

Primjena vlaknima ojačanih materijala u restaurativnoj dentalnoj medicini

Ercegović, Mia

Master's thesis / Diplomski rad

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://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:337801>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-24**



Repository / Repozitorij:

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





SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Mia Ercegović

PRIMJENA VLAKANA U RESTAURATIVNOJ DENTALNOJ MEDICINI

Diplomski rad

Zagreb, 2017.

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

Mentor rada: Doc.dr.sc. Anja Baraba, Stomatološki fakultet sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika:

Lektor engleskog jezika:

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: ___ stranica

___ slika

1 CD

Zahvala

Mojoj obitelji koja mi je pružala neizmjernu potporu tokom školovanja, velika hvala mentorici doc. dr sc. Anji Barabi na strpljenju i trudu uloženom u ovaj rad, te na znanju koje mi je nesebično pružala tijekom školovanja.

Primjena vlakana u restaurativnoj dentalnoj medicini

Sažetak

Razvoj vlaknima ojačanih kompozitnih materijala omogućio je nova terapijska rješenja i proširio indikacije za izradu direktnih restauracije čak i u slučajevima opsežnijeg gubitka tvrdih zubnih tkiva ili čak samog zuba. Spomenuti materijali imaju poboljšana fizičko-mehanička svojstva u usporedbi s klasičnim kompozitnim materijalima

Nakon provjere kvaliteta punjenja korijenskih kanala rtg snimkom, uklonio se privremeni ispun. Suho radno polje osigurano je zaštitnom gumenom plahticom. Proveden je adhezijski postupak (G Premio Bond, GC, Tokio, Japan), nakon čega je adheziv polimeriziran 20 sekundi. U kavitet je postavljen kompozitni materijal ojačan vlaknima (everX Posterior, GC, Tokio, Japan) u slojevima debljine 4 mm. Kao završni sloj, debljine tri milimetra, postavljen je standardni kompozit (Gradia Direct Posterior, P-A2, GC, Tokio, Japan), u slojevima od 2 mm. Nakon uklanjanja gumene plahtice, usklađena je okluzija i artikulacija te je provedena završna obrada i poliranje ispuna.

U opisanom prikazu slučaja, kod endodontski liječenog donjeg kutnjaka, direktna restauracija zuba je napravljena kombinacijom vlaknima ojačanog i klasičnog kompozitnog materijala kako bi se ojačala preostala struktura zuba te spriječio lom zuba i/ili korijena koji bi mogao dovesti do neuspjeha restauracije i gubitka zuba.

Ključne riječi: staklena vlakna; kompoziti; kompoziti ojačani vlaknima

Application of fiber reinforced materials in restorative dental medicine

Summary

Development of fiber reinforced composite materials has enabled new treatment solutions and wide range of indications for direct restorations even in cases with extensive loss of hard dental tissues or tooth loss. These materials have better physico-mechanical properties in comparison to standard composite materials.

After root canal filling temporarily was evaluated on x-ray, temporary filling was removed and the tooth was isolated with rubber-dam. Adhesive resin was placed (G Premio Bond, GC, Tokio, Japan) and polymerized for 20 seconds. The cavity was filled with 4 mm thick layers of fiber-reinforced composite material (everX Posterior, GC, Tokio, Japan) and light-polymerized 20 seconds. Standard composite (Gradia Direct Posterior, P-A2, GC, Tokio, Japan) was used for final layer in 2 mm thick layers. After rubber-dam was removed, occlusion and articulation were adjusted and the filling was finished and polished.

In this case report, endodontically treated lower molar was restored with direct restoration using combination of fiber reinforced and standard composite material in order to reinforce the remaining tooth structure and prevent the fracture of the crown and/or the root which could lead to the failure of restoration and tooth loss.

Key words: glass fibers; composite; fiber reinforced composite

Sadržaj

Table of Contents

1. UVOD	8
1.1.Vrste i fizičko mehanička svojstva vlakna.....	9
1.1.1.Polietilenska vlakna	9

Popis skraćenica

engl. Fiber reinforced composite

1. UVOD

U slučaju gubitka tvrdih zubnih tkiva ili zuba važna je ponovna uspostava funkcije i estetike, uz minimalni biološki rizik. Za izradu direktnih i indirektnih restauracija, mogu se rabiti različiti materijali, a razvoj kompozitnih materijala i kompozitnih materijala ojačanih vlaknima je omogućio nove terapijske mogućnosti u restaurativnoj dentalnoj medicini.

Svrha je ovog rada prikazati na kliničkom slučaju jednu od indikacija za uporabu vlaknima ojačanih materijala u restaurativnoj dentalnoj medicini za restauraciju endodontski liječenog zuba

1.1.Vrste i fizičko mehanička svojstva vlakna

U dentalnoj medicini tehnologija vlaknima ojačanih vlakana (engl. Fiber reinforced composite FRC) se počela rabiti 1960-ih. Prvu upotrebu je opisao Smith (1) kada su staklena vlakna upotrijebljena u svrhu ojačanja baze akrilne proteze. 1970-ih karbonska vlakna su također upotrijebljena u svrhu ojačanja akrilnih smola (2), slični pokušaji napravljeni su i 1980-ih (3).1990. godine Duret i suradnici (4) predstavili su prve vlaknima ojačane kolčiće, a za to su im poslužila karbonska vlakna. Iako su se kroz povijest koristile različite vrste vlakana za ojačanje dentalnih materijala zbog dobrih fizičko-mehaničkih svojstava i estetike, u modernoj dentalnoj medicini, najviše se rabe polietilenska i staklena vlakna (5).

1.1.1.Polietilenska vlakna

Polietilenska vlakna imaju odlična fizičko-mehanička svojstva i estetska su. Zbog toga se koriste u gotovo svim granama dentalne medicine. Spomenuta vlakna su fleksibilna, tanka, ali i snažna (6).

Ova vlakna imaju nisku gustoću, vrlo visoke su čvrstoće (10-15 puta veća od čvrstoće čelika) i modula elastičnosti. Odlikuje ih otpornost na abraziju, nisu higroskopna i ne apsorbiraju vodu te su slabo porozna (. Vrlo su otporna na kemikalije i na ultravioletno (UV) zračenje. U prisustvu električne energije ponašaju se kao izolatori. Biološki su rezistentna i inertna, odnosno otporna na mikroorganizme i netoksična. Talište im je između 144 i 155 °C, pri kratkim izlaganjima temperaturama nižim od tališta ne gube svoja svojstva, kada temperatura prijeđe temperaturu tališta gube svoja svojstva (7).

Polietilenska vlakna posebnog tkanja, takva vlakna posebnog su dizajna, tkana su unakrsno s izuzetno čvrstom vezom između dva vlakna. Opterećenje se kroz takvu mrežu vlakana ravnomjerno prenosi u svim smjerovima. Zbog čvrstog tkanja ne odmotavaju se pri rezanju ili oblikovanju i lako se oblikuju.

Ne smiju se dirati rukama, kako se ne bi negativno utjecalo na gas plazmom obrađena vlakna, jer spomenuta obrada omogućuje svezivanje materijala s kompozitnim materijalima i smolama. Ova je vlakna izuzetno teško prerezati (od njih su rađene pancirne košulje) pa su za njihovo rezanje potrebne specijalne škare.(8). Njihova površina uglavnom je neimpregnirana što zahtijeva njihovu pripremu za svezivanje s kompozitom. Vlakna se moraju impregnirati se ahezivnom smolom četvrte ili pete generacije koja ne smiju sadržavati dentinski primer ni kisele skupine. Nakon polimerizacije smole spremne su za učvršćivanje kompozitom (9).

1.1.2.Staklena vlakna

Staklena vlakna prvi su put proizvedena 1930-ih. Ova vlakna odlikuje velika otpornost na visoke temperature, stabilnost i transparentnost. Pomiješani silikati, natrijev karbonat, vapnenac, borna kiselina, fluoridi ili razni metalni oksidi tvore staklenu miješavinu koja se topi u peći i formira u vlakna. Dije se na A, E, C, R, i S vlakna.

A vlakna su mješavina natrijevog karbonata, fluorita i silikata, niske čvrstoće, izdržljivosti, niskog električnog otpora.

C vlakna su kalcijborosilikatno staklo koje se upotrebljava zbog kemijske stabilnosti u kiselom okolišu da bi se spriječila korozija.

E staklo je aluminijborosilikatno staklo s udjelom alkalnih oksida od maksimalno 2%, široke upotrebe, imaju visok električni otpor i čvrstoću.

R vlakna su kalcij aluminij-silikatno staklo, visoke čvrstoće i otporna na koroziju

S vlakna su američka R vlakna.

U dentalnoj medicini se od staklenih vlakana najčešće rabe E i S (R) vlakna. (10). U prisutnosti vlage i vode, kao i kloridnih iona dolazi do degradacije površine vlakana, zbog toga se vlakna moraju impregnirati smolom odmah za vrijeme proizvodnje kako bi se zaštitila što znači da su i odmah spremna za upotrebu. (11). Prije impregnacije moraju se silanizirati (12). Cilj silanizacije površine je promocija vezivanja različitih organskih matrica za staklena vlakna. (13.)(14)(15)

1.2. Vlakna u restaurativnoj dentalnoj medicini

U restaurativnoj dentalnoj medicini, vlaknima ojačani materiali mogu se rabiti za izradu kompozitnih mostova u prednjoj ili stražnjoj regiji, kao privremena ili dugotrajna rješenja, kao prefabricirani ili individualni kolčići i za izradu direktnih restauracija u kombinaciji sa standardnim kompozitnim materijalom.

1.2.1. Izrada kompozitnih mostova ojačanih vlaknima

Mostovi ojačani vlaknima nude mnogo prednosti, estetski su prihvatljivi, njihova izrada omogućuje minimalno invazivni pristup, ponekad čak i bez preparacije na susjednim zubima te adhezivnu vezu. Postoji nekoliko različitih opcija u terapiji izgubljenog zuba. Osim mobilnih nadomjestaka, tzv. "žabica" tradicionalno rješenje su fiksno-protetski radovi (16). Takva terapija konvencionalnim mostom zahtijeva opsežno brušenje zubi nosača čime se uklanja velik dio zdravog tvrdog zubnog tkiva. (17). Zahvaljujući napredku adhezivne stomatologije (18) i implantologije, adhezivni mostovi (19) i dentalni implantati (20) predstavljaju današnje alternativne opcije u terapiji gubitka zuba. Za pacijente kod kojih su implantati kontraindicirani ili koji ih odbijaju adhezivni mostovi su vrlo privlačna opcija. Inlay vlaknima ojačani mostovi mogu se raditi direktno u ustima ili indirektno u laboratoriju, a potom se radovi adhezivno cementiraju u ustima. Indirektna tehnika zahtijeva duže vrijeme izrade i skuplje je zbog preciznih laboratorijskih postupaka. Kod direktnih, manje preciznih tehnika, adhezija smolastih materijala na caklinu i dentin bolja je nego kod indirektna tehnike (21). Korištenjem prefabriciranih međučlanova primjena ovakvih mostova je olakšana, u tu svrhu se koristi kruna pacijentovog izvađenog zuba ili zub za protezu koji može biti akrilatni, kompozitni ili keramički. (22).

Dizajn FRC osnove mosta ključan je za uspjeh mosta. Povećan volumen osnove na mjestu međučlana omogućuje dodatnu krutost i veću vertikalnu potporu materijala za oblikovanje međučlana. Kritični dio izrade mosta je i kemijska veza između FRC osnove i estetskog materijala za oblikovanje međučlana. Kliničke studije su pokazale da mostovi izrađeni s pre-impregniranim vlaknima pokazuju petogodišnje preživljenje u više od 90%.(23).

Bohlsen i sur. navode kako su samo kompozitni cementi primjereni za cementiranje ovakvih nadomjestaka, konvencionalno cementiranje fosfatnim ili stakleno-ionomernim cementom dvode do niske trajnosti nadomjetska (24). Kompozitni mostovi ojačani vlaknima imaju najbolje estetske karakteristike primjećene su u prve tri godine (25).

Istraživanja su pokazala da su nakon tri godine sve restauracije izgubile površinski sjaj te je doslo do blagih diskoloracija, uočen je gubitak teksture na okluzalnim površinama i manji lomovi. Svi nedostaci koji su se pojavili uspješno su se popravili u ustima. Klinička istraživanja pokazala su je strukturna trajnost FRC (fiber-reinforced composites) mostova uz ispravnu tehniku i korištenje visokokvalitetnih materijala 5 do 10 godina.(26)(27)(28)

1.2.2. Vlaknima ojačani intrakanalni kolčići u postendodontskoj opskrbi zuba

Nekad se smatralo da kolčići ojačavaju zub te su se sustavno koristili u terapiji opskrbe postendodontski liječenog zuba. Međutim, u modernoj dentalnoj medicini, smatra se da se kolčići se koriste samo onda kada dođe do velikog gubitka koronarnog dijela zuba. Neki od rizika terapije kolčićima su pukotine u korijenskom dentinu zbog prevelikog uklanjanja dentina, vertikalne frakture zbog preopterećenja, endodontske lezije, nemogućnost revizije endodontskog liječenja, te je zbog toga važno odrediti postoji li indikacija za postavljanje kolčića

1.2.2.1. Prefabricirani vlaknima ojačani kolčići

Prefabricirani vlaknima ojačani kolčići sadrže visok volumni udio neprekinutih istosmjernih vlakana u polimeriziranom matriksu koji tvore čvrsti kolčić već određenog dizajna i promjera.

Vlakna korištena u prefabriciranim FRC kolčićima su uglavnom staklena (E-staklo, S-staklo, kvarc) vlakna, a matriks je uglavnom epoksi polimer ili mješavina epoksi i dimetakrilatne smole s visokim stupnjem konverzije i križno povezanom strukturom. Vlakna pridonose krutosti i čvrstoći inače elastičnog matriksa.

Volumni udio vlakana u prefabriciranom FRC kolčiću varira od 40 do 60%. Brojne su prednosti FRC kolčića u odnosu na konvencionalne metalne kolčiće. Kolčići od rigidnih materijala kao što su titan, zlato, srebro i ostale metalne legure imaju visok modul elastičnosti zbog čega povećavaju rizik od vertikalne frakture. Modul elastičnosti vlaknima ojačanih kolčića je sličan modulu elastičnosti dentina (oko 18 GPa) što omogućuje ravnomjeran prijenos sile na zub i okolna tkiva i štiti korijen od nastanka vertikalne frakture. Mogućnost adhezivnog cementiranja ovakvih kolčića vrlo je povoljna za zub jer su na taj način nadomjestak i zub kemijski vezani prijenos sila je bolji i ravnomjerniji te je manji rizik od kontaminacije endodontskog punjenja i stvaranja periapikalne lezije.

Prefabricirani vlaknima ojačani kolčići imaju već određen oblik što znači da nisu optimalno rješenje kod širokih ili ovalnih korijenskih kanala. Silanizacija površine kolčića poboljšava njegovu adheziju. Kemijska veza moguća je samo između izloženih vlakana i smole cementa dok visoko umrežena polimerna matrica kolčića nema slobodnih grupa sposobnih za ovu reakciju što onemogućuje kemijsku vezu ovakvih kolčića, cementa i korijenskog dentina.

Obzirom da prefabricirani kolčić ima već određen oblik i dizajn, preparacijom za njegovo postavljanje uklanja se više korijenskog dentina. Manjak dentina negativno utječe na adheziju što može dovesti do odcementiranja, slično situaciji kada oblik kolčića ne odgovara obliku kanala. Ukoliko se kolčić odcementira nastaju pukotine između kolčića i dentina što dovodi do mikropropuštanja, a kao posljedica može nastati reinfekcija kanala.

Zbog savladavanja problema adhezije neki su proizvođači na površini kolčića dodali neke značajke poput nazupčenja zbog bolje mehaničke retencije, ipak, ovo se pokazalo beskorisnim ili čak štetnim. Kako bi se postigla bolja veza površina kolčića može se obraditi različitim kemijskim i mehaničkim postupcima. Osim spomenute silanizacije, kao kemijskog postupka pripreme kolčića, moguće su i zračna te obrada 24%-tnim vodikovim peroksidom kroz jednu minutu.

1.2.2.2. Individualni vlaknima ojačani kolčići

Kako bi se izbjegli nedostaci prefabriciranih FRC kolčiće, razvio se koncept individualno oblikovanih FRC kolčića. Kod individualnih kolčića je zabilježena veća rezistencija pod opterećenjem te povoljniji oblik frakture u odnosu na prefabricirane kolčiće, kao i veća čvrstoća vezivanja i manji zamor materijala. Svrha individualnih kolčića je ispuniti čitav prostor korijenskog kanala kolčićem uz minimalno invazivnu preparaciju korijenskog kanala.

Na ovaj način, više je ojačavajućih vlakana smješteno u cervikalnom dijelu kanala gdje djeluju najveće vlačne sile. Preparacija korijenskog kanala za individualni kolčić prati anatomske oblike korijenskog kanala i moguće je veće očuvanje dentina u strukturno već kompromitiranom zubu. Prilikom cementiranja ovakvog kolčića smanjena je debljina cementa čime se smanjuje i polimerizacijska kontrakcija kompozitnog cementa. Nakon polimerizacije ovakvih kolčića na površini nastaje sloj inhibicije polimerizacije kisikom koji omogućuje kemijsku vezu između kolčića i cementa. Za izradu individualnih kolčića mogu se rabiti polietilenska ili staklena vlakna.

Polietilenska vlakna imaju izvrsnu translucenciju, teže se lome od staklenih vlakana i toliko su čvrsta da su za njihovo rezanje potrebne posebne škare. Ne odmotavaju se pri manipulaciji i adaptaciji, mogu biti savijena pod raznim kutevima, imaju velik koeficijent elastičnosti i rezistentna su na razvlačenje i iskrivljenje što im dopušta da se adaptiraju usko uz zidove korijenskog kanala i da se dobro kondeziraju. Zbog dobre adaptacije smanjuje se debljina cementa, a time i polimerizacijska kontrakcija. Polietilenska vlakna posjeduju dovoljnu retenciju za klinički uspjeh nadogradnje i dostatnu rezistenciju na lom s povećanom mogućnosti poravka lomova.

Na tržištu su dostupni staklenim vlaknima ojačani individualni kolčići od E-stakla impregnirani s dva nepolimerizirana polimera, polimetilmetakrilat (PMMA) i bisfenol A glicidil metakrilat (Bis-GMA) koji čine polu-interpenetrirajuću polimernu mrežu (IPN). Time je smanjen problem adhezije koji postoji kod prebafriciranih kolčića ojačanih staklenim vlaknima. Polu-IPN nije polimerizirana, zato monomeri adhezivne smole i cementa mogu difundirati u linearnu fazu odnosno PMMA i nakon polimerizacije tvoriti takozvanu sekundarnu polu-IPN koja pridonosi boljem prenošenju opterećenja duž korijena.

Obzirom da nisu polimerizirani ovi kolčići se mogu lako adaptirati i oblikovati prema obliku korijenskog kanala čime se smanjuje rizik od odcementiranja. Ovakvi kolčići posjeduju veću čvrstoću ba savijanje, rezistenciju na lom i veću snagu adhezije u usporedbi s prefabriciranim kolčićima.

1.2.3. Vlaknima ojačani kompozitni materijali

Najčešći razlog neuspjeha kompozitnih ispuna je nastanak sekundarnog karijesa i lom kompozita. To su posljedice fizičko-mehaničkih svojstava materijala. Kompoziti s klasičnim česticama punila su skloni širenju pukotina, a sama adhezivna tehnika je zahtjevnija te pogreške i nepravilno postavljanje kompozitnog materijala može dovesti do neuspjeha restauracije. Polimerizacijsko skupljanje materijala može dovesti do pukotine između zuba i ispuna, mikropropuštanja i sekundarnog karijesa

Vlakna također mogu poslužiti i kao ojačanje dentalnih kompozita za izradu ispuna. Kako bi se poboljšala fizičko-mehanička svojstva kompozita i smanjilo polimerizacijsko skupljanje vlakana za ojačanje kompozita moraju biti kratka i nasumično raspoređena, ipak moraju biti duža od praga kritične duljine vlakana. Duljina vlakana mora prekoračiti promjer vlakna za 50 puta (kritična duljina), ona može biti od 750 do 900 μm .

Kratkim vlaknima ojačan kompozit dobro adherira na zidove kaviteta i na sloj kompozita koji ga prekriva što pomaže u prenošenju okluzalnog opterećenja ravnomjerno na zub.

Ovaj materijal se rabi kao zamjena za dentin ispod sloja konvencionalnog kompozita punjenog klasičnim česticama punila. Njegova najveća prednost je u tome da može zaustaviti širenje pukotina i spriječiti njihov nastanak u tvrdim zubnim tkivima.

In vitro istraživanja su pokazala da se zubi s restauracijama od kompozita ojačanog kratkim vlaknima ponašaju bolje pri frakturama od zubi s restauracijama od standardnog kompozita punjenog česticama. In vitro istraživanja su također pokazala da kombinacija ta dva materijala povećava sposobnost restauracije da podnese opterećenje.

Kompozit ojačan kratkim vlaknima može poslužiti i za oblikovanja nadogradnje kod endodontski liječenih zuba.

Transmisija svjetla kroz vlakna i povećana dubina polimerizacije omogućuju uporabu vlaknima ojačanog kompozita kao "bulk" kompozita, u slojevima od 4-5 mm. Potiskivanjem materijala nabijačem unutar kaviteta, nasumično orijentirana vlakna dovode se u položaj okomit na aksijalne zidove kaviteta. Polimerizacijska kontrakcija spomenutog materijala smanjena je u smjeru dužinske osi vlakana. Pokazano je da je optimalna duljina vlakana za kontroliranu polimerizacijsku kontrakciju 1-3 mm.

2. PRIKAZ SLUČAJA

Pacijentica dobi od 24 godine je naručena na Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta, Sveučilišta u Zagrebu kako bi se napravio trajni ispun na donjeg desnom drugom kutnjaku (zub 47).

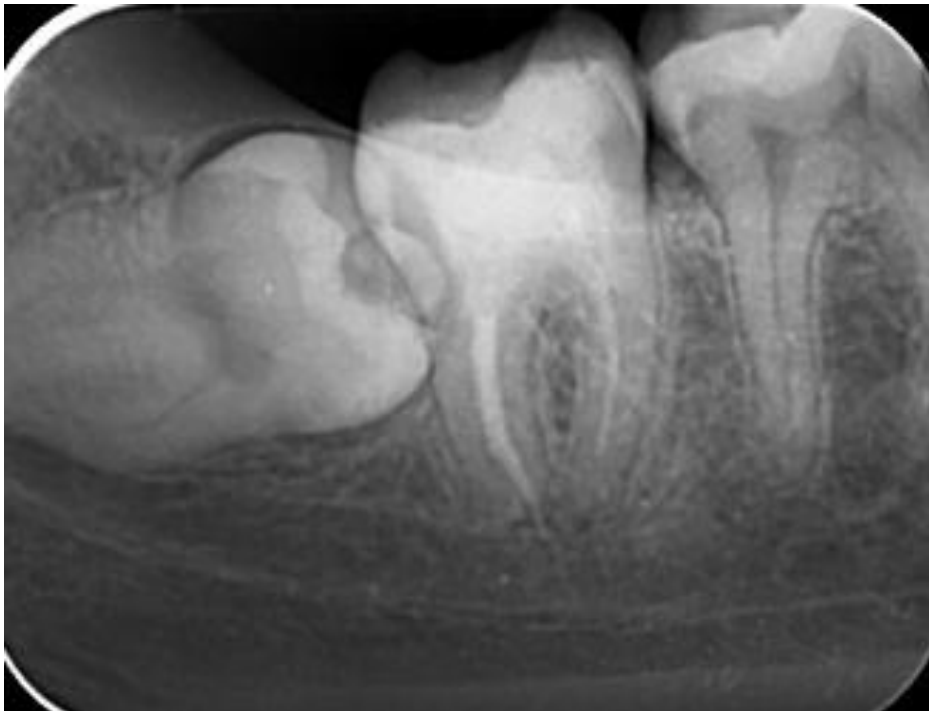
Naime, u jednoj od prethodnih posjeta, uklonjen je amalgamski ispun na spomenutom zubu zbog rubne pukotine, a budući da je zub endodontski liječen, postavljen je ispun od staklenoionomernog cementa (SIC) do kontrole rtg snimke (Slika 1).

Na rtg snimci utvrđeno je da je endodontsko punjenje odgovarajuće, bez znakova periapikalnih promjena (Slika 2), a pacijentica nije imala simptoma.

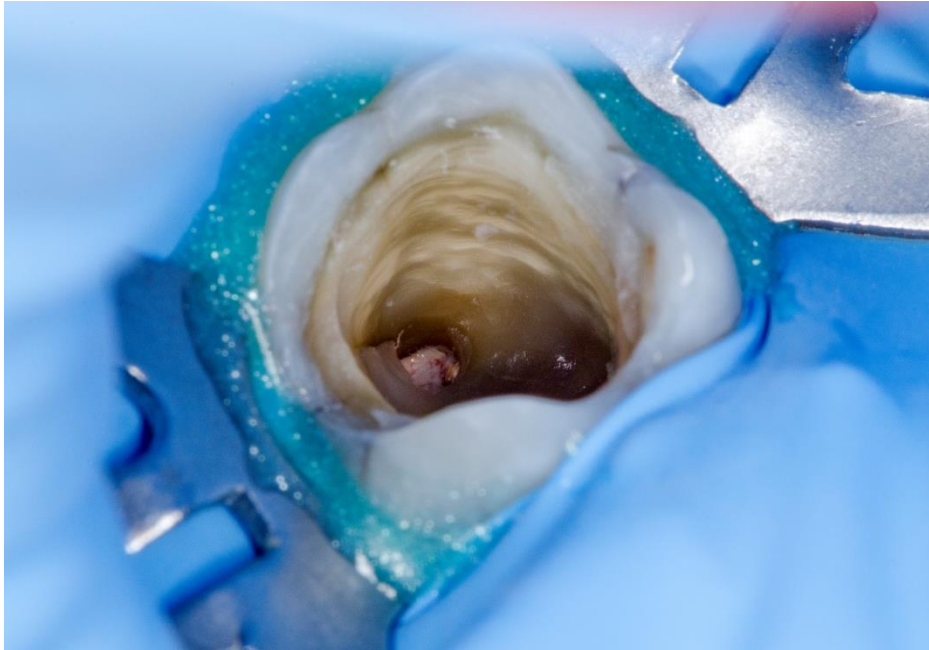
Dijamantnim svrdlom uz vodeno hlađenje je uklonjen SIC ispun, a nakon primjene lokalne anestezije postavljena je gumena plahtica kako bi se osiguralo suho radno polje (Slika 3) Nakon postavljanja, adheziv (G Premio Bond, GC, Tokio, Japan) je polimeriziran LED polimerizacijskom lampom ($>500\text{mW/cm}^2$) 20 sekundi. Zatim se u kavitet unio kompozitni materijal ojačan vlaknima (everX Posterior, GC, Tokio, Japan) u slojevima debljine 4 mm, koji su polimerizirani LED lampom 20 sekundi. Nakon uklanjanja gumene plahtice, uslijedila je završna obrada, uslađivanje okluzije i artikulacije i poliranje dijamantnim svrdlima te gumicama, četkicama i pastom za poliranje. Na slici 7 je prikazn konačan izgled ispuna, a na slici 8 izgled ispuna na kontroli nakon 3 mjeseca.



Slika 1. Privremeni staklenoionomerni ispun.



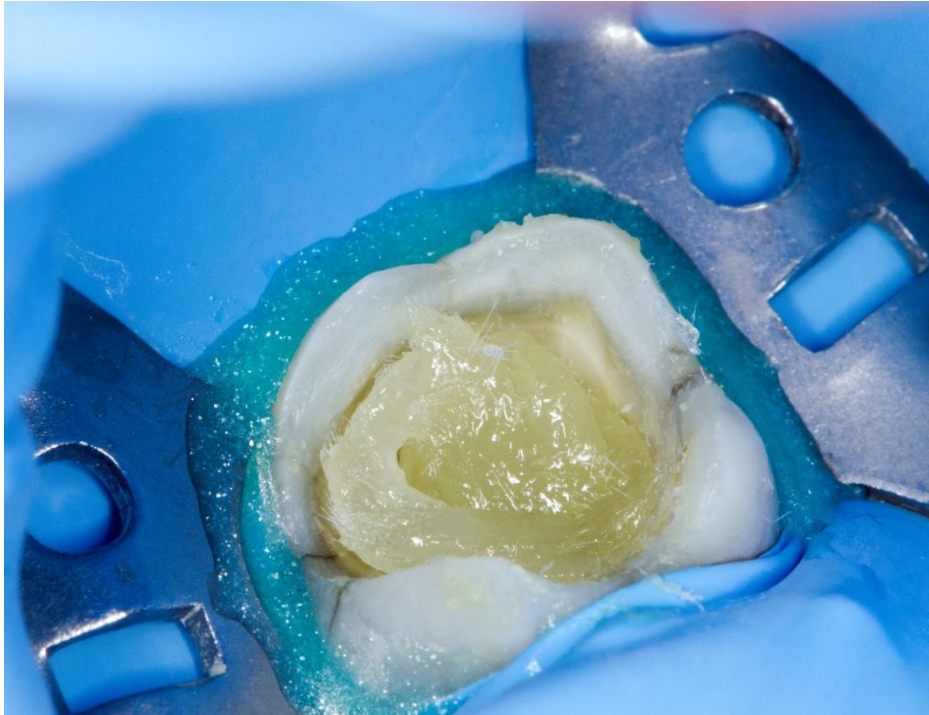
Slika 2. Rtg 47



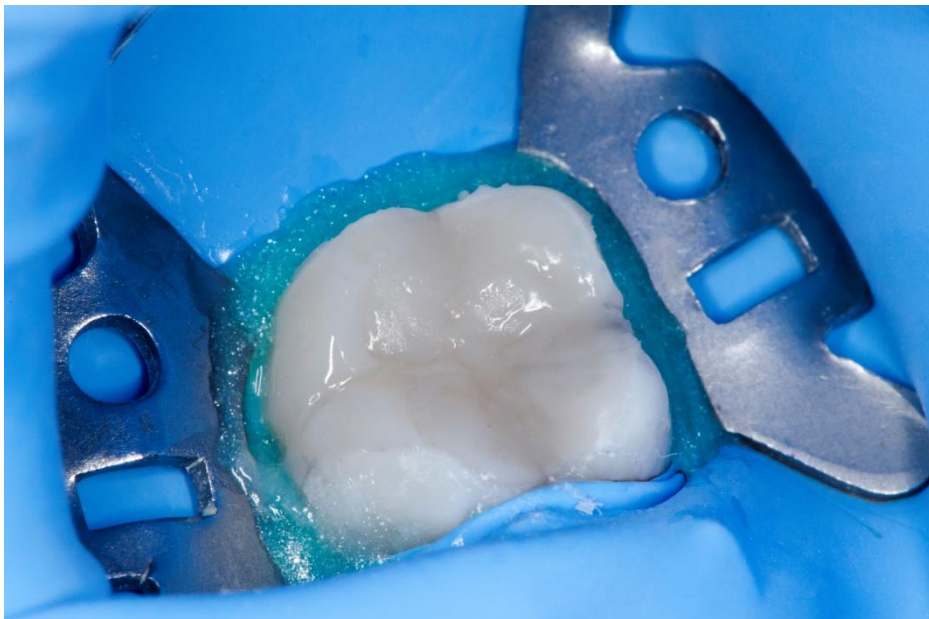
Slika 3. Ispreparirani kavitet.



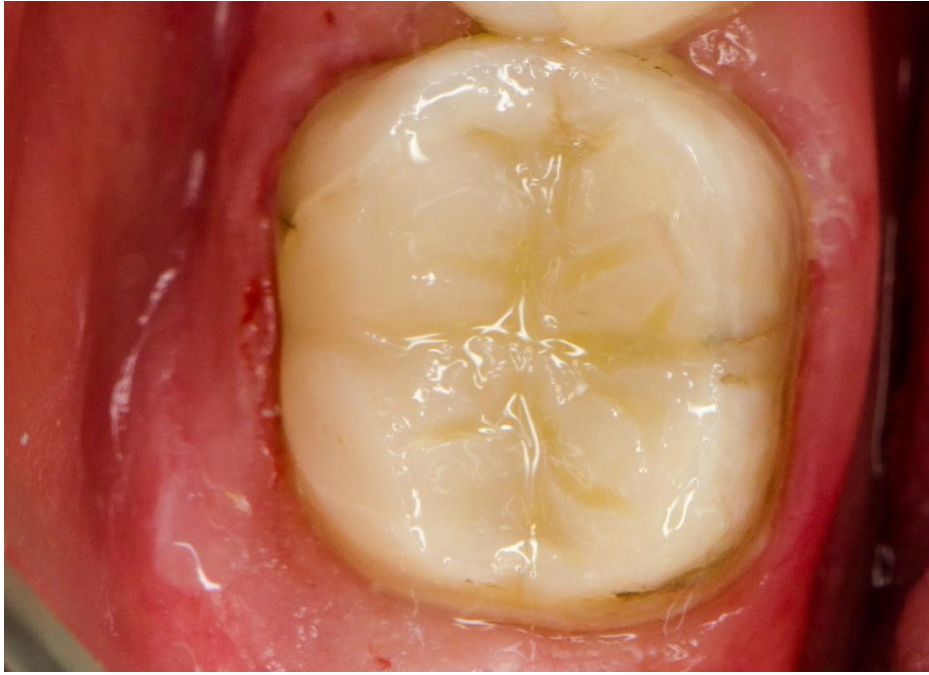
Slika 4. Unošenje kompozita ojačanog vlaknima u kavitet.



Slika 5. Kompozit ojačan vlaknima kao prvi sloj ispuna.



Slika 6. Neobrađeni ispun.



Slika 7. Ispun nakon završne obrade.

3.RASPRAVA

Odgovarajuća i dugotrajna restauracija, direktna ili indirektna, avitalnog zuba i dalje ostaje izazov u dentalnoj medicini. Stopa neuspjeha restauracija kod vitalnih zubi je 2-3%, dok je kod avitalnih čak oko 12%. Razlog većeg neuspjeha restauracije endodontski liječenih zuba su opsežne preparacije zbog traume i/ili karijesne lezije, te postojećih restauracija. Uzroci neuspjeha restauracija su propuštanje ispuna, sekundarna karijesna lezija te fraktura korijena, a rješenje je nova restauracija ili ekstrakcija zuba. Ranije se smatralo da sam gubitak vitaliteta zuba utječe na slabija fizičko-mehanička svojstva i kraće preživljenje endodontski liječenih zuba. Prema podacima iz literature, gubitak vitaliteta zuba dovodi do gubitka slobodne vode od 9% što za posljedicu ima blago smanjenje Young-ova modula elastičnosti, ali koje nije statistički značajno u usporedbi s modulom elastičnosti kod vitalnih zuba. Također nisu uočene ni promjene u tlačnoj i vlačnoj čvrstoći ili razlike u strukturi kolagena vitalnog i avitalnog zuba. Međutim, kemijska obrada korijenskih kanala, koja je neizostavan dio endodontske terapije, utječe na organski i anorganski dio tvrdih zubnih tkiva i posljedično na njihova svojstva.

Natrijev hipoklorit i kelatori kao što su etilendiamintetraoctena kiselina (EDTA), cikloheksandiamintetraoctena kiselina (CDTA) i etilenglikogleterdiamintetraoctena kiselina (EGTA), ali i kalcijev hidroksid učestalo se koriste za ispiranje, dezinfekciju ili kao medikamentozni uložak u korijenskim kanalima, a to dovodi do njihove interakcije s korijenskim dentinom. Kelatori djeluju na minerale (anorganski dio dentina), a natrijev hipoklorit na organski dio. Kelatori vežu ione kalcija i djeluju na nekolagene proteine te time dovode do erozija dentina i njegovog omekšavanja. Natrijev hipoklorit uzrokuje proteolitičku razgradnju tj. fragmentaciju dugih peptidnih lanaca kao kod kolagena.

Međutim, najveće promjene u biomehanici zuba pripisuju se gubitku tvrdih zubnih tkiva zbog karijesne lezije, frakture ili preparacije kaviteta, uključujući preparaciju trepanacijskog otvora. Gubitak zubne strukture prilikom preparacije poštednog pristupnog kaviteta utječe na krutost zuba za samo 5%, instrumentacija kanala utječe na biomehaniku zuba proporcionalno količini uklonjenog dentina te kemijskoj i strukturalnoj promjeni dentina tijekom ispiranja. Najveći gubitak krutosti zuba posljedica je dodanih preparacija, osobito gubitka marginalnog grebena.

U literaturi se spominju podaci od 14-44% i 20-63% smanjenja krutosti zuba uslijed okluzalne i mediookluzodistalne (MOD) preparacije kaviteta.

Uočeno je da preparacija pristupnog kavitata zbog endodontskog liječenja u kombinaciji s preparacijom MOD kaviteta rezultira maksimalnim smanjenjem krutosti zuba. Dubina kaviteta, širina isthmusa i oblik kaviteta čimbenici su koji utječu na rizik od frakture.

Dentalni kompoziti uvedeni su na tržište 1960-ih, i od tada su uvelike napredovali po pitanju fizičko-mehaničkih svojstava, dugotrajnosti i estetike, ali i dalje pokazuju određene nedostatke. Klinička istraživanja pokazala da su razlozi neuspjeha direktnih kompozitnih ispuna uglavnom okluzalno trošenje ispuna ili sekundarni karijes, kao i lom ispuna. Pitanje je trebaju li se kompozitni materijali koristiti za veće direktne restauracije u stražnjoj regiji.

Istraživanja su dovela do promjena u sastavu kompozitnih materijala kako bi se poboljšale njihove karakteristike pa se tako mijenjao sastav i veličina čestica punila i njihova silanizacija te se mijenjala i organska matrica. Nedavno se na tržištu pojavio kompozit ojačan kratkim staklenim vlaknima koji je namijenjen za izradu većih ispuna naročito kod endodontski liječenih zuba, koji moraju podnijeti veće opterećenje, osobito u stražnjoj regiji.

In vitro istraživanja su pokazala znatno poboljšanje u podnošenju opterećenja, čvrstoći na savijanje i otpornosti na lom kompozitnih materijala ojačanih kratkim E-staklenim vlaknima u usporedbi s konvencionalnim kompozitima koji imaju klasične čestice punila. Ovakvi materijali pokazali su i manje polimerizacijsko skupljanje što za posljedicu ima smanjeno marginalno mikropropuštanje. Pokazano je da kod FCR- kompozita dolazi do manjeg polimerizacijskog stresa i skupljanja, kao i mikropropuštanja. Također veće mikropropuštanje zamijećeni je na gingivalnim nego na okluzalnim rubovima

Temeljem istraživanja fizičko-mehaničkih svojstava kompoziti ojačani kratkim staklenim vlaknima predloženi su kao mogući materijal koji može poslužiti kao zamjena za dentin kod većih restauracija, ali uvijek u kombinaciji s 2-3 mm klasičnog kompozita kojim se zatvara okluzalna i sve postranične stijenke kaviteta zbog osjetljivosti staklenih vlakana na vlagu i kloridne ione, koji im slabe fizičko-mehanička svojstva.

In vivo istraživanje pokazalo je da su ovakve restauracije i nakon godine dana klinički uspješne.

Obzirom na spomenute rezultate in vitro i in vivo istraživanja, u opisanom prikazu slučaja, kod pacijentice je postavljen kao zamjena za dentin staklenim vlaknima ojačan kompozit, jer je gubitak tvrdih zubnih tkiva bio opsežan i zub je bio endodontski liječen.

Uloga sloja kompozita ojačanog kratkim vlaknima je podupiranje površinskog sloja klasičnog kompozita te sprečavanje eventualnog napredovanja frakturne linije u dublje slojeve ispuna i na preostale dijelove tvrdog zubnog tkiva. Ojačavajući učinak vlakana kao punila temeljen je na prenošenju stresa s polimernog matriksa na vlakna i na ulogu svakog vlakna u zaustavljanju napredovanja pukotine. Nasumična orijentacija vlakana ima značajnu ulogu u mehaničkim karakteristikama. Dokazano je da kompozit ojačan nasumično raspoređenim vlaknima pokazuje puno bolja fizičko- mehanička svojstva od onog ojačanog vlaknima orijentiranim u samo dva smjera. Istraživanje Van Dijken i Grönberg pokazalo je da su kompoziti ojačani mikrovlaknima podložni ekstenzivnom trošenju. Razlog tomu je djelomično to što su korištena vlakna kraća od kritične dužine vlakana. Da bi se vlakna ponašala kao ojačavajući elementi u polimerima, nužan je prijenos opterećenja s polimernog matriksa na vlakna. To se postiže duljinom vlakana koja je jednaka ili veća od kritične duljine vlakana. Izmjerena kritična duljina vlakana od E-stakla u bis- GMA matriksu varira između 0.5 i 1.6 mm.

Da bi se vlaknima ojačan sloj ponašao kao potporni sloj, njegova strukturna rigidnost mora biti veća od strukturne rigidnosti kompozita punjenog česticama. Osim orijentacije vlakana koja ima značajnu ulogu u zaustavljanju propagacije pukotine, bitna je i udaljenost od površine na koju djeluje opterećenje do sloja ojačanoj vlaknima. Stoga, veći volumen i debljina sloja kompozita ojačanog vlaknima pridonose zaustavljanju propagacije pukotine i povećavaju kapacitet podnošenja opterećenja zbog čega je u opisanom prikazu slučaja cijeli kavitet, osim 3 mm okluzalno i 3 mm bukalno, nadograđen sa spomenutim materijalom.

Osim toga, istraživanja mnogih autora su pokazala da kod korištenja kompozita ojačanih nasumično poredanim kratkim vlaknima kao podloge ispod standardnog kompozita kapacitet podnošenja opterećenja se povećava linearno s povećanjem debljine sloja kompozita ojačanim vlaknima kod klasičnog kompozita te vrijednosti su 729-782N, a kod vlaknima ojačanog kompozita 1196-462N.

4. ZAKLJUČAK

Razvoj vlaknima ojačanih kompozitnih materijala omogućio je nova terapijska rješenja i proširio indikacije za izradu direktnih restauracije čak i u slučajevima opsežnijeg gubitka tvrdih zubnih tkiva ili čak samog zuba. Spomenuti materijali imaju poboljšana fizičko-mehanička svojstva u usporedbi s klasičnim kompozitnim materijalima budući da je organska matrica ojačana vlaknima koja daju čvrstoću i tvrdoću materijalu. U opisanom prikazu slučaja, kod endodontski liječenog donjeg kutnjaka, direktna restauracija zuba je napravljena kombinacijom vlaknima ojačanog i klasičnog kompozitnog materijala kako bi se ojačala preostala struktura zuba te spriječio lom zuba i/ili korijena koji bi mogao dovesti do neuspjeha restauracije i gubitka zuba.

5. LITERATURA

1. Smith DC. Recent developments and prospects on dental polymer. J Prosthet Dent 1962; 12: 1066
2. Schreiber CK. Clinical application of carbon fibre/polymer denture resin. Br Dent J 1974; 137: 21–22.
3. DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fibre orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. J Prosthet Dent 1984; 51: 119–121
4. Grave AM, Chandler HD, Wolfaardt JF. Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre. Dent Mater 1985; 1: 185–187
5. Duret B, Reynaud M, Duret F: New concept of coronaradicular reconstruction: the Composipost (1) Chir Dent Fr 1990;60:131-141
6. Tabassum Tayab, Akshay Shetty, Kayalvizhi G., The Clinical Applications of Fiber Reinforced Composites in all Specialties of Dentistry an Overview, International Journal of Composite Materials, 2015;5(1): 18-24
7. Agrawal M. Applications of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene Fibers in Dentistry: A Review Article J Adv Med Dent Scie 2014;2(2):95-99
8. Yasuda H, Ban K, Ohta Y. Advance Fiber Spinning Technology, ed Prof. Nakajima, Woodhead, Cambridge, UK, 1994.
9. Peys T, Smets E A M, Govaert L E, Appl. Comp. Mater., 1994, 1, 35.
10. <http://www.ribbon.com/Products-Dental-Reinforcements.php>
11. T. Tayab, A. Shetty, Kayalvizhi G., The Clinical Applications of Fiber Reinforced Composites in all Specialties of Dentistry an Overview; 2015; 5(1): 18-24
12. D. Hartman, M. E. Greenwood, D. M. Miller, High Strength Glass Fibers. www.agy.com, technical paper
13. Xu HHK, Schumacher GE, Eichmiller FC et al. Continuous-fiber preformed reinforcement of dental resin composite restorations. Dent Mater 2003;19:523-530
14. Mowade TK, Dange SP, Thakre MB, Kamble VD. Recent developments and prospects in dental polymer. J Prosthet Dent 1962;12:1066
15. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK(2004) Int J Prosthodont 17:15513
16. Matinlinna JP, Vallittu PK (2007) J Oral Rehabil 34:62214
17. Matinlinna JP, Vallittu PK (2007) J Cont Dent Pract 8:115
18. Valderhaug J. A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. Acta Odontol Scand. 1991 Feb;49(1):35-40.

19. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):503-9.
20. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa B T, Breschi L. New Trends in Dentin/Enamel Adhesion. *Am J Dent* 13 (Spec No), 25D-30D. 11 2000.
21. Perdigão J. Restoration of Root Canal-Treated Teeth: An Adhesive Dentistry Perspective. Oct. 2015.
22. Özcan M, Breuklander M H, Vallittu PK. The effect of box preparation on the strength of glass fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2005; 93 : 337-345
23. Özcan M, Breuklander M H, Salihoglu-Yener E. Fracture resistance of direct inlay-retained adhesive bridges: Effect of pontic material and occlusal morphology. *Dental Materials Journal* 2012; 31(4): 514–522
24. Garoushi S, Vallittu P. Fiber – reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan J Med*. 2006; 1(1): 73–82.
25. Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of glass fiber reinforced crowns and fixed partial dentures: A three year retrospective study. *Quintessence Int* 2003;34:493 6
26. Monaco C, Ferrari M, Miceli GP, Scotti R. Clinical evaluation of fiber reinforced composite inlay FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:319 25
27. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42-months: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2004;91:241–7.
28. Göhring TN, Roos M. Inlay-fixed partial dentures adhesively and reinforced by glass fiber: clinical and scanning electron microscopy analysis after five years. *Eur J Oral Sci*. 2005;113:60–9.
29. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiberreinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc*. 2002;133:1524–34.
30. Farah JW. A 4-years clinical performance of Sculpture/Fibrekor. *Dental Advisor*. 2001;18:6–7
31. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro. *J Dent* 2001;29:427-33
32. Sorensen JA, Martinoff JT. Endodontically treated teeth as abutments. *J Prosthet Dent* 1985;53:631-6
33. Shwartz R, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30:289-301.

34. Polesel A. Il restauro conservativo del dente singolo posteriore tratto endodonticamente. *Giornale Italiano Endo* 2011;25:3-12
35. Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004a; 17:369-376
36. Torbjorner A, Fransson B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004b 17:135-141
37. F. Zicari, B. Van Meerbeek, E. Debels, E. Lesaffre, and I. Naert, "An up to 3-year controlled clinical trial comparing the outcome of glass fiber posts and composite cores with gold alloy-based posts and cores for the restoration of endodontically treated teeth," *International Journal of Prosthodontics*, vol. 24, no. 4, pp. 363–372, 2011.
38. Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricate dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *J Prosthodont* 2009; 18:527-539
39. 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;39:117-129
40. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature. Part I. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int* 2007;38:733-743
41. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* 2008;21:328-336
42. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical trials of fiber posts: a literature review. In: Ferrari M with Breschi L, Grandini S. *Fiber posts and endodontically treated teeth: a compendium of scientific and clinical perspectives*. Wendywood: Moderna Dentistry Media; 2008:149-163
43. Qualtrough AJ, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent* 2003;28:86-91
44. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core system. *Int J Prosthodont* 2004;17:476-482
45. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Australian Dental Journal* 2011;56:77-83
46. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to surface treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia, and to dentin. *J Adhes dent* 2003;5:153-62
47. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J* 1995;28:12-18

- 48.** Barrett, L.W., Sperling, L.H., Gilmer, J.W. and Mylonakis, S.G. Semi-interpenetrating Polymer Networks Composed of Poly(Ethylene Terephthalate) and Castor Oil. Synthesis, Structure, Physical Properties, and Crystallization. *Adv. Chem. Ser* 1994; 239 (Interpenetrating Polymer Networks): 489–516
- 49.** Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Quintessence Int.* 2007 Feb;38(2):121-8.
- 50.** Makarewicz D, Le Bell-Rönnlöf A-MB, Lassila LVJ, Vallittu PK. Effect of cementation technique of individually formed fiber-reinforced composite post on bond strength and microleakage. *Open Dent J.* 2013. Jul 26;7:68–75
- 51.** Belli S, Eskitascioglu G. Biomechanical properties and clinical use of a polyethylene fibre post-core material. *Int Dent S Afr.* 2006;8:20–6.
- 52.** Vitale MC, Caprioglio C, Martignone A, Marchesi U, Botticelli AR. Combined technique with polyethylene fibers and composite resins in restoration of traumatized anterior teeth. *Dent Traumatol.* 2004. Jun;20(3):172–7
- 53.** Singh A, Logani A, Shah N. An ex vivo comparative study on the retention of custom and prefabricated posts. *J Conserv Dent.* 2012. Apr;15(2):183–6
- 54.** Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of fracture resistance of structurally compromised canals restored with different dowel methods. *J Prosthodont.* 2012. Jun;21(4):312–6
- 55.** Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004. Jan;20(1):29–36
- 56.** 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. Jan;38(1):46–51
- 57.** Mannocci F, Machmouridou E, Watson TF, Sauro S, Sherriff M, Pilecki P, et al. Microtensile bond strength of resin-post interfaces created with interpenetrating polymer network posts or cross-linked posts. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008. Nov 1;13(11):E745–52
- 58.** 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. Jun;74(5):441
- 59.** Bell AM, Lassila LVJ, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent.* 2005. Aug;33(7):533–9
- 60.** Wilder AD, Jr, May KN, Jr, Bayne SC, Taylor DF, Leinfelder KF. Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations. *J Esthet Dent.* 1999;11:135–42.

- 61.** Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM. Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent.* 2004;32:379–83.
- 62.** Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent.* 1997;25:459–73
- 63.** Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent .* 2004;29:481–508.
- 64.** Vallittu PK. Compositional and Weave Pattern Analyses of Glass Fibers in Dental Polymer Fiber Composites. *Journal of Prosthodontics* 1998; Vol7, No 3 (September) 170-176
- 65.** Garoushi S, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *J Dent.* 2006 Mar;34(3):179-84.
- 66.** Van Dijken JW, Sunnegårdh-Grönberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *J Dent.* 2006 Nov;34(10):763-9
- 67.** Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites. *Dent Mater.* 2006 Jul;22(7):610-6
- 68.** Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-interpenetrating polymer network matrix. *Dent Mater.* 2007;23:1356–62.
- 69.** Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater* 2010;28:87-101.
- 70.** Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1972 Oct;34(4):661-70.
- 71.** Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992 May;18(5):209-15.
- 72.** Rivera EM, Yamauchi M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biol.* 1993 Jul;38(7):541-6.
- 73.** Hülsmann M, Heckendorff M, Lennon A. Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *Int Endod J.* 2003 Dec;36(12):810-30.
- 74.** SREEBNEY LM, NIKIFORUK G. Demineralization of hard tissues by organic chelating agents. *Science.* 1951 May 11;113(2941):560.
- 75.** Inaba D1, Ruben J, Takagi O, Arends J. Effect of sodium hypochlorite treatment on remineralization of human root dentine in vitro. *Caries Res.* 1996;30(3):218-24.
- 76.** Hawkins CL, Davies MJ. Hypochlorite-induced damage to proteins: formation of nitrogen-centred radicals from lysine residues and their role in protein fragmentation. *Biochem J.* 1998 Jun 15; 332(Pt 3): 617–625.

- 77.** Trope M, Ray HL Jr. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992 Jan;73(1):99-102.
- 78.** Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J.* 2001 Mar;34(2):120-32.
- 79.** Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989 Nov;15(11):512-6.
- 80.** Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent.* 1981;6(1):2-5.
- 81.** Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod.* 1994 Oct;20(10):479-85.
- 82.** Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1995 Feb;21(2):57-61.
- 83.** Khera SC, Goel VK, Chen RC, Gurusami SA. Parameters of MOD cavity preparations: a 3-D FEM study, Part II. *Oper Dent.* 1991 Mar-Apr;16(2):42-54.
- 84.** Wilder AD, Jr, May KN, Jr, Bayne SC, Taylor DF, Leinfelder KF. Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations. *J Esthet Dent.* 1999;11:135-42.
- 85.** Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent.* 1997;25:459-73.
- 86.** Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* 2004;29:481-508.
- 87.** Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LV. Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix; *Dent Mater.* 2008 Feb;24(2):211-5.
- 88.** Zhang M, Matinlinna JP. E-Glass Fiber Reinforced Composites in Dental Applications. *Silicon* (2012) 4:73-78
- 89.** Garoushi S, Tanner J, Vallittu PK, Lassila L. Preliminary Clinical Evaluation of Short Fiber-Reinforced Composite Resin in Posterior Teeth: 12-Months Report; *Open Dent J.* 2012; 6: 41-45.
- 90.** Petersen RC. Discontinuous fiber-reinforced composites above critical length. *J Dent Res.* 2005;84:365-70
- 91.** Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater.* 1994;10:116-21

92. Cheng TH, Jones FR, Wang D. Effect of fiber conditioning on the interfacial shear strength of glass-fiber composite. *Compos Sci Technol.* 1993;48:89–96

6. ŽIVOTOPIS

Mia Ercegović rođena je 1992. godine u Zadru gdje je završila osnovnu i srednju školu. Godine 2011. upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu.