procesa (14). Apikalni pečat postiže se upravo izradom retrogradnog kaviteta na reseciranoj površini korijena te njegovim punjenjem odgovarajućim materijalom. Kako bi apikalno pečaćenje bilo trajno, retrogradno punjenje trebalo bi dobro prilijegati uz korijenski dentin, tako da se održi netaknutost spoja retrogradni materijal – dentin ne samo u statičkim uvjetima, već i tijekom funkcije i operativnih postupaka (191). Brtvljenje apikalnog pečata ovisi o adheziji materijala za retrogradno punjenje na stijenke korijenskog dentina. Kako bi se testirala adhezija endodontskih materijala, često se koristi ispitivanje čvrstoće svezivanja (192). Postoji niz testova kojima se može ispitati čvrstoća svezivanja kao što su vlačni test (engl. *tensile test*), smični test (engl. *shear-test*) i test istiskivanja (engl. *push-out test*). *Push-out test* često se koristi za procjenu čvrstoće svezivanja endodontskih materijala za punjenje za korijenski dentin te unatoč ograničenjima može biti pogodan za takvu vrstu procjene (193). Prednost *push-out* testa je lom, odnosno popuštanje, paralelno sa spojem dentin – materijal (194, 195, 196). U ovom istraživanju odabran je upravo *push-out test* za ispitivanje čvrstoće svezivanja retrogradnih materijala za korijenski dentin jer se on pokazao kao učinkovit i pouzdan u procjeni svojstva stvrdnutog materijala da se odupre silama dislociranja *in vitro* (197).

Rezultati ispitivanja čvrstoće svezivanja materijala za retrogradno punjenje dobiveni u ovom istraživanju pokazuju da su vrijednosti dobivene preparacijom retrogradnih kaviteta s oba erbij lasera podjednake, bez statistički značajne razlike među materijalima. Međutim, unutar skupina u kojima su retrogradni kaviteti izrađeni ultrazvukom ( $p = 0,009$ ) i svrdlom ( $p = 0,001$ ) dobivene su statistički značajne razlike između vrijednosti čvrstoće svezivanja

testiranih materijala. To pokazuje da faktor materijal za retrogradno punjenje utječe ( $p = 0,008$ ) na čvrstoću svezivanja unutar pojedine tehnike preparacije retrogradnih kaviteta, s obzirom na to da su unutar tih skupina jedina varijabla različiti testirani materijali dok je tehnika preparacije svih kaviteta unutar skupine ista. Time se može odbaciti druga nul-hipoteza ovog istraživanja koja kaže da nema razlike u čvrstoći svezivanja materijala za retrogradno punjenje MM-MTA-a, Biodentinea i TotalFill RRM-a za stijenke korijenskog dentina, neovisno o tehnici izrade retrogradnog kaviteta.

Retrogradni kaviteti preparirani Er:YAG i Er,Cr:YSGG laserom u ovom istraživanju pokazali su vrlo slične rezultate čvrstoće svezivanja, bez statistički značajnih razlika među materijalima za retrogradno punjenje unutar pojedine eksperimentalne skupine te među skupinama. Prema podacima u literaturi, unatoč razlikama između dva erbij lasera u valnoj duljini, trajanju pulsa i energiji (198), morfološke su karakteristike površine dentina obasjane Er:YAG i Er,Cr:YSGG laserom slične (199). S obzirom na izgled površine dentina nakon preparacije erbij laserima može se pretpostaviti da će čvrstoća svezivanja materijala na laserom obrađenu površinu biti slična, što je i dokazano u ovom istraživanju. Međutim, ako se usporede vrijednosti čvrstoće svezivanja u skupini Er:YAG lasera i Er,Cr:YSGG lasera, vrijednosti su veće u skupini Er:YAG lasera za sve materijale, iako razlika nije statistički značajna. Dobiveni rezultati mogu se objasniti neželjenim potpovršinskim promjenama koje se javljaju u laserom obasjanom dentinu, a koje mogu utjecati na adheziju materijala. Naime, mehanički šok uzrokovan evaporacijom vode u procesu ablacije mogao bi uzrokovati potpovršinske pukotine u dentinu, što bi moglo utjecati na adheziju materijala na laserom obasjane površine (65). Apsorpcijski koeficijent u dentinu za Er:YAG laser iznosi  $2000 \text{ cm}^{-1}$ , a za Er,Cr:YSGG laser  $700 \text{ cm}^{-1}$  što za posljedicu ima dubinu prodiranja od oko  $5 \mu\text{m}$  za Er:YAG laser i  $15 \mu\text{m}$  za Er,Cr:YSGG laser (200, 201). Dublje prodiranje Er,Cr:YSGG lasera moglo bi utjecati na mehanička svojstva potpovršinskog dentina i moguće je da bi to mogao biti razlog nešto slabije čvrstoće svezivanja materijala za retrogradno punjenje u kavitetima prepariranim Er,Cr:YSGG laserom (202).

Ako se usporede vrijednosti čvrstoće svezivanja dobivene u skupinama erbij lasera s vrijednostima dobivenima u skupini u kojoj su se retrogradni kaviteti izradili svrdlom, čvrstoća svezivanja bila je veća u laserskim skupinama za Biodentine i za TotalFill RRM, što je očekivano s obzirom na istraživanja koja su pokazala da oba erbij lasera ostavljaju karakterističnu morfologiju dentina nakon obasjavanja s nepravilnom površinom, otvorenim tubulusima i izdignutim peritubularnim dentinom što pogoduje mikroretenciji materijala (203, 204). Kada se uspoređi svezivanje na dentin nakon obrade erbij laserima s otvorenim

dentinskim tubulusima kroz koje lakše mogu prodrijeti čestice kalcijevih silikatnih materijala sa svezivanjem za zaostatnim slojem prekriveni dentin u skupini sa svrdlom, za očekivati je da se postigne veća čvrstoća svezivanja materijala za retrogradno punjenje u kavitetima izrađenim erbij laserima.

U skupini u kojoj je korištena ultrazvučna tehnika za preparaciju retrogradnih kaviteta, statistički značajno veća bila je čvrstoća svezivanja materijala TotalFill RRM-a u odnosu na MM-MTA ( $p = 0,010$ ). Fizička svojstva materijala, kao i njihovo prijanjanje uz dentin, ovise o omjeru voda/prah, temperaturi, vlažnosti, količini zraka zaostalog nakon miješanja materijala i veličini čestica (205). U ovom istraživanju korišteni su kapsulirani materijali (MM-MTA, Biodentine, Amalcap Plus), odnosno već gotova pasta (TotalFill RRM) te su varijacije u omjeru voda/prah i količini zraka zaostalog nakon miješanja materijala bile svedene na minimum. Međutim, veličina čestica u testiranim materijalima je različita. Prema Soheilipouru i sur. (206), veličina čestica materijala Root MTA-a u najvećem je postotku reda veličine  $6,1 - 15 \mu\text{m}$ , dok prema Hau i sur. (207), ProRoot MTA ima čestice u rasponu od  $4,88$  do  $19,31 \mu\text{m}$ . Iako nema dostupnih podataka o veličini čestica u MM-MTA materijalu, za pretpostaviti je da su sličnih dimenzija kao u prethodno spomenutim MTA materijalima, s obzirom na vrlo sličan kemijski sastav. Za razliku od MTA materijala, TotalFill RRM ima čestice nano veličine od maksimalno  $1 \times 10^{-3} \mu\text{m}$  (208). Budući da je promjer dentinskih tubulusa uz pulpu  $2,0 - 3,2 \mu\text{m}$  (209), uz to što se veličina tubulusa smanjuje u apikalnom smjeru, može se pretpostaviti da su nano čestice TotalFill RRM-a mogle lakše i dublje prodrijeti u dentinske tubuluse apikalne polovice korijena u usporedbi sa znatno većim česticama MM-MTA-a te na taj način ostvariti jaču mikromehaničku vezu. Istraživanje Birda i sur., u kojemu je izmjerena dubina prodora čestica materijala MTA-a i Capasia, tj. biokeramičkog cementa na bazi kalcij-fosfo-alumino silikata u dentinske tubuluse retrogradnog kaviteta dokazalo je prodor čestica biokeramičkog materijala do maksimalne dubine od  $264 \mu\text{m}$ , dok čestice MTA-a uopće nisu ušle u tubuluse (210). Međutim, Shokouhinejad i sur. (174) u svom su istraživanju dobili drugačije rezultate od rezultata ovog istraživanja, uspoređujući rubno prijanjanje MTA-a i EndoSequence RRM-a, gdje su oba materijala pokazala slično rubno prijanjanje, bez statistički značajnih razlika. Spomenuta razlika u rezultatima mogla je nastati zbog korištenja različitih testova za ispitivanje veze između retrogradnog materijala i korijenskog dentina. Shokouhinejad i sur. mjerili su praznine između materijala i dentina SEM-om, dok je u ovom istraživanju korišten mehanički test istiskivanja. Biodentine je u skupini s ultrazvučnom preparacijom ostvario čvrstoću svezivanja ( $10,13 \text{ MPa}$ ) veću od one MM-MTA-a ( $8,39 \text{ MPa}$ ), ali bez statistički značajne

razlike, što je suprotno rezultatima Naika i sur. u istraživanju mikropropuštanja Biodentinea i MTA-a u retrogradnim kavitetima izrađenim ultrazvukom, gdje je Biodentine pokazao i statistički značajno bolje apikalno pečaćenje od MTA-a (211).

Testiranje čvrstoće svezivanja u skupini retrogradnih kaviteta prepariranih svrdlom dalo je zanimljive rezultate. Svi testirani materijali (Biodentine, TotalFill RRM, uključujući i amalgam (kontrolna podskupina)) imali su podjednake vrijednosti čvrstoće svezivanja, osim MM-MTA-a koji je imao otprilike dvostruko veću vrijednost čvrstoće svezivanja u usporedbi sa svim ostalim materijalima. Ta je vrijednost bila statistički značajno veća u odnosu na sve ostale materijale, Biodentine ( $p = 0,003$ ), TotalFill RRM ( $p = 0,011$ ) i amalgam ( $p = 0,002$ ). Dvostruko veća vrijednost čvrstoće svezivanja MM-MTA-a ne može se jednostavno objasniti. Može se pretpostaviti da je ključna bila tehnika preparacije retrogradnih kaviteta svrdlom, odnosno površina dentina koju takva preparacija ostavlja. Dokazano je da u usporedbi s ultrazvučnim preparacijama (212, 213), kao i preparacijama erbij laserima (61, 56), retrogradni kaviteti izrađeni svrdlom imaju površinu koja je znatno više prekrivena zaostatnim slojem koji u potpunosti ili djelomično zatvara ulaz u dentinske tubuluse i time otežava ili onemogućuje stvaranje „mineralnog infiltracijskog sloja“ između dentina i kalcijevih silikatnih cemenata (156) koje ulazi u dentinske tubuluse i time ostvaruje mikromehaničku vezu. Kako je takva veza kalcijevih silikatnih cemenata i dentina onemogućena zaostatnim slojem, nije iznenađujuća ni dobivena znatno manja čvrstoća svezivanja Biodentinea i TotalFill RRM-a u kavitetima prepariranim svrdlom. Kako onda objasniti dobivenu dvostruko veću vrijednost čvrstoće svezivanja MM-MTA-a u odnosu na ostale materijale u tim kavitetima? Slične rezultate objavili su Yildirim i sur. nakon ispitivanja dugoročnog učinka zaostatnog sloja na sposobnost apikalnog brtvljenja MTA-a u retrogradnom kavitetu. Prema rezultatima, uklanjanje zaostatnog sloja izazvalo je povećano mikropropuštanje MTA-a, odnosno slabije brtvljenje, a prisutnost zaostatnog sloja nakon 30 i 180 dana imala je za posljedicu manje apikalno propuštanje MTA-a, odnosno bolje brtvljenje, u odnosu na propuštanje nakon 2 dana (214). S obzirom na to da su uzorci s napunjenim retrogradnim kavitetima preparirani svrdlom i napunjeni MM-MTA-om u ovom istraživanju bili 90 dana nakon punjenja u fiziološkoj otopini prije samog testa istiskivanja, za pretpostaviti je da je i ovdje zaostatni sloj u tim kavitetima razlog boljeg brtvljenja, odnosno veće čvrstoće svezivanja nakon 90 dana. Na kraju, autori zaključuju kako je apikalno mikropropuštanje MTA-a manje kada je zaostatni sloj prisutan, nego kada je odsutan (214), što bi moglo objasniti i rezultate ovog istraživanja gdje je MM-MTA pokazao najveću čvrstoću svezivanja upravo u retrogradnim kavitetima prepariranim svrdlom (11,52 MPa) koji

su bili prekriveni zaostatnim slojem, u odnosu na kavitete preparirane ultrazvukom (8,39 MPa), Er:YAG laserom (9,42 MPa) i Er,Cr:YSGG laserom (8,43 MPa) koji nisu bili prekriveni zaostatnim slojem. Slične rezultate su dobili i Kubo i sur. te Naik i sur. koji su u svojim istraživanjima zaključili da je uklanjanje zaostatnog sloja smanjilo apikalno pečaćenje MTA-a u retrogradnim kavitetima (215), odnosno povećalo apikalno propuštanje MTA-a u retrogradnim kavitetima (211). Jedno je od mogućih objašnjenja toliko veće čvrstoće svezivanja MM-MTA-a u odnosu na ostale testirane materijale u ovom istraživanju, u retrogradnim kavitetima prepariranim svrdlom, hidrofilnost MTA-a i njegova ekspanzija tijekom stvrdnjavanja u vlažnom okolišu (216, 217, 218). Budući da su u ovom istraživanju korijeni s napunjenim retrogradnim kavitetima nakon punjenja tri mjeseca pohranjeni u fiziološkoj otopini, to je moglo uzrokovati ekspanziju MM-MTA-a tijekom stvrdnjavanja i posljedično tome bolje prijanjanje uz korijenski dentin.

Kontrolnu skupinu u ovom istraživanju predstavljali su korijeni zuba s retrogradnim kavitetima prepariranim svrdlom te s amalgamom kao materijalom za retrogradno punjenje. Kontrolna skupina je poslužila kako bi se rezultati upotrebe modernih tehnika i materijala u endodontskoj kirurgiji mogli usporediti s tradicionalnom mehaničkom tehnikom preparacije retrogradnih kaviteta čeličnim svrdlom i upotrebom tradicionalnog materijala za retrogradno punjenje – amalgama. U suvremenoj endodontskoj kirurgiji polako se napušta takav klasičan pristup u izradi i zatvaranju retrogradnih kaviteta, a tome u prilog idu i rezultati ovog istraživanja. Naime, ako se pogleda srednja vrijednost čvrstoće svezivanja amalgama od 5,27 MPa i usporedi sa svim ostalim materijalima i tehnikama preparacije, jasno je vidljivo da je spomenuta vrijednost najmanja. To znači da je amalgam ostvario najslabiju vezu s korijenskim dentinom retrogradnog kaviteta. Naravno, nije moguće procijeniti koliko je na tu vrijednost utjecao čimbenik preparacije kaviteta jer je amalgamom napunjena samo kontrolna skupina svrdlom prepariranih kaviteta. Čvrstoća svezivanja amalgama (5,27 MPa) koji se ne veže kemijski za dentin, već se samo mehanički sidri u kavitetu, gotovo je ista kao i vrijednost čvrstoće svezivanja Biodentinea (5,34 MPa) i samo neznatno manja u usporedbi s vrijednosti TotalFill RRM-a (6,01 MPa). Moguće je samo pretpostaviti da je razlog tome površina dentina koja je nakon preparacije retrogradnog kaviteta svrdlom prekrivena zaostatnim slojem koji zatvara dentinske tubuluse (219) i na taj način onemogućuje prodor čestica materijala Biodentinea i TotalFill RRM-a u njih i stvaranje čvršće veze.

Dvosmjerna analiza varijance pokazala je da je na čvrstoću svezivanja statistički značajno utjecao čimbenik tehnike preparacije retrogradnih kaviteta ( $p = 0,004$ ), čime se može odbaciti i nul-hipoteza broj jedan ovog istraživanja. Jednosmjerna analiza varijance potvrdila je

statistički značajnu razliku u čvrstoći svezivanja za Biodentine ( $p = 0,048$ ) i TotalFill RRM ( $p < 0,001$ ). Čvrstoća je svezivanja u oba slučaja bila značajno veća kad su se retrogradni kaviteti preparirali ultrazvukom (10,13 MPa Biodentine; 13,04 MPa TotalFill RRM), u usporedbi s preparacijama svrdlom (5,34 MPa Biodentine; 6,01 MPa TotalFill RRM). U istraživanju Mandava i sur. (220) dokazano je da retrogradni kaviteti preparirani ultrazvukom imaju manje propuštanje, odnosno bolje brtve, od svrdlom prepariranih kaviteta u slučaju Biodentinea, iako ta razlika nije bila statistički značajna dok su vrijednosti čvrstoće svezivanja u ovom istraživanju i Biodentinea i TotalFill RRM-a bile čak dva puta veće u ultrazvukom prepariranim kavitetima u usporedbi sa svrdlom. Spomenute razlike mogu se pripisati zaostatnom sloju koji je pristutan na površini dentinskih tubulusa u skupini sa svrdlom, a koji je spriječio prodor manjih čestica Biodentinea i TotalFill RRM-a u dentinske tubuluse te ostvarivanje jače mikromehaničke veze stvaranjem „mineralnog infiltracijskog sloja“ na dodirnoj površini dentina i materijala (156). Khandelwal i sur. (221) ispitali su utjecaj tehnike preparacije retrogradnih kaviteta ultrazvukom i okruglim svrdlom na sposobnost pečaćenja MTA-a i Biodentinea metodom mikropropuštanja boje. Prema rezultatima, preparacija svrdlom imala je kao posljedicu veće mikropropuštanje i MTA-a i Biodentinea od preparacije ultrazvukom (221), što je jednim dijelom u skladu s rezultatima ovog istraživanja za sve materijale osim za MM-MTA koji je jedini imao veću čvrstoću svezivanja u kavitetima izrađenim svrdlom u odnosu na ultrazvuk, dok su i Biodentine i TotalFill RRM imali dvostruko veću čvrstoću svezivanja u ultrazvučnim kavitetima u odnosu na kavitete izrađene svrdlom. Iako se uspoređuju rezultati dobiveni različitim tehnikama testiranja veze između retrogradnog materijala i korijenskog dentina retrogradnog kaviteta, ipak mikropropuštanje boje također ukazuje na čvrstoću veze materijala i dentina pa se može usporediti s testom istiskivanja. Khandelwal i sur. (221) napunjene retrogradne kavitete MTA-om i Biodentineom držali su 48 sati u 100 % vlage dok su napunjeni retrogradni kaviteti u ovom istraživanju čuvani znatno duže, tri mjeseca u fiziološkoj otopini tako da je MM-MTA mogao tijekom stvrdnjavanja ekspandirati (216, 217, 218) i tako bolje prijanjati uz dentin, što bi objasnilo veću čvrstoću svezivanja MM-MTA materijala u ovom istraživanju u odnosu na Biodentine u svrdlom prepariranim kavitetima, za razliku od mikropropuštanja MTA-a u istraživanju Khandelwala i sur. (221) koje je bilo veće u odnosu na Biodentine u svrdlom prepariranim kavitetima.

Tehnike preparacije retrogradnih kaviteta utjecale su i na čvrstoću svezivanja biokeramičkog materijala TotalFill RRM-a koja je bila statistički značajno veća u retrogradnim kavitetima prepariranim ultrazvukom u odnosu na Er,Cr:YSGG laser ( $p = 0,045$ ). Iste tehnike preparacije

retrogradnih kaviteta istraživali su i Shakouie i sur. i Roghanizad i sur. te su dobili rezultate suprotne onima u ovom istraživanju, ali za drugi kalcijev silikatni cement – MTA (222, 223). Naime, u spomenutim istraživanjima, preparacije Er,Cr:YSGG laserom pokazale su statistički značajno manje mikropropuštanje, odnosno bolju sposobnost apikalnog pečaćenja od ultrazvučnih preparacija retrogradnih kaviteta punjenih MTA-om (222, 223). No, ako se pogledaju iste tehnike preparacije i materijal MM-MTA u ovom istraživanju, onda se vidi da su kao i kod Shakouiea i sur. i Roghanizada i sur. i u ovom istraživanju vrijednosti čvrstoće svezivanja u Er,Cr:YSGG laserskom kavitetu za MM-MTA bile veće, ali tek neznatno (8,43 MPa), u odnosu na ultrazvukom izrađeni kavitet (8,39 MPa). Međutim, isto se ne može tvrditi i za preostala dva materijala jer su rezultati ovog istraživanja pokazali upravo suprotno od MTA-a, odnosno da su retrogradni kaviteti preparirani Er,Cr:YSGG laserom imali statistički značajno manju čvrstoću svezivanja TotalFill RRM-a i Biodentinea za korijenski dentin, u odnosu na ultrazvučne kavitete. Shokouhinejad i sur. (224) dobili su manje vrijednosti čvrstoće svezivanja kalcij silikatnih cemenata MTA-a i NEC-a (New Endodontic Cement) u kavitetima izrađenim Er,Cr:YSGG laserom u odnosu na ultrazvučne retrogradne kavitete. U ovom istraživanju, za MM-MTA, dobivena vrijednost čvrstoće svezivanja bila je gotovo identična i s ultrazvukom i Er,Cr:YSGG laserom izrađene retrogradne kavitete.

Tehnika preparacije retrogradnog kaviteta utjecala je na čvrstoću svezivanja TotalFill RRM materijala za retrogradno punjenje jer je čvrstoća svezivanja tog materijala u Er:YAG laserom prepariranim kavitetima (12,76 MPa) bila statistički značajno veća ( $p = 0,002$ ), i to dvostruko, od one u svrdlom prepariranim kavitetima (6,01 MPa). Dobiveni rezultati mogu se objasniti razlikom u površini dentina u svrdlom prepariranim retrogradnim kavitetima koji su prekriveni zaostatnim slojem koji djelomično ili potpuno zatvara ulaze u dentinske tubuluse (61, 56) u odnosu na površinu dentina kod Er:YAG laserom izrađenih kaviteta kod kojih je dentin bez zaostatnog sloja, s otvorenim dentinskim tubulusima i izdignutog peritubularnog dentina (203, 204). Kako je već ranije objašnjeno, u kavitetima gdje su dentinski tubulusi sasvim ili djelomično prekriveni zaostatnim slojem, kao u svrdlom prepariranim kavitetima, sitne čestice TotalFill RRM materijala, odnosno spoj koji se formirana na dodiru kalcijevih silikatnih materijala i korijenskog dentina može prodrijeti u dentinske tubuluse u manjoj mjeri nego u tubuluse koji su otvoreni kao kod laserom izrađenog kaviteta te je posljedično tome i sama čvrstoća svezivanja u takvim kavitetima manja. Usporedbu tih dviju tehnika preparacije retrogradnih kaviteta istraživali su i Karlović i sur. puneći retrogradne kavitete SuperEBA materijalom za retrogradno punjenje, a prema njihovim rezultatima retrogradni kaviteti izrađeni Er:YAG laserom pokazali su veće propuštanje u odnosu na kavitete izrađene



okruglim čeličnim svrdlom, iako ta razlika nije bila statistički značajna (225). Teško je napraviti direktnu usporedbu ovog istraživanja i istraživanja Karlovića i sur. (225), jer su se koristili savim različiti materijali za retrogradno punjenje, ali može se primijetiti da je Er:YAG laser postigao lošije rezultate u odnosu na svrdlo u smislu kvalitete apikalnog pečaćenja, što se poklapa s rezultatima ovog istraživanja u slučaju materijala MM-MTA-a, dok je u slučaju TotalFill RRM-a i Biodentina bilo obrnuto. Karlović i sur. pretpostavili su da odsutnost zaostatnog sloja u Er:YAG laserskim kavitetima nije bila značajna jer se SuperEBA ionako ne veže kemijski za dentin, već samo priliježe uz njega te je u njihovu istraživanju presudila nepravilna površina laserskog retrogradnog kaviteta u odnosu na pravilniju površinu svrdlom prepariranih retrogradnih kaviteta (225).

Usporedbom tehnika preparacije retrogradnih kaviteta, vidljivo je da su oni izrađeni svrdlom i napunjeni MM-MTA-om imali dvostruko veću čvrstoću svezivanja od onih napunjenih s druga dva testirana materijala i amalgamom, i te razlike su statistički značajne. Osim toga MM-MTA je jedini materijal kod kojega nije bilo značajnih razlika u čvrstoći svezivanja bez obzira na primijenjenu tehniku preparacije retrogradnih kaviteta, odnosno jedini materijal od testiranih na čiju čvrstoću svezivanja tehnika preparacije kaviteta nije utjecala. To bi moglo biti od pomoći pri izboru materijala za retrogradno punjenje u kliničkoj kirurškoj endodnciji s obzirom na to da će se MM-MTA prema rezultatima ovog istraživanja vrlo slično ponašati u svim vrstama retrogradnih kaviteta, neovisno o tehnici kojom se kavitet preparirao.

Retrogradni kaviteti izrađeni ultrazvukom i Er:YAG laserom pokazali su sličan uzorak rezultata čvrstoće svezivanja gdje je TotalFill RRM imao veće vrijednosti u usporedbi s preostalim dvama materijalima, no statistički značajna razlika pronađena je samo u ultrazvukom prepariranim retrogradnim kavitetima i to kod TotalFill RRM-a u usporedbi s MM-MTA-om ( $p = 0,01$ ) dok u Er:YAG kavitetima nije bilo statistički značajne razlike. Kod retrogradnih kaviteta izrađenih Er:YAG i Er,Cr:YSGG laserom nije bilo značajnih razlika u vrijednostima čvrstoće svezivanja svih triju materijala, a najmanje razlike u vrijednostima čvrstoće svezivanja, odnosno najbližnje vrijednosti bile su upravo u Er,Cr:YSGG kavitetima.

Uspoređujući tehnike preparacije retrogradnih kaviteta s kontrolnom podskupinom, tj. svrdlom izrađenim kavitetima napunjenim amalgamom, pokazalo se da su retrogradni kaviteti izrađeni ultrazvukom i s oba lasera pokazali veće vrijednosti čvrstoće svezivanja od kontrolne podskupine, bez obzira na materijal koji se koristio za zatvaranje kaviteta. Statistički značajno veća bila je čvrstoća svezivanja TotalFill RRM-a u ultrazvukom i Er:YAG laserom izrađenim retrogradnim kavitetima u odnosu na kontrolnu podskupinu. S druge strane, u svrdlom prepariranim retrogradnim kavitetima, oni napunjeni s MM-MTA-om pokazali su značajno

veću čvrstoću svezivanja od kontrolne podskupine ( $p = 0,002$ ) dok su vrijednosti preostalih dvaju materijala bile usporedive s amalgamom.

Ako se gledaju najveće pojedinačne dobivene vrijednosti čvrstoće svezivanja, na prva dva mjesta je TotalFill RRM s 13,04 MPa kod ultrazvučne preparacije i 12,76 MPa kod preparacije Er:YAG laserom, na trećem mjestu je MM-MTA u svrdlom prepariranim kavitetima (11,52 MPa) i na četvrtom Biodentine u kavitetima prepariranim ultrazvučnom tehnikom (10,13 MPa), dok su vrijednosti svih ostalih kombinacija materijal – retrogradni kavitet ispod 10 MPa. Najveću srednju vrijednost čvrstoće svezivanja imao je materijal TotalFill RRM (10,23 MPa), iza njega MM-MTA (9,38 MPa), zatim Biodentine (7,55 MPa), dok je najmanju imao amalgam (5,27 MPa). Između tih srednjih vrijednosti postoje statistički značajne razlike (TotalFill RRM u odnosu na amalgam i Biodentine te MM-MTA u odnosu na amalgam) pa bi se moglo zaključiti da testirani materijali za retrogradno punjenje ostvaruju različito čvrstu vezu s korijenskim dentinom. Čak i ako bi zanemarili amalgam kao materijal (s obzirom da je on testiran samo u svrdlom prepariranim kavitetima) postoji značajna razlika u srednjim vrijednostima čvrstoće svezivanja TotalFill RRM-a i Biodentinea, odnosno još uvijek stoji tvrdnja da se materijali za retrogradno punjenje različito čvrsto vežu za korijenski dentin čime se može odbaciti druga nul-hipoteza ovog istraživanja.

Najveću srednju vrijednost čvrstoće svezivanja od svih tehnika preparacije imala je UZV tehnika (10,95 MPa), nešto manju Er:YAG laser (10,14 MPa), zatim Er,Cr:YSGG laser (8,00 MPa) i najmanju svrdlo (6,90 MPa). Između tih srednjih vrijednosti čvrstoće svezivanja tehnika preparacije retrogradnih kaviteta postoje statistički značajne razlike (UZV u odnosu na Er,Cr:YSGG laser i svrdlo te Er:YAG laser u odnosu na svrdlo) tj. može se zaključiti da se istraženim tehnikama preparacije postižu različite čvrstoće svezivanja.

Ukoliko se pak međusobno usporede dobivene vrijednosti čvrstoće svezivanja svake pojedinačne kombinacije tehnika preparacije – materijal (podskupine) sa svim drugim dobivenim vrijednostima tehnika preparacije – materijal (podskupinama), dobiju se zanimljivi podaci. Iako je TotalFill RRM sveukupno ostvario najveću srednju vrijednost čvrstoće svezivanja, on je ujedno i najvarijabilniji materijal jer je kod njega nađeno čak 10 statistički značajnih međusobnih razlika u vrijednostima čvrstoća svezivanja u odnosu na sve ostale moguće kombinacije, dok MM-MTA ima samo dvije. To znači da iako daje najviše rezultate čvrstoće svezivanja, TotalFill RRM je i najviše ovisan o tehnici preparacije. Jedino u podskupini s Er,Cr:YSGG laserom nema značajnih razlika u odnosu na sve ostale rezultate čvrstoće svezivanja, dok su kod svih ostalih tehnika te razlike prisutne. Za razliku od njega, MM-MTA ima samo dvije značajne razlike i to obje u svrdlo kavitetima, što znači da je MM-

MTA najpouzdaniji od testiranih materijala jer njegove vrijednosti čvrstoće svezivanja najmanje ovise o tehnici preparacije, samo svrdlo, dok ostale tri tehnike uopće ne utječu na njegovu čvrstoću svezivanja, te najmanje odstupaju od svih ostalih rezultata. Uz to je MM-MTA i na drugom mjestu po jačini prosječne ostvarene čvrstoće svezivanja, odmah nakon TotalFill RRM-a, što ukazuje i na to da najbolji materijal za retrogradno punjenje ne mora biti uvijek onaj koji postiže najviše vrijednosti čvrstoće svezivanja, već se s kliničkog stajališta treba uzeti u obzir i njegova pouzdanost, odnosno konstantnost rezultata koji najmanje ovise o tehnici preparacije kaviteta za retrogradno punjenje. Ako se promatra tehnika preparacije, onda je najpouzdanija Er,Cr:YSGG laser tehnika s dvije značajne razlike (p-vrijednosti) u međusobnoj usporedbi svih rezultata čvrstoće svezivanja, dok UZV i Er:YAG laser imaju po četiri, a najnepouzdanija tehnika je svrdlo sa sedam razlika. Iako daje najpredvidljivije rezultate čvrstoće svezivanja, koji najmanje ovise o upotrijebljenom materijalu za retrogradno punjenje, Er,Cr:YSGG laser je na trećem mjestu, iza UZV-a i Er:YAG lasera, prema postignutoj prosječnoj čvrstoći svezivanja. Rezultati čvrstoće svezivanja ostvareni tehnikom preparacije kaviteta svrdlom najviše su ovisni o upotrijebljenom materijalu za retrogradno punjenje, sedam statistički značajnih p-vrijednosti u međusobnoj usporedbi svih rezultata, te uz to ta tehnika preparacije daje i najniže prosječne vrijednosti čvrstoće svezivanja.

Rezultati analize tipova loma (popuštanja) pod stereomikroskopom pokazali su da je najčešći tip bio mješoviti i to u svim podskupinama, osim u podskupini Er:YAG/TotalFill RRM i podskupini svrdlo/MM-MTA. Drugi po zastupljenosti bio je adhezivni tip, dok se najrjeđe pojavio kohezivni tip loma. Usporedba razlika u udjelima pojedine vrste loma pokazala je značajnu razliku upravo u navedenim podskupinama Er:YAG/TotalFill RRM i svrdlo/MM-MTA gdje je, za razliku od ostalih podskupina, znatno prevladao adhezivni tip loma, čak 71,4 % u Er:YAG/TotalFill RRM podskupini odnosno 75 % u svrdlo/MM-MTA podskupini dok su preostali lomovi u obje skupine bili mješoviti, a kohezivnog loma uopće nije bilo.

Spomenuti je rezultat neočekivan s obzirom na to da su oba materijala unutar svojih skupina postigla najveću čvrstoću svezivanja te bi se zbog čvrstoće adhezije moglo očekivati prevladavanje nekog drugog tipa loma. Međutim, u navedenim podskupinama mješovitih lomova ima tek oko četvrtine dok kohezivnih uopće nije bilo. Teško je povezati navedene rezultate tipova popuštanja s čvrstoćom svezivanja što je dokazala i binarna logistička regresija koja je pokazala da ni materijal, ni tehnika preparacije, ni ta dva čimbenika zajedno nisu utjecali na vrstu loma. Slične rezultate za MTA materijal dobili su Saghiri i sur. gdje je u retrogradnim kavitetima prepariranim svrdlom prevladavao također adhezivni tip loma (226). Majeed i AlShwaimi također su testirali *push-out* čvrstoću svezivanja materijala ProRoot

MTA-a i Biodentinea u retrogradnim kavitetima prepariranim svrdlom te su analizom tipova lomova stereomikroskopom dobili za MTA vrlo slične rezultate rezultatima ovog istraživanja (227). U njihovu je istraživanju MTA imao 85 % adhezivnih i 15 % miješanih tipova lomova i ni jedan kohezivni (227), dok je u ovom istraživanju u MM-MTA/svrdlo podskupini bilo 75 % adhezivnih, 25 % miješanih i također nijedan kohezivni tip loma. Međutim, rezultati za Biodentine ipak su drukčiji: 70 % adhezivnih lomova, 30 % miješanih i nijedan kohezivni, dok je u ovom istraživanju u podskupini svrdlo/Biodentine bilo 69,2 % miješanih, 23,1 % kohezivnih i 7,7 % adhezivnih lomova. Zbog čega se materijal MTA ponašao gotovo identično u oba istraživanja po pitanju tipova lomova, dok se Biodentine ponašao posve različito, u istim uvjetima, teško je objasniti. Najmanje je zabilježen kohezivni tipa loma, u četiri podskupine uopće ga nije bilo, dok je tek u dvije podskupine, svrdlo/Biodentine i Er,Cr:YSGG/MM-MTA, kohezivni tip bio tek nešto više zastupljen od adhezivnog. Ostale podskupine pokazale su međusobno slične udjele tipova loma s prevladavanjem mješovitog tipa. Gledajući sveukupno, kod tehnika preparacije svrdlom, UZV-om i Er,Cr:YSGG laserom prevladavao je miješani tip loma dok je kod Er:YAG lasera prevladavao adhezivni tip. Materijali Biodentine, TotalFill RRM i amalgam pokazali su prevladavanje miješanog tipa loma, a kod MM-MTA-a podjednako su se javljali miješani i adhezivni tipovi lomova.

Analiza površine dentina retrogradnih kaviteta SEM-om nakon preparacije različitim vrstama tehnika potvrdila je rezultate dobivene u ovom istraživanju. Naime, na SEM snimkama površina dentina svrdlom izrađenih kaviteta bila je prekrivena zaostatnim slojem i bili su vidljivi zatvoreni dentinski tubulusi. Takvi dentinski tubulusi otežavaju prodor čestica kalcijevih silikatnih cemenata u njih i ostvarivanje veće čvrstoće svezivanja materijala za korijenski dentin što je potvrđeno i ovim istraživanjem gdje je upravo tehnika preparacije svrdlom postigla najmanju prosječnu čvrstoću svezivanja (7,62 MPa) od ostalih istraživanih tehnika preparacije. Suprotno tome, SEM snimke UZV retrogradnih kaviteta pokazale su površinu dentina sa znatno manje zaostatnog sloja i jasno vidljive otvorene dentinske tubuluse. Takva površina dentina olakšava stvaranje kemomehaničke veze između materijala za retrogradno punjenje i dentina što se potvrdilo ovim istraživanjem gdje je UZV tehnika preparacije retrogradnih kaviteta postigla prosječno najveće vrijednosti čvrstoće svezivanja (10,52 MPa) od svih tehnika. Gledajući površinu dentina nakon preparacije erbij laserima SEM-om, vidljiva je neravna površina, znatno manje zaostatnog sloja u odnosu na svrdlom preparirane kavitete i djelomično otvoreni dentinski tubulusi. Sličan nalaz površine dentina pod SEM-om nađen je u još nekoliko istraživanja, u kojima se nakon preparacije kaviteta svrdlom opisuje površina dentina kao prekrivena zaostatnim slojem i zatvorenih dentinskih

tubulusa, dok je površina dentina nakon preparacije Er:YAG laserom opisana kao nepravilna, bez zaostatnog sloja i s otvorenim dentinskim tubulusima, što se poklapa s nalazom SEM analize u ovom istraživanju (228, 229, 230).

S obzirom na to da je utvrđena značajna ovisnost čvrstoće svezivanja istraživanih materijala o tehnici preparacije retrogradnih kaviteta, prva nulta hipoteza ovog istraživanja može se odbaciti. Isto tako, budući da su rezultati ovog istraživanja pokazali da je čvrstoća svezivanja TotalFill RRM-a veća u retrogradnim kavitetima prepariranim ultrazvukom, odnosno da je ona u slučaju MM-MTA-a veća u svrdlom prepariranim kavitetima, nego u ostalim testiranim kombinacijama materijal – retrogradni kavitet, i druga nulta hipoteza može se odbaciti. Pronađena je i statistički značajna interakcija između čimbenika materijal za retrogradno punjenje i čimbenika tehnika preparacije kaviteta ( $p = 0,001$ ), što znači da su ispitivani različiti materijali za retrogradno punjenje dali različite vrijednosti čvrstoće svezivanja ovisno o primijenjenoj tehnici preparacije retrogradnog kaviteta. To su vrlo zanimljivi rezultati iz kojih se može zaključiti da nije moguće izdvojiti najbolji materijal za retrogradno punjenje ili najbolju tehniku preparacije retrogradnih kaviteta među istraživanim materijalima i tehnikama, ali postoje određene kombinacije materijala i tehnike preparacije koje su pokazale odličnu čvrstoću svezivanja. Takvi rezultati ne mogu se jednostavno objasniti, međutim, važno je naglasiti da su preparacijom retrogradnih kaviteta Er,Cr:YSGG laserom dobivene slične vrijednosti čvrstoće svezivanja kod svih testiranih materijala te se ta tehnika može smatrati tehnikom preparacije kojom se mogu dobiti predvidivi rezultati čvrstoće svezivanja različitih materijala za retrogradno punjenje. Isto tako treba naglasiti da jedino na materijal MM-MTA nisu utjecale tehnike preparacije kaviteta te da se upotrebom tog materijala za retrogradno punjenje mogu očekivati slične vrijednosti čvrstoće svezivanja neovisno o načinu preparacije retrogradnog kaviteta. Rezultati ovog istraživanja mogu biti od pomoći u kliničkoj endodontskoj kirurgiji, jer se izborom određenog materijala u kombinaciji s točno određenom tehnikom preparacije retrogradnog kaviteta mogu postići znatno veće čvrstoće svezivanja materijala za retrogradno punjenje za korijenski dentin retrogradnog kaviteta, a time i direktno utjecati na povećanje mogućnosti za uspješnost zahvata i očuvanje zuba. Dodatne metode ispitivanja kvalitete veze između materijala za retrogradno punjenje i korijenskog dentina retrogradnog kaviteta, poput testa mikropropuštanja tekućine, bakterija, *pull-out* testa, uz još veći broj uzoraka, mogle bi pomoći da se, uz rezultate *push-out* testa u ovom istraživanju, dobiju precizniji rezultati o utjecaju tehnike preparacije retrogradnog kaviteta na čvrstoću svezivanja materijala za retrogradno punjenje.

## **6. ZAKLJUČCI**

Prema rezultatima dobivenim u ovom *in vitro* istraživanju, mogu se donijeti sljedeći zaključci:

- 1) Različite tehnike izrade retrogradnih kaviteta (ultrazvuk, Er:YAG laser, Er,Cr:YSGG laser, čelično svrdlo) utječu na čvrstoću svezivanja različitih materijala za retrogradno punjenje (MM-MTA, Biodentine, TotalFill RRM) za korijenski dentin retrogradnih kaviteta.
- 2) Tehnike izrade retrogradnih kaviteta utjecale su na čvrstoću svezivanja Biodentinea i TotalFill RRM-a, dok u slučaju MM-MTA materijala nisu imale utjecaj.
- 3) Postoji razlika u čvrstoći svezivanja materijala za retrogradno punjenje MM-MTA-a, Biodentinea i TotalFill RRM-a za stijenke korijenskog dentina retrogradnih kaviteta unutar skupina izrađenih ultrazvukom i svrdlom, dok razlika ne postoji u retrogradnim kavitetima izrađenim Er:YAG i Er,Cr:YSGG laserima.
- 4) Najveću čvrstoću svezivanja postigao je materijal TotalFill RRM u retrogradnim kavitetima izrađenim ultrazvukom. Taj materijal postigao je najveću čvrstoću svezivanja i u laserskim kavitetima, iako ne statistički značajno veću u odnosu na ostale materijale.
- 5) U retrogradnim kavitetima izrađenim klasičnim načinom, čeličnim svrdlom, najveću čvrstoću svezivanja pokazao je materijal MM-MTA i to statistički značajno veću u odnosu na sve ostale testirane materijale, uključujući i kontrolnu podskupinu punjenu amalgamom.
- 6) Najnižu vrijednost čvrstoće svezivanja pokazao je amalgam u čeličnim svrdlom izrađenim retrogradnim kavitetima.
- 7) Najveća srednja vrijednost čvrstoće svezivanja postignuta je u retrogradnim kavitetima izrađenim ultrazvukom, nešto manja postignuta je u kavitetima izrađenim Er:YAG laserom, zatim Er,Cr:YSGG laserom, dok je najniža srednja vrijednost dobivena u kavitetima izrađenim svrdlom. Između tih srednjih vrijednosti postoje statistički značajne razlike, odnosno ispitivanim tehnikama izrade retrogradnih kaviteta postižu se različite vrijednosti čvrstoće svezivanja.

8) Najveću srednju vrijednost čvrstoće svezivanja ostvario je materijal TotalFill RRM, nešto manju MM-MTA, zatim Biodentine i najmanju amalgam. Između tih srednjih vrijednosti postoje statistički značajne razlike, odnosno testirani materijali različito čvrsto se vežu za korijenski dentin retrogradnog kaviteta.

9) Analiza stereomikroskopom pokazala je da je najčešći tip loma (popuštanja) bio miješani tip, zatim adhezivni, a najmanje je bilo kohezivnih tipova loma. Kod tehnika preparacije svrdlom, UZV-om i Er,Cr:YSGG laserom prevladavao je miješani tip loma dok je kod Er:YAG lasera prevladavao adhezivni tip. Kod materijala Biodentinea, TotalFill RRM-a i amalgama prevladavao je miješani tip loma, a kod MM-MTA-a podjednako su se javljali miješani i adhezivni tipovi lomova.

10) Analiza SEM-om površine dentina retrogradnih kaviteta izrađenih svrdlom pokazala je vidljiv zaostatni sloj i zatvorene dentinske tubuluse, površinu dentina UZV-om izrađenih retrogradnih kaviteta sa znatno manje zaostatnog sloja i vidljivim otvorenim tubulusima. Površina dentina retrogradnih kaviteta izrađenih Er:YAG i Er,Cr:YSGG laserima bila je neravna s ostacima zaostatnog sloja i ponegdje vidljivim djelomično otvorenim dentinskim tubulusima.



## **7. LITERATURA**

1. Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature - part 2. *Int Endod J*. 2008;41(1):6-31.
2. Friedman S, Mor C. The success of endodontic therapy-healing and functionality. *J Calif Dent Assoc*. 2004;32(6):493-503.
3. Kang M, In Jung H, Song M, Kim SY, Kim HC, Kim E. Outcome of nonsurgical retreatment and endodontic microsurgery: a meta-analysis. *Clin Oral Investig*. 2015;19(3):569-82.
4. Salehrabi R, Rotstein I. Epidemiologic evaluation of the outcomes of orthograde endodontic retreatment. *J Endod*. 2010;36(5):790-2.
5. Tsesis I, Faivishevsky V, Kfir A, Rosen E. Outcome of surgical endodontic treatment performed by a modern technique: a meta-analysis of the literature. *J Endod*. 2009;35(11):1505-11.
6. Tortorici S, Difalco P, Caradonna L, Tetè S. Traditional endodontic surgery versus modern technique: a 5-year controlled clinical trial. *J Craniofac Surg*. 2014;25(3):804.
7. Fregiskos D. *Oral Surgery: Apicoectomy*. Berlin: Springer; 2007.
8. De Deus Q. Frequency, location, and direction of the lateral, secondary and accessory canals. *J Endod*. 1975;1(11):361-6.
9. Seltzer S, Soltanoff W, Bender IB, Ziontz M. Biologic aspects of endodontics. Part 1: histological observations of the anatomy and morphology of root apices and surroundings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1996;22:375-85.
10. Siqueira JF Jr., Rôças IN, Ricucci D, Hülsmann M. Causes and management of posttreatment apical periodontitis. *Br Dent J*. 2014;216(6):305-12.
11. Sauveur G, Boccara E, Colon P, Sobel M, Boucher Y. A photoelastimetric analysis of stress induced by root-end resection. *J Endod*. 1998;24(11):740-3.
12. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J*. 2006;39(12): 921-30.
13. Gatewood R.S. Endodontic materials. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):695-712.
14. Torabinejad M, Walton RE. *Endodontics: principles and practice*. 4<sup>th</sup> edition. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2009.
15. Cohen S, Burns RC. *Pathway of the pulp: Apicoectomy*. 8<sup>th</sup> ed. St.Louis: CV Mosby, 2002.p.683-725.

16. Del Fabbro M, Corbella S, Sequeira-Byron P, Tsesis I, Rosen E, Lolato A, Taschieri S. Endodontic procedures for retreatment of periapical lesions. *Cochrane Database Syst Rev.* 2016;10:CD005511.
17. Von Arx T, Walker TA 3rd. Microsurgical instruments for root-end cavity preparation following apicoectomy: a literature review. *Endod Dent Traumatol.* 2000;16(2):47-62.
18. Gilheany PA, Figdor D, Tvas M. Apical dentin permeability and microleakage associated with root-end resection and retrograde filling. *J Endod.* 1994;20(1):22-6.
19. Post L, Lima F, Xavier C, Demarco F, Gerhardt-Oliveira M. Sealing ability of MTA and amalgam in different root-end preparations and resection bevel angles: an in vitro study evaluation using marginal dye leakage. *Brazil Dent J.* 2010;21(5):416-19.
20. Baraba A, Perhavec T, Chieffi N, Ferrari M, Anić I, Miletić I. Ablative potential of four different pulses of Er:YAG lasers and low-speed hand piece. *Photomed Laser Surg.* 2012;30(6):301-7.
21. De Paolis G, Vincenti V, Prencipe M, Milana V, Plotino G. Ultrasonics in endodontic surgery: a review of the literature. *Ann Stomatol (Roma).* 2010;1(2):6-10.
22. Bertrand G, Festal F, Barailly R. Use of ultrasound in apicoectomy. *Quintessence Int.* 1976;7(4):9-12.
23. Stropko JJ, Doyon GE, Gutmann JL. Root-end management: Resection, cavity preparation, and material placement. *Endod Topics.* 2005;11(1):131-51.
24. Gunes B, Aydinbelge HA. Effects of ultrasonic root-end cavity preparation with different surgical-tips and at different power-settings on glucose-leakage of root-end filling material. *J Conserv Dent.* 2014;17(5):476-80.
25. Navarre SW, Steiman HR. Root-end fracture during retropreparation: a comparison between zirconium nitride-coated and stainless steel microsurgical ultrasonic instruments. *J Endod.* 2002;28(4):330-2.
26. Tanzilli JP, Donald R, Moodnik RM. A comparison of the marginal adaptation of retrograde techniques: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980;50(1):74-80.
27. Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent.* 1984;3(Suppl):13-29.
28. de Lange J, Putters T, Baas EM, van Ingen JM. Ultrasonic root-end preparation in apical surgery: a prospective randomized study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(6):841-5.

29. Tsesis I, Rosen E, Schwartz-Arad D, Fuss Z. Retrospective evaluation of surgical endodontic treatment: traditional versus modern technique. *J Endod.* 2006;32(5):412-6.
30. Tsesis I, Rosen E, Taschieri S, Telishevsky Strauss Y, Ceresoli V, Del Fabbro M. Outcomes of surgical endodontic treatment performed by a modern technique: an updated meta-analysis of the literature. *J Endod.* 2013;39(3):332-9.
31. Martí-Bowen E, Peñarrocha M. An update in periapical surgery. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11:E503-9.
32. Frank RJ, Antrim DD, Bakland LK. Effect of retrograde cavity preparations on root apexes. *Endod Dent Traumatol.* 1996;12(2):100-3.
33. Layton CA, Marshall JG, Morgan LA, Baumgartner JC. Evaluation of cracks associated with ultrasonic root-end preparation. *J Endod.* 1996;22(4):157-60.
34. von Arx T. Apical surgery: a review of current techniques and outcome. *Saudi Dent J.* 2011;23(1):9-15.
35. Calzonetti KJ, Iwanowski T, Komorowski R, Friedman S. Ultrasonic root-end cavity preparation assessed by an *in situ* impression technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998;85(2):210-5.
36. De Bruyne MA, De Moor RJ. Influence of cracks on leakage and obturation efficiency of root-end filling materials after ultrasonic preparation: an *in vitro* evaluation. *Quintessence Int.* 2008;39(8):685-92.
37. Willson NHF. Minimally invasive dentistry- the management of caries. London: Quintessence Publishing Co. 2007.
38. Hecht J. Understanding lasers. An entry-level guide. 2<sup>nd</sup> edition. New York: IEEE Press; 1994.
39. Fekrazad R, Kalhori K, Ahrari F, Nikoo T. [Internet]. Laser in Orthodontics. Principles in Contemporary Orthodontics. 2011. [pristupljeno 04.05.2019]; Silvano Naretto, IntechOpen, DOI:10.5772/20204. Dostupno na: <https://www.intechopen.com/books/principles-in-contemporary-orthodontics/laser-in-orthodontics>
40. Coluzzi DJ. Fundamentals of lasers in dentistry: basic science, tissue interaction, and instrumentation. *J Laser Dent.* 2008;16(spec. issue):4-10.
41. Lukac M, Marincek M, Grad L, Bozic Z. Dental laser drilling: state of the art with the latest generation of variable square pulse erbium dental laser systems. *J Laser Health Acad.* 2007;6(2):1-5.

42. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):751-70.
43. Jyoti N. Dental lasers- a boon to prosthodontics: a review. *Int J Dent Clin.* 2010;2(2):13-21.
44. Kesler G. Clinical applications of lasers during removable prosthetic reconstruction. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):963-9.
45. De Moor RJ, Delmé KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J AdhesDent.* 2009;11(6):427-38.
46. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J.* 2007;202(2):73-81.
47. Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. *Physiol Z.* 1917;18:121-8.
48. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature.* 1960;187:493-4.
49. van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin N Am.* 2004;48(4):1017-59.
50. Hibst R. Lasers for caries removal and cavity preparation: state of the art and future directions. *J Oral Laser Appl.* 2002;2(4):203-12.
51. Perhavec T, Diaci J. Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG dental lasers. *J Oral Laser Appl.* 2008;8(2):87-94.
52. Lukac M, Marincek M, Grad L. Super VSP Er:YAG pulses for fast and precise cavity preparation. *J Oral Laser Appl.* 2004;4(3):171-3.
53. Meister J, Franzen R, Forner K, Grebe H, Stanzel S, Lampert F, Apel C. Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt.* 2006;11(3):034030.
54. Perhavec T, Diaci J. Comparison of heat deposition of ER:YAG and Er,Cr:YSSG lasers in hard dental tissues. *J Laser And Health Academy.* 2009;2/1;1-6.
55. Diaci J, Gaspirc B. Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. *J Laser And Health Academy.* 2012;1:1-13.
56. Wallace JA. Effect of waterlase laser retrograde root-end cavity preparation on the integrity of root apices of extracted teeth as demonstrated by light microscopy. *Aust Endod J.* 2006;32(1):35-9.
57. Takamori K, Furukawa H, Morikawa Y, Katayama T, Watanabe S. Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med.* 2003;32(1):25-31.

58. Dostálová T, Jelinková H, Kucerová H. Er:YAG laser ablation evaluation after two-years long clinical treatment. *Proc SPIE*. 1998;3248:23-32.
59. Rainwater A, Jeansonne BG, Sarkaro N. Effects of ultrasonic root-end preparation on micro-crack formation and leakage. *J Endod*. 2000;26(2):72-5.
60. Kimura Y, Wilder-Smith, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *Int Endod J*. 2000;33(3):173-85.
61. Komori T, Yokoyama K, Takato T, Matsumoto K. Clinical application of the erbium: YAG laser for apicoectomy. *J Endod*. 1997;23(12):748-50.
62. Baraba A, Miletic I, Krmek SJ, Perhavec T, Bozic Z, Anic I. Ablative potential of the erbium-doped yttrium aluminium garnet laser and conventional handpieces: a comparative study. *Photomed Laser Surg*. 2009;27(6):921-7.
63. Walsh JT Jr, Cummings JP. Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation. *Lasers Surg Med*. 1994;15(3):295-305.
64. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent*. 2006;19(3):178-86.
65. Staninec M, Meshkin N, Manesh SK, Ritchie RO, Fried D. Weakening of dentin from cracks resulting from laser irradiation. *Dent Mater*. 2009;25(4):520-5.
66. Guler C, Malkoc MA, Gorgen VA, Dilber E, Bulbul M. Effects of Er:YAG laser on mineral content of sound dentin in primary teeth. *Scientific World Journal* 2014;2014:578342.
67. Apel C, Franzen R, Meister J, Sarrafzadegan H, Thelen S, Gutknecht N. Influence of the pulse duration of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers Med Sci*. 2002;17(4):253-7.
68. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent*. 1998;26(8):649-56.
69. Bitter K, Noetzel J, Volk C, Neumann K, Kielbassa AM. Bond strength of fiber posts after the application of erbium: yttrium-aluminum-garnet laser treatment and gaseous ozone to the root canal. *J Endod*. 2008;34(3):306-9.
70. Palma Dibb GR, Milori Corona SA, Borsatto MC, Ferreira KC, Pereira Ramos R, Djalma Pécora J. Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er:YAG laser preparation varying the adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg*. 2002;20(3):129-33.

71. Koliniotou-Koumpia E, Kouros P, Zafiriadis L, Koumpia E, Dionysopoulos P, Karagiannis V. Bonding of adhesives to Er:YAG laser-treated dentin. *Eur J Dent* 2012;6(1):16-23.
72. Apel C, Meister J, Ioana RS, Franzen R, Hering P, Gutknecht N. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel. *Lasers Med Sci* 2002;17(4):246-52.
73. Chou JC, Chen CC, Ding SJ. Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomed Laser Surg.* 2009;27(3):481-6.
74. Chaudhry S, Yadav S, Oberoi G, Talwar S, Verma M. Evaluation of root-end cavity preparation using erbium, chromium:yttrium, scandium, gallium, and garnet laser, ultrasonic retrotips, and conventional burs. *J Dent Lasers.* 2016;10:43-6.
75. Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. *Ingle's Endodontics 6.* Hamilton: BC Decker Inc; 2008. pp1233-94.
76. Arens DE, Torabinejad M, Chivian N, Rubinstein R. *Practical lessons in endodontic surgery.* Chicago: Quintessence publishing; 1998. pp121-3.
77. Dorn SO, Gartner AH. *Advances in endodontic surgery.* *Dent Clin Amer.* 1992;36(2):357-79.
78. Chong BS, Ford TRP. Root-end filling materials: rationale and tissue response. *Endodontic Topics.* 2005;11(1):114-30.
79. Saxena P, Gupta SK, Newaskar V. Biocompatibility of root-end filling materials: recent update. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):119-27.
80. Grossman LI. A brief history of endodontics. *J Endod.* 1982;8(12):536.
81. Yildirim A, Lübbers HT, Yildirim V. Endodontic filling points with gutta percha - requirements, composition and properties. *Swiss Dent J.* 2016;126(1):40-1.
82. Kaplan SD, Tanzilli JP, Raphael D, Moodnik RM. A comparison of the marginal leakage of retrograde techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1982;54(5):583-5.
83. Wälivaara DÅ, Abrahamsson P, Isaksson S, Salata LA, Sennerby L, Dahlin C. Periapical tissue response after use of intermediate restorative material, gutta-percha, reinforced zinc oxide cement, and mineral trioxide aggregate as retrograde root-end filling materials: a histologic study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(9):2041-7.
84. Dalal MB, Gohil KS. Comparison of silver amalgam, glass ionomer cement and gutta-percha as retrofilling materials, an *in vivo* and an *in vitro* study. *J Indian Dent Assoc.* 1983;55(4):153-8.

85. Gutmann J, Harrison J. Surgical Endodontics. St. Louis: Medico Dental Media International Incorporated; 1999.
86. Bharti R, Wadhvani KK, Tikku AP, Chandra A. Dental amalgam: an update. J Conserv Dent. 2010;13(4):204-8.
87. Sübay RK, Sübay A. In vitro sealing ability of dentin bonding agents and cavity varnish with amalgam as retrofills. J Endod. 1999;25(3):157-60.
88. Vasudev SK, Goel BR, Tyagi S. Root end filling materials – a review. Endodontol. 2003;15:12-8.
89. Torabinejad M, Seung-Jong, Chuan-ui Hong. Apical marginal adaptation of orthograde and retrograde root end fillings. A dye leakage and SEM study. J Endod. 1994;20(8):402-7.
90. Fischer EJ, Arens DE, Miller CH. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as compared with zinc-free amalgam, intermediate restorative material, and Super-EBA as a root-end filling material. J Endod. 1998;24(3):176-9.
91. Badr AE. Marginal adaptation and cytotoxicity of bone cement compared with amalgam and mineral trioxide aggregate as root-end filling materials. J Endod. 2010;36(6):1056-60.
92. Aqrabawi J. Sealing ability of amalgam, super EBA cement, and MTA when used as retrograde filling materials. Br Dent J. 2000;188(5):266-8.
93. Fogel HM, Peikoff MD. Microleakage of root-end filling materials. J Endod. 2001;27(7):456-8.
94. Friedman S. Retrograde approaches in endodontic therapy. Endod Dent Traumatol. 1991;7(3):97-107.
95. Fernández-Yáñez Sánchez A, Leco-Berrocal MI, Martínez-González JM. Metaanalysis of filler materials in periapical surgery. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2008;13(3):180-5.
96. Al-Nazhan S, Sapounas G, Spangberg LSW. In vitro study of the toxicity of a composite resin, silver amalgam and cavite. J Endod. 1988;14(5):236-8.
97. Wennberg A, Hasselgren A. Cytotoxicity evaluation of temporary filling material. Int Endod J. 1981;14(2):121-4.
98. Kodohiro G. A comparative of the sealing quality of zinc-free amalgam and Diaket when used as a retrograde filling material. Hawaii Dent J. 1984;15:8-9.
99. Hargreaves KM, Berman LH. Cohen's Pathways of the pulp expert consult: Periradicular surgery. 11<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby;2015. p.420.



100. Barry GN, Selbst AG, D'Anton EW, Madden RM. Sealing quality of polycarboxylate cements when compared to amalgam as a retro-filling material. *J Oral Med Oral Surg Oral Pathol.* 1976;42(1):109-16.
101. Šutalo J. Materijali za trajne ispune kaviteta. U: Šutalo J. i sur. *Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva.* Zagreb: Naklada Zadro; 1994; pp.321-7.
102. Hargreaves KM, Berman LH. Cohen's Pathways of the pulp expert consult: Periradicular surgery. 11<sup>th</sup> ed. St. Louis: Mosby;2015. p.421.
103. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod.* 1993;19(11):541-4.
104. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2007;40(6):462-70.
105. Camilleri J. The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *J Conserv Dent.* 2008;11(4):141-3.
106. Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2008;41(5):408-17.
107. Camilleri J. Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dent Mater.* 2011;27(8):836-44.
108. Taylor HFW. *Cement chemistry.* 2<sup>nd</sup> ed. Thomas Telford Publishing; London:1997.
109. Kjellsen K, Justnes H. Revisiting the microstructure of hydrated tricalcium silicate- a comparison to Portland cement. *Cement Concrete Compos.* 2004;26(8):947-56.
110. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review- part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod.* 2010;36(3):400-13.
111. Song J, Mante F, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102(6):809-15.
112. Asgary S, Parirokh M, Eggbal M, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005;31(2):101-3.
113. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. *J Investig Clin Dent.* 2017;8(2):e12195.
114. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater.* 2008;24(2):149-64.

115. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1999;25(3):197-205.
116. Arens D, Torabinejad M. Repair of furcal perforations with mineral trioxide aggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radiol Endod.* 1996;82(1):84-8.
117. Chang SW. Chemical characteristics of mineral trioxide aggregate and its hydration reaction. *Restor Dent Endod.* 2012;37(4):188-93.
118. Torabinejad M., Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995;21(7):349-53.
119. Malhotra N, Agarwal A, Mala K. Mineral trioxide aggregate: a review of physical properties. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34(2):e25-32.
120. Shipper G, Grossman ES, Botha AJ, Cleaton-Jones PE. Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low vacuum (LV) versus high vacuum (HV) SEM study. *Int Endod J.* 2004;37(5):325-36.
121. Budig CG, Eleazer PD. In vitro comparison of the setting of dry ProRoot MTA by moisture absorbed through the root. *J Endod.* 2008;34(6):712-4.
122. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod.* 1995;21(8):403-6.
123. Tawil PZ, Duggan DJ, Galicia JC. MTA: A clinical review. *Compend Contin Educ Dent.* 2015;36(4):247-64.
124. Saunders WP. A prospective clinical study of periradicular surgery using Mineral trioxide aggregate as a root-end filling. *J Endod.* 2008;34(6):660-4.
125. Ayup H, Duane B. Limited evidence on best material for retrograde root fillings. *Evid Based Dent.* 2018;19(1):8-9.
126. Kim S, Kratchman S. Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. *J Endod.* 2006;32(7):601-23.
127. Dorn SO, Gartner AH. Retrograde filling materials: a retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM. *J Endod.* 1990;16(8):391-3.
128. King KT, Anderson RW, Pashley DH, Pantera EA Jr. Longitudinal evaluation of the seal of endodontic retrofillings. *J Endod.* 1990;16(7):307-10.
129. Torabinejad M, Pitt Ford T, McKendry D, Abedi H, Miller D, Kariyawasam S. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod.* 1997;23(4):225-8.

130. Gondim E, Zaia AA, Gomes BPFA, Ferraz CCR, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. Investigation of the marginal adaptation of root-end filling materials in root-end cavities prepared with ultrasonic tips. *Int Endod J.* 2003;36(7):491-9.
131. Walsh RM, Woodmansey KF, Glickman GN, He J. Evaluation of compressive strength of hydraulic silicate-based root-end filling materials. *J Endod.* 2014;40(7):969-72.
132. Bolhari B, Yazdi KA, Sharifi F, Pirmoazen S. Comparative scanning electron microscopic study of the marginal adaptation of four root-end filling materials in presence and absence of blood. *J Dentistry (Tehran, Iran).* 2015;12(3):226.
133. Saraswathi DD, Tejavath SK, Babu MR, Swetha B, Gandhi B. A comparative evaluation of sealing ability of three recent root-end filling materials: an in vitro study. *J Adv Oral Res.* 2015;6(2):33-9.
134. Antunes H, Gominho L, Andrade-Junior C, Dessaune-Neto N, Alves F, Rôças I, Siqueira J. Sealing ability of two root-end filling materials in a bacterial nutrient leakage model. *Int Endod J.* 2016;49(10):960-5.
135. Nair U, Ghattas S, Saber M, Natera M, Walker C, Pileggi R. A comparative evaluation of the sealing ability of 2 root-end filling materials: an in vitro leakage study using *Enterococcus faecalis*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;112(2):e74-e7.
136. Moradi S, Lomee M, Gharechahi M. Comparison of fluid filtration and bacterial leakage techniques for evaluation of microleakage in endodontics. *Dent Res J.* 2015;12(2):109-14.
137. Leal F, De-Deus G, Brandao C, Luna A, Souza E, Fidel S. Similar sealability between bioceramic putty ready-to-use repair cement and white MTA. *Brazilian Dent J.* 2013;24(4):362-6.
138. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod.* 2006;32(6):569-72.
139. MICRO-MEGA®. MM-MTA brochure [Internet]. [pristupljeno 16. 12. 2018.]. Dostupno na: [https://micro-mega.com/wp-content/uploads/2018/03/MM-MTA\\_brochure-1.pdf](https://micro-mega.com/wp-content/uploads/2018/03/MM-MTA_brochure-1.pdf)
140. Setbon HM, Devaux J, Iserentant A, Leloup G, Leprince JG. Influence of composition on setting kinetics of new injectable and/or fast setting tricalcium silicate cements. *Dent Mater.* 2014;30(12):1291-1303.

141. Akbulut MB, Arpacı PU, Eldeniz AU. Effects of four novel root-end filling materials on the viability of periodontal ligament fibroblasts. *Restor Dent Endod.* 2018;43(3):e24.
142. Margunato S, Taşlı PN, Aydın S, Karapınar Kazandağ M, Şahin F. In vitro evaluation of ProRoot MTA, Biodentine, and MM-MTA on human alveolar bone marrow stem cells in terms of biocompatibility and mineralization. *J Endod.* 2015;41(10):1646-52.
143. 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;43(10):1593-601.
144. Priyalakshmi S, Ranjan M. Review on Biodentine- a bioactive dentin substitute. *IOSR-JDMS.* 2014;13(1):13-7.
145. Malkondu Ö, Kazandağ MK, Kazazoğlu E. A review on Biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int.* 2014;2014:160951.
146. Camilleri J, Kralj P, Veber M, Sinagra E. Characterization and analyses of acid-extractable and leached trace elements in dental cements. *Int Endod J.* 2012;45(8):737-43.
147. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater.* 2013;29(5):580-93.
148. Septodont. Biodentine™ Package insert [Internet]. [pristupljeno 10. 03. 2018.]. Dostupno na: <http://www.septodontusa.com/sites/default/files/Biodentine%20IFU.pdf>
149. Dawood AE, Manton DJ, Parashos P, Wong RH, Palamara JE, Stanton DP, et al. The physical properties and ion release of CPP-ACP-modified calcium silicate-based cements. *Aust Dent J.* 2015;60(4):434-44.
150. Butt N, Talwar S, Chaudhry S, Nawal RR, Yadav S, Bali A. Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Indian J Dent Res.* 2014;25(6):692-7.
151. Jang YE, Lee BN, Koh JT, Park YJ, Joo NE, Chang HS, et al. Cytotoxicity and physical properties of tricalcium silicate-based endodontic materials. *Restor Dent Endod.* 2014;39(2):89-94.
152. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater.* 2013;29(2):e20-8.
153. Septodont. Biodentine Scientific file. Active biosilicate technology, Septodont. Saint-Maur-des-Fosses Cedex, France: R&D Department, 2010.

154. Escobar-García DM, Aguirre-López E, Méndez-González V, Pozos-Guillén A. Cytotoxicity and initial biocompatibility of endodontic biomaterials (MTA and Biodentine™) used as root-end filling materials. *Biomed Res Int.* 2016;2016:7926961.
155. Colon P, Bronnec F, Grosgeat B, Pradelle-Plasse N. Interactions between a calcium silicate cement (Biodentine) and its environment. *J Dent Res.* 2010;89:abstract401.
156. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF. Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res.* 2012;91(5):454-9.
157. Kim JR, Nosrat A, Fouad AF. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. *J Dent.* 2015;43(2):241-7.
158. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J.* 2011;44(12):1081-7.
159. Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels RG, Verbeeck RM. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2014;15(3):147-58.
160. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod.* 2013;39(3):380-4.
161. Attik GN, Villat C, Hallay F et al. In vitro biocompatibility of a dentine substitute cement on human MG63 osteoblasts cells: Biodentine™ versus MTA. *Int Endod J.* 2014;47(12):1133-41.
162. Ravichandra PV, Vemisetty H, Deepthi K, Reddy SJ, Ramikiran D, Krishna MJN, Malathi G. Comparative evaluation of marginal adaptation of Biodentine (TM) and other commonly used root end filling materials- an in vitro study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(3):243-5.
163. Samuel A, Asokan S, Priya PRG, Thomas S. Evaluation of sealing ability of Biodentine™ and mineral trioxide aggregate in primary molars using scanning electron microscope: a randomized controlled in vitro trial. *Contemp Clin Dent.* 2016;7(3):322-25.
164. Koch KA, Brave DG. Bioceramics, part 1: the clinician's viewpoint. *Dent Today.* 2012;31:130-35.
165. Nasseh A. The rise of bioceramics. *Endod Prac.* 2009;2:21-25.
166. Jain P, Ranjan M. The rise of bioceramics in endodontics: a review. *Int J Pharma Bio Sci.* 2015;6(1):416-22.

167. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in endodontics - a review. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2017;51(3 Suppl 1):128-37.
168. Koch K, Brave D. Bioceramic technology – the game changer in endodontics. *Endodontic Practice*. 2009;2(2):17-21.
169. Abusrewil SM, McLean W, Scott JA. The use of bioceramics as root-end filling materials in periradicular surgery: a literature review. *Saudi Dent J*. 2018;30(4):273-82.
170. Camilleri J. Mineral trioxide aggregate: present and future developments. *Endod Top*. 2015;32(1):31-46.
171. FKG. TotalFill brochure [Internet]. [pristupljeno 03. 05. 2018.]. Dostupno na: [https://www.fkg.ch/sites/default/files/201804\\_fkg\\_totalfill\\_brochure\\_v4\\_en\\_web.pdf](https://www.fkg.ch/sites/default/files/201804_fkg_totalfill_brochure_v4_en_web.pdf)
172. Ashofteh Yazdi K, Bolhari B, Sabetmoghaddam T, Meraji N, Kharazifard MJ. Effect of blood exposure on push-out bond strength of four calcium silicate based cements. *Iran Endod J*. 2017;12(2):196-200.
173. Ma J, Shen Y, Stojicic S, Haapasalo M. Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod*. 2011;37(6):793-8.
174. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Ashoftehyazdi K, Zahraee S, Khoshkhounejad M. Marginal adaption of new bioceramic materials and mineral trioxide aggregate: a scanning electron microscopy study. *Iran Endod J*. 2014;9(2):144-8.
175. Jiang Y, Zheng Q, Zhou X, Gao Y, Huang D. A comparative study on root canal repair materials: a cytocompatibility assessment in L929 and MG63 cells. *Scientific World Journal*. 2014;2014:463826.
176. Alanezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spanberg LS, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;109(3):e122-5.
177. Chen I, Karabucak B, Wang C, Wang HG, Koyama E, Kohli MR, i sur. Healing after root-end microsurgery by using mineral trioxide aggregate and a new calcium silicate-based bioceramic material as root-end filling materials in dogs. *J Endod*. 2015;41(3):389-99.
178. Ciasca M, Aminoshariae A, Jin G, Montagnese T, Mickel A. A comparison of the cytotoxicity and proinflammatory cytokine production of EndoSequence root repair material and ProRoot mineral trioxide aggregate in human osteoblast cell culture using reverse-transcriptase polymerase chain reaction. *J Endod*. 2012;38(4):486-9.

179. Khalil WA, Abunasef SK. Can mineral trioxide aggregate and nanoparticulate EndoSequence rootrepair material produce injurious effects to rat subcutaneous tissues? *J Endod.* 2015;41(7):1151-6.
180. Guo YJ, Du TF, Li HB, Shen Y, Mobuchon C, Hieawy A, et al. Physical properties and hydration behavior of a fast-setting bioceramic endodontic material. *BMC Oral Health.* 2016;16:23.
181. Chen I, Salhab I, Setzer FC, Kim S, Nah HD. A new calcium silicate-based bioceramic material promotes human osteo- and odontogenic stem cell proliferation and survival via the extracellular signal-regulated kinase signaling pathway. *J Endod.* 2016;42(3):480-6.
182. Ivoclarvivadent. Upute za korištenje Amalcap Plus PDF [Internet]. [pristupljeno 27.10. 2018.]. Dostupno na <https://www.ivoclarvivadent.com.hr/hr/p/svi/proizvodi/materijali-za-ispune/amalgami/amalcap-plus->
183. Erkut SU, Tanyel RC, Keklukoğlu N, Yildirim S, Katuboulu AB. A comparative microleakage study of retrograde filling materials. *Turk J Med Sci.* 2006;36(2):113-20.
184. Harty FJ, Parkins BJ, Wengraf AM. The success rate of apicectomy. A retrospective study of 1016 cases. *Br Dent J.* 1970;129(9):407-13.
185. Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res.* 1996;32(4):533-41.
186. Winik R, Araki AT, Negrão JA, Bello-Silva MS, Lage-Marques JL. Sealer penetration and marginal permeability after apicoectomy varying retrocavity preparation and retrofilling material. *Braz Dent J.* 2006;17(4):323-7.
187. Smee G, Bolanos OR, Morse DR, Furst ML, Yesilsoy C: A Comparative leakage study of P-30 resin bonded ceramic, Teflon, amalgam, and IRM as retrofilling seals. *J Endod.* 1987;13(3):117-121.
188. Fisher EJ, Arens DE, Miller CH. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as compared with zinc-free amalgam, intermediate restorative material, and Super-EBA as a root-end filling material. *J Endod.* 1998;24(3):176-9.
189. Bondra DL, Hartwell GR, MacPherson MG, Portell FR. Leakage in vitro with IRM, high copper amalgam, and EBA cement as retrofilling materials. *J Endod.* 1989;15(4):157-60.

190. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. *Endod Topics*. 2015;32(1):3-30.
191. Tagger M, Tagger E, Tjan AHL, Bakland LK. Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *J Endod*. 2002;28(5):351-4.
192. Gogos C, Economides N, Stavrianos C, Kolokouris I, Kokorikos I. Adhesion of a new methacrylate resin-based sealer to human dentin. *J Endod*. 2004;30(4):238-40.
193. Pane ES, Palamara JE, Messer HH. Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. *J Endod*. 2013;39(5):669-73.
194. Gesi A, Raffaelli O, Goracci C, Pashley DH, Tay FR, Ferrari M. Interfacial strength of resilon and gutta-percha to intraradicular dentin. *J Endod*. 2005;31(11):809-13.
195. Skidmore LJ, Berzins DW, Bahcall JK. An in vitro comparison of the intraradicular dentin bond strength of resilon and gutta-percha. *J Endod*. 2006;32(10):963-6.
196. Sagsen B, Ustün Y, Demirbuga S, Pala K. Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine: push-out strength of root canal sealers. *Int Endod J*. 2011;44(12):1088-91.
197. Huffman BP, Mai S, Pinna L, Weller RN, Primus CM, Gutmann JL. Dislocation resistance of ProRoot Endo Sealer, a calcium silicate-based root canal sealer, from radicular dentin. *Int Endod J*. 2009;42(1):34-46.
198. Stock K, Hibst R, Keller U. Comparison of Er:YAG and Er:YSGG ablation of dental hard tissues. *Medical applications of lasers in dermatology, ophthalmology, dentistry and endoscopy*. *Proc SPIE*. 1997;3192:88-95.
199. Harashima T, Kinoshita J, Kimura Y, Brugnera A, Zanin F, Pecora JD, et al. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg*. 2005;23(1):52-5.
200. Majaron B, Šušterčič D, Lukač M, Skalerič U, Funduk N. Heat diffusion and debris screening. Er:YAG laser ablation of hard biological tissues. *Appl Phys B Lasers Opt*. 1998;66:1-9.
201. Ivanov B, Hakimian AM, Peavy GM, Haglund RF Jr. Midinfrared laser ablation of hard biocomposite material: mechanistic studies of pulse duration and interface effects. *Appl Surf Sci*. 2003;208-9:77-84.
202. Kadić S, Baraba A, Miletić I, Ionescu AC, Brambilla E, Ivanišević Malčić A, Gabrić D. Influence of different laser-assisted retrograde cavity preparation techniques on bond strength of bioceramic-based material to root dentine. *Lasers Med Sci*. 2020;35(1):173-9.



203. Gorman MC, Steiman HR, Gartner AH. Scanning electron microscopic evaluation of root-end preparations. *J Endod.* 1995;21(3):113-7.
204. Montes MA, de Goes MF, Sinhoreti MA. The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: a SEM evaluation. *Oper Dent.* 2005;30(2):201-12.
205. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993;19(12):591-5.
206. Soheilipour E, Kheirieh S, Madani M, Akbarzadeh Baghban A, Asgary S. Particle size of a new endodontic cement compared to Root MTA and calcium hydroxide. *Iran Endod J.* 2009;4(3):112-6.
207. Ha WN, Shakibaie F, Kahler B, Walsh LJ. Deconvolution of the particle size distribution of ProRoot MTA and MTA Angelus. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2016; 2(1):7-11.
208. Hirschberg CS, Patel NS, Patel LM, Kadouri DE, Hartwell GR. Comparison of sealing ability of MTA and EndoSequence bioceramic Root Repair Material: a bacterial leakage study. *Quintessence Int.* 2013;44(5):e157-62.
209. Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355-62.
210. Bird DC, Komabayashi T, Guo L, Opperman LA, Spears R. In vitro evaluation of dentinal tubule penetration and biomineralization ability of a new root-end filling material. *J Endod.* 2012;38(8):1093-6.
211. Naik MM, de Ataide Ide N, Fernandes M, Lambor R. Assessment of apical seal obtained after irrigation of root end cavity with MTAD followed by subsequent retrofilling with MTA and Biodentine: an in vitro study. *J Conserv Dent.* 2015;18(2):132-5.
212. Ishikawa H, Sawada N, Kobayashi C, Suda H. Evaluation of root-end cavity preparation using ultrasonic retrotips. *Int Endod J.* 2003;36(9):586-90.
213. Bernardes RA, de Moraes IG, Garcia RB, Bernardineli N, Baldi JV, Victorino FR, i sur. Evaluation of apical cavity preparation with a new type of ultrasonic diamond tip. *J Endod.* 2007;33(4):484-7.
214. Yildirim T, Oruçoğlu H, Cobankara FK. Long-term evaluation of the influence of smear layer on the apical sealing ability of MTA. *J Endod.* 2008;34(12):1537-40.

215. Kubo CH, Gomes AP, Mancini MN. In vitro evaluation of apical sealing in root apex treated with demineralization agents and retrofiled with mineral trioxide aggregate through marginal dye leakage. *Braz Dent J.* 2005;16(3):187-91.
216. Matt DG, Thorpe JR, Strother JM, McClanahan SB. Comparative study of white and gray MTA simulating a one- or two step apical barrier technique. *J Am Dent Assoc.* 2004;30(12):876-9.
217. Coneglian PZ, Orosco FA, Bramante CM, de Moraes IG, Garcia RB, Bernardineli N. In vitro sealing ability of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) and white Portland cement used as apical plugs. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(3):181-5.
218. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod.* 2008;34(1):80-2.
219. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. In: Eliades G, Watts D, Eliades T (eds). *Dental hard tissues and bonding.* Berlin, Heidelberg: Springer; 2005. pp. 89-122.
220. Mandava P, Bolla N, Thumu J, Vemuri S, Chukka S. Microleakage evaluation around retrograde filling materials prepared using conventional and ultrasonic techniques. *J Clin Diagn Res.* 2015;9(2):ZC43-6.
221. Khandewal A, Karthik J, Nadig RR, Jain A. Sealing ability of mineral trioxide aggregate and Biodentine as the root end filling material, using two different retro preparation techniques - an in vitro study. *Int J Contemp Dent Med Rev.* 2015;150:115-21.
222. Shakouie S, Samiei M, Shahi S, Rahimi S, Yavari A, Reyhani MF. Sealing ability comparison of mineral trioxide aggregate in root end cavities prepared with ultrasonic and Er, Cr: YSGG laser. *Afr J Biotechnol.* 2012;11:8906-11.
223. Roghanizad N, Fekrazad R, Kalhori KAM, Khalilak Z, Esmaeili MA, Lizarelli RDFZ. A comparison of Er, Cr: YSGG laser with ultrasonic preparation on the seal of retrograde cavities. *Laser Ther.* 2015;24(1):33-7.
224. Shokouhinejad N, Razmi H, Fekrazad R, Asgary S, Neshati A, Assadian H, Kheirieh S. Push-out bond strength of two root-end filling materials in root-end cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser or ultrasonic technique. *Aust Endod J.* 2012;38(3):113-7.

225. Karlović Z, Grgurević L, Verzak Ž, Modrić VE, Sorić P, Grgurević J. Effectiveness of Er:YAG laser in cavity preparation for retrograde filling – in vitro study. *Acta Clin Croat.* 2014;53(2):184-9.
226. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Gutmann JL, Lofti M, Asatourian A, Ahmadi H. Push-out bond strength of a nano-modified mineral trioxide aggregate. *Dent Traumatol.* 2013;29(4):323-7.
227. Majeed A, AlShwaimi E. Push-out bond strength and surface microhardness of calcium silicate-based biomaterials. *Med Princ Prac.* 2017;26(2):139-45.
228. Portillo Muñoz M, Lorenzo Luengo MC, Sánchez Llorente JM, Peix Sánchez M, Albaladejo A, García A, et al. Morphological alterations in dentine after mechanical treatment and ultrashort pulse laser irradiation. *Lasers Med Sci.* 2012;27(1):53-8.
229. Trajtenberg CP, Pereira PN, Powers JM. Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium:YAG laser. *Am J Dent.* 2004;17(5):331-6.
230. Trevelin LT, Marques MM, Aranha AC, Arana-Chavez VE, Matos AB. Effect of super short pulse Er:YAG laser on human dentin-scanning electron microscopy analysis. *Microsc Res Tech.* 2015;78(6):472-8.

## **8. ŽIVOTOPIS**

Snježana Kadić rođena je 14. veljače 1976. u Zagrebu. Osnovnu školu završava u Samoboru te kasnije XVI. gimnaziju u Zagrebu. Na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu diplomirala je 2001. godine. Nakon obavljenog pripravničkog staža radi u ugovornoj stomatološkoj ordinaciji u sklopu DZ-a Samobor i u privatnoj stomatološkoj ordinaciji u Rovinju. Specijalistički ispit iz pedodoncije polaže 2010. te od 2011. radi u Stomatološkoj poliklinici Zagreb u Zagrebu kao specijalistica pedodoncije. Sudjeluje u provođenju projekta „Prevenција karijesa kod djece predškolske i školske dobi u Gradu Zagrebu“ od njegova početka 2007., a od 2012. i na provođenju projekta „Stomatološka zdravstvena zaštita djece s teškoćama u razvoju“, oba u sklopu Stomatološke poliklinike Zagreb. 2018. postaje voditeljica Odjela dječje stomatologije u Stomatološkoj poliklinici Zagreb. Poslijediplomski doktorski studij Dentalna medicina na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu upisuje 2012. Predaje na učilištu Ambitio na programu prekvalifikacije za dentalne asistente. 2019. započinje izobrazbu za stalnog sudskog vještaka te program usavršavanja Menadžer/ica u zdravstvenim sustavima. Sudjeluje aktivno na više domaćih i međunarodnih kongresa. Autorica je i koautorica znanstvenih i stručnih članaka objavljenih u domaćim i međunarodnim recenziranim časopisima. Članica je Hrvatske komore dentalne medicine, Hrvatskog liječničkog zbora i Hrvatskog društva za dječju i preventivnu stomatologiju. Govori engleski, talijanski i ruski jezik.

### **Objavljeni radovi:**

1. Gabrić Pandurić D, Smojver I, Kadić S, Ivek A. Prevencija periimplantatnih bolesti. *Vjesnik dentalne medicine*. 2014;3:23-7.
2. Kadić S, Baraba A, Miletić I, Ionescu A, Brambilla E, Ivanišević Malčić A, Gabrić D. Push-out bond strength of three different calcium silicate-based root-end filling materials after ultrasonic retrograde cavity preparation. *Clin Oral Investig*. 2018;22(3):1559-65.  
WoSCC – Q1, Scopus – Q1; navedeni rad je proizašao iz doktorata.
3. Lešić S, Dukić W, Šapro Kriste Z, Tomičić V, Kadić S. Caries prevalence among schoolchildren in urban and rural Croatia. *Cent Eur J Public Health*. 2019;27(3):256-62.  
WoSCC – Q4, Scopus – Q3
4. Kadić S, Baraba A, Miletić I, Ionescu AC, Brambilla E, Ivanišević Malčić A, Gabrić D. Influence of different laser-assisted retrograde cavity preparation techniques on bond strength of bioceramic-based material to root dentine. *Lasers Med Sci*. 2020;35(1):173-9.  
WoSCC – Q2, Scopus – Q2; navedeni rad je proizašao iz doktorata.