Utjecaj obrade korijenskoga dentina erbijskim laserima na čvrstoću svezivanja vlaknima ojačanih kolčića i ispitivanje njihove retencije

Parčina Amižić, Ivana

Doctoral thesis / Disertacija

2017

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://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:950522

Rights / Prava: Attribution-NoDerivatives 4.0 International/Imenovanje-Bez prerada 4.0 međunarodna

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-29**

Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Ivana Parčina Amižić

UTJECAJ OBRADE KORIJENSKOGA DENTINA ERBIJSKIM LASERIMA NA ČVRSTOĆU SVEZIVANJA VLAKNIMA OJAČANIH KOLČIĆA I ISPITIVANJE NJIHOVE RETENCIJE

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2017.

UNIVERSITY OF ZAGREB

SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Ivana Parčina Amižić

INFLUENCE OF PRETREATMENT OF RADICULAR DENTIN WITH ERBIUM LASERS ON BOND STRENGTH OF FIBER REINFORCED POSTS AND EVALUATION OF THEIR RETENTION

PhD DISSERTATION

Zagreb, 2017.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Ivana Parčina Amižić

UTJECAJ OBRADE KORIJENSKOGA DENTINA ERBIJSKIM LASERIMA NA ČVRSTOĆU SVEZIVANJA VLAKNIMA OJAČANIH KOLČIĆA I ISPITIVANJE NJIHOVE RETENCIJE

DOKTORSKI RAD

Mentorica: doc .dr. sc. Anja Baraba

Komentorica: doc. dr. sc. Dragana Gabrić

Zagreb, 2017.

SAŽETAK

Svrha rada bila je istražiti učinak ispiranja aktiviranog erbijskim laserima na čvrstoću svezivanja konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima na dentin korijenskog kanala, te ispitati njihovu retenciju.

Ekstrahirani zubi (n=162) instrumentirani su i napunjeni Reciproc tehnikom, te pripremljeni za postavljanje kolčića. U prvoj skupini (n=132) *push-out* testom ispitan je utjecaj vrste kolčića (GC FIBER POST ili everStick POST), načina obrade dentina (konvencionalno ispiranje fiziološkom otopinom, ispiranje fiziološkom otopinom i aktivacija PIPS nastavkom Er:YAG lasera ili ispiranje i aktivacija RTF2 nastavkom Er,Cr:YSGG lasera) i tipa samoadhezivnog cementa (G-CEM LinkAce, RelyX U200 ili SpeedCEM) na vrijednost čvrstoće svezivanja. Rezultati su izraženi u MPa, logaritmirani i analizirani faktorskim ANOVA testom ($p \leq 0.05$), te post-hoc Tukeyjevim testom. U drugoj skupini (n=30) *pull-out* testom ispitana je retencija vlaknima ojačanih kolčića (GC FIBER POST i everStick POST) cementiranih samoadhezivnim cementom s najboljim rezultatom *push-out* testa. Rezultati su izraženi u N i analizirani Studentovim t-testom ($p \leq 0.05$). Relacija između duljine cementiranog dijela kolčića i sile popuštanja analizirana je modelom linearne regresije ($p \leq 0.05$).

Za čvrstoću svezivanja statistički značajni bili su način predtretmana dentina korijenskog kanala ($p=0.025$) te interakcija vrste kolčića i samoadhezivnog cementa. Za retenciju statistički značajna je bila relacija između duljine cementiranog dijela kolčića i vrijednosti retencije u skupini konfekcijskog vlaknima ojačanog kolčića ($p=0.01$).

Ispiranje fiziološkom otopinom aktiviranom Er:YAG laserom smanjilo je čvrstoću svezivanja vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima na dentin korijenskog kanala u odnosu na konvencionalno ispiranje fiziološkom otopinom. Retencija konfekcijskih vlaknima ojačanih kolčića ovisila je o duljini cementiranog dijela kolčića.

SUMMARY

Influence of pretreatment of radicular dentin with erbium lasers on bond strength of fiber reinforced posts and evaluation of their retention

Objectives: The aim of this *in vitro* study was to investigate the effect of laser activated irrigation (LAI) with two erbium lasers on bond strength of prefabricated and individually formed fiber-reinforced composite (FRC) posts cemented with self-adhesive composite cements to root canal dentin and to examine their retention.

Methods: One hundred sixty two (n=162) single-rooted human teeth were decoronated, endodontically treated and after post space preparation divided in two groups: group for evaluating bond strength using *push-out* test (n=132) and group for evaluating retention using *pull-out* test (n=30). In the first group, the teeth were further divided into two groups (n=66 per group) depending on the type of FRC posts: prefabricated GC FIBER POST (GC, Tokyo, Japan) and individually formed everStick POST (GC, Tokyo, Japan). Before cementation of posts, each group was subdivided into three subgroups (n=22 per group), according to the pretreatment of post space preparation: 1) conventional syringe irrigation with saline; 2) irrigation with saline and activation by Er:YAG laser with PIPS tip; 3) irrigation and activation by Er,Cr:YSGG laser with RFT2 tip. One specimen from each group was used for SEM evaluation to confirm the dentin pretreatment. The other specimens were divided into three groups (n=7 per group) according to the brand of self-adhesive cement: G-Cem LinkAce, SpeedCem and RelyX U200. After cementation, specimens were embedded into acrylic resin and perpendiculary sectioned into 1 mm thin sectiones. *Push-out* test was performed using universal testing machine (0.5 mm/min). The sliced samples were evaluated by the stereomicroscope to determine the type of failure (adhesive, cohesive or mixed). Data were calculated as megapascals, log-tranformed and statistically analyzed using factorial ANOVA ($p \leq 0.05$) and *post-hoc* Tukey's test. Types of failure were analyzed using Pearson's test ($p \leq 0.05$). In the second group, for *pull-out* testing the teeth were divided into two groups (n=15 per group) depending on the type of FRC posts: prefabricated GC FIBER POST (GC, Tokyo, Japan) and individually formed everStick POST (GC, Tokyo, Japan). Post spaces were rinsed with saline and posts were cemented with self-adhesive cement that achieved the best overall results in *push-out* test, in this case G-Cem LinkAce. The *pull-out* test was performed using modified universal device (0.5 mm/min). The tearing force (Newtons) was recorded for each sample and data were statistically analyzed using Student's t-test. The

relationship between length of the cemented part of post and failure load was examined using linear regression model ($p \leq 0.05$)

Results: In the first group,similar bond strength values were obtained for everStick POSTS and GC FIBER POSTS ($p=0.15$).Type of self-adhesive cement was not found significantly effective on the *push-out* bond strength ($p=0.86$). The type of dentin pretreatment ($p=0.025$) and interaction between type of the FRC post and self-adhesive cement influenced the bond strength. In the second group, retention was not affected by the type of FRC post. Failure load values of prefabricated FRC post were dependent on length of the cemented part of post ($p=0.01$).

Conclusions: Irrigation with saline activated by Er:YAG lowered bond strength of both types of FRC post cemented with different self-adhesive cements in comparison with conventional syringe irrigation with saline. Retention of prefabricated FRC post was influenced by length of cemented part of the post.

KLJUČNE RIJEČI

vlaknima ojačani kolčići, IPN, samoadhezivni cementi, Er:YAG laser, Er, Cr:YSGG laser, LAI, *push-out* test, *pull-out* test

SADRŽAJ

1. UVOD 1

1.1. STAKLENIM VLAKNIMA OJAČANI KOLČIĆI 4

1.1.1. Konfekcijski staklenim vlaknima ojačani kolčići 4

1.1.2. Individualni staklenim vlaknima ojačani kolčići 7

1.2. SAMOADHEZIVNI CEMENTI 9

1.3. UKLANJANJE ZAOSTATNOG SLOJA ISPIRANJEM AKTIVIRANIM ERBIJSKIM LASERIMA 12

1.3.1. Er:YAG laser 15

1.3.2. Er,Cr:YSGG laser 17

1.4. SVRHA ISTRAŽIVANJA 20

1.4.1. Hipoteze 20

2. MATERIJALI I METODE 21

2.1. PRIPREMA UZORAKA 22

2.2. ISPITIVANJE ČVRSTOĆE SVEZIVANJA 25

2.2.1. Preparacija mjesta za kolčić 25

2.2.2. Priprema vlaknima ojačanih kolčića 26

2.2.3. Obrada mjesta za kolčić 26

2.2.4. Cementiranje vlaknima ojačanih kolčića samoadhezivnim cementima 30

2.2.5. Priprema uzoraka za ispitivanje čvrstoće svezivanja 33

2.2.6. Postupak mjerenja čvrstoće svezivanja 34

2.3. ISPITIVANJE RETENCIJE 35

2.3.1. Priprema uzoraka za ispitivanje retencije 35

2.3.2. Postupak mjerenja retencije 35

2.4. STATISTIČKA OBRADA 37

3. REZULTATI 38

3.1. SEM ANALIZA 39

3.2. PUSH-OUT TEST 39

3.3. PULL-OUT TEST 46

4. RASPRAVA 49

5. ZAKLJUČAK 58

6. LITERATURA 60

7. ŽIVOTOPIS 73

POPIS KRATICA I OZNAKA

Bis-GMA	bisfenol-A-glicidil metakrilat
GPa	gigapaskal
E-staklo	engl. electrical application
S-staklo	engl. stiff, strong
H_2O_2	vodikov peroksid
PMMA	polimetilmetakrilat
IPN	engl. interpenetrating polymer network
TEGDMA	trietilen-glikol-metakrilat
HEMA	hidroksietil-metakrilat
Al-F-Si-staklena mreža	aluminijska fluoro-silikatna staklena mreža
$Ca(OH)_2$	kalcijev hidroksid
nm	nanometar
Nd:YAG	neodimij-itrij-aluminij-garnet
Er:YAG	erbij-itrij-aluminij-garnet
Er,Cr:YSGG	erbij-krom-itrij-skandij-galij-garnet
PFN	engl. pulse forming network
VSP	engl. variable square pulse
LAI	engl. laser activated irrigation
PIPS	engl. photon induced photoacustic streaming
FDA	engl. food and drug administration
mJ	milidžul
Hz	herc
W	vat
ºC	stupanj celzijev
µm	mikrometar
RFT	engl. radial firing tip
MPa	megapaskal
N	njutn

1. UVOD

Uspješno endodontsko liječenje zuba ne ovisi samo o kvaliteti kemomehaničke instrumentacije i punjenja korijenskog kanala, nego i o kvaliteti trajne restauracije (1). Preduvjeti zadovoljavajućeg restaurativnog postupka na endodontski liječenom zubu su (2):

- osigurati apikalno i koronarno brtvljenje,
- zaštititi i očuvati preostalo zubno tkivo,
- osigurati dobar temelj i retenciju za nadogradnju,
- obnoviti funkciju i estetiku avitalnog zuba, tako da i dalje nastavi djelovati kao sastavni dio zubnog luka.

Za kliničare restauracija endodontski liječenog zuba predstavlja izazov upravo zbog strukturalnih razlika između vitalnog i avitalnog zuba koji je podvrgnut kemomehaničkoj obradi. Ireverzibilne kemijsko-fizikalne promjene, poput smanjenja mikrotvrdoće i promjena u kolagenu, zbog utjecaja sredstava za ispiranje korijenskih kanala i intrakanalnih medikamenata, te posebice biomehaničke promjene kao posljedica gubitaka tvrdih zubnih tkiva i zaštitnog mehanizma propriocepcije povećavaju osjetljivost zuba na lom i ujedno uvjetuju odabir konačne restauracije (3). Karijesne lezije, lomovi zuba, prethodne restauracije ili opsežne preparacije, uzrokuju veliki gubitak zubne krune, pa preostali dio zuba, bez obzira na zdrav i čvrst korijen, ne može samostalno osigurati zadovoljavajuću potporu i retenciju za trajnu restuaraciju. U takvim slučajevima potrebna je uporaba intrakanalnih kolčića. Postavljanje intrakanalnog kolčića indicirano je ukoliko su ispunjena oba navedena klinička uvjeta (4):

- preostala koronarna zubna struktura nedovoljna je za retenciju restauracije;
- duljina korijena dovoljna je za smještaj kolčića bez ugrožavanja kvalitete apikalnog brtvljena.

Osim retencije nadogradnje, cilj uporabe intrakanalnog kolčića jest osigurati i apikalno i koronarno brtvljenje korijenskog kanala, stoga isti treba čvrsto prianjati i na korijenski dentin i na krunsku nadogradnju te čak imati mogućnost i adhezivnog svezivanja. Osim toga, intrakanalni kolčić treba imati zadovoljavajuću otpornost na lom kako bi izdržao funkcionalna opterećenja, te u isto vrijeme modul elastičnosti sličan dentinskom kako bi se djelovanje sila jednoliko raspodijelilo duž korijena zuba i tako spriječili mogući lomovi korijena zuba. Također, treba imati dobru otpornost na zamor materijala te dobra optička svojstva kako bi se

zadovoljili estetski zahtjevi i omogućila polimerizacija u dubljim dijelovima korijenskog kanala. Treba biti biokompatibilan, jednostavan za uporabu i lagan za uklanjanje u slučaju neuspjeha.

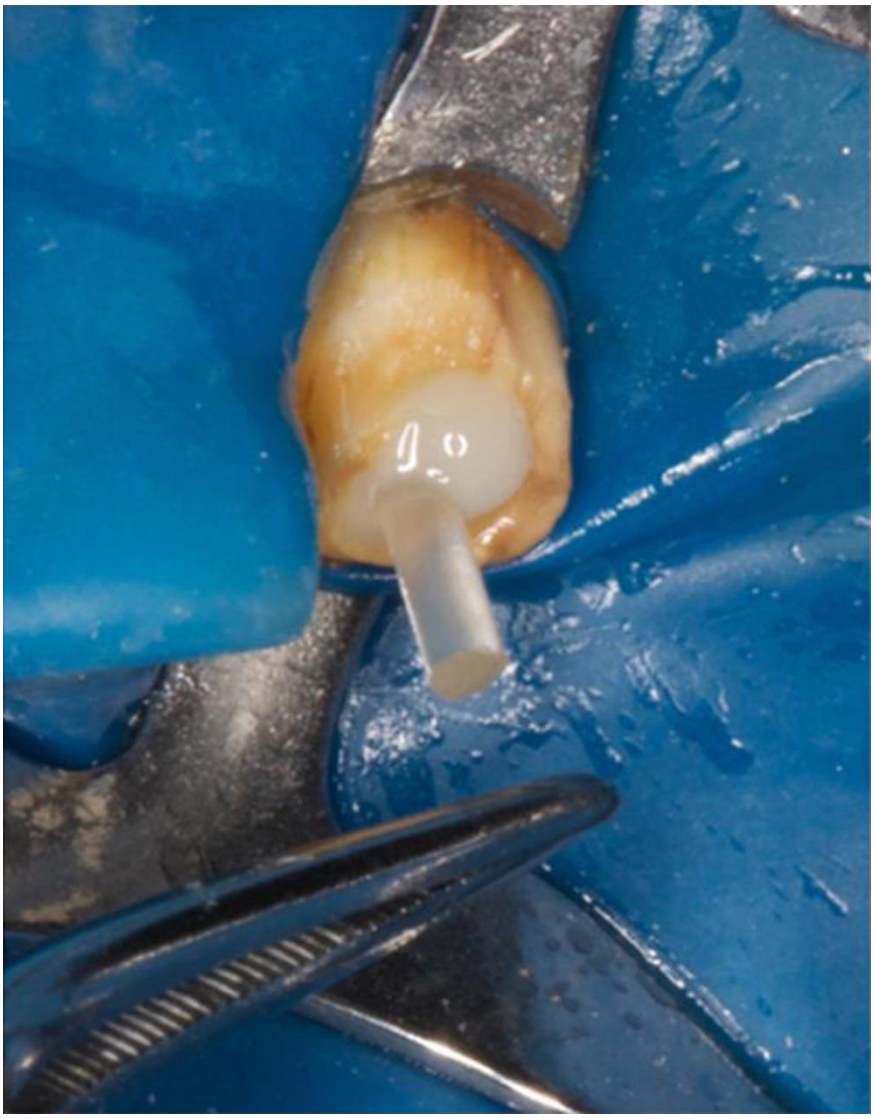
1.1. STAKLENIM VLAKNIMA OJAČANI KOLČIĆI

Tradicionalno korišteni metalni kolčići ne ispunjavaju zahtjeve moderne dentalne medicine zbog nedostataka kao što su boja, podložnost koroziji, mehanička retencija i veliki modul elastičnosti koji može dovesti do loma korijena. Kako bi se unaprijedili estetika, fizikalno-mehanička svojstva i biokompatibilnost, razvijeni su estetski intrakanalni kolčići. Osim estetike, estetski intrakanalni kolčići imaju visoku otpornost na udarce i na zamor te sposobnost prigušenja vibracija, absorpcije udaraca (5) te omogućuju adhezivno svezivanje na tvrda zubna tkiva i na koronarnu nadogradnju što pospješuje stvaranje tzv. monobloka, jedinstvene strukture koja savršeno brtvi korijenski kanal, ostaje stabilna u oralnom okruženju (6) i dovoljno je čvrsta da podnosi žvačne sile koje se raspoređuju podjednako na sve njezine sastavnice (7, 8).

1.1.1. Konfekcijski staklenim vlaknima ojačani kolčići

Translucentni intrakanalni kolčići bazirani na siliciju (Slika 1.) predstavljeni su 1992. godine. Napravljeni su od visokog volumnog udjela jednosmjernih silaniziranih staklenih ili kvarcnih vlakana obuhvaćenih umreženom matricom od metakrilatne ili epoksi smole visokog stupnja konverzije (9). Vlakna, čiji volumni udio varira od 40 do 65% (10), pridonose čvrstoći i krutosti kolčića, dok polimerna matrica prenosi djelovanje sile na vlakna i ujedno ih štiti od vlage iz usne šupljine (11) te svojim mehaničkim svojstvima i kvalitetom spoja s vlaknima pridonosi otpornosti kolčića na savijanje (10).

Bisfenol-A-glicidil metakrilat (Bis-GMA) i epoksi smola uobičajeno se rabe kao organska matrica u izradi intrakanalnih kolčića jer su kompatibilne s adhezivnim restaurativnim tehnikama. Spomenuto svojstvo omogućuje mikromehaničko i kemijsko svezivanje kolčića na korijenski dentin što dovodi do jednolike raspodjele sila duž kolčića (12). Upravo zbog mogućnosti adhezivnog svezivanja i modula elastičnosti sličnog dentinskom (18-42 GPa) (13), biomehaničko ponašanje kolčića je bolje, a otpornost na lom je veća (14). Raspodjela stresa i otpornost na lom ne ovise značajno o duljini i promjeru kolčića pa dimenzije kolčića manje utječu na uspjeh restauracije nego u slučaju kada se koriste metalni kolčići (15).



Slika 1. Konfekcijski staklenim vlaknima ojačani kolčići

Silicijevi kolčići mogu biti napravljeni od stakla ili od kvarca. Kvarc je kristalni oblik silicija, dok je staklo amorfni oblik silicija. Istraživanja pokazuju kako su kolčići ojačani kvarcnim vlaknima više radioopakni (14) i imaju veću čvrstoću na savijanje od kolčića ojačanih staklenim vlaknima (16), a zubi restaurirani kolčićima ojačanim kvarcnim vlaknima imaju veću otpornost na lom od onih koji su restaurirani kolčićima ojačanim staklenim vlaknima (17).

Ipak, u dentalnoj medicini E- i S-staklena vlakna najčešće se rabe kao vlakna za ojačavanje kolčića. Staklena vlakna ravnomjerno se rastežu pod opterećenjem do njihove točke loma, dok se u slučaju prestanka djelovanja vlačne sile vraćaju na originalnu duljinu

ukoliko je vrijednost sile manja od vrijednosti sile loma. E-staklo (engl. electrical application) ima dobru vlačnu, tlačnu čvrstoću, mogućnost električne izolacije te dosta nisku cijenu, ali i relativno slabu otpornost na zamor, dok S-staklo (engl. stiff, strong) ima drugačiju kemijsku strukturu koja pridonosi većoj vlačnoj čvrstoći i boljoj otpornosti na vlagu, ali je njihova cijena viša (18).

Najčešći uzrok neuspjeha kod restauracije intrakanalnim kolčićem odvajanje je kolčića od zuba (19) koje se može dogoditi zbog popuštanja na spoju kolčić-cement ili cement-dentin. Svezivanje staklenim vlaknima ojačanog kolčića i kompozitnih materijala pomoću radikalske lančane polimerizacije teško je postići zato što je organska komponenta vlaknima ojačanog kolčića polimerna matrica koja je visoko umrežena s visokim stupnjem konverzije i malim brojem dvostrukih ugljik-ugljik veza na svojoj površini (20). Zbog ovakve inertne i nereaktivne matrice, proizvođači konfekcijskih kolčića problem s adhezijom pokušali su riješiti dodavanjem površinskih karakteristika kolčiću poput neravne površine (21) kako bi povećali mehaničku retenciju cementa i koronarne nadogradnje, ali to nije urodilo uspjehom. Takva modifikacije površine kolčića čak je negativno utjecala na adheziju i savojnu čvrstoću (10,22). Kako bi se poboljšalo svezivanje, pristupalo se i različitim mehaničkim i kemijskim obradama površine kolčića poput zračne abrazije, jetkanja, silanizacije i impregnacije smolom (23). Ipak, prema posljednjim istraživanjima, predlaže se predtretman 24%-tnim vodikovim peroksidom (H_2O_2) jednu minutu kako bi se selektivno otopila polimerna matrica i izložila staklena vlakna čime se omogućuje mikromehaničko svezivanje adheziva/cementa na kolčić (24). Nadalje, nakon tretiranja vodikovim peroksidom slijedi silanizacija kolčića čime izložena vlakna postaju slobodna i za kemijsko svezivanje s adhezivom/cementom (23). Za cementiranje staklenim vlaknima ojačanih kolčića najbolji izbor predstavljaju dvostruko polimerizirajući materijali (25).

Iako klinička istraživanja nisu pokazala značajne razlike u otpornosti na lom između metalnih i staklenim vlaknima ojačanih kolčića (26), potonji su često prvi izbor doktora dentalne medicine, ne samo zbog njihove zadovoljavajuće estetike, biokompatibilnosti, čvrstoće savijanja, otpornosti na zamor, povoljnog modula elastičnosti i čvrstoće svezivanja vlakana na kompozitne materijale, nego i zbog pristupačne cijene, mogućnosti jednoposjetne terapije te jednostavnog rukovanja i uklanjanja iz korijenskog kanala u slučaju neuspjeha. Međutim, kada se zub restaurira konfekcijskim staklenim vlaknima ojačanim kolčićima, treba uzeti u obzir kako se indikacija odnosi samo na zube s dobro sačuvanom strukturom korijena (27) jer ovakvi kolčići zahtijevaju preparaciju korijenskog kanala koja odgovara obliku i

dimenzijama kolčića, što uzrokuje gubitak dentina i čini korijen zuba dodatno osjetljivim na lom (28). Ujedno, pri upotrebi prefabriciranog vlaknima ojačanog kolčića, slobodan prostor širokog koronarnog dijela korijenskog kanala ostaje ispunjen samo cementom koji se prilikom polimerizacije kontrahira što može uzrokovati odvajanje cementa od dentina, posljedično dovodeći do mikropropuštanja duž kolčića, sekundarnog karijesa, i konačno, do neuspjeha restauracije (29).

1.1.2. Individualni staklenim vlaknima ojačani kolčići

Početkom 21. stoljeća predstavljeni su individualni staklenim vlaknima ojačani kolčići (13) (Slika 2.) kako bi se uklonili nedostaci i unaprijedile prednosti konfekcijskih staklenim vlaknima ojačanih kolčića. Takvi kolčići napravljeni su od jednosmjernih, silaniziranih E-staklenih vlakana impregniranih kombinacijom dvaju nepolimeriziranih polimera, polimetilmetakrilata (PMMA) kao linearnom fazom i poli Bis-GMA kao umreženom fazom, koji formiraju polu-interpenetrirajuću polimernu mrežu, tj. matricu (engl. semi-IPN). PMMA lanci plastificiraju umreženu Bis-GMA matricu i na taj način smanjuju stres koji se stvara na dodirnim površinama vlakana i matrice prilikom izvijanja (13). Zahvaljujući nepolimeriziranoj polu-interpenetrirajućoj mreži, monomeri adhezivnih smola i cemenata mogu difundirati u linearnu polimernu fazu i polimerizacijom formirati interdifuzijsko svezivanje i tzv. sekundarnu polu-interpenetrirajuću mrežnu strukturu (30) koja doprinosi boljem prijenosu sila s koronarne nadogradnje na korijen zuba. Smolasti materijali prikladni za otapanje IPN matrice, tj. lineranog polimera svi su oni koji sadrže monomere poput Bis-GMA, trietilen-glikol-metakrilata (TEGDMA) ili hidroksietil-metakrilata (HEMA) (20) i zapravo jesu većina onih koji se koriste u restaurativnoj dentalnoj medicini.

Budući da su nepolimerizirani, IPN-kolčići mogu se vrlo lagano prilagoditi obliku korijenskog kanala, time smanjujući broj šupljina, ali i mogućnost da se kolčić odcementira (31). Koncept uporabe individualnih vlaknima ojačanih kolčića temelji se na smanjenju potrebne preparacije u dubljim dijelovima korijenskog kanala i mogućnosti dodavanja veće količine vlaknima ojačanog materijala u koronarni otvor korijenskog kanala. Stoga, ovakav koncept štedi korijenski dentin, umanjuje stres u apikalnim dijelovima kolčića i omogućuje formiranje krutog i na lom otpornog kolčića s velikim koronarnim promjerom što stvara čvrstu potporu na koronarnu nadogradnju (28). Dodatno, koronarni dio kolčića može se saviti na željenu angulaciju i tako prilagoditi kako bi se zadovoljile potrebe restauracije zubne

krune. Individualni staklenim vlaknima ojačani kolčići mogu se rabiti u zavijenim i u ovalnim korijenskim kanalima, kao i vrlo širokim kanalima, gdje više kolčića različitih duljina i promjera mogu biti postavljeni u isti kanal tehnikom lateralne kondezacije.



Slika 2. Individualni staklenim vlaknima ojačani kolčići

U namjeri da se ostvari najbolji mogući volumni udio vlakana i svojstava polimernog matriksa, razvoj individualnih vlaknima ojačanih kompozita u dentalnoj medicini doveo je do postizanja visokih vrijednosti čvrstoće savijanja E-staklenih vlakana (13), velike otpornosti na lom (32) i veće čvrstoće svezivanja, bez adhezivnog popuštanja na spoju kolčić-cement (31,33), u usporedbi s konfekcijskim kolčićima.

1.2. SAMOADHEZIVNI CEMENTI

Kako bi se osigurala zadovoljavajuća čvrstoća svezivanja kolčića na dentin korijenskog kanala tako da konačna restauracija endodontski liječenog zuba može podnijeti djelovanje jakih žvačnih sila i ostati netaknuta (34), materijal za cementiranje treba posjedovati fizikalno-kemijska svojstva slična zubnom tkivu, biokompatibilnost, odgovarajuću boju i biti netopljiv (35). U tom kontekstu, svojstva adhezivnih cemenata najviše nalikuju na ove idealne karakteristike, a kao podskupina adhezivnih cemenata, kompozitni cementi prednjače jer pokazuju najveću tlačnu i savojnu čvrstoću (35).

Prema mehanizmu polimerizacije, kompozitni cementi mogu biti kemijsko polimerizirajući (samopolimerizirajući), svjetlosno polimerizirajući i dvostruko polimerizirajući. Za cementiranje estetskih intrakanalnih kolčića, preporučuje se uporaba dvostruko stvrdnjavajućih cemenata jer se njima postiže zadovoljavajuća polimerizacija cementa duž čitave preparacije korijenskog kanala i osigurava početna stabilizacija vlaknima ojačanog kolčića (14). Osim prema načinu polimerizacije, kompozitni cementi se mogu podijeliti i ovisno o načinu interakcije s korijenskim dentinom:

1. cementi s potpuno jetkajućim adhezijskim sustavima;
2. cementi sa samojetkajućim adhezijskim sustavima;
3. samoadhezivni cementi.

Za cementiranje nemetalnih indirektnih restauracija godinama su se, u kombinaciji s cementima baziranim na smoli, rabili adhezijski sustavi. Međutim, istraživanja su pokazala kako veći broj koraka u postupku cementiranja produljuje vrijeme rada te povećava osjetljivost same tehnike i mogućnost pogreške u radu (36, 37, 38, 39, 40). Kako bi se izbjeglo navedeno, razvijeni su samoadhezivni cementi te su predstavljeni 2002. godine. Njihova prednost pred ostalim cementima temelji se na kombinaciji pojednostavljene tehnike cementiranja, kojom su eliminirani koraci potrebni za predtretman površine korijenskog kanala i učinkovitih mehaničkih svojstava, uz fleksibilnost koju u svakodnevnoj kliničkoj praksi pruža mogućnost dvostrukog stvrdnjavanja materijala (35).

Iako je temeljni mehanizam adhezije jednak za sve samoadhezivne cemente, značajke prvog na tržištu predstavljenog samoadhezivnog cementa, RelyX Unicem (3M ESPE), proizvođač je daleko najviše opisao (3M ESPE product profile; RelyX Unicem). Ovaj tip

cementa posjeduje multifunkcionalne monomere s fosfatnim skupinama koji zbog svoje kiselosti istovremeno infiltriraju i demineraliziraju i caklinu i dentin. Glavna kemijska reakcija prilikom stvrdnjavanja radikalska je polimerizacija koja može biti pokrenuta djelovanjem svjetla ili vlastitim samostvrdnjavajućim mehanizmom (redoks sistemom), što na kraju rezultira opsežnim poprečnim svezivanjem cementnih monomera i stvaranjem polimera visoke molekulske mase. Osim toga, kako bi se osigurala neutralizacija ovog početno kiselog sustava, primijenjen je koncept staklenoionomera pri čemu dolazi do reakcije između fosfatnih skupina i alkalnog filera/punila te posljedičnog porasta pH vrijednosti od 1 do 6. Fosfatne skupine iz funkcionalnih monomera također reagiraju i s kalcijevim ionima iz kristala hidroksiapatita preostalih u djelomično mineraliziranom hibridnom sloju i zajedno formiraju netopivu kalcijevu sol koja može doprinijeti formiranju čvrste sveze između smolastog materijala i dentina (41). Prema proizvođaču, voda koja nastaje u spomenutim neutralizacijskim procesima pridonosi početnoj hidrofilnosti samoadhezivnog cementa i time se osigurava bolje svezivanje na zubno tkivo i tolerancija vlage. Naknadno se očekuje da se voda ponovno upotrijebi u reakciji s funkcionalnim kiselim skupinama i tijekom reakcije s ion-otpuštajućim osnovnim česticama punila. Takvo djelovanje na kraju bi dovedo do inteligentnog preokreta iz hidrofilne u hidrofobnu matricu, a postignuto svezivanje temeljilo bi se na mikromehaničkoj retenciji i kemijskoj interakciji između monomernih kiselih skupina i kristala hidroksiapatita.

U istraživanju koje su proveli Gerth i suradnici (42) pokazano je da se anorganske čestice proizvoda sastoje od Al-F-Si-staklene mreže koja uključuje i radiopakni stroncij i lantan kod cementa RelyX Unicem. RelyX Unicem sadrži i oko 10% fluorida koji mogu difuzijom čestica unutar same mreže biti otpušteni iz iste i 2% $Ca(OH)_2$ koji posjeduje antimikrobni učinak i potencijal za poticanje remineralizacije te ujedno pridonosi i biokompatibilnosti samog materijala. U istom istraživanju (42) ispitana je sposobnost kemijskog svezivanja cementa na sintetski hidroksiapatit i potvrđeno je kako se kalcijevi ioni ponašaju kao elektron akceptori i sudjeluju u kemijskoj reakciji između cementa i hidroksiapatita, i to u velikoj količini (86%), što pojašnjava mehanička svojstva samog cementa. Osim toga, nakon stvrdnjavanja cementa kromatografijom su potvrđeni i konačni proizvodi polimerizacije, tj. polimeri koji dodatno pridonose dobrim mehaničkim svojstvima.

Zahvaljujući visokoj čvrstoći svezivanja, niskim vrijednostima polimerizacijskog stresa (43) i zadovoljavajućim estetskim i mehaničkim svojstvima (44), samoadhezivni cementi predstavljaju prvi izbor za cementiranje vlaknima ojačanih kolčića. Prijašnja

istraživanja pokazala su kako samoadhezivni cementi ostvaruju kemijsku interakciju koja rezultira stabilnijom svezom (45) i kako bolje podnose mehanički stres od konvencionalnih kompozitnih cemenata (46).

1.3. UKLANJANJE ZAOSTATNOG SLOJA ISPIRANJEM AKTIVIRANIM ERBIJSKIM LASERIMA

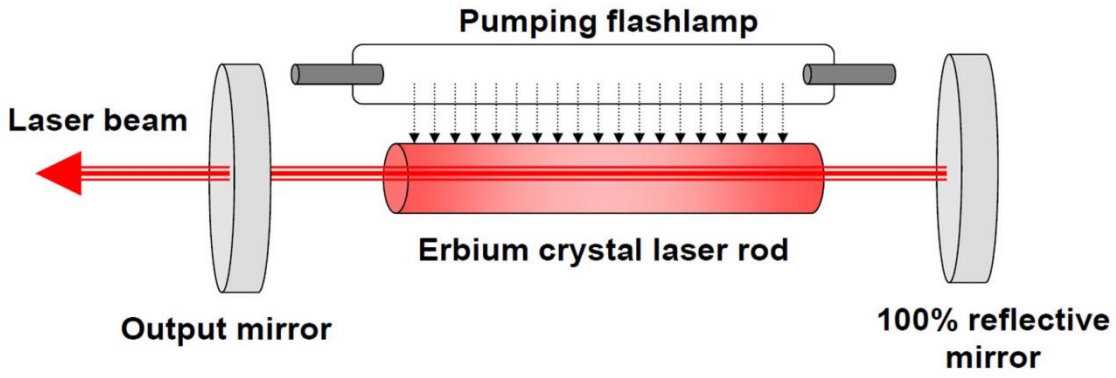
Razvoj laserske tehnologije omogućio je uporabu lasera u mnogim postupcima u dentalnoj medicini poput restaurativnih, estetskih, kirurških, parodontoloških i endodontskih zahvata (47). Djelovanje različitih laserskih valnih duljina na različita ciljana tkiva (tvrda zubna tkiva, meka tkiva, bakterije, sredstva za ispiranje) temelji se na apsorpciji ili difuziji laserske zrake i može proizvesti biološki učinak odgovoran za različite terapijske mogućnosti koje se mogu sažeti kao (48):

- fototermalni učinak;
- fotokemijski učinak;
- fotomehanički učinak;
- fotoakustični učinak potaknut fototermalnim učinkom.

Obzirom na kompleksnu anatomiju korijenskog kanala i ograničenu sposobnost kemijskih sredstava za ispiranje za trodimenzionalno čišćenje i dezinfekciju čitavog endodontskog prostora (49), u modernoj dentalnoj medicini uporaba lasera jedna je od mogućnosti za poboljšanje učinka endodontske terapije (50). Već je prije potvrđeno kako laseri različitih valnih duljina mogu biti djelotvorni u značajnom smanjenju broja bakterija unutar inficiranih korijenskih kanala (51). Laseri valnih duljina bliskog infracrvenog spektra visoko su učinkoviti u dezinfekciji dentinskih zidova korijenskog kanala (do 750 mikrona s 810 nm diodnim laserom te do 1 mm neodimij-itrij-aluminij-garnet (Nd:YAG) laserom valne duljine 1064 nm). Ipak, ove valne duljine nisu pokazale učinkovite rezultate u čišćenju površina korijenskog kanala i uklanjanju zaostatnog sloja te su ujedno uzrokovale karakteristične morfološke promjene na dentinskim zidovima. Zaostatni sloj bio je samo djelomično ukonjen, a dentinski tubulusi prvenstveno zatvoreni kao rezultat otapanja/taljenja anorganskih struktura dentina (52). Za precizne postupke na dentalnim tkivima, najsigurniju i najučinkovitiju metodu predstavljaju erbijski laseri valnih duljina srednjeg infracrvenog spektra (53).

Trenutno se dvije vrste erbijskih lasera učestalo rabe u dentalnoj medicini: erbij-itrij-aluminij-garnet (Er:YAG) laser valne duljine 2940 nm i erbij-krom-itrij-skandij-galij-garnet (Er,Cr:YSGG) laser valne duljine 2790 nm, koji su vrlo slični u osnovnoj konstrukciji i karakteristikama. Oba lasera baziraju se na YAG i YSGG kristalima s primjesama erbijevih

iona (Er3+) koji zajedno predstavljaju aktivni medij lasera. Tipična pojednostavljena konfiguracija lasera prikazana je na Slici 3.



Slika 3. Pojednostavljena konfiguracija erbijskog lasera (preuzeto iz 53)

Također, obje vrste erbijskih lasera ekscitirane su optičkim sistemom, tj. širokopojasnom bljeskalicom (emitira svjetlo šireg spektra valnih duljina) (54). Međutim, postoji bitna razlika obzirom na vrstu tehnologije upotrijebljenje za napajanje bljeskalice. Glavna razlika između konvencionalnog napajanja mrežom koja generira puls (engl. Pulse Forming Network, PFN) (54) i tehnologije promjenjivog kvadratičnog pulsa (engl. Variable Square Pulse, VSP) u obliku je strujnih pulseva bljeskalice (55). PFN pulsevi zvonolikog su oblika i u većini slučajeva nepromjenjivog su trajanja, dok su VSP pulsevi gotovo kvadratnog oblika i promjenjivog trajanja. Značajna razlika između ova dva tipa pulseva je i ta da su kod VSP pulseva prosječna i vršna snaga približno jednake, što se ne može reći za PFN pulseve. To znači da će učinak VSP pulseva na dentinsko tkivo biti značajno drugačiji od PFN pulseva. Jedini komercijalno dostupan Er,Cr:YSGG dentalni laser (Biolase) i većina Er:YAG dentalnih lasera koriste PFN pulseve, a bar jedan Er:YAG dentalni laser (Fotona) koristi VSP tehnologiju. Kako zbog rada erbijskih lasera u pulsnom modu (engl. "free-running pulse") svaki puls ima svoje vrijeme početka, povećanje/rast i vrijeme završetka, što se može opisati Gaussovom krivuljom, između pulseva postoji vrijeme termalne relaksacije (engl. thermal relaxation time) u kojem se ciljano tkivo može malo ohladiti što omogućuje bolju kontrolu termalnog učinka laserske zrake. Drugi važan parametar koji treba uzeti u obzir jest trajanje samog pulsa (od nekoliko mikrosekundi do milisekundi): kratki pulsevi (<150 mikrosekundi) odgovorni su za postizanje veće vršne snage s manje energije i manjeg termalnog učinka, a dugi pulsevi su odgovorni za veći termalni učinak (48).

Uporabom erbijskih lasera mogu se primjeniti različite tehnike u endodonciji (48) (Tablica 1.):

1. Klasična laserska endodoncija (direktna iradijacija, engl. direct laser irradiation) koja podrazumijeva uporabu fiberoptičkog nastavka ravnog završetka postavljenog u kanal, 1 mm kraće od radne duljine te iradijaciju uz istovremeno povlačenje nastavka iz kanala spiralnim pokretima u trajanju 5-10 sekundi i ponavljanjem 3-4 puta. Na taj način postiže se ravnomjerno zračenje dentinskog zida, sprječavaju eventualna termička oštećenja (56) i nastajanje inatrakanalne stepenice ili perforacije (57,58). Direktnom iradijacijom postiže se fototermalni učinak lasera na stanične stijenke bakterija što uzrokuje osmotske promjene, oticanje bakterijske stanice i posljedično staničnu smrti (59). Osim toga, u dentinskim tubulima nastaje potpuna vaporizacija zaostatnog sloja ostavljajući ih potpuno otvorenima (60,61).

2. Ispiranje aktivirano laserom (engl. laser activated irrigation, LAI) uključuje uporabu uobičajenih kemijskih sredstava za ispiranje korijenskog kanala i laserske energije za jačanje njihovog antimikrobnog učinka i stvaranje kavitacija. Laserski su nastavci radijalni i mogu biti suženi, suženi i kemijski modificirani, suženi i ogoljeni kako bi se poboljšala lateralna emisija fotona i posljedično aktivacija irigansa. Postavljaju se u korijenski kanal 5 mm kraće od radne duljine (62). Snažna apsorpcija valnih duljina i energije erbijskog lasera u vodi i NaOCl-u uzrokuje isparavanje molekula vode i stvaranje velikih eliptičnih mjehurića zraka koji mogu prouzročiti ekspanziju volumena sredstva za ispiranje za 1600 puta i posljedično veliki intrakanalni tlak koji izbacuje tekućinu iz kanala. Nakon 100 do 200 mikrosekundi mjehurići zraka implodiraju, razvija se podtlak i tekućina se vraća u kanal uzrokujući sekundarni kavitacijski učinak (63,64). Ovom tehnikom postiže se fototermalni i fotomehanički učinak.

   a) Fotoakustično strujanje potaknuto fotonima (engl. Photon Induced Photoacustic Streaming, PIPS) posebna je tehnika ispiranja aktiviranog laserom koja pretpostavlja uporabu Er:YAG lasera LightWalker AT (Fotona, Ljubljana, Slovenija) i koničnog nastavka koji se postavlja na ulaz u korijenski kanal. Parametri lasera postavljeni su tako da intrakanalne kavitacije i udarni valovi nastaju kao rezultat više fotoakustičnog i fotomehaničkog nego fototermalnog učinka (48). PIPS metodom tehnika ispiranja

aktiviranog laserom dodatno je pojednostavljena jer laserski nastavak nije potrebno uvesti skroz do apeksa niti ga je potrebno pomicati kroz kanal.

Tablica 1. Tehnike uporabe erbijskih lasera u endodonciji (sastavljeno prema 48)

Laserska tehnika	**Ciljana meta**	**Interakcija laser-meta**	**Učinak lasera**
direktna iradijacija	voda u dentinu	apsorpcija	**fototermalni** učinak
LAI	voda u otopini za ispiranje	apsorpcija	**kavitacije** uzrokovane fototermalnim učinkom
PIPS	voda u otopini za ispiranje	apsorpcija	**kavitacije** s udarnim valovima uzrokovane fototermalnim, fotomehaničkim i fotoakustičkim učinkom

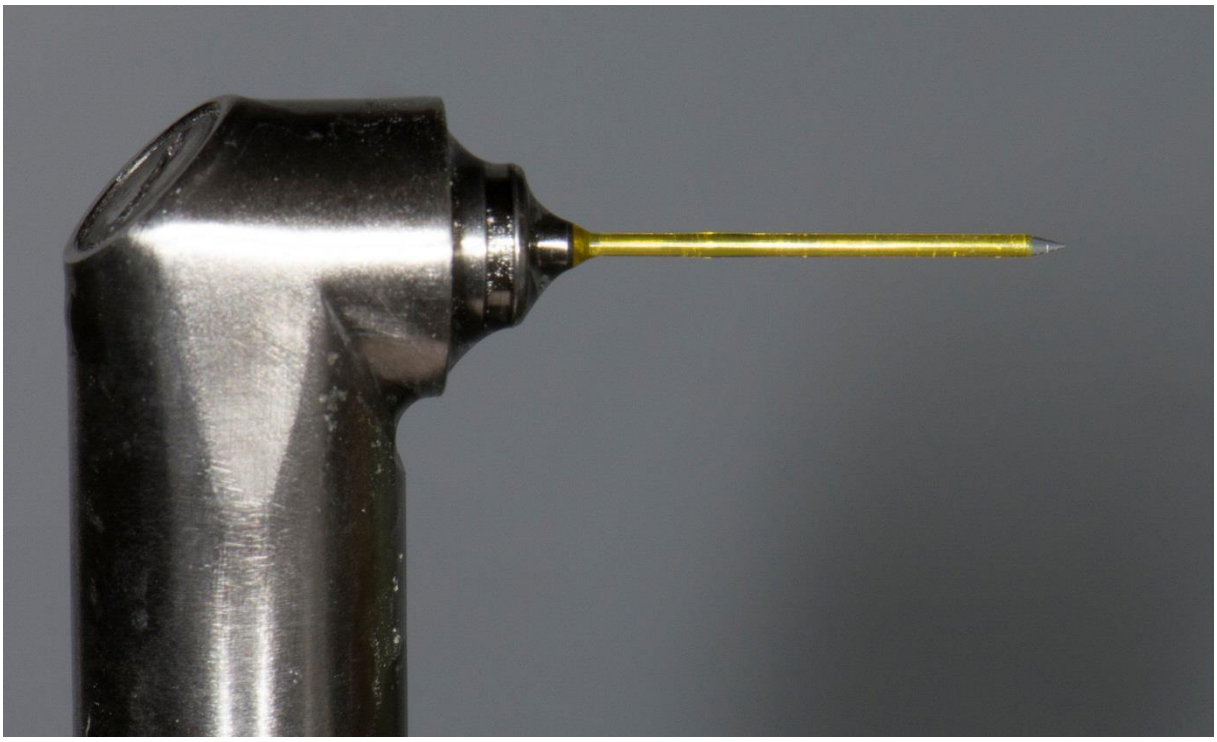
1.3.1. Er:YAG laser

Stimulirana emisija Er3+ iona u kristalima itrijuma, aluminija i garneta predstavljena je 1975. godine nakon čega je proizvedena i nova vrsta lasera, Er:YAG (65), koji emitira valnu duljinu od 2940 nm i ima odličnu apsorbciju u vodi, čak 15 puta veću od CO_2 lasera i 20 000 puta veću od Nd:YAG lasera (66). Kako se valna duljina Er:YAG lasera također dobro apsorbira u hidroksiapatitu, ovaj laser zapravo je bio namijenjen učinkovitom uklanjanju dentina i cakline s vrlo malom mogućnosti izazivanja nuspojava poput termalnog oštećenja. Potencijal Er:YAG lasera za ablaciju tvrdog tkiva u dentalnoj medicini prikazan je još 1989. godine (67). Od prvog predstavljanja za uporabu u dentalnoj medicini, 1992. godine, Er:YAG laseri se sve učestalije rabe u praksi. Godine 1997. ovaj tip lasera dobio je prvo odobrenje Američke agencije za hranu i lijekove (engl. FDA) i to za uklanjanje karijesnih lezija i

preparaciju kaviteta, nakon čega mnoge kompanije počinju s komercijalnom proizvodnjom Er:YAG lasera i nadogradnjom njegove primjene. Iste godine Hibst i suradnici (68) predlažu Er:YAG laser za uporabu u endodonciji.

U endodonciji, tehnikom direktne iradijacije Er:YAG laserom postiže se velika učinkovitost u uklanjanju zaostatnog sloja (69,70) i bakterijskog biofilma (71,72), ali samo u prvih 250 μm dentinskog tkiva (59). U svrhu poboljšanja djelovanja laserskog zračenja, konstruirani su posebni endodontski nastavci koji emitiraju većinu energije lateralno, a posljednjih godina Er:YAG laser se sve više rabi za aktivaciju tekućina za ispiranje korijenskih kanala (ispiranje aktivirano laserom) čime se pojačava njihovo antimikrobno djelovanje i još učinkovitije čisti i uklanja zaostatni sloj u usporedbi s ručnim i pasivnim ultrazvučnim ispiranjem (George et al. 2008; De Moor et al. 2010). Prilikom laserski aktiviranog ispiranja, dolazi do porasta temperature od samo 2,5ºC tako da ne postoji mogućnost ikakvog oštećenja periodontalnih struktura (76). Tehnika koja dodatno pojednostavljuje uporabu Er:YAG lasera jest fotoakustično strujanje potaknuto fotonima (engl. PIPS) i primjenjiva je samo s Er:YAG laserom modela LightWalker AT, proizvođača Fotona (Ljubljana, Slovenija) čiji su parametri zrake postavljeni na energetski nivo od 20 do 50 mJ pri 10 do 15 Hz i trajanjem impulsa od samo 50 mikrosekundi. S prosječnom snagom od samo 0,2 do 0,5 W, svaki impuls djeluje na molekule vode vršnom snagom od 400-1000 W, stvarajući fenomen udarnog vala, tj. snažno i brzo strujanje tekućine unutar korijenskog kanala koje ima značajan mehanički učinak na dentinske zidove glavnog kanala, lateralnih kanala, apikalnih delti i istmusa. Obzirom na vrlo niski iznos energije laserske zrake koji je daleko od praga za ablaciju dentina, povećanje temperature koje se događa pri kontinuiranoj iradijaciji zanemarivo je i iznosi samo 1,2ºC nakon 20 sekundi i 1,5ºC nakon 40 sekundi (74). Posebno je zanimljiva mogućnost da se ovom tehnikom ostvari značajno kretanje tekućine, ne samo blizu vrha endodontskog nastavka, nego i daleko od njega (64). Upravo stoga fotoakustično strujanje potaknuto fotonima korisna je tehnika za pokretanje tekućine u svim smjerovima korijenskog kanala, posebno kod kompliciranih morfologija (uskih i zavijenih kanala) gdje je teško dosegnuti apikalnu trećinu. Dodatno, osigurava čišćenje dentinskih zidova i smanjenje broja bakterija bez potrebe da se širi apikalna preparacija te time pridonosi minimalno invazivnom pristupu u instrumentaciji korijenskih kanala (48). Udaljeni i jaki učinak ove tehnike eliminira potrebu da se nastavak lasera potpuno unosi u korijenski kanal. Za razliku od drugih tehnika kod kojih se nastavak postavlja na 1 mm ili 5 mm od apeksa, kod fotoakustičnog strujanja potaknutog fotonima nastavak se postavlja u koronarni dio pulpne

komore i nepomično pridržava dok se fotoakustični valovi šire u otvore svih korijenskih kanala (77). Za ovu tehniku dizajnirani su specijalni nastavci PIPS®400/14 (promjera 400 μm i duljine 14 mm) (Slika 4.) te PIPS®600/9 (promjera 600 μm i duljine 9 mm) kojima je vrh šiljast i ogoljen kako bi se omogućila bolja lateralna emisija energije. Liječnicima dentalne medicine PIPS tehnika omogućuje pojednostavljeni, vremenski kraći, minivalno-invazivni pristup u pripremi endodontskog prostora zuba kojim se uspješno dekontaminira i uklanja zaostatni sloj (78), čak i u područjima koja su nedostižna instrumentaciji. Zbog navedenih prednosti stope uspješnih endodontskih tretmana neprestano rastu (74).



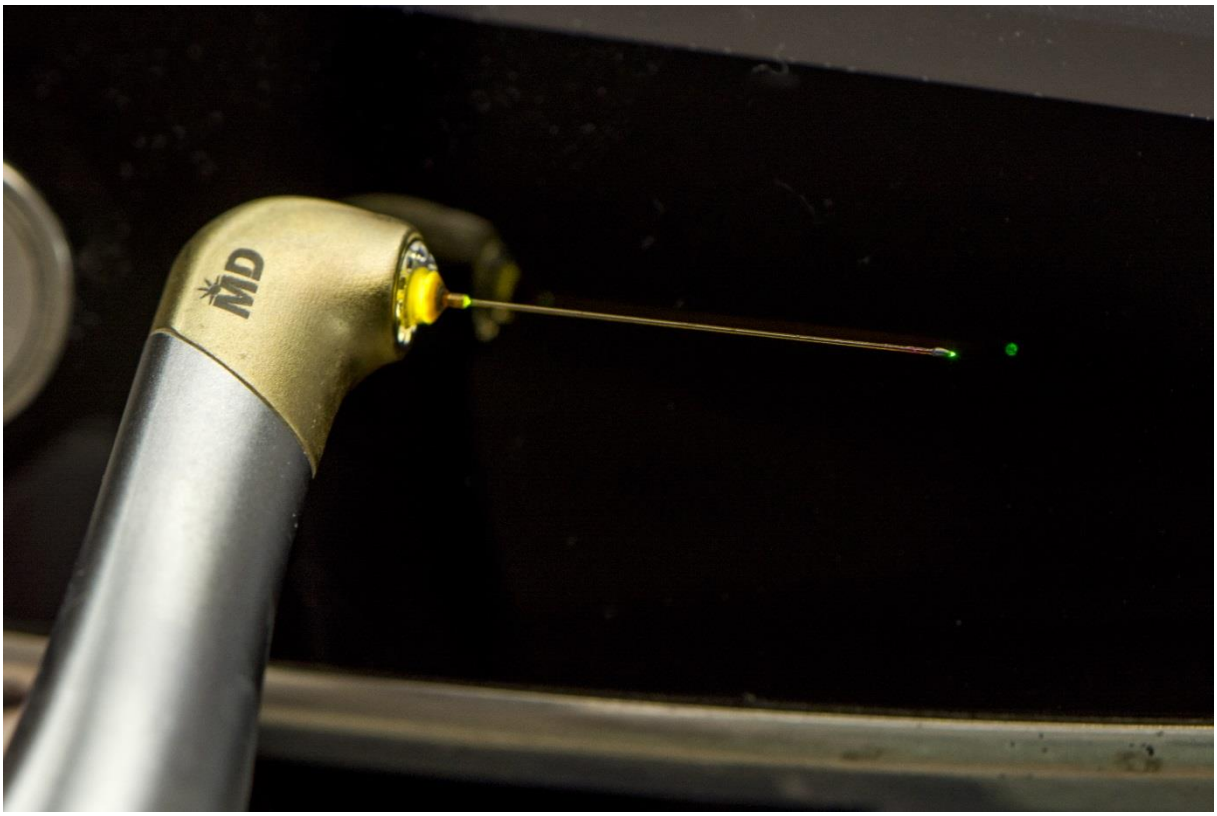
Slika 4. PIPS®400/14 nastavak Er:YAG lasera (LightWalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenija)

1.3.2. Er,Cr:YSGG laser

Er,Cr:YSGG laser emitira zračenje valne duljine 2780 nm i odlično se apsorbira u hidroksiapatitu (79) i vodi, iako tri puta slabije u usporedbi s Er:YAG laserom (80). Primarno je razvijen kako bi se koristio za uklanjanje karijesnih lezija i preparaciju kaviteta (81,82), a nakon FDA odobrenja 1998. godine, za rezanje tvrdog tkiva u dentalnoj medicini, ubrzo su

počela i istraživanja utjecaja Er,Cr:YSGG lasera na morfologiju korijenskog dentina (61,83) te ispitivanja njegovog baktericidnog potencijala (51). Zbog visoke apsorbcije Er,Cr:YSGG lasera u vodi hidroksiapatita i mikroorganizama dolazi do trenutne fotoablacije nakon što voda ispari, a dodatno se zbog ekspanzije i kolapsa intratubularne vode stvaraju zvučni valovi dovoljno snažni da unište i intratubularne bakterije (84)

Iako se laserskim nastavkom koji ravno emitira zračenje prilikom uporabe tehnike klasične iradijacije postiže značajan baktericidni učinak (51,85), razvojem nove generacije fiberoptičkih nastavaka radijarnog emitiranja zračenja koji se rabe za laserski aktivirano ispiranje (86), uklanjanje zaostatnog sloja postaje jednoliko s otvorenim dentinskim tubulima, a popratni temperaturni rast umjeren (87). Vrhovi novih nastavaka stožastog su oblika i imaju kut konusa od 60° zbog čega je i lasersko zračenje istog oblika, čime se osigurava ravnomjerna iradijacija zidova korijenskog kanala. Najnoviji fleksibilni nastavci dostupni su u dvije veličine: RFT2 i RFT3 (engl. radial firing tip) promjera 275 i 415µm. RFT2 nastavak (Slika 5.) u korijenski se kanal unosi na 1 mm kraće od radne duljine i zahtjeva preparaciju kanala instrumentom ISO veličine 30 ili veće, dok se RFT3 unosi na spoju srednje i apikalne trećine korijenskog kanala i zahtjeva preparaciju kanala instrumentom ISO veličine 45 ili veće. Za uklanjanje zaostatnog sloja laser se postavlja na program za čišćenje (engl. Cleaning phase) koji ima parametre laserske zrake: 1,25 W; 50 Hz; 24% zraka i 30% vode. Ovaj program kombinira samo laser i vodu (bez kemijskih sredstava za ispiranje korijenskih kanala) u patentiranom procesu nazvanom Hidrofotonika (engl. Hydrophotonics™), traje 2-3 minute po kanalu i stvara snažnu mikroagitaciju koja pokreće vodu kroz sistem korijenskih kanala (84). Osim navedenog, postoji i program za dezinfekciju korijenskog kanala (engl. Disinfection phase) u kojem su parametri zrake postavljeni na: 75W; 20Hz; 10% zraka i 0% vode; i kojim se postiže jaki baktericidni učinak obzirom da se izvodi u suhom modu pa laserska energija nije apsorbirana u vodenom spreju lasera nego čitavi učinak može ostvariti samo na mikroorganizmima (84). Kako bi se što uspješnije uklonio zaostatni sloj i pojačao baktericidni učinak, Er,Cr:YSGG laser danas se sve više koristi u kombinaciji s otopinama za ispiranje korijenskog kanala (73,88).



Slika 5. RTF2 nastavak Er,Cr:YSGG lasera (Waterlase, Biolase, Irvine CA, SAD)

1.4. SVRHA ISTRAŽIVANJA

Dugovječnost postendodontskih retauracija ovisi o mnogim faktorima, a ponajprije o učinkovitosti i trajnosti svezivanja intrakanalnog kolčića, cementa i dentina te njihovoj izdržljivosti (89). Zbog navednih prednosti koje samoadhezivni cementi i vlaknima ojačani kolčići mogu pružiti u svakodnevnom kliničkom radu, danas i jedni i drugi postižu sve veću popularnost. Međutim, djelovanje svrdla za izradu ležišta za kolčić prilikom uklanjanja materijala za punjenje korijenskog kanala stvara novi zaostatni sloj bogat ostacima gutaperke i cementa koji su dodatno plasticizirani toplinom nastalom trenjem samog svrdla (90) što može negativno utjecati na svezivanje vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima na dentin korijenskog kanala (91). Zbog stalno prisutnog nastojanja za ostvarivanjem što boljeg svezivanja na zubna tkiva, u dentalnoj medicini neprekidno se razvijaju novi materijali, a time i nove tehnike za pripremu zubnih tkiva. Literatura o djelovanju ispiranja aktiviranog laserom na svezivanje intrakanalnih kolčića je nedostatna, te je osim čvrstoće svezivanja i retencije individualnih i konfekcijskih vlaknima ojačanih kolčića, potrebno istražiti i utjecaj ispiranja aktiviranog različitim erbijskim laserima na čvrstoću svezivanja spomenutih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima na dentin korijenskog kanala.

1.4.1. Hipoteze

Testirat će se sljedeće nul-hipoteze:

(1) ne postoji razlika u čvrstoći svezivanja konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima na dentin korijenskog kanala;
(2) obrada korijenskog kanala ispiranjem aktiviranim erbijskim laserima ne utječe na čvrstoću svezivanja konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima na dentin korijenskog kanala;
(3) različiti samoadhezivni cementi ne utječu na čvrstoću svezivanja konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića na dentin korijenskog kanala;
(4) ne postoji razlika u retenciji konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementom

2. MATERIJALI I METODE

2.1. PRIPREMA UZORAKA

Istraživanje je odobrio Etički odbor Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu na XIII. redovitoj sjednici održanoj 13. studenog 2014. godine. Za provedbu istraživanja odabrana su sto šezdeset i dva (n=162) jednokorijenska trajna humana zuba intaktnih korijenova, sličnih dimenzija, izvađena iz parodontoloških razloga. Svi zubi dobiveni su od Zavoda za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, očišćeni su kiretama (1807-02, ASA DENTAL, Massarosa, Italija) i četkicama te do početka istraživanja pohranjeni u fiziološkoj otopini (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) na sobnoj temperaturi koja je mijenjana jednom dnevno.

Za istraživanje svim zubima ispod caklinsko-cementnog spojišta uklonjena je kruna dijamantnim svrdlom (S6882.314.014, Komet, Gebr.Brasseler GmbH&Co, Lemgo, Njemačka) uz vodeno hlađenje. Nakon uklanjanja krune zube, u korijenski kanal unesen je endodontski ručni instrument, proširivač veličine #15 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) do apikalnog otvora korijena što je i vizualno potvrđeno. Duljina korijenskog kanala određena je mjerenjem udaljenosti od koronarnog ulaza u korijenski kanal do apikalnog otvora korijenskog kanala. Radna duljina za instrumentaciju određena je oduzimanjem 1 mm od duljine korijenskog kanala.

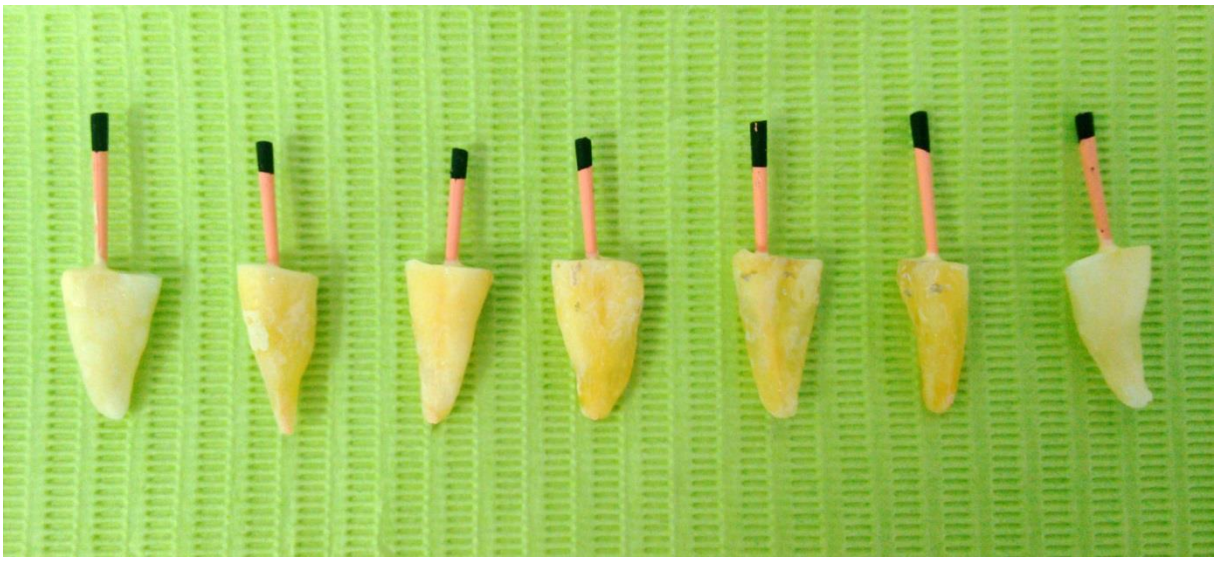
Strojna obada korijenskih kanala izvršena je Reciproc tehnikom (VDW, Munchen, Njemačka) i instrumentom R40 veličine #40 (VDW, München, Njemačka) postavljenim na odgovarajući uređaj Silver Reciproc (VDW, München, Njemačka) (Slika 6.). Odabran je program „Reciproc ALL“. Pri obradi su se poštivale upute proizvođača, a nakon strojne obrade četiri zuba uveden je novi Reciproc instrument. U koronarni dio korijenskog kanala uštrcano je 0,5 ml 2,5% natrijevog hipoklorita (NaOCl) (Medimon d.o.o., Split, Hrvatska) koristeći jednokratnu špricu od 2 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3; BD, Drogheda, Irska). U kanal je postavljen Reciproc instrument R40 veličine #40 (VDW, München, Njemačka) kojim je tri puta izvršena kretnja apikalno-koronarnog smjera amplitude ne veće od 3 mm i uz lagani pritisak dok je instrument napredovao kroz kanal. Žlijebovi instrumenta očišćeni su nakon tri kretnje, ručno pomoću sterilne komprese (100% pamuk, 5x5 cm, 12 slojeva) koja je bila natopljena 2,5 % natrijevim hipokloritom. Postupak s Reciproc instrumentom ponavljan je sve dok nije postignuta radna duljina. Ispiranje kanala izvršeno je 2,5% natrijevim hipokloritom (Medimon d.o.o., Split, Hrvatska) koristeći punu jednokratnu špricu od 2 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3; BD, Drogheda, Irska). Zaostatni sloj uklonjen je

ispiranjem 17% etilendiamintetraoctenom kiselinom (EDTA, pH 7.7) (OGNA LAB S.r.l., Muggiò, Italija) kroz 1 minutu koristeći punu jednokratnu špricu od 2 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3; BD, Drogheda, Irska). Za završno ispiranje uzorka rabljena je fiziološka otopina (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) koristeći punu jednokratnu špricu od 2 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3; BD, Drogheda, Irska).



Slika 6. Uređaj Silver Reciproc (VDW, München, Njemačka)

Obrađeni korijenski kanali posušeni su Reciproc papirnatim štapićima veličine #40 (VDW, München, Njemačka) te napunjeni pripadajućim Reciproc gutaperka štapićem #40 (VDW, München, Njemačka) i AH Plus punilom (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska), tehnikom jedne gutaperke (Slika 7.). Višak gutaperke odstranjen je zagrijanim nabijačem (1200-2, ASA DENTAL, Massarosa, Italija) 1 mm od caklinsko-cementnog spojišta, a koronarni dio korijenova prekriven je privremenim stakleno-ionomernim cementom (Fuji IX, GC, Tokio, Japan). Uzorci su pohranjeni tijekom tjedan dana do potpunog stvrdnjavanja punjenja.



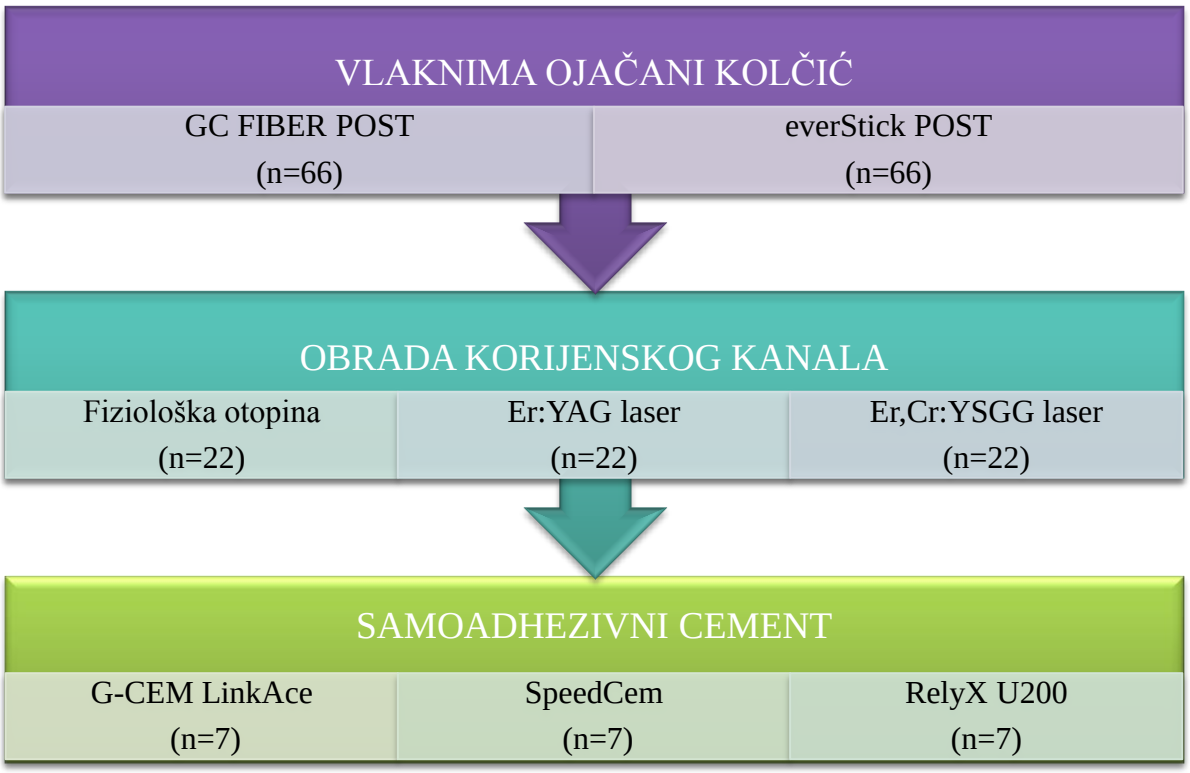
Slika 7. Korijenovi ekstrahiranih zubi s korijenskim kanalima napunjenim Reciproc gutaperka štapićem #40 (VDW, München, Njemačka) i AH Plus punilom (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska)

Nakon tjedan dana uzorci su nasumično podijeljeni u dvije skupine obzirom na vrstu testiranja:

1. skupina od sto trideset i dva uzorka (n=132) za ispitivanje čvrstoće svezivanja konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića testom istiskivanja (engl. *push-out* test),
2. skupina od trideset uzoraka (n=30) za ispitivanje retencije konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića testom izvlačenja (engl. *pull-out* test).

2.2. ISPITIVANJE ČVRSTOĆE SVEZIVANJA

Slika 8. prikazuje dijagram protokola i podjelu uzoraka za ispitivanje čvrstoće svezivanja.



Slika 8. Protokol ispitivanja čvrstoće svezivanja

2.2.1. Preparacija mjesta za kolčić

U obje eksperimentalne skupine, mjesto za kolčić preparirano je #4 Gates-Gliddenovim svrdlom (G180.204.110, Komet, Gebr.Brasseler GmbH&Co, Lemgo, Njemačka) promjera 1.1 mm ostavljajući 5 mm gutaperke u apikalnom dijelu.. Dubina preparacije mjerena je koristeći endodontski ručni instrument, proširivač veličine #15 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska). Za GC FIBER POST, mjesto za postav kolčića dodatno je obrađeno crvenim kalibracijskim svrdlom GC fiber post drill (GC, Tokio, Japan).

2.2.2. Priprema vlaknima ojačanih kolčića

Nakon preparacije mjesta za kolčić uzorci su nasumično podijeljeni dvije skupine (n=66) prema vrsti vlaknima ojačanog kolčića:

1. GC FIBER POST (GC, Tokio, Japan) skupina (konfekcijski kolčići)
2. everStick POST (GC, Tokio, Japan) skupina (individualni kolčići)

GC FIBER POST skupina

GC FIBER POST (GC, Tokio, Japan) promjera 1,2 mm skraćen je na željenu duljinu koristeći dijamantno svrdlo (S6882.314.012, Komet, Gebr.Brasseler GmbH&Co, Lemgo, Njemačka). Površina GC FIBER POST kolčića (GC, Tokio, Japan) pomoću kistića premazana je GC CERAMIC PRIMEROM (GC, Tokio, Japan) koji je pripremljen miješajući po jednu kap tekućine iz bočice A i bočice B tijekom 5 sekundi. Nakon toga površina kolčića posušena je zrakom 5 sekundi. Za rukovanje kolčićem korištena je pinceta (0601-1, ASA DENTAL, Massarosa, Italija).

everStick POST skupina

EverStick POST (GC, Tokyo, Japan) promjera 1,2 mm skraćen je na željenu duljinu koristeći univerzalne škarice (0300-1, ASA DENTAL, Massarosa, Italija). Nakon prilagodbe kolčića korijenskom kanalu škaricama (0300-1, ASA DENTAL, Massarosa, Italija), kolčić je zaštićen od svjetla stavljanjem pod zaštitni poklopac.

2.2.3. Obrada mjesta za kolčić

Unutar skupina, uzorci su dodatno nasumično podijeljeni u tri podskupine (n=22) ovisno o postupku obrade korijenskog kanala nakon završene preparacije za postavljanje kolčića:

1. konvencionalno ispiranje fiziološkom otopinom (kontrola)
2. ispiranje fiziološkom otopinom i aktivacija Er:YAG laserom (LightWalker, Fotona, Ljubljana, Slovenija)
3. ispiranje i aktivacija Er, Cr:YSGG laserom (Waterlase, Biolase, Irvine CA, SAD) skupina.

Konvencionalno ispiranje fiziološkom otopinom (kontrola)

Korijenski kanali uzoraka isprani su fiziološkom otopinom (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) koristeći punu jednokratnu špricu od 5 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3;BD, Drogheda, Irska) (Slika 9.), nakon čega su posušeni Reciproc papirnatim štapićima veličine #40 (VDW, München, Njemačka).



Slika 9. Konvencionalno ispiranje fiziološkom otopinom

Ispiranje fiziološkom otopinom i aktivacija Er:YAG laserom

Prilikom rada s laserom korištene su zaštitne naočale. Za uklanjanje zaostatnog sloja primjenjena je PIPS metoda uporabom Er:YAG lasera (LightWalker, Fotona, Ljubljana, Slovenija) sa 14 mm dugim koničnim nastavkom promjera 400 μm (Slika 10.) i sljedećim parametrima laserske zrake: 20 mJ, 15 Hz i 50 μs. Nastavak je postavljen u koronarni dio pristupnog kaviteta i laser je aktiviran. Laserski nastavak nepomično je pridržavan, a obrada je trajala 40 sekundi uz neprestano uštrcavanje 2 ml fiziološke otopine (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) jednokratnom špricom od 2 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglom veličine 27-G (BD Microlane 3; BD, Drogheda, Irska). Završno ispiranje je izvršeno s 5 ml fiziološke otopine (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) koristeći jednokratnu špricu od 5 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3;BD, Drogheda, Irska), a kanali su posušeni Reciproc papirnatim štapićima veličine #40

(VDW, München, Njemačka). Nakon svakog uzorka laserski nastavak očišćen je pomoću sterilne komprese (100%pamuk, 5x5 cm, 12 slojeva) natopljene fiziološkom otopinom.

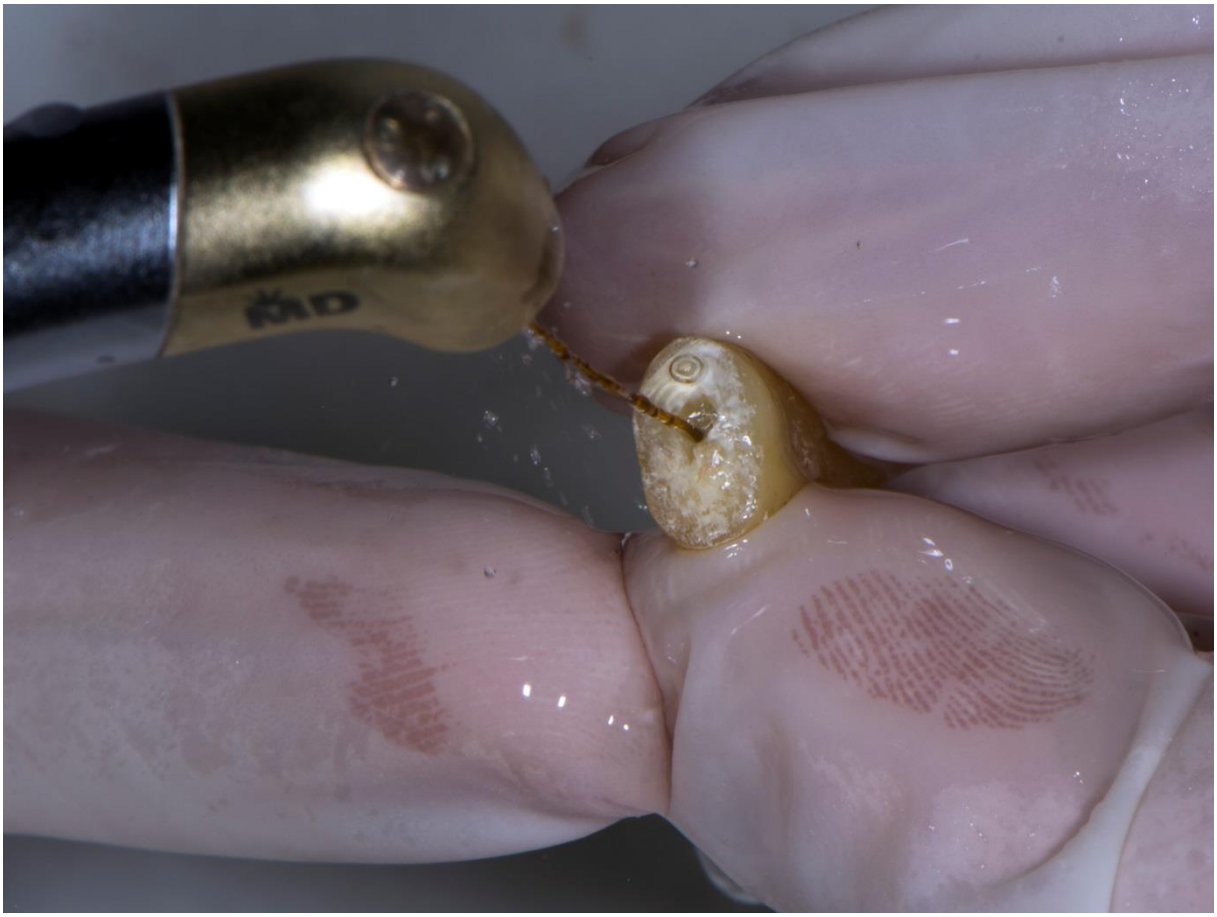


Slika 10. Aktivacija PIPS nastavkom Er:YAG lasera

Ispiranje i aktivacija Er, Cr:YSGG laserom

Prilikom rada s laserom korištene su zaštitne naočale. Zaostatni sloj uklonjen je ispiranjem aktiviranim Er, Cr:YSGG laserom (Waterlase, Biolase, Irvine CA, SAD) s 25 mm dugim RFT2 nastavkom (Slika 11.). Parametri rada lasera postavljeni su na 1,25 W, 50 Hz, 24%

zraka i 30% vode (demineralizirana). Laserski nastavak unesen je u korijenski kanal na udaljenost 1 mm od gutaperke nakon čega je laser aktiviran, a nastavak kružnom kretnjom uz dodirivanje dentinskih zidova i brzinom 1mm/s izvučen iz korijenskog kanala. Ovaj postupak ponovljen je tri puta za svaki uzorak. Završno ispiranje izvršeno je s 5 ml fiziološke otopine (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) koristeći jednokratnu špricu od 5 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3;BD, Drogheda, Irska) nakon čega su kanali posušeni Reciproc papirnatim štapićima veličine #40 (VDW, München, Njemačka).



Slika 11. Ispiranje i aktivacija RTF2 nastavkom Er,Cr:YSGG lasera

SEM analiza

Dva uzorka (n=2) iz svake od prethodnih eksperimentalnih grupa nakon obrade preparacija za postavljanje intrakanalnih kolčića upotrebljeni su za SEM analizu. Uzorci su očišćeni u ultrazvučnoj kadici (Elmasonic E60H, Tovatech, South Orange, New Jersey, SAD) tijekom 5 minuta. Površina svakog uzorka jetkana je 32% fosfornom kiselinom bez silikata (Bisco,

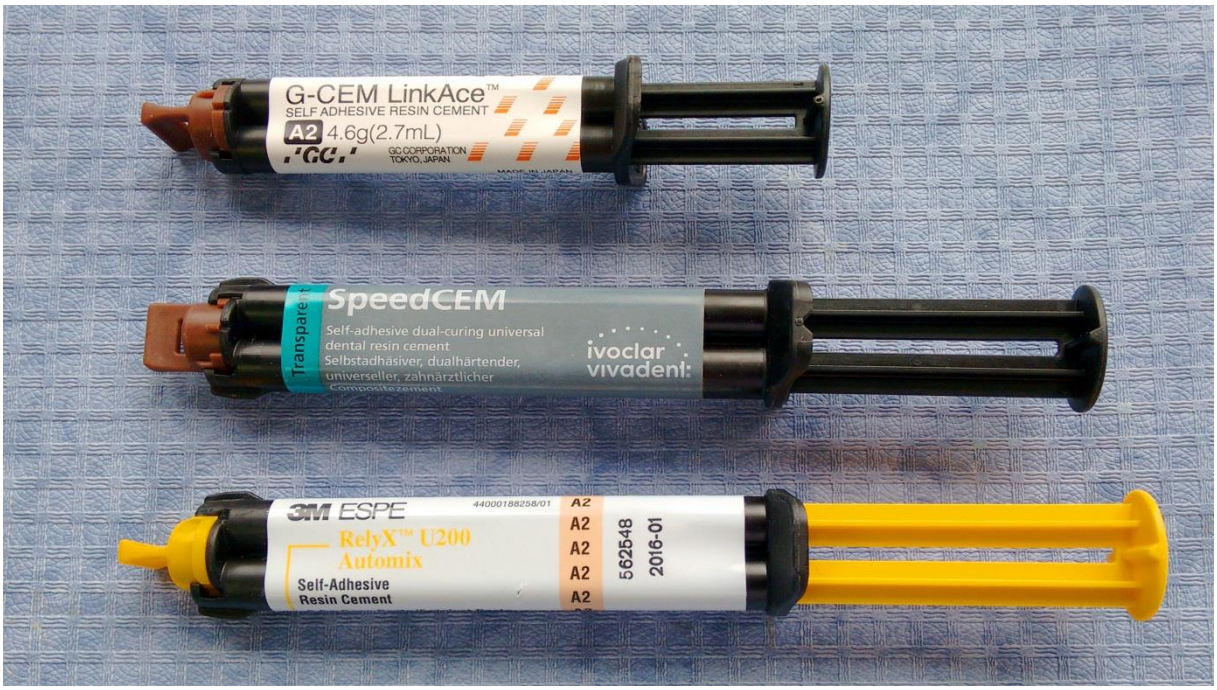
Schaumburg, Illinois, SAD) tijekom 30 sekundi, a zatim isprana deioniziranom vodom i posušena zrakom. Uzorci su zatim dehidrirani rastućim nizom koncentracija etilnog alkohola (25%, 50%, 70%, 80%, 90% i apsolutni alkohol) i osušeni koristeći heksametildisilazain (HMDS, Carlo Erba, Rodano, Italija). Potom su postavljeni na aluminijske pločice, prekriveni 15-20 nm debelim slojem zlata pomoću SC7620 *Sputter Coater* naprave (Polaron Range, Quorum Technologies, East Sussex, Engleska) te pregledani pod različitim povećanjima na pretražnom elektronskom mikroskopu (JSM-6060LV, JEOL, Tokio, Japan) te su napravljene fotografije korijenskog dentina.

2.2.4. Cementiranje vlaknima ojačanih kolčića samoadhezivnim cementima

Nakon obrade mjesta za kolčić uzorci su podijeljeni u tri podskupine (n=7) ovisno o vrsti samoadhezivnog cementa (Slika 12.):

1. G-CEM LinkAce (GC, Tokio, Japan) skupina,
2. RelyX U200 (3M Deutschland GmbH, Neuss, Njemačka) skupina i
3. SpeedCem (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) skupina.

Sastav materijala, vrijeme rada i stvrdnjavanja prikazani su u Tablici 2.

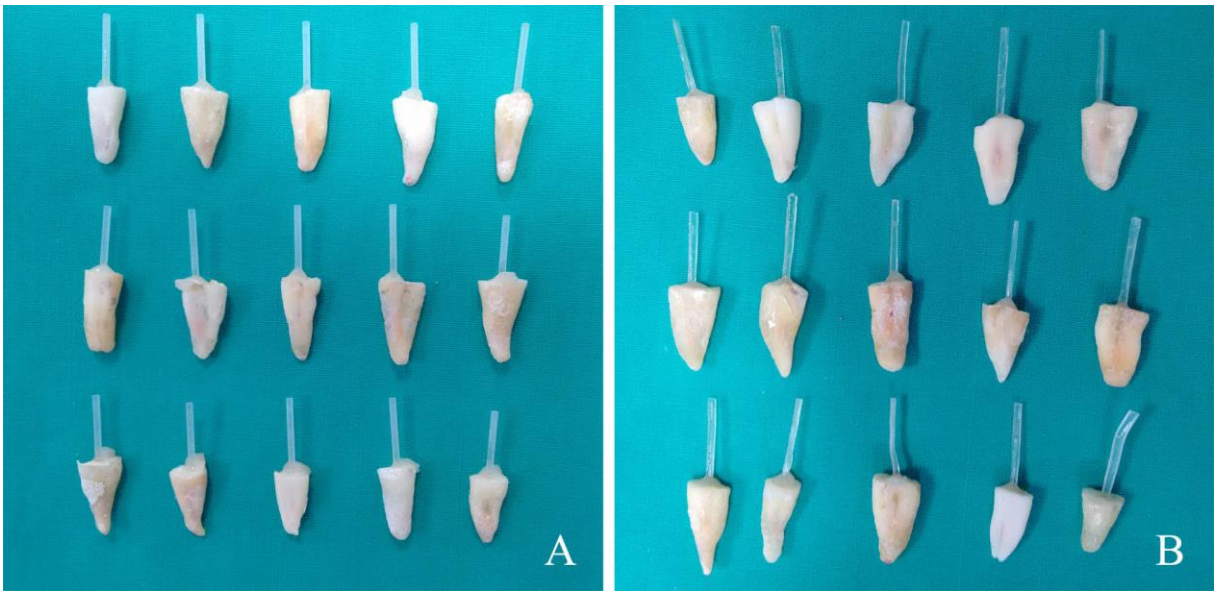


Slika 12. Testirani samoadhezivni cementi

Tablica 2. Testirani samoadhezivni cementi, sastav, vrijeme rada i vrijeme stvrdnjavanja

Samoadhezivni cement	Proizvođač	Sastav	Vrijeme rada	Vrijeme stvrdnjavanja
RelyX U200	3M Deutschland GmbH, Neuss, Njemačka	Baza: metakrilatni monomeri s kiselim fosfatnim skupinama , metakrilatni monomeri, silanizirana punila, inicijator, stabilizator, aditivi za reološka svojstva. Katalizator: metakrilatni monomeri, alkalna punila, silanizirana punila, inicijator, stabilizatori, pigmenti, aditivi za reološka svojstva	150 s	360 s
G-CEM LinkAce	GC Corporation, Tokio, Japan	Pasta A: floroalumino-silikatno staklo, inicijator, uretan dimetakrilat (UDMA), dimetakrilat, pigment, silicijev dioksid, inhibitor. Pasta B: silicijev dioksid, UDMA, dimetakrilat, inicijator, inhibitor	210 s	240 s, 600 s za metal.kolčiće
SpeedCEM	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Baza: dimetakrilati, anorgansko stakleno punilo, silicijev dioksid, inicijatori, stabilizatori, pigment. Katalizator: dimetakrilati, iterbijev triflorid, kopolimer, silicijev dioksid, adhezivni monomeri, inicijatori, stabilizatori, pigmenti	150 ± 30 s na sobnoj temperaturi 23 °C ± 1 °C; 110 ± 30 s intraoralno na 37 °C ± 1 °C	240 ± 60 s na sobnoj temperaturi 23 °C ± 1 °C; 160 ± 40 s intraoralno na 37 °C ± 1 °C

U svakoj od tri podskupine na dvostruku štrcaljku cementa postavljen je odgovarajući nastavak pomoću kojeg je materijal istisnut u korijenski kanal nakon čega je postavljen kolčić (Slika 13.). Umjerenim pritiskom kolčić je pridržavan i posvijetljen, svaka površina po 20 sekundi, LED polimerizacijskom lampom Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Slika 14.) koristeći program niske snage (engl. *low power*) intenziteta 650mW/cm.



Slika 13. Cementirani GC FIBER POST kolčići (A) i everStick POST kolčići (B)

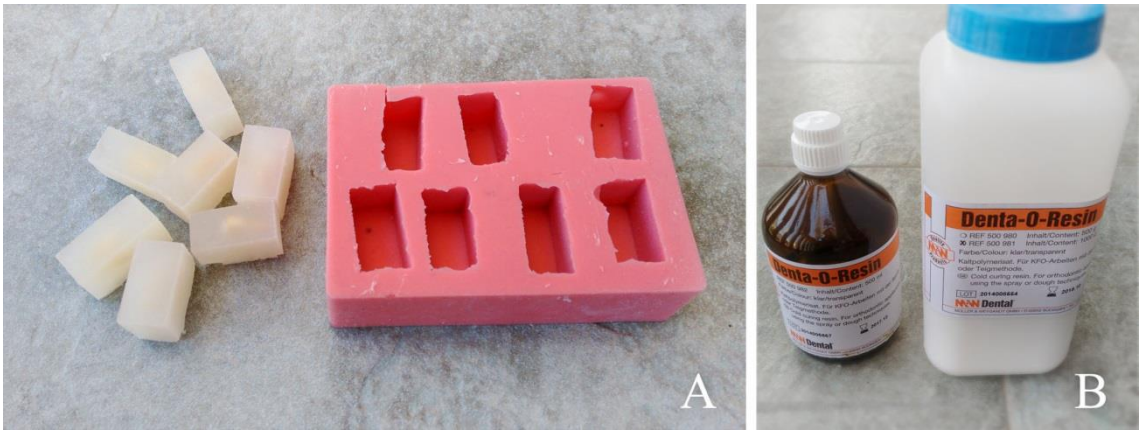


Slika 14. LED polimerizacijska lampa Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

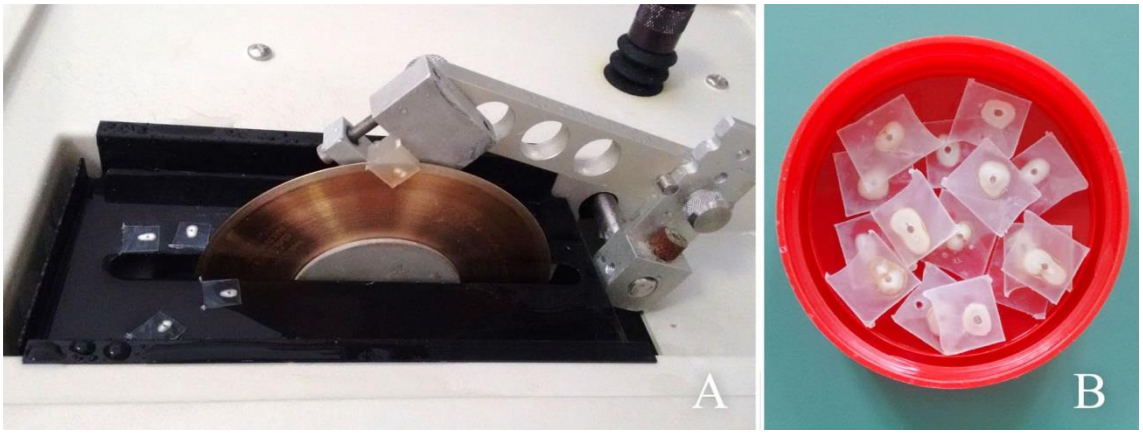
2.2.5. Priprema uzoraka za ispitivanje čvrstoće svezivanja

Svi uzorci uloženi su u akrilatnu smolu (Orthocryl, Dentaurum, Ispringen, Njemačka) (Slika 15.). Isomet pilom 1000 (Buehler, Düsseldorf, Njemačka) prerezani su okomito na uzdužnu os na nove uzorke debljine 1 mm (Slika 16.), brzinom od 300 okretaja/min uz vodeno hlađenje. Debljina svakog uzorka te njegov veći i manji radijus izmjereni su digitalnom mjerkom (Roc International Industry Co.,Ltd.,Guangdong, Kina), a vrijednosti zabilježene. Površina svezivanja izračunata je prema matematičkoj formuli gdje je π konstanta 3,14; R1 veći radijus; R2 manji radijus; i h debljina. Korištena je formula krnjeg stošca:

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



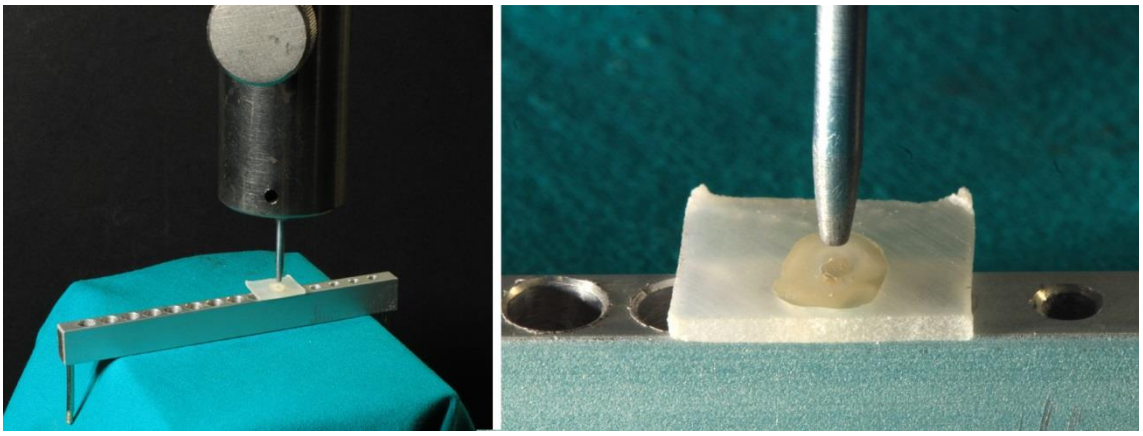
Slika 15. Ulaganje uzoraka pomoću kalupa (A) u akrilatnu smolu (B)



Slika 16. Rezanje akrilatnih blokova Isomet pilom 1000 (Buehler, Düsseldorf, Njemačka) (A) na uzorke debljine 1 mm (B)

2.2.6. Postupak mjerenja čvrstoće svezivanja

Za mjerenje čvrstoće svezivanja vlaknima ojačanih kolčića korišteno je kompresivno opterećenje, *push-out* test, pomoću univerzalnog uređaja za testiranje (double-column 3300 series, Instron, Illinois, USA). Svaki uzorak centriran je iznad rupe na uređaju nakon čega je primjenjeno kompresivno opterećenje, brzinom od 0,5 mm/min, pomoću 1 mm širokog nastavka od nehrđajućeg čelika koji je pozicioniran tako da samo dodiruje kolčić (Slika 17.). Opterećenje je trajalo sve do loma, tj. popuštanja kolčića. Čvrstoća svezivanja izražena je u MPa, a dobivena je matematičkom operacijom dijeljenja opterećenja prilikom pucanja (N) s površinom svezivanja (mm^2). Narezani uzorci pregledani su stereomikroskopom da bi se utvrdio način loma (adhezivni, kohezivni ili mješoviti) (Slika 18.).



Slika 17. *Push-out* testiranje uzoraka pomoću univerzalnog uređaja za testiranje (double-column 3300 series, Instron, Illinois, USA)



Slika 18. Pregledavanje uzoraka stereomikroskopom nakon *push-out* testiranja

2.3. ISPITIVANJE RETENCIJE

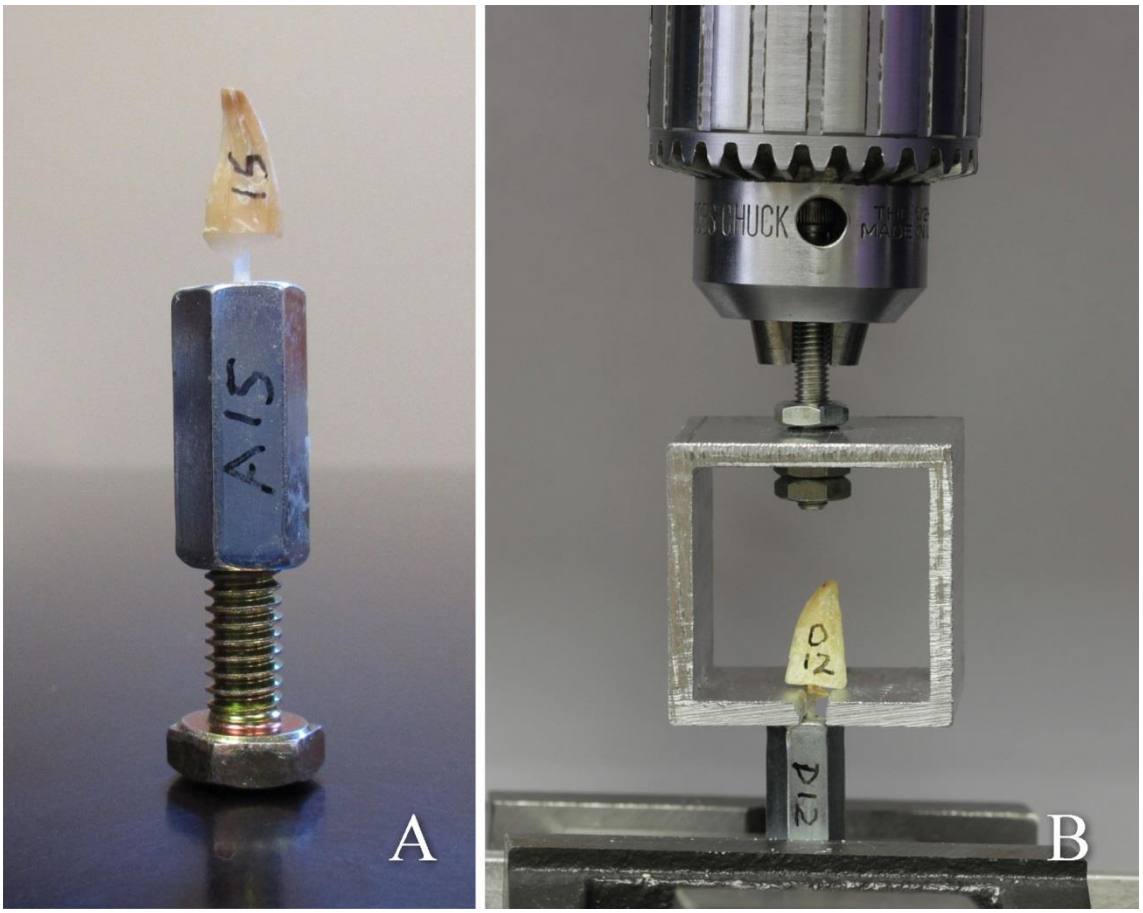
2.3.1. Priprema uzoraka za ispitivanje retencije

Uzorci zubi (n=30) nasumično su podijeljeni u dvije skupine (n=15) prema vrsti vlaknima ojačanog kolčića:
1. GC FIBER POST (GC, Tokio, Japan) skupina (konfekcijski kolčići) i
2. everStick POST (GC, Tokio, Japan) skupina (individualni kolčići).

U obje skupine, preparacija za postavljanje kolčića i sami kolčići pripremljeni su na isti način kao i za ispitivanje čvrstoće svezivanja, osim što kolčići nisu skraćeni do ulaska u korijenski kanal, nego su ostavljeni 6 mm duži kako bi se mogao provesti test ispitivanja retencije. Nakon izrade preparacije za postavljanje kolčića, korijenski kanali temeljito su isprani fiziološkom otopinom (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka), koristeći punu jednokratnu špricu od 5 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3;BD, Drogheda, Irska) te su posušeni Reciproc papirnatim štapićima veličine #40 (VDW, München, Njemačka). Kolčići su cementirani samoadhezivnim cementom G-Cem LinkAce (GC) prema uputama proizvođača

2.3.2. Postupak mjerenja retencije

Mjerenje retencije vlaknima ojačanih kolčića izvršeno je pomoću modificiranog univerzalnog uređaja za *pull-out* test (model 4202, Instron Corp, USA). Korijen svakog uzorka postavljen je u pomični dio uređaja koji se kreće po vertikalnoj osi prema gore, a vrh ekstraradikularnog dijela svakog kolčića postavljen je u posebni teflonski kalup koji je služio kao drška i koji je fiksiran u donjoj nepomičnoj bazi (Slika 19.). Svaki uzorak podvrgnut je vlačnoj sili paralelnoj uzdužnoj osi kolčića pri brzini 0,5 mm/min pomičnog dijela uređaja, sve do odvajanja kolčića. Sila razdvajanja (N) zabilježena je za svaki uzorak.



Slika 19. Priprema uzorka za *pull-out* test (A) i postavljanje u uređaj za testiranje (model 4202, Instron Corp, USA) (B)

2.4. STATISTIČKA OBRADA

Za statističku analizu podataka *push-out* testiranja korišten je programski paket SAS System (v. 8.02, SAS Institute, SAD) za Windows operativni sustav. Svi testovi napravljeni su uz razinu značajnosti α=0,05. Normalna distribucija podatka testirana je Shapiro-Wilkovim testom. Podaci o čvrstoći svezivanja logaritmirani su i statistički analizirani višestruko faktorskim ANOVA testom te *post-hoc* Tukeyjevim testom višestruke usporedbe srednjih vrijednosti. Razlika u distribuciji vrste popuštanja testirana je Pearsonovim χ^2-testom.

Za statističku analizu podataka *pull-out* testiranja korišten je programski paket JMP Pro 11.0 (SAS). Svi testovi napravljeni su uz razinu značajnosti α=0,05. Razlika u retenciji između dvije testirane skupine analizirana je Studentovim t-testom. Relacija između sile popuštanja i duljine cementiranog dijela intrakanalnog kolčića za svaku skupinu analizirana je modelom linearne regresije.

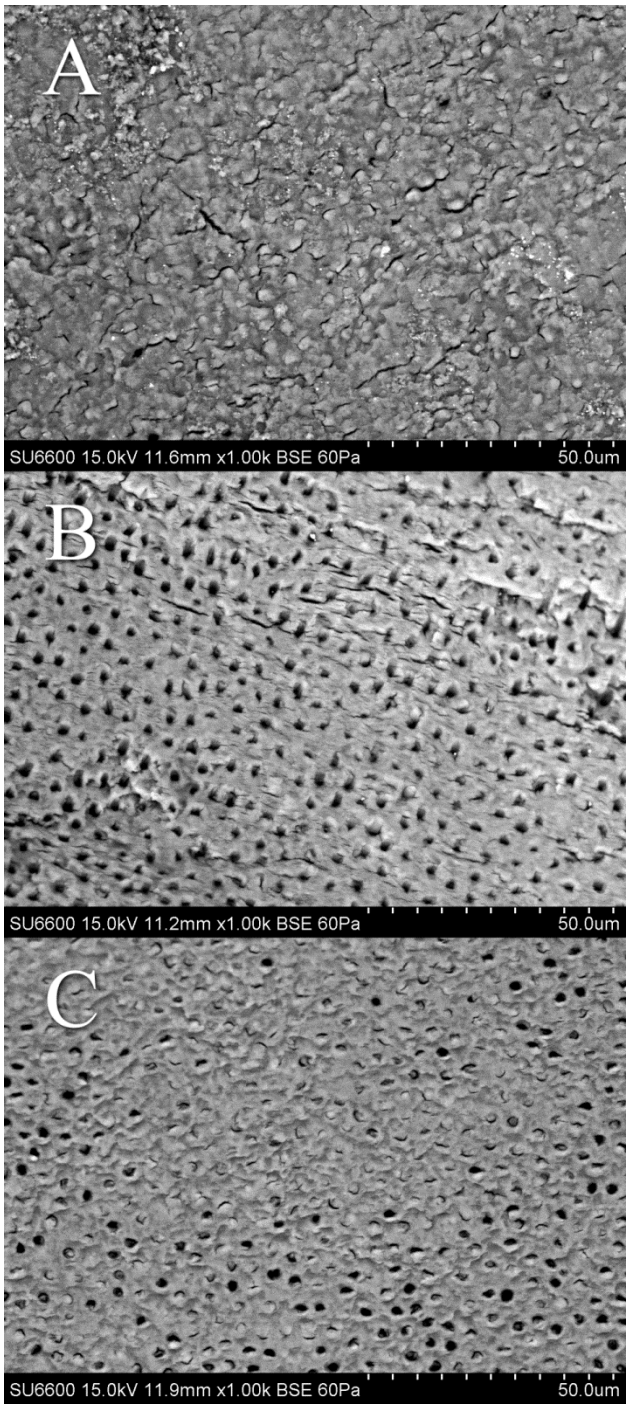
3. REZULTATI

3.1. SEM ANALIZA

SEM analizom potvrđeno je da je u kontrolnoj skupini površina dentina bila prekrivena zaostatnim slojem i dentinski tubuli bili su zatvoreni (Slika 20A). U Er:YAG skupini, površina dentina bila je čista, zaostatni sloj je većinom bio uklonjen, a dentinski tubuli otvoreni (Slika 20B). U Er, Cr:YSGG skupini, dio zaostatnog sloja je bio uklonjen s dijelom otvorenim i dijelom zatvorenim dentinskim tubulima (Slika 20C).

3.2. PUSH-OUT TEST

Za *push-out* test pripremljeno je 18 grupa s ukupno 370 uzoraka. Niti jedan uzorak nije podbacio tijekom pripreme niti tijekom testiranja. Originalni podaci *push-out* testa za pojedine skupine prikazani su u Tablici 3. i Slici 21. Shapiro-Wilkovim testom uočeno je odstupanje od normalnosti u 7 od 18 grupa (Tablica 3.) te su podaci podvrgnuti logaritamskoj transformaciji kako bi se približili normalnoj krivulji. Višestruko faktorski ANOVA test (Tablica 4.) na logaritmiranim podacima pokazao je da vrijednost čvrstoće svezivanja nije bila uvjetovana vrstom vlaknima ojačanog kolčića ($p>0.05$), niti vrstom samoadhezivnog cementa ($p>0.05$). Za čvrstoću svezivanja statistički značajni bili su način predtretmana korijenskog dentina ($p<0.05$) i interakcija vrste kolčića i samoadhezivnog cementa ($p<0.05$). *Post-hoc* usporedbom (Tukeyjev test) srednjih vrijednosti u skupinama obrade korijenskog dentina otkriveno je da se vrijednosti čvrstoće svezivanja značajno razlikuju samo između Er:YAG skupine i kontrolne skupine (Tablica 5.). Analiza interakcije vrste kolčića i samoadhezivnog cementa, prikazana u Tablici 6., pokazala je da za iste kolčiće nije bilo statistički značajne razlike u vrijednostima čvrstoće svezivanja između različitih vrsta cemenata. Međutim, usporedba između različitih vrsta kolčića za istu vrstu cementa pokazala je da se između everStick POST i GC FIBER POST kolčića značajno razlikuje samo kod RelyX U200 (Tablica5). Obzirom da je prema ukupnim podacima G-CEM LinkAce ostvario najbolje rezultate čvrstoće svezivnja, isti se koristio za cementiranje vlaknima ojačanih kolčića u *pull-out* testu. Analiza vrste popuštanja prikazana je u Tablici 7. Adhezivno popuštanje na spoju kolčić/cement i cement/dentin bila ja najčešća vrsta popuštanja. Drugi tip popuštanja je definiran kao mješoviti tip popuštanja. Pearsonovim χ^2-testom utvrđeno je da su obje vrste popuštanja bile podjednako raspoređene u svim skupinama ($p>0.05$). Slika 22. prikazuje primjere vrste popuštanja.

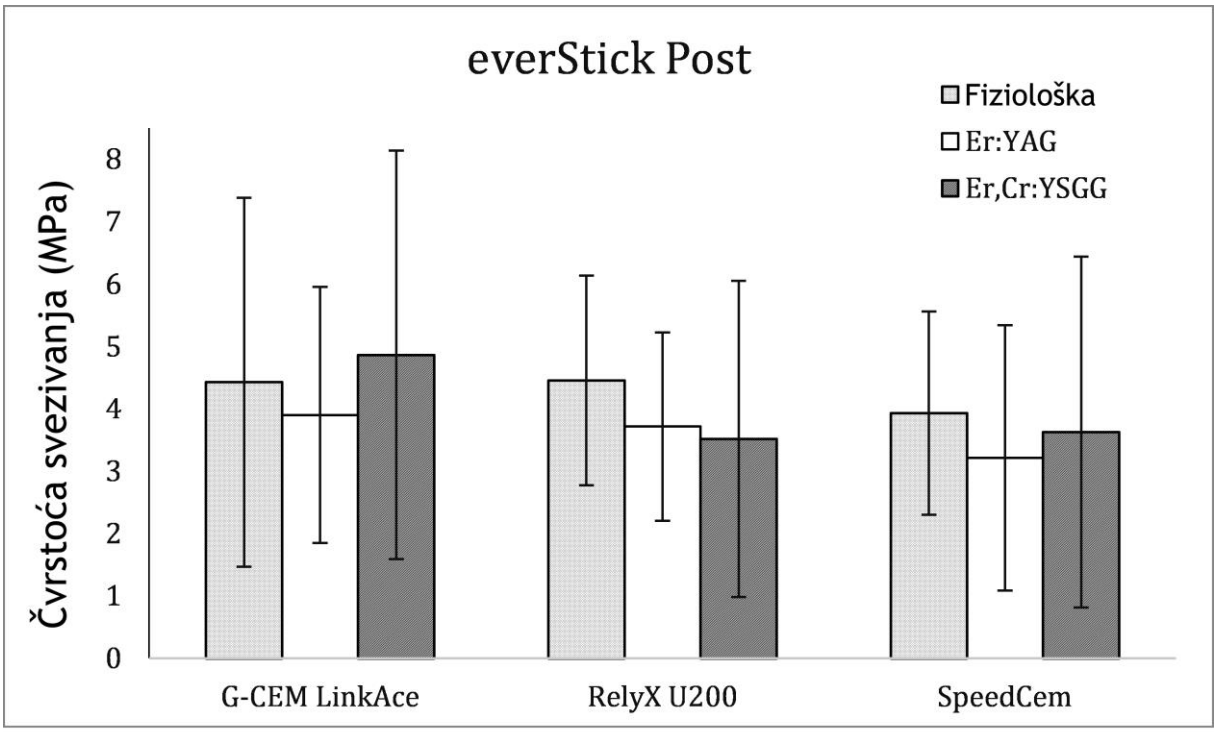


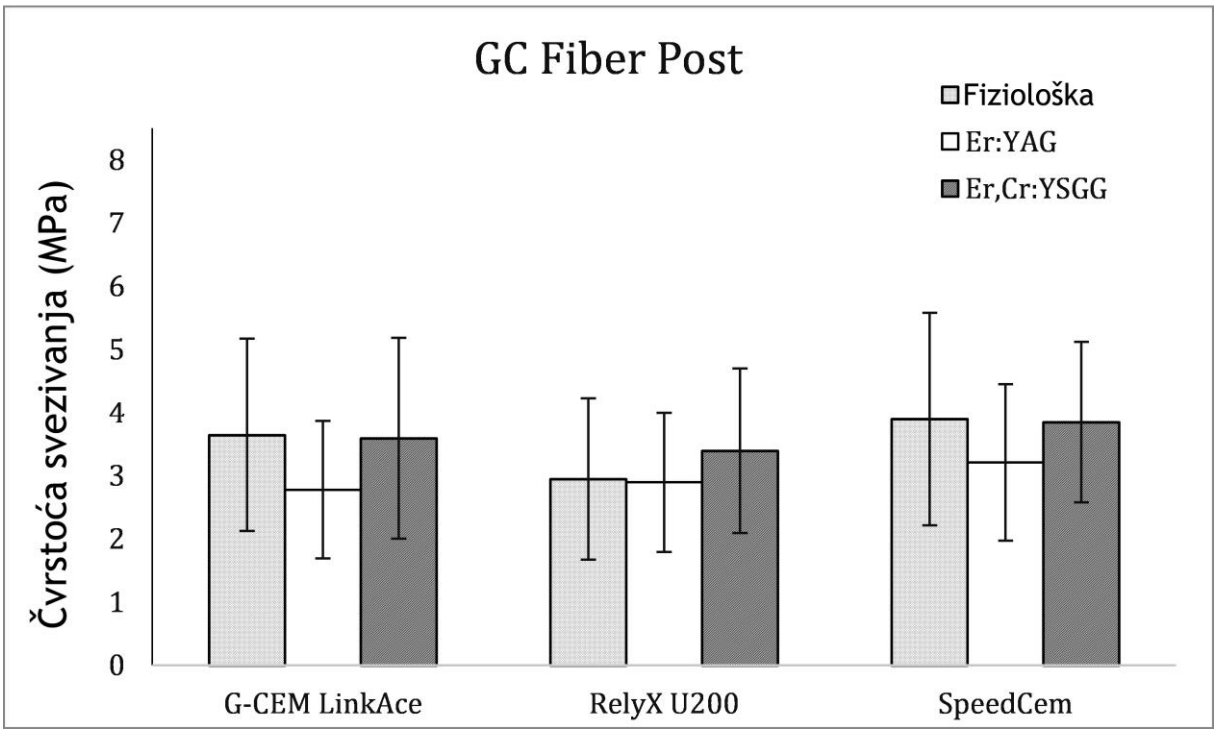
Slika 20. SEM fotografije površine korijenskog dentina nakon tri različite obrade prije postavljanja vlaknima ojačanog kolčića, pod povećanjem od 1000 puta: (A) u skupini s fiziološkom otopinom (kontrolna slupina) zaostatni sloj je jasno uočljiv i dentinski tubuli su začepljeni; (B) u Er:YAG skupini, neznatna količina zaostatnog sloja je prisutna, a dentinski tubuli su otvoreni; (C) u Er,Cr:YSGG skupini, dio dentinskih tubula je otvoren, a dio tubula začepljen, zaostatni sloj je prisutan iako je tanji u usporedbi sa zaostatnim slojem u kontrolnoj skupini (A)

Tablica 3. Originalne vrijednosti *push-out* testa (aritmetička sredina i standardna devijacija, Mpa) i rezultati testiranja normalnosti podataka Shapiro-Wilkovim testom.

Intrakanalni kolčić	Obrada dentina	Cement	N	Arit.Sred.	St.D.	W	p
everStick POST	Fiziološka otopina	GC	19	4,43	2,95	0,86	**0,01**
everStick POST	Fiziološka otopina	RX	18	4,46	1,68	0,93	0,16
everStick POST	Fiziološka otopina	SC	19	3,93	1,63	0,94	0,29
everStick POST	Er,Cr:YSGG	GC	19	4,86	3,27	0,88	**0,02**
everStick POST	Er,Cr:YSGG	RX	21	3,52	2,53	0,72	**0,00**
everStick POST	Er,Cr:YSGG	SC	19	3,63	2,81	0,87	**0,01**
everStick POST	Er:YAG	GC	20	3,90	2,05	0,94	0,22
everStick POST	Er:YAG	RX	21	3,72	1,51	0,96	0,51
everStick POST	Er:YAG	SC	20	3,22	2,13	0,87	**0,01**
GC FIBER POST	Fiziološka otopina	GC	21	3,65	1,52	0,95	0,38
GC FIBER POST	Fiziološka otopina	RX	20	2,95	1,28	0,92	0,11
GC FIBER POST	Fiziološka otopina	SC	20	3,90	1,68	0,95	0,34
GC FIBER POST	Er,Cr:YSGG	GC	21	3,60	1,59	0,94	0,23
GC FIBER POST	Er,Cr:YSGG	RX	25	3,40	1,30	0,91	**0,03**
GC FIBER POST	Er,Cr:YSGG	SC	21	3,85	1,27	0,89	**0,03**
GC FIBER POST	Er:YAG	GC	25	2,78	1,09	0,98	0,91
GC FIBER POST	Er:YAG	RX	21	2,90	1,10	0,94	0,24
GC FIBER POST	Er:YAG	SC	20	3,21	1,24	0,98	0,96

crvena boja p vrijednosti označava odstupanje od normalne distribucije;
GC - G-CEM LinkAce;
RX - RelyX U200;
SC - SpeedCem





Slika 21. Srednje vrijednosti *push-out* čvrstoće svezivanja (Mpa) i standardne devijacije (okomite linije) za pojedine testirane skupine

Tablica 4. ANOVA analiza na transformiranim podacima. Utjecaj faktora na čvrstoću svezivanja

Faktor	DF	SS	p
Kolčić	1	0,56	0,15
Obrada dentina	2	1,97	**0,02**
Kolčić*Obrada dentina	2	1,02	0,15
Cement	2	0,09	0,86
Kolčić*Cement	2	2,03	**0,02**
Obrada dentina*Cement	4	0,65	0,65
Kolčić*Obrada dentina*Cement	4	0,95	0,46

crvena boja p vrijednosti označava statistički značajnu razliku

Tablica 5. Usporedba čvrstoće svezivanja u odnosu na faktore. Originalne vrijednosti push-out testa (Arit.Sred i St.D)º za pojedini faktor i p vrijednost za višestruko faktorski ANOVA test na logaritmiranim podacima

Faktor		N	Arit.Sred.	St.D		p
Vlaknima ojačani kompozitni kolčić	everStick POST	176	3.95	2.36		0.15
	GC FIBER POST	194	3.35	1.38		
Obrada korijenskog kanala	Fiziološka otopina	117	3.87	1.89	*	**0.02**
	Er, Cr: YSGG	126	3.78	2.22		
	Er: YAG	127	3.27	1.58	*	
Samoadhezivni cement	G-CEM LinkAce	125	3.81	2.22		0.86
	RelyX U200	126	3.47	1.67		
	SpeedCem	119	3.62	1.85		

*-značajna razlika među grupama (Tukey-ev test)
º -prikazane vrijednosti su u MPa

Tablica 6. Post-hoc analiza interakcije vrste kolčića i samoadhezivnog cementa s vrijednostima čvrstoće svezivanja (Arit.Sred. i St.D., Mpa)

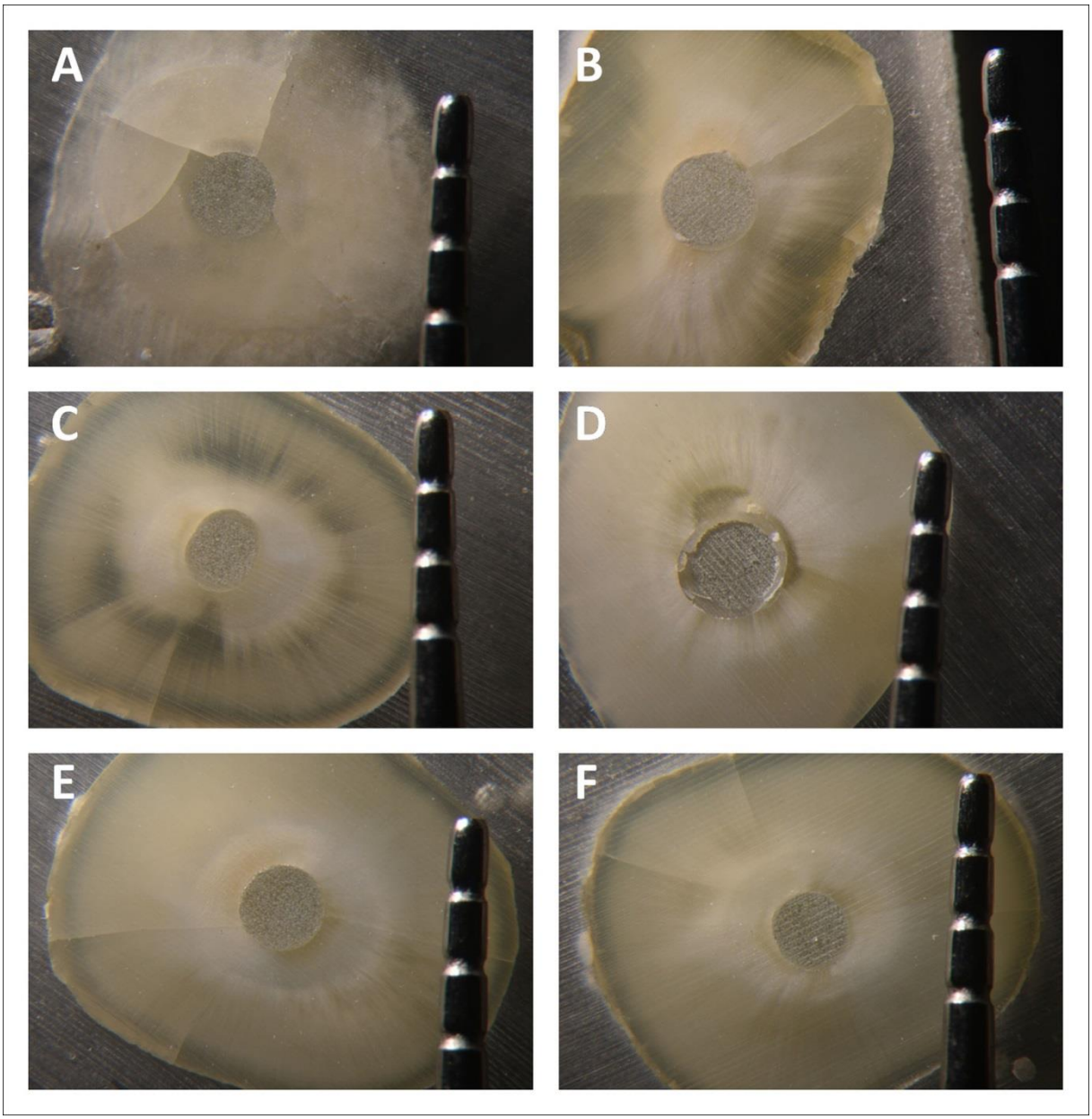
		Kolčić					
		everStick POST			GC FIBER POST		
		N	**Arit.Sred.**	**St.D.**	**N**	**Arit. Sred.**	**St.D.**
Cement	G-CEM LinkAce	58	4,39	2,78	67	3,31	1,44
	RelyX U200	60	3,89	1,98	66	3,10	1,24 *
	SpeedCem	58	3,59	2,22	61	3,66	1,42

*- statistički značajna razlika između grupa

Tablica 7. Analiza popuštanja

	Vrsta popuštanja				
Faktor	Adhezivno		Mješovito		
	N	(%)	N	(%)	p*
Kolčić					
everStick POST	125	(71.0)	51	(29.0)	0.68
GC FIBER POST	134	(69.1)	60	(30.9)	
Obrada dentina					
Fiziološka otopina	88	(75.2)	29	(24.8)	0.14
Er, Cr:YSGG	90	(71.4)	36	(28.6)	
Er:Yag	81	(63.8)	46	(36.2)	
Samoadhezivni cement					
G-CEM LinkAce	88	(70.4)	37	(29.6)	0.52
RelyX U200	92	(73.0)	34	(27.0)	
SpeedCem	79	(66.4)	40	(33.6)	

* p-vrijednost za Pearson-ov χ^2-test



Slika 22. Primjeri vrste popuštanja uzoraka. Slike A, C, E i F prikazuju adhezivni tip popuštanja. Slike B i D prikazuju mješviti tip popuštanja.

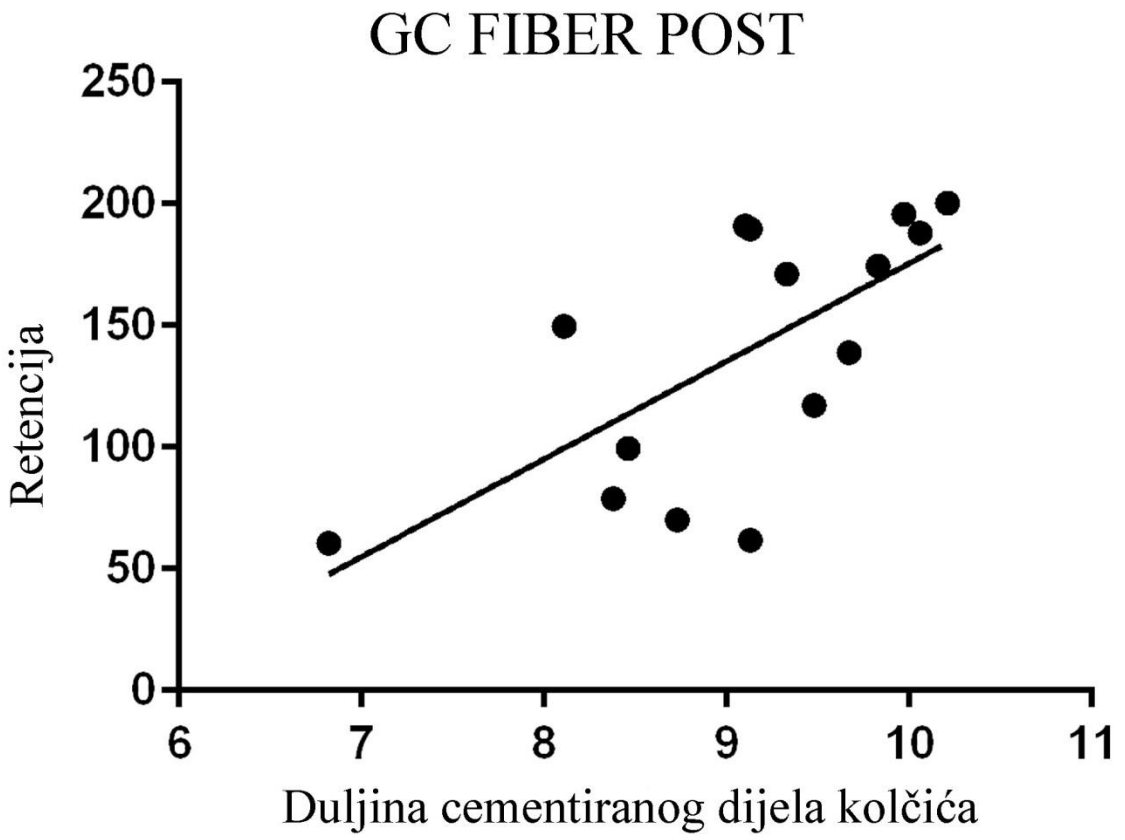
3.3. PULL-OUT TEST

Za *pull-out* test pripremljene su dvije skupine od 15 uzoraka. Samo je jedan uzorak iz skupine everStick POST podbacio prilikom testiranja jer intrakanalni kolčić nije mogao biti izvučen.

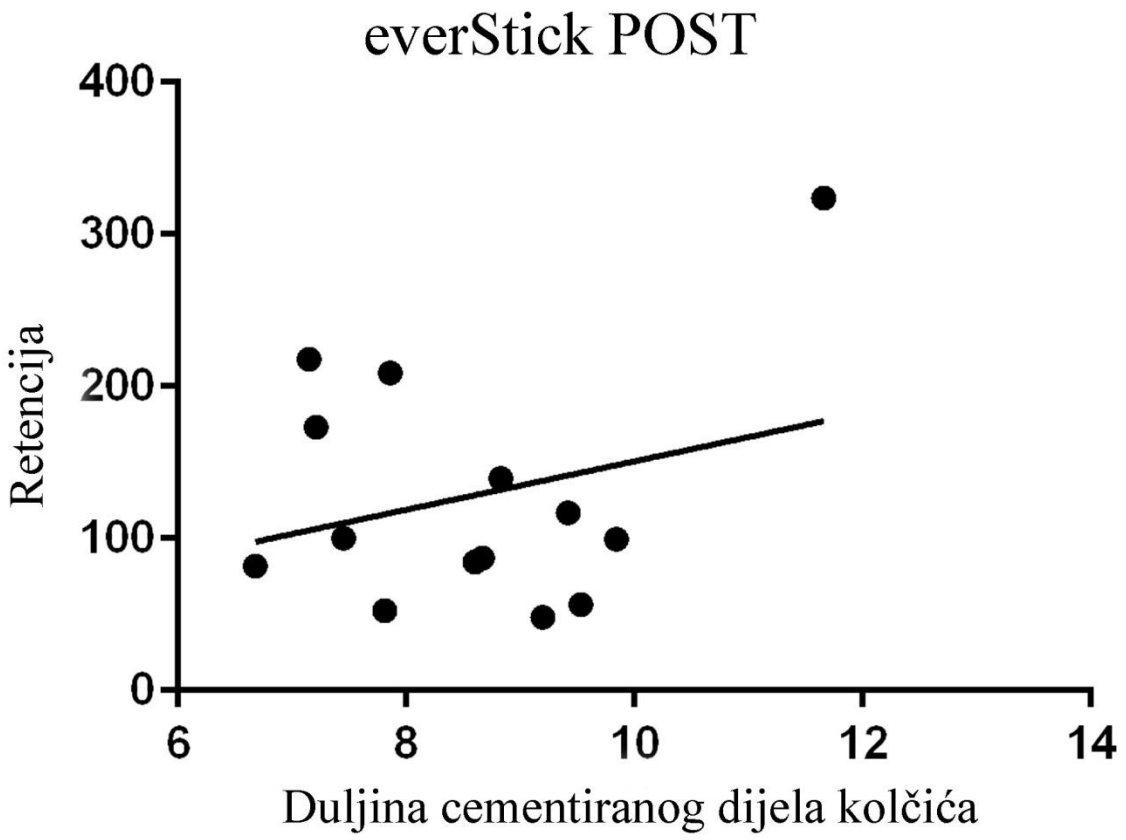
Tablica 8. prikazuje duljine cementiranog dijela kolčića i vrijednosti *pull-out* testa u N. T-test pokazao je da nije bilo statistički značajne razlike u retenciji GC FIBER POST i everStick POST kolčića (p=0.65). Linearnom regresijom utvrđeno je da je u skupini GC FIBER POST postojala veza srednje jakosti između duljine cementiranog dijela kolčića i retencije (p=0.01) (Slika 23.), dok za everStick POST skupinu utjecaj duljine cementiranog dijela kolčića na vrijednost retencije nije bio statistički značajan (p=0.35) (Slika 24.).

Tablica 8. Aritmetičke sredine i standardne devijacije duljine cementiranog dijela kolčića (Duljina c. d. kolčića, mm) i vrijednosti *pull-out* testa (Retencija, N). Jedan uzorak je isključen.

		Duljina c. d . kolčića		Retencija	
Kolčić	**N**	**Arit.Sred.**	**St.D.**	**Arit.Sred.**	**St.D.**
EverStick POST	14.00	8.57	1.33	127.87	78.30
GC FIBER POST	15.00	9.09	0.89	139.12	53.14



Slika 23. Relacija između duljine cementiranog dijela kolčića i vrijednosti relacije u GC FIBER POST skupini



Slika 24. Relacija između duljine cementiranog dijela kolčića i vrijednosti relacije u everStick POST skupini

4. RASPRAVA

Za restauraciju endodontski liječenih zubi rabe se različiti materijali i terapijski postupci. Preostala zubna struktura i funkcionalni zahtjevi odlučujući su čimbenici prema kojima se donosi odluka o vrsti restauracije, a često je nužno postaviti intrakanalni kolčić zbog opsežnog gubitka tvrdih zubnih tkiva. U tom slučaju preporučuje se uporaba vlaknima ojačanog kolčića koji posjeduje modul elastičnosti sličan dentinskom zbog čega se sile raspodjeljuju ravnomjerno unutar korijena (92). Osim toga, vlaknima ojačani kompozitni kolčić omogućuje adhezivno svezivanje i na dentin korijenskog kanala i na krunsku nadogradnju te zbog toga zub može biti restauriran u istoj posjeti kad i endodontski liječen čime se sprječava koronarno mikropropuštanje i bakterijska kontaminacija koji su mogući ukoliko se restauracija zuba odgađa (93).

Za ispitivanje čvrstoće svezivanja vlaknima ojačanih kompozitnih kolčića cementiranih adhezivnom tehnikom u korijenskom kanalu koriste se uobičajeni testovi poput testa istiskivanja (engl. *push-out* test) (94), testa izvlačenja (engl. *pull-out* test) (95) i mikrovlačnog testa (engl. *micro-tensile* test) (96). Mikrovlačni test u literaturi je kritiziran zbog malih dimenzija konačnih uzoraka, valjkasto-stožastog oblika adhezivnog spoja (97), visoke stope prijevremenog loma uzoraka prilikom njihove pripreme i velikih standardnih devijacija (98). U ovom istraživanju, odabran je *push-out* test koji se smatra pouzdanijim testom od mikrovlačnog jer su uzorci debljine 1 mm, ali s dovoljno malom adhezivnom površinom da se omogući ispitivanje lokalne čvrstoće svezivanja, a u isto vrijeme izbjegnu poteškoće vezane za pripremu uzoraka (97). Metoda istiskivanja kolčića osigurava bolju procjenu stvarne učinkovitosti svezivanja jer je smjer popuštanja uzorka paralelan sa spojem kolčić-cement-dentin, što nalikuje kliničkim uvjetima (99). Za potpunu eliminaciju pogrešaka u pripremi uzoraka i kao dodatni test za potvrdu rezultata *push-out* testa, odabran je *pull-out* test. Iako se izvlačenje kolčića iz zubnog korijena navodi kao nedostatak pri ispitivanju čvrstoće svezivanja, jer zahtjeva velike sile i ispituje velike adhezivne površine gdje je raspodjela stresa nejednolika (100), u ovom radu upravo je bila namjera ispitati retenciju kolčića duž čitavog korijenskog kanala. Klinička značajnost ovog testa temelji se na činjenici da je odcementiranje najčešći uzrok neuspjeha restauracije zuba vlaknima ojačanim kolčićem (101) i da se aksijalna/uzdužna sila smatra prevladavajućom u *in vivo* uvjetima (102). Sile koje nastaju pri *push-out* i *pull-out* testu bile bi jednakovrijedne u slučaju da su kolčići beskrajno kruti. Međutim, vlaknima ojačani kolčići mogu se savijati i odgovarati na utjecaj sila (103). *Push-out* test koristi po prirodi tlačne sile i ima tendenciju da pojačava učinak trenja na čvrstoću svezivanja, dok *pull-out* test koristi po prirodi vlačne sile i nastoji umanjiti

učinak trenja na čvrstoću svezivanja kolčića (104). Zbog navedenih argumenata, oba testa izabrana su za provedbu istraživanja.

Za predstavnika konfekcijskih staklenim vlaknima ojačanih kolčića odabran je GC FIBER POST koji je pripremljen prema uputama proizvođača i premazan, tj. silaniziran GC Ceramic Primerom. Zicari i suradnici (105) uporabom SEM analize ispitali su površinu neobrađenog kolčića i utvrdili kako GC POST ima izrazito glatku površinu male poroznosti koja se nije promijenila nakon silanizacije (105). Usprkos tome, predtretman je značajno poboljšao čvrstoću svezivanja između GC Post i cementa, osobito u slučajevima u kojima je kolčić bio cementiran samoadhezivnim cementima (105). Dodatni razlog za odabir GC FIBER POST kolčića jest istraživanje koje su proveli Grandini i suradnici (106). Od svih konfekcijskih kolčića, najvišu otpornost na cikličko naprezanje (titranje) ostvario je GC Fiber Post (106). U istraživanju je primijenjen maksimum od dva milijuna ciklusa, s namjerom da simulira oko četiri godine normalne okluzijske i žvačne aktivnosti (106). Dodatno, SEM analiza pokazala je da GC FIBER POST posjeduje visoku gustoću vlakana i visoki stupanj strukturne homogenosti (106). Obzirom na mehaničke i strukturne karakteristike testiranih uzoraka GC FIBER POSTA, autori su pretpostavili da se kolčići mogu učinkovito oduprijeti stresu koji dovodi do zamora materijala te pružiti zadovoljavajući uspjeh prilikom restauracije endodontski liječenih zubi (106). Međutim, drugo istraživanje (96) pokazalo je kako je mikrovlačna čvrstoća GC FIBER POSTA cementiranog kompozitnim cementom bila najniža među četiri testirana kolčića, ali jednaka za oba testirana područja, koronarno i apikalno. Uz to, približno 75% GC kolčića kohezivno je popustilo unutar kolčića te su nakon SEM procjene autori naglasili kako zapravo svojstva površine kolčića mogu biti presudna za dugotrajnost zubi restauriranih vlaknima ojačanim kolčićima (96).

Kao predstavnik individualnih staklenim vlaknima ojačanih kompozitnih kolčića, u ovom istraživanju odabran je everStick POST. Izvrsno svezivanje cementa na individualne vlaknima ojačane kolčiće već je prikazano u istraživanju u kojem ispitana kvaliteta svezivanja između kompozitnog cementa i različitih vlaknima ojačanih kolčića (107). Kolčići s poluinterpenetrirajućom polimernom mrežom ostvarili su znatno više vrijednosti vlačne čvrstoće od prefabriciranih kolčića (107). SEM fotomikrofotografijama prikazano je kako se na glatku površinu prefabriciranog vlaknima ojačanog kolčića kompozitni cement nije vezao, a kako je kod individualnog vlaknima ojačanog kolčića bio čvrsto vezan na površinu (107). Autori su iz rezultata zaključili da kolčići s poluinterpenetrirajućom mrežom mogu osigurati pouzdanije svezivanje s kompozitnim cementom od kolčića s umreženom polimernom

matricom (107). U drugom istraživanju ispitan je učinak silanizacije na čvrstoću svezivanja različitih vlaknima ojačanih kolčića i kompozitnih cemenata na 2 mm debelim kompozitnim diskovima (108). Nisu korišteni ekstrahirani zubi kako bi se eliminirao utjecaj svezivanja cement/dentin na vrijednosti push-out testa (108). Kolčići s interpenetrirajućom mrežom pokazali su značajno više vrijednosti čvrstoće svezivanja u kombinaciji sa svim kompozitnim cementima, uključujući i samoadhezivne cemente (108). Silanizacija individualnih kolčića značajno je uvećala njihovu čvrstoću svezivanja, ali je statistička značajnost većinom pripisana velikom broju uzoraka i stoga se čini da je pronađeni utjecaj silanizacije na čvrstoću svezivanja individualnih vlaknima ojačanih kolčića klinički zanemariv (108). Glavni utjecaj na čvrstoću svezivanja pripisan je vrsti vlaknima ojačanog kolčića (108). Autori su zaključili da su individualni kolčići cementirani kompozitnim cementima manje osjetljivi na gubitak retencije zahvaljujući većoj čvrstoći svezivanja u usporedbi s konfekcijskim vlaknima ojačanim kolčićima (108).

U oba prethodno navedena istraživanja individualni kolčići polimerizirani su i prije i za vrijeme cementiranja. Ipak, u ovom istraživanju za cementiranje everStick kolčića primjenjena je „direktna tehnika“ kojom individualni kolčić polimerizira zajedno sa samoadhezivnim cementom u korijenskom kanalu. Na ovu odluku utjecale su preporuke proizvođača, ali i rezultati istraživanja koje su Makarewicz i suradnici (28) proveli. Naime, Makarewicz i suradnici (28) pokazali su kako se više vrijednosti čvrstoće svezivanja i niže vrijednosti mikropropuštanja postižu „direktnom tehnikom“ cementiranja individualnih vlaknima ojačanih kolčića, u usporedbi s „indirektnom tehnikom“, u kojoj se količić polimerizira i prije, i za vrijeme cementiranja.

Već je ranije utvrđeno da otpornost kolčića na pomak, tj. na popuštanje proizlazi iz sljedećih parametara: (a) mikromehaničke retencije, (b) kemijskog svezivanja, i (c) kliznog trenja (109) i da bilo koji čimbenik koji utječe na navedene parametre može utjecati i na performanse vlaknima ojačanog kolčića (110). Prema ukupnim rezultatima *push-out* testa, everStick POST ostvario je više vrijednosti čvrstoće svezivanja od GC FIBER POST kolčića. Međutim, ta razlika ipak nije bila statistički značajna. Promatrajući interakciju kolčića i samoadhezivnog cementa, može se primjetiti da je čvrstoća svezivanja za GC FIBER POST bila podjednako manja nego za everStick POST u skupinama G-CEM LinkAce i RelyX U200, s tim da je samo za zadnju navedenu skupinu bila statistički značajna. Prema rezultatima *pull-out* testa, oba kolčića ostvarili su slične vrijednosti retencije. Analiza relacije duljine cementiranog dijela kolčića i vrijednosti retencije pokazala je da je za GC FIBER

POST postajala veza srednje jakosti, tj. da je duljina cementiranog dijela kolčića proporcionalno utjecala na vrijednost retencije, dok za everStick POST skupinu to nije bio slučaj. Iz svih navedenih podataka može se pretpostaviti da, iako nije bilo statistički značajne razlike u vrijednostima čvrstoće svezivanja i retencije testiranih vlaknima ojačanih kolčića, ipak postoji razlika u mehanizmu svezivanja pojedinog kolčića. Više vrijednosti čvrstoće svezivanja za iste samoadhezivne cemente i neovisnost vrijednosti retencije o duljini cementiranog dijela kolčića, za everStick POST upućuju na specifičan mehanizam svezivanja zbog karakteristične strukture individualnog kolčića koja omogućuje monomerima kompozitnog cementa da penetriraju u smolastu matricu i otope linearnu polimernu fazu. Posljedično dolazi do formiranja interdifuzijskog svezivanja čime se dodatno učvršćuje prianjanje samoadhezivnog cementa na vlaknima ojačani kolčić. S druge strane, kvaliteta svezivanja kompozitnog cementa na umreženu matricu prefabriciranog vlaknima ojačanog kolčića bila je slabija. Mehanizam svezivanja više je mehaničkog tipa što potvrđuje i postojanje relacije između vrijednosti retencije i duljine cementiranog dijela kolčića.

Poboljšana izvedba kolčića s poluinterpenetrirajućom polimernom mrežom također je potvrđena od strane Le Bell i suradnika (33). Individualni vlaknima ojačani kolčići pokazali su veliku čvrstoću svezivanja, ali vrijednosti sile istiskivanja nisu linearno rasle s porastom visine uzoraka, kao što je bio slučaj kod titanskih i konfekcijskih vlaknima ojačanih kolčića (33). Ovaj pronalazak naveo je autore da zaključe kako je kod kolčića koji se u korijenskom kanalu svezuju samo mehanički i trenjem vrijednost sile istiskivanja u direktnoj relaciji s veličinom površine svezivanja (33). Suprotno tome, kolčići s mogućnošću interdifuzijskog svezivanja sposobni su formirati sustav korijen-kolčić u kojem su sile ravnomjernije raspoređene i manje stresa prilikom smicanja nakupljeno je na spoju korijenskog dentina i kolčića. Što se tiče načina popuštanja, nijedan od individualno formiranih kolčića nije adhezivno popustio na spoju kolčić-cement (33). Ovo je bilo jako važno za autore jer je ukazalo na kvalitetu svezivanja između kolčića i cementa/dentina o kojoj zapravo i ovisi klinička dugovječnost sustava vlaknima ojačanog kolčića. Ovaj zaključak donesen je na temelju činjenice da je sposobnost kolčića u podnošenju opterećenja povezana, ne samo s iznosom čvrstoće svezivanja, nego i s uspjehom dizajna kolčića u simuliranju zubne strukture, tj. sposobnošću da oblikom u potpunosti odgovara preparaciji u korijenskom kanalu.

Usprkos tome što su testirani cementi već nekoliko godina na tržištu, ne postoji mnogo radova u kojima su autori iste koristili u svojim istraživanjima. Baldea i suradnici (111) *push-out* testom i SEM-om istražili su svezivanje konfekcijskog vlaknima ojačanog kolčića

cementiranog dvama samoadhezivnim cementima, od kojih je jedan bio RelyX U200. U skupini koja je bila cementirana RelyX U200 cementom ostvarene su više vrijednosti čvrstoće svezivanja s manje praznina na spoju s dentinom nego u skupini s drugim testiranim samoadhezivnim cementom (111). U istraživanju koje su proveli Kim i suradnici (112), ispitana su fizikalna svojstva šest različitih samoadhezivnih cemenata, među kojima i G-CEM LinkAce i RelyX U200 cementa, te ovisnost testiranih svojstava o mehanizmu polimerizacije i vremenu testiranja. Najveće vrijednosti tlačne čvrstoće i vlačne čvrstoće prema promjeru ostvario je G-CEM LinkAce, a RelyX U200 je u svim skupinama zbog vrlo dobrih rezultata bio pri vrhu ljestvice (112). Iz rezultata ovih dviju studija može se pretpostaviti da G-CEM LinkAce i RelyX U200 predstavljaju dobar izbor za cementiranje vlaknima ojačanih kolčića.

Prema ukupnoj analizi od svih testiranih samoadhezivnih cemenata G-CEM LinkAce ostvario je najbolji rezultat u *push-out* testu (3.81±2.22 MPa), nakon čega je slijedio SpeedCem (3.62±1.85 MPa) i zatim RelyX U200 (3.47±1.67 MPa). Prema rezultatima statističke analize za iste kolčiće (everStick POST ili GC FIBER POST) nije bilo statistički značajne razlike u vrijednostima čvrstoće svezivanja između različitih vrsta cemenata što znači da su svi testirani cementi osigurali jednako kvalitetno svezivanje pojedinog vlaknima ojačanog kolčića na dentin korijenskog kanala.

Prema Kambari i suradnicima (113), da bi se omogućilo međudjelovanje kiselih monomera iz samoadhezivnih cemenata i dentina te ostvarilo poboljšano svezivanje potrebno je ukloniti zaostatni sloj. Međutim, proizvođači samoadhezivnih cemenata ne preporučuju uporabu uobičajenih kemijskih irigansa poput etilediamintetraoctene kiseline (EDTA) i vodikovog peroksida (H_2O_2) jer ostaci mogu ugroziti polimerizaciju i negativno utjecati na čvrstoću svezivanja samoadhezivnih cemenata (zbog interakcije zaostalih molekula sa sustavom inicijatora polimerizacije). Također, istraživanjem je potvrđeno kako uporaba EDTA dulje od 1 minute može izazvati erozije i oštećenja dentina (114), a u dva istraživanja je izražena sumnja da postoji nekompatibilnost između klorheksidina (CHX) (115) ili natrijevog hipoklorita (NaOCl) (116,117) i samoadhezivnih cemenata. Stoga, zbog nastojanja da se izbjegnu neželjene promjene u korijenskom dentinu, u ovom je radu za uklanjanje zaostatnog sloja izabrana tehnika ispiranja fiziološkom otopinom ili vodom koje su dodatno aktivirane erbijskim laserima.

Suvremena metoda uklanjanja zaostatnog sloja direktnom iradijacijom erbijskim laserima i njeno djelovanje na čvrstoću svezivanja vlaknima ojačanih kolčića na dentin već su

prije istraženi, a rezultati su dosta raznoliki. Schoop i suradnici (87) u svom su radu istražili kvalitetu uklanja zaostatnog sloja Er, Cr:YASGG laserom s radijalnim nastavkom od 200 μm i postavkama zrake 2W i 3W te pulsom od 20Hz. Autori su zaključili da je Er, Cr:YSGG laser prikladan za čišćenje korijenskog kanala i uklanjanje zaostatnog sloja. U istraživanju koje su proveli Bitter i suradnici (118) ispitan je utjecaj Er:YAG lasera s postavkama zrake na 140 mJ i 15 Hz na čvrstoću svezivanja vlaknima ojačanih kolčića cementiranih različitim vrstama cemenata, uključujući i samoadhezivni RelyX Unicem. U odnosu na čvrstoću svezivanja kontrolne skupine u kojoj je ispiranje bilo izvršeno pomoću 0.2% CHX, čvrstoća svezivanja Er:YAG skupine bila je manja u skupini samoadhezivnog cementa u usporedbi s kontrolnom skupinom (118). SEM analiza pokazala je u Er:YAG skupini otvorene tubule, ali i taljenje i rekristalizaciju dijelova površine dentina (118). Najčešća vrsta popuštanja bio je mješoviti tip (118). Nagase i suradnici (119) ispitali su retenciju vlaknima ojačanog kolčića cementiranog u goveđe zube cementom s potpuno jetkajućim adhezivnim sustavom. Vrijednosti retencije Er,Cr:YSGG skupine u kojoj je korišten Z3 nastavak i postavke zrake 0.75 W, 24% vode i 34% zraka i kontrolne skupine, bez obrade laserom, bile su slične te je zaključeno kako obrada laserom nema utjecaj na retenciju kolčića (119). Mohammadi i suradnici (120) proveli su istraživanje utjecaja Er,Cr:YSGG lasera na čvrstoću svezivanja vlaknima ojačanog kolčića cementiranog samoadhezivnim cementom, s postavkama laserske zrake: 0.5 W i 20% vode i zraka, nakon čega je slijedilo 2.5 W i 50% vode i zraka. Veću čvrstoću svezivanja ostvarila je Er,Cr:YSGG grupa u usporedbi s kontrolnom skupinom u kojoj nije bilo predtretmana (120). Većina popuštanja bila je adhezivnog tipe i dogodila se na spoju cement/dentin (120).

Obzirom da rezultati prethodno navedenih istraživanja nisu bili ujednačeni, pojavila se sumnja da iradijacija erbijskim laserima utječe na strukturu tvrdih zubnih tkiva, a time i na svezivanje kompozitnih cemenata na korijenski dentin te je razvijena nova tehnika uklanjanja zaostatnog sloja, ispiranje aktivirano laserom, koja je upotrijebljena i u ovom radu. U Er:YAG skupini korišten je PIPS nastavak kojim se u malo vremena, s malom energijom laserske zrake i bez potrebe proširivanja preparacije učinkovito uklanja zaostatni sloj i smanjuje rizik od termalnog oštećenja (74,77). U Er,Cr:YSGG skupini korišten je RFT2 nastavak koji učinkovito uklanja zaostatni sloj zbog završnog vrška koji ima kut od 60º (87) i kavitacijskog efekta kojeg proizvodi na stijenkama dentina (121). Zbog nastojanja da se izbjegnu neželjene promjene u korijenskom dentinu uzrokovane prije spomenutim kemijskim sredstvima za ispiranje korijenskog dentina, u ovom istraživanju za aktivaciju su odabrane fiziološka

otopina kod Er:YAG skupine i demineralizirana voda iz vlastitog sustava kod Er,Cr:YSGG skupine.

Pretpostavka je bila da će predtretman preparacije za intrakanalni kolčić dvjema tehnikama laserski aktiviranog ispiranja, Er:YAG aktivacijom preko PIPS nastavka i Er,Cr:YSGG aktivacijom preko RTF2 nastavka, utjecati na čvrstoću svezivanja vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima. Dodatno, učinkovito uklanjanje zaostatnog sloja trebalo je biti preduvjet za uspješno svezivanje na dentin korijenskog kanala. Analizom SEM fotografija utvrđeno je da je kod Er:YAG skupine zaostatni sloj bio gotovo potpuno uklonjen i da su dentinski tubuli postali otvoreni, dok je u Er,Cr:YSGG skupini zaostatni sloj bio samo djelomično uklonjen. U kontrolnoj skupini, zaostatni sloj bio je još uvijek prisutan. Ipak, rezultati SEM analize nisu bili u korelaciji s postignutim vrijednostima čvrstoće svezivanja. Iznenađujuće, vrijednosti čvrstoće svezivanja u Er:YAG skupini bile su statistički značajno manje u odnosu na vrijednosti u kontrolnoj skupini, bez obzira na to što je Er:YAG skupina ostvarila najbolji učinak u uklanjanju zaostatnog sloja. Prethodna istraživanja (116,122) ne podupiru ovaj pronalazak. U istraživanju koje su proveli Akyuz Ekim i Erdemir (122), autori su istražili utjecaj različitih irigacijskih protokola na čvrstoću svezivanja konfekcijskih vlaknima ojačanih kolčića cementiranih cementom sa samojetkajućim adhezivnim sustavom. Među irigacijskim protokolima ispitano je i ispiranje 2.5% natrijevim hipokloritom i 17% etilendiamintretraoctenom kiselinom koji su aktivirani PIPS tehnikom sa završnim ispiranjem destiliranom otopinom (122). Ta je skupina na kraju ostvarila najviše vrijednosti čvrstoće svezivanja (122). NaOCl i EDTA vjerojatno nisu utjecali na čvrstoću svezivanja jer su uzorci nakon PIPS obrade isprani destiliranom vodom kako bi se eliminirali neželjeni učinci zaostataka kemijskih irigansa i njihovih produkata na dentinu korijenskog kanala. Međutim, u spomenutom istraživanju upotrijebljena je druga vrsta cementa s drugačijim mehanizmom svezivanja, tako da se rezultati ipak ne mogu uspoređivati s rezultatima ovog istraživanja. U drugom istraživanju, ispitano je svezivanje samo-adhezivnog cemenat na dentin korijenskog kanala (116) i autori su izvijestili da je PIPS metoda s destiliranom vodom osigurala veću čvrstoću svezivanja u usporedbi s konvencionalnom irigacijskom i ultrazvučnom tehnikom.

Treba napomenuti da se adhezija samoadhezivnih materijala ne ostvaruje hibridizacijom dentina niti formiranjem smolastih zubaca (123) nego je zapravo kemijska interakcija između samoadhezivnog cementa i hidroksiapatita presudna za svezivanje na dentin (124). Nadalje, svi materijali u dentalnoj medicini, uključujući i vlaknima ojačani

kolčići i cementi, originalno su zamišljeni i napravljeni za tvrda zubna tkiva pripremljena konvencionalnim tehnikama. Sumirajući pronalaske gore navedenih istraživanja (116,122) i rezultate ovog doktorskog rada, razlog nižih vrijednosti čvrstoće svezivanja u Er:YAG skupini može se samo pretpostaviti. Jedno od objašnjenja moglo bi biti da je prilikom aktivacije molekula vode iz fiziološke otopine, proces PIPS-a doveo do otpuštanja disociranih natrijevih (Na^+) i kloridnih iona (Cl^-) koji su normalno okruženi hidratacijskom ovojnicom. Otpušteni ioni možda su mogli uzrokovati promjene u kemijskoj strukturi dentina i dovesti do stvaranja sastavnica otpornih na demineralizacijski učinak kiselih monomera iz samoadhezivnih cemenata ili kao zaostaci utjecati na stvrdnjavanje samoadhezivnog cementa. U kontrolnoj skupini, fiziološka otopina nije bila aktivirana i hidratacijska ovojnica je ostala formirana oko disociranih Na^+ i Cl^- iona (Na^+ privučen na kisikovu stranu molekula vode, a Cl^- na vodikovu stranu molekula vode) koji u tom slučaju ne mogu formirati druge ionske veze. Iako zaostatni sloj nije bio uklonjen, samoadhezivni cement ipak je uspio doseći ciljano tkivo i postići snažnije svezivanje nego u Er:YAG skupini. U Er,Cr:YSGG skupini, upotrijebljena je demineralizirana voda iz samog uređaja i zaostatni sloj bio je kvalitetnije uklonjen nego u kontrolnoj skupini. Ipak, prema ukupnim rezultatima, obje skupine postigle su slične vrijednosti čvrstoće svezivanja i nije bilo statistički značajne razlike među njima.

U ovom *in vitro* istraživanju, kao i i u drugim istraživanjima čvrstoće svezivanja i retencije intrakanalnih kolčića (118–120), srednje vrijednosti imale su standardne devijacije velikog raspona, a kao razlog tome Purton i suradnici (125) naveli su nejednake veličine i oblike te razlike u teksturi i svojstvima dentinskih zidova korijenskih kanala.

Postizanje čvrstog svezivanja između intrakanalnog kolčića, cementa i dentina vrlo je bitno za uspjeh restauracije endodontski liječenih zubi. Istraživanje je bilo ograničeno samo na dvije metode laserski aktiviranog ispiranja, jednu vrstu cemenata i dvije metode ispitivanja kvalitete svezivanja između kolčića, cementa i dentina. Obzirom da se *push-out* i *pull-out* testovima ispituje djelovanje sila samo u aksijalnom smjeru, to ipak ne simulira kliničke uvjete u potpunosti. Stoga je potrebno provesti dodatna istraživanja u kojima će sile biti simulirane iz različitih smjerova. Za evaluaciju kvalitete svezivanja između kolčića, cementa i dentina potrebno je provesti i testove mikropropuštanja, a za istraživanje utjecaja laserski aktiviranog ispiranja na svezivanje vlaknima ojačanih kolčića na dentin potrebno je provesti i analizu kemijskih promjena u korijenskom dentinu te mikromorfološku analizu površine dentina.

5. ZAKLJUČAK

Uzimajući u obzir ograničenja provedenog istraživanja, mogu se donijeti sljedeći zaključci:

(1) Nije bilo statistički značajne razlike u čvrstoći svezivanja konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima na dentin korijenskog kanala.

(2) Različiti samoadhezivni cementi nisu utjecali na čvrstoću svezivanja unutar skupine konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića na dentin korijenskog kanala.

(3) U skupini RelyX U200 samoadhezivnog cementa, individualni kolčići ostvarili su veću čvrstoću svezivanja u usporedbi s konfekcijskim kolčićima.

(4) Ispiranje fiziološkom otopinom aktiviranom PIPS tehnikom Er:YAG lasera negativno je utjecalo na vrijednosti čvrstoće svezivanja konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementima na dentin korijenskog kanala.

(5) Nije bilo razlike u retenciji konfekcijskih i individualnih vlaknima ojačanih kolčića cementiranih samoadhezivnim cementom.

(6) U skupini konfekcijskih vlaknima ojačanih kolčića, vrijednost retencije ovisila je o duljini cementiranog dijela kolčića.

6. LITERATURA

1. Gillen BM, Looney SW, Gu LS, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, Pashley DH, Tay FR. Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. J Endod. 2011;37:895–902.

2. Haselton DR. Restoration of the endodontically treated tooth. In: Johnson W, editor. Color atlas of endodontics. Iowa City: W.B.Saunders Company; 2002. p. 131.

3. Polesel A. Restoration of the endodontically treated posterior tooth. G Ital Endod. 2014;28:2–16.

4. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. J Prosthet Dent. 1999;81:380–5.

5. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. Dent Mater. 2002;18:596–602.

6. Schwartz R. Adhesive Dentistry and Endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. J Endod. 2006;32:1125–34.

7. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. J Endod. 2007;33:391–8.

8. da Silveira Teixeira C, Santos Felippe MC, Silva-Sousa YTC, de Sousa-Neto MD. Interfacial evaluation of experimentally weakened roots restored with adhesive materials and fibre posts: an SEM analysis. J Dent. 2008;36:672–82.

9. Kallio TT, Lastumäki TM, Vallittu PK. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. Dent Mater. 2001;17:80–6.

10. Zicari F, Coutinho E, Scotti R, Van Meerbeek B, Naert I. Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. Dent Mater. 2013;29:45-52.

11. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. J Prosthodont. 1996;5:270–6.

12. Jongsma LA, Bolhuis PB, Pallav P, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Benefits of a two-step cementation procedure for prefabricated fiber posts. J Adhes Dent. 2010;12:55–62.

13. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. Dent Mater. 2004;20:29–36.

14. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: A literature review. Aust Dent J. 2011;56:77–83.

15. González-Lluch C, Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Pérez-González A, Barjau-Escribano A, Vergara-Monedero M, Forner-Navarro L. Influence of material and diameter of pre-fabricated posts on maxillary central incisors restored with crown. J Oral Rehabil. 2009;36:737–47.

16. Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. J Endod. 2005;31:209–11.

17. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent. 2002;87:431–7.

18. Le Bell-Rönnlöf AM. Fibre-Reinforced Composites As Root Canal Posts. [dissertation]. Turku (FI): University of Turku; 2007.

19. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). Quintessence Int. 2008;39:117–29.

20. Lastumäki TM, Kallio TT, Vallittu PK. The bond strength of light-curing composite resin to finally polymerized and aged glass fiber-reinforced composite substrate. Biomaterials. 2002;23:4533–9.

21. Al-harbi F, Nathanson D. In vitro assessment of retention of four esthetic dowels to resin core foundation and teeth. J Prosthet Dent. 2003;90:547–55.

22. Soares CJ, Pereira JC, Valdivia ADCM, Novais VR, Meneses MS. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. Int Endod J. 2012;45:136–45.

23. Monticelli F, Osorio R, Sadek FT, Radovic I, Toledano M, Ferrari M. Surface treatments for improving bond strength to prefabricated fiber posts: a literature review. Oper Dent. 2008;33:346–55.

24. de Sousa Menezes M, Queiroz EC, Soares PV, Faria-e-Silva AL, Soares CJ, Martins LRM. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. J Endod. 2011;37:398–402.

25. Liu C, Liu H, Qian YT, Zhu S, Zhao SQ. The influence of four dual-cure resin cements and surface treatment selection to bond strength of fiber post. Int J Oral Sci. 2014;6:56–60.

26. Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-e-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. J Endod. 2015;41:309–16.

27. Shetty P, Meshramkar R, Nadiger R, Patil K. A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. Eur J Dent. 2013;7:419-22.

28. Makarewicz D, Le Bell-Rönnlöf AM, Lassila LV, Vallittu PK. Effect of cementation technique of individually formed fiber-reinforced composite post on bond strength and microleakage. Open Dent J. 2013;7:68–75.

29. Schmitter M, Hamadi K, Rammelsberg P. Survival of two post systems--five-year results of a randomized clinical trial. Quintessence Int. 2011;42:843–50.

30. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. Int Endod J. 2005;38:46–51.

31. Mannocci F, Machmouridou E, Watson TF, Sauro S, Sherriff M, Pilecki P, Pitt-Ford TR. Microtensile bond strength of resin-post interfaces created with interpenetrating polymer network posts or cross-linked posts. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2008;13:745-52.

32. Abo El-Ela OA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. J Can Dent Assoc. 2008;74:441.

33. Le Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. J Dent. 2005;33:533–9.

34. Torres CRG, Pinto LQ, Leonel AG, Pucci CR, Borges AB. Interaction between total-

etch and self-etch adhesives and conventional and self-adhesive resin cements. Braz J Oral Sci. 2007;6:1376–82.

35. Piwowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. Oper Dent. 2003;28:535–42.

36. Takahashi R, Nikaido T, Ariyoshi M, Kitayama S, Sadr A, Foxton RM, Tagami J. Thin resin coating by dual-application of all-in-one adhesives improves dentin bond strength of resin cements for indirect restorations. Dent Mater J. 2010;29:615–22.

37. Unlu N, Gunal S, Ulker M, Ozer F, Blatz MB. Influence of operator experience on in vitro bond strength of dentin adhesives. J Adhes Dent. 2012;14:223–7.

38. Gomes GM, Gomes OMM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL. Effect of operator experience on the outcome of fiber post cementation with different resin cements. Oper Dent. 2013;38:555–64.

39. Pfeifer C, Shih D, Braga RR. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. Am J Dent. 2003;16:235–8.

40. Kanehira M, Finger WJ, Hoffmann M, Komatsu M. Compatibility between an all-in-one self-etching adhesive and a dual-cured resin luting cement. J Adhes Dent. 2006;8:229–32.

41. Ikeda M, Kurokawa H, Sunada N, Tamura Y, Takimoto M, Murayama R, Ando S, Miyazaki M. Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. J Oral Sci. 2009;51:527–34.

42. Gerth HU V, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. Dent Mater. 2006;22:934–41.

43. Bergoli CD, Amaral M, Boaro LC, Braga RR, Valandro LF. Fiber post cementation strategies: effect of mechanical cycling on push-out bond strength and cement polymerization stress. J Adhes Dent. 2012;14:471–8.

44. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008;10:251–8.

45. Borges MG, Faria-e-Silva AL, Santos-Filho PCF, Silva FP, Martins LRM, Menezes M de S. Does the moment of fiber post cutting influence on the retention to root dentin? Braz Dent J. 2015;26:141–5.

46. Macedo VC, Souza NAY, Faria e Silva AL, Cotes C, da Silva C, Martinelli M, Kimpara ET. Pullout bond strength of fiber posts luted to different depths and submitted to artificial aging. Oper Dent. 2013;38:1-6.

47. Türkmen C, Sazak-Oveçoğlu H, Günday M, Güngör G, Durkan M, Oksüz M. Shear bond strength of composite bonded with three adhesives to Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel. Quintessence Int. 2010;41:119-24.

48. Olivi G. Laser Use in Endodontics : Evolution from Direct Laser Irradiation to Laser-Activated Irrigation. J Laser Dent. 2013;21:58-71

49. Ricucci D, Siqueira JF. Fate of the tissue in lateral canals and apical ramifications in response to pathologic conditions and treatment procedures. J Endod. 2010;36:1–15.

50. Myers TD. Lasers in dentistry. J Am Dent Assoc. 1991;122:46–50.

51. Schoop U, Kluger W, Moritz A, Nedjelik N, Georgopoulos A, Sperr W. Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. Lasers Surg Med. 2004;35:111–6.

52. Kaitsas V, Signore A, Fonzi L, Benedicenti S, Barone M. Effects of Nd: YAG laser irradiation on the root canal wall dentin of human teeth: a SEM study. Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol. 2001;43:87–92.

53. Diaci J, Gaspirc B. REVIEW Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. J Laser Heal Acad. 2012;1:1–13.

54. Forrer M, Frenz M, Romano V, Weber HP, Silenok A, Konov VI. Channel propagation in water and gelatin by a free-running erbium laser. J Appl Phys. 1993;74:720.

55. Lukac M, Marincek M, Grad L. Super VSP Er:YAG pulses for fast and precise cavity preparation. J Oral Laser Appl 2004;4:171–3.

56. Gutknecht N, van Gogswaardt D, Conrads G, Apel C, Schubert C, Lampert F. Diode laser radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin. J Clin Laser Med

Surg. 2000;18:57–60.

57. Matsuoka E, Yonaga K, Kinoshita J, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological study on the capability of Er:YAG laser irradiation for root canal preparation. J Clin Laser Med Surg. 2000;18:215–9.

58. Jahan KMR, Hossain M, Nakamura Y, Yoshishige Y, Kinoshita JI, Matsumoto K. An assessment following root canal preparation by Er,Cr: YSGG laser irradiation in straight and curved roots, in vitro. Lasers Med Sci. 2006;21:229–34.

59. Moritz A. Oral laser application. Berlin: Quintessence Verlags-GmbH, 2006:258-77.

60. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. J Endod. 1998;24:548–51.

61. Yamazaki R, Goya C, Yu DG, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. J Endod. 2001;27:9–12.

62. Blanken J, De Moor RJG, Meire M, Verdaasdonk R. Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part 1: a visualization study. Lasers Surg Med. 2009;41:514–9.

63. de Groot SD, Verhaagen B, Versluis M, Wu M-K, Wesselink PR, van der Sluis LWM. Laser-activated irrigation within root canals: cleaning efficacy and flow visualization. Int Endod J. 2009;42:1077–83.

64. Matsumoto H, Yoshimine Y, Akamine A. Visualization of irrigant flow and cavitation induced by Er:YAG laser within a root canal model. J Endod. 2011;37:839–43.

65. Zharikov E V, Zhekov VI, Kulevskii LA, Murina TM, Osiko V V, Prokhorov AM, et al. Stimulated emission from Er 3+ ions in yttrium aluminum garnet crystals at $\lambda = 2.94$ μ. Sov J Quantum Electron. 1975;4:1039–40.

66. Walsh JT, Cummings JP. Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation. Lasers Surg Med. 1994;15:295–305.

67. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on

dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. Lasers Surg Med. 1989;9:338–44.

68. Hibst R, Stock K, Gall R, Keller U. ErYAG Laser for endodontics - safety and efficiency. In: Altshuler GB, Bringruber R, Dal Fante M, et al., editors, Medical applications of lasers in dermatology, ophtalmology, dentistry and endoscopy. Proc SPIE; 1997 Sep 04;. San Remo, Italy; 1997. p. 14.

69. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. Int Endod J. 1999;32:32–9.

70. Kesler G, Gal R, Kesler A, Koren R. Histological and scanning electron microscope examination of root canal after preparation with Er:YAG laser microprobe: a preliminary in vitro study. J Clin Laser Med Surg. 2002;20:269–77.

71. Araki AT, Ibraki Y, Kawakami T, Lage-Marques JL. Er:Yag laser irradiation of the microbiological apical biofilm. Braz Dent J. 2006;17:296–9.

72. Noiri Y, Katsumoto T, Azakami H, Ebisu S. Effects of Er:YAG laser irradiation on biofilm-forming bacteria associated with endodontic pathogens in vitro. J Endod. 2008;34:826–9.

73. George R, Meyers IA, Walsh LJ. Laser activation of endodontic irrigants with improved conical laser fiber tips for removing smear layer in the apical third of the root canal. J Endod. 2008;34:1524–7.

74. DiVito E, Peters OA, Olivi G. Effectiveness of the erbium:YAG laser and new design radial and stripped tips in removing the smear layer after root canal instrumentation. Lasers Med Sci. 2012;27:273–80.

75. De Moor RJG, Meire M, Goharkhay K, Moritz A, Vanobbergen J. Efficacy of ultrasonic versus laser-activated irrigation to remove artificially placed dentin debris plugs. J Endod. 2010;36:1580–3.

76. George R, Walsh LJ. Thermal effects from modified endodontic laser tips used in the apical third of root canals with erbium-doped yttrium aluminium garnet and erbium, chromium-doped yttrium scandium gallium garnet lasers. Photomed Laser Surg.

2010;28:161–5.

77. Olivi G, DiVito E. Photoacoustic endodontics using PIPS^{TM}: experimental background and clinical protocol. J Laser Heal Acad. 2012;1:22–5.

78. Peters OA, Bardsley S, Fong J, Pandher G, Divito E. Disinfection of root canals with photon-initiated photoacoustic streaming. J Endod. 2011;37:1008–12.

79. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. J Clin Laser Med Surg. 2001;19:297–303.

80. 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;11:34030.

81. Eversole LR, Rizoiu IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. J Calif Dent Assoc. 1995;23:41–7.

82. Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR. Pulpal thermal responses to an erbium,chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1998;86:220–3.

83. Kimura Y, Yu DG, Kinoshita J, Hossain M, Yokoyama K, Murakami Y, et al. Effects of erbium, chromium:YSGG laser irradiation on root surface: morphological and atomic analytical studies. J Clin Laser Med Surg. 2001;19:69–72.

84. Kolnick J. The clinical use of Er,Cr:YSGG laser in endodontic therapy. Roots. 2011;2:14-18.

85. Wang Q-Q, Zhang C-F, Yin X-Z. Evaluation of the bactericidal effect of Er,Cr:YSGG, and Nd:YAG lasers in experimentally infected root canals. J Endod. 2007;33:830–2.

86. Gordon W, Atabakhsh VA, Meza F, Doms A, Nissan R, Rizoiu I, et al. The antimicrobial efficacy of the erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser with radial emitting tips on root canal dentin walls infected with Enterococcus faecalis. J Am Dent Assoc. 2007;138:992–1002.

87. Schoop U, Barylyak A, Goharkhay K, Beer F, Wernisch J, Georgopoulos A, et al. The

impact of an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser with radial-firing tips on endodontic treatment. Lasers Med Sci. 2009;24:59–65.

88. De Moor RJG, Blanken J, Meire M, Verdaasdonk R. Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part 2: evaluation of the efficacy. Lasers Surg Med. 2009;41:520–3.

89. Bonfante EA, Pegoraro LF, de Góes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. Dent Mater. 2008;24:483–91.

90. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2004;97:381–7.

91. Santana F-R, Soares C-J, Ferreira J-M, Valdivi A-D-C-M, Souza J-B, Estrela C. Effect of root canal sealer and artificial accelerated aging on fibreglass post bond strength to intraradicular dentin. J Clin Exp Dent. 2014;6:350-6.

92. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. J Prosthodont Res. 2011;55:69–74.

93. Swanson K, Madison S, Dow P, Ingle J, Weine F, Curson I, et al. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. J Endod. 1987;13:56–9.

94. Mastoras K, Vasiliadis L, Koulaouzidou E, Gogos C. Evaluation of push-out bond strength of two endodontic post systems. J Endod. 2012;38:510–4.

95. Arslan H, Yılmaz CB, Karatas E, Barutcigil C, Topcuoglu HS, Yeter KY. Efficacy of different treatments of root canal walls on the pull-out bond strength of the fiber posts. Lasers Med Sci. 2015;30:863–8.

96. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Panyayong W, Tagami J. Regional bond strengths and failure analysis of fiber posts bonded to root canal dentin. Oper Dent. 2008;33:636–43.

97. Coniglio I, Magni E, Cantoro A, Goracci C, Ferrari M. Push-out bond strength of

circular and oval-shaped fiber posts. Clin Oral Investig. 2011;15:667–72.

98. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. Eur J Oral Sci. 2004;112:353–61.

99. Perdigão J, Geraldeli S, Lee IK. Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. Am J Dent. 2004;17:422–6.

100. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent. 1989;17:61–7.

101. Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of pretreatment and thermocycling on bond strength of resin core materials to various fiber-reinforced composite posts. J Adhes Dent. 2008;10:481–9.

102. Bateman GJ, Lloyd CH, Chadwick RG, Saunders WP. Retention of quartz-fibre endodontic posts with a self-adhesive dual cure resin cement. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2005;13:33–7.

103. Rasimick BJ, Shah RP, Musikant BL, Deutsch AS. Effect of EDTA conditioning upon the retention of fibre posts luted with resin cements. Int Endod J. 2008;41:1101–6.

104. Rödig T, Nusime AK, Konietschke F, Attin T. Effects of different luting agents on bond strengths of fiber-reinforced composite posts to root canal dentin. J Adhes Dent. 2010;12:197–205.

105. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement-post interface. Dent Mater. 2012;28:287–97.

106. Grandini S, Chieffi N, Cagidiaco MC, Goracci C, Ferrari M. Fatigue resistance and structural integrity of different types of fiber posts. Dent Mater J. 2008;27:687–94.

107. Le Bell A-M, Tanner J, Lassila LVJ, Kangasniemi I, Vallittu P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. J Adhes Dent. 2004;6:319–25.

108. Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. Quintessence Int. 2007;38:121–8.

109. Ohlmann B, Fickenscher F, Dreyhaupt J, Rammelsberg P, Gabbert O, Schmitter M. The effect of two luting agents, pretreatment of the post, and pretreatment of the canal dentin on the retention of fiber-reinforced composite posts. J Dent. 2008;36:87–92.

110. Nova V, Karygianni L, Altenburger MJ, Wolkewitz M, Kielbassa AM, Wrbas KT. Pull-out bond strength of a fibre-reinforced composite post system luted with self-adhesive resin cements. J Dent. 2013;41:1020–6.

111. Baldea B, Furtos G, Antal M, Nagy K, Popescu D, Nica L. Push-out bond strength and SEM analysis of two self-adhesive resin cements: An in vitro study. J Dent Sci. 2013;8:296–305.

112. Kim AR, Jeon YC, Jeong CM, Yun MJ, Choi JW, Kwon YH, et al. Effect of activation modes on the compressive strength, diametral tensile strength and microhardness of dual-cured self-adhesive resin cements. Dent Mater J. 2016;35:298–308.

113. Kambara K, Nakajima M, Hosaka K, Takahashi M, Thanatvarakorn O, Ichinose S, et al. Effect of smear layer treatment on dentin bond of self-adhesive cements. Dent Mater J. 2012;31:980–7.

114. Calt S, Serper A. Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. J Endod. 2002;28:17–9.

115. Stape THS, Menezes MDS, Barreto BDCF, Naves LZ, Aguiar FHB, Quagliatto PS, et al. Influence of chlorhexidine on dentin adhesive interface micromorphology and nanoleakage expression of resin cements. Microsc Res Tech. 2013;76:788–94.

116. Arslan H, Akcay M, Saygili G, Keskı A, MeŞe İT, Gok A, et al. Bond strength of self-adhesive resin cement to root dentin. Comparison of photon-initiated photoacoustic streaming technique with needle and ultrasonic irrigation. Acta Odontol Scand. 2015;73:348–52.

117. Jardim P, Pereira-Cenci T, Badin C, Ferreira A, Jacinto R. The effect of endodontic chemicals on the retention of fiber posts luted using a self-adhesive cement. Appl Adhes Sci. 2014;2:20.

118. 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;34:306–9.

119. Nagase DY, de Freitas PM, Morimoto S, Oda M, Vieira GF. Influence of laser irradiation on fiber post retention. Lasers Med Sci. 2011;26:377–80.

120. Mohammadi N, Savadi Oskoee S, Abed Kahnamoui M, Bahari M, Kimyai S, Rikhtegaran S. Effect of Er,Cr:YSGG pretreatment on bond strength of fiber posts to root canal dentin using a self-adhesive resin cement. Lasers Med Sci. 2013;28:65–9.

121. Martins MR, Carvalho MF, Vaz IP, Capelas JA, Martins MA, Gutknecht N. Efficacy of Er,Cr:YSGG laser with endodontical radial firing tips on the outcome of endodontic treatment: blind randomized controlled clinical trial with six-month evaluation. Lasers Med Sci. 2013;28:1049–55.

122. Akyuz Ekim SN, Erdemir A. Effect of different irrigant activation protocols on push-out bond strength. Lasers Med Sci. 2015;30:2143–9.

123. Crivano E, Reis KR, Reis C, De-Deus G. Resin tags have no contribution on push-out bond strength of self-adhesive resin cement. Dentistry. 2014;4:216.

124. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. Eur J Oral Sci. 2009;117:326–33.

125. Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. Oper Dent. 200;25:223–7.

7. ŽIVOTOPIS

Ivana Parčina Amižić rođena je 11. siječnja 1984. godine u Splitu (Hrvatska). Nakon završetka III. gimnazije Split, 2002. godine upisala je dodiplomski studij Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu na kojem je diplomirala u veljači 2008. godine. Čitavo vrijeme, temeljem uspjeha, bila je stipendist tadašnjeg Ministarstva znanosti i tehnologije. U travnju 2008. godine zapošljava se u Specijalističkoj ordinaciji za ortodonciju dr. Željko Žužul (Omiš, Hrvatska), a od siječnja 2011. godine radi u Domu zdravlja Splitsko-dalmatinske županije (Split, Hrvatska). Poslijediplomski doktorski studij Stomatološkog fakulteta upisala je 2009. godine. Povremeno sudjeluje u nastavnom radu na Studiju dentalne medicine Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Splitu. Od 2015. Sudjeluje kao vanjski suradnik na projektu „Fizikalno mehanička svojstva biokativnih i vlaknima ojačanih materijala“ voditeljice prof. dr. sc. Ivane Miletić.