

UNIVERZITET U BEOGRADU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Tatjana V. Savić - Stanković

**ISPITIVANJE
TRIKALCIJUM SILIKATNOG
CEMENTA (BIODENTIN) U FUNKCIJI
DENTINSKOG ZAMENIKA ISPOD
KOMPOZITNIH ISPUNA
NA BOČNIM ZUBIMA**

doktorska disertacija

Beograd, 2014

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Tatjana V. Savić - Stanković

**ANALYSIS OF
TRICALCIUM SILICATE (BIODENTIN) AS
A DENTIN SUBSTITUTE UNDER
COMPOSITE RESTORATIONS IN
POSTERIOR TEETH**

doctoral dissertation

Belgrade, 2014

MENTOR

Prof. dr Branislav Karadžić,

vanredni profesor Stomatološkog Fakulteta Univerziteta u Beogradu

KOMENTOR

Doc. dr Vesna Miletić,

docent Stomatološkog Fakulteta Univerziteta u Beogradu

KOMISIJA ZA OCENU I ODBRANU ZAVRŠENE DOKTORSKE DISERTACIJE

Prof. dr Vladimir Ivanović,

redovan profesor Stomatološkog Fakulteta Univerziteta u Beogradu

Prof. dr Ljubomir Petrović,

vanredni profesor Stomatološkog Fakulteta Univerziteta u Novom Sadu

dr sci. Miloš Milošević,

naučni saradnik Mašinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu

DATUM ODBRANE

Ovu doktorsku disertaciju posvećujem mojoj porodici

suprugu Radetu, ćerki Teodori i sinu Pavlu.

Njihova ljubav i puna podrška su me motivisale da privedem kraju

ovaj najznačajniji korak u karijeri jednog istraživača.

Svemu što radim dajete smisao.

Volim vas!

Zahvalnost dugujem:

*Pre svih, svojoj drugarici, velikom prijatelju i komentoru, **Doc. dr Vesni Miletić** sa kojom sam zajedno “porasla” na Stomatološkom fakultetu a koja je trasirala moj put ne samo u izradi ove disertacije, već je učeći me laboratorijskom i eksperimentalnom radu, uticala na to da moje naučno opredeljenje budu dentalni materijali. Vesna mi je svojim savetima, podrškom i bezrezervnom iskrenošću pored ovog naučnog procesa obogatila i profesionalni i stručni rad i pokazala šta znači prava kolegijalnost i prijateljstvo. Diveći se njenim naučnim visinama sa željom da ih jednog dana i dostignem, radujem se našem daljem zajedničkom radu. Hvala ti Vesna!*

*Veliku zahvalost dugujem mom mentoru **Prof. dr Branislavu Karadžiću** koji je kao kolega i prijatelj oduvek bio tu da mi pomogne u realizaciji istraživanja i pruži veliku stručnu podršku.*

*Želim da zahvalim **Prof. dr Vladimiru Ivanoviću**, sa kojim saradujem još od naučnih početaka a čija stručnost, znanje i podrška uvek doprinesu kvalitetu svega što radim.*

***Prof. dr Ljubomiru Petroviću** i kolegama iz Novog Sada, hvala na svim savetima i stručnoj saradnji.*

*Veliku zahvalnost dugujem i **dr.sci Milošu Miloševiću** i **dr.sci Nenadu Mitroviću** sa Mašinskog fakulteta u Beogradu na trudu, odvojenom vremenu i pomoći u laboratorijskim postupcima, obradi i tumačenju rezultata deformacije materijala. Takođe, hvala **dr Ivani Cvijović-Alagić** iz Instituta za nuklearne nauke “Vinča” na pomoći u realizaciji merenja mikrotvrdoće materijala.*

*Hvala mojim drugarima, **Keti, Violeti, Jugi, Dželetu, Ivani, Dragici** i svim kolegama sa najbolje Klinike za Bolesti zuba na svakoj reči podrške, pozitivne kritike i korisnom savetu.*

Na kraju, želim da se zahvalim svojim roditeljima i svojoj porodici, posebno mom suprugu Radetu na pomoći, beskrajnom strpljenju i razumevanju.

ISPITIVANJE TRIKALCIJUM SILIKATNOG CEMENTA (BIODENTIN)
U FUNKCIJI DENTINSKOG ZAMENIKA ISPOD KOMPOZITNIH ISPUNA
NA BOČNIM ZUBIMA

SAŽETAK

U savremenoj praksi, kompozitni materijali, adhezivni sistemi i glas-jonomer cementi (GJC) koriste se za restauracija zuba u prednjoj i bočnoj regiji. Zbog prisustva organskog matriksa na bazi smole, kompoziti i smolom modifikovani GJC, imaju nedostatak u vidu polimerizacione kontrakcije. Takođe, polje indikacija za konvencionalne GJC je suženo u odnosu na kompozite usled nešto slabijih mehaničkih karakteristika, relativno sporog vezivanja i osetljivosti na prisustvo vode.

U želji da se savladaju negativne karakteristike dosadašnjih najčešće korišćenih dentinskih zamenika, na tržištu se nedavno pojavio bioaktivni trikalcijum silikat, Biodentin (Septodont). Ovaj novi materijal iz grupe cemenata na bazi kalcijum hidroksida je slične hemijske strukture kao i mineral-trioksidni agregat (MTA) koji je indikovao u endodontskoj proceduri, a poznat je po svojoj visokoj biokompatibilnosti. Istraživanjem i primenom novih tehnoloških dostignuća razvijen je Biodentin koji za razliku od MTA ima skraćeno vreme vezivanja i bolje mehaničke karakteristike, što ga čini klinički jednostavnim za rukovanje i kompatibilnim, ne samo za klasične endodontske procedure, nego i za restauraciju zuba. Biodentin se preporučuje za različite indikacije, koje uključuju trajnu podlogu kod velikih kompozitnih ispuna (analogno „sendvič“ tehnici kompozita i GJC), prekrivanje pulpe i pulpne rane nakon pulpotomije, u sanaciji internih i eksternih resorpcija, u apeksnoj hirurgiji i u vidu apeksnog čepa u endodontskoj terapiji.

Predmet ove doktorske disertacije je ispitivanje trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin) u funkciji dentinskog zamenika. Ciljevi laboratorijske studije su bili ispitivanje mehaničkih svojstva (mikrotvrdoća, savojna čvrstoća), dimenzionalnih

promena (3D digitalni korelacioni sistem), merenje jačine veze i analiz karakteristike veze sa dentinom (smicanje, skenirajuća elektronska mikroskopija i energodisperziona rendgen spektroskopija) i provera rubnog zaptivanja (mikropropustljivost) Biodentina u odnosu na dosadašnje uobičajeno korišćene dentinske zamenike, smolom ojačan GJC (Vitrebond, 3M ESPE), konvencionalni GJC (Fuji IX, GC), tečni kompozit (Vertise Flow, Kerr) i nanohibridni kompozit (Filtek Ultimate, 3M ESPE). Cilj kliničke studije je bio ispitivanje efikasnosti podloge na bazi trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin) ispod kompozitnih ispuna na bočnim zubima u pogledu post-restaurativne osetljivosti. Randomizovana, kontrolisana, klinička studija sprovedena je na Klinici za Bolesti zuba Stomatološkog i obuhvatala je 36 pacijenta oba pola starosti od 18 do 65 godina. Primenom metode „uparenih zuba”, restaurirano je 84 kaviteta. Od tog broja, 42 kaviteta su činila eksperimentalnu grupu u kojoj je Biodentin korišćen za nadoknadu dentina, a 42 su činila kontrolnu grupu restauriranu na klasičan način kompozitnim materijalom uz dodatnu aplikaciju smolom modifikovanog GJC kod dubokih kaviteta.

Dobijeni rezultati ukazuju na postojanje značajnih razlika u jačini i karakteristici veze, mehaničkim svojstvima, dimenzionalnim promenama i rubnom zaptivanju između ispitivanih materijala. Najveće vrednosti savojne čvrstoće izmerene su kod kompozitnog materijala Filtek Ultimate, dok su najniže vrednosti savojne čvrstoće izmerene kod Biodentina i Fuji IX pri čemu među njima nije bilo razlike. Savojna čvrstoća Biodentina čuvanog u vodi bila je značajno veća na merenju posle 14 dana (22.05 ± 6.98 MPa) u odnosu na inicijalne vrednosti. Najveća mikrotvrdoća izmerena je kod Biodentina (88.8 ± 4.8 VHN), dok je najmanja mikrotvrdoća izmerena kod Vitrebonda (44.1 ± 3.5 MPa). Najmanja deformacija u centralnoj i u perifernoj zoni izmerena je kod Biodentina (0.82 %; 1,23 %), dok je najveća deformacija izmerena u perifernoj zoni kod Vertise Flow (13.28 %) i Vitrebonda (7.77%). Biodentin je tokom očvršćavanja pokazao značajno veću dimenzionalnu stabilnost u odnosu na konvencionalni GJC Fuji IX. Mikromorfološkom i elementarnom analizom je dokazan mineralni sastav Biodentina i njegova adekvatana adaptacija sa dentinom. Najjača veza na opterećenje smicanjem izmerena je kod Filtek Ultimate (19.2 ± 1.6 MPa), dok je najslabija veza izmerena kod Biodentina (8.2 ± 0.8 MPa). Jačina veze Biodentina sa dentinom nije se značajno razlikovala u odnosu na vezu konvencionalnog GJC i dentina. Najmanji marginalni prodor boje na gingivalnom i okluzalnom rubu izmeren je kod Biodentina (0.3 ± 0.01

mm; 0.31 ± 0.01 mm) i kompozita Filtek Ultimate (0.37 ± 0.09 mm; 0.19 ± 0.07 mm), dok je najveći prodor izmeren u grupi Biodentin+adheziv (1.67 ± 0.27 mm; 1.69 ± 0.37 mm).

Post-restaurativna osetljivost u eksperimentalnoj grupi Biodentina nije registrovana ni kod jednog pacijenta, dok je u kontrolnoj grupi zabeležena kod 4 ispuna. Nije nađena statistički značajna razlika u učestalosti post-restaurativne osetljivosti između kompozitnih restauracija kaviteta srednje dubine sa i bez podloge od Biodentina, između kompozitnih restauracija dubokih kaviteta sa i bez podloge od Biodentina ili glas-jonomer cementa, između ispuna I i II klase na bočnim zubima i između ispuna na premolarima i molarima.

Na osnovu rezultata ove doktorske disertacije može se zaključiti da je Biodentin adekvatan dentinski zamenik sa brojnim prednostima u odnosu na dosadašnje korišćene materijale u pogledu mikrotvrdoće, dimenzionalne stabilnosti, rubnog zaptivanja i biokompatibilnosti.

KLJUČNE REČI:	Trikalcijum silikatni cement, Biodentin, dentinski zamenik, jačina veze, mehanička svojstva, dimenzionalna stabilnost, rubno zaptivanje, post-restaurativna osetljivost
NAUČNA OBLAST:	Stomatološke nauke
UŽA NAUČNA OBLAST:	Restaurativna odontologija
UDK broj:	615.46:616.314.14(043.3)

ANALYSIS OF A TRICALCIUM SILICATE CEMENT (BIODENTIN)
AS A DENTIN SUBSTITUTE UNDER COMPOSITE RESTORATIONS
IN POSTERIOR TEETH

SUMMERY

Composite materials, adhesive systems and glass-ionomer cements (GIC) are commonly used for dental restorations in anterior and posterior teeth. Polymerization contraction and elution of monomers which may affect their biocompatibility are the disadvantages of composites and resin-modified GICs due to the presence of resin monomers. Disadvantages of conventional GICs are relatively long setting time, reduced mechanical properties and sensitivity to water imbalance.

Bioactive tricalcium silicate cement, Biodentin, has recently been marketed in an attempt to overcome the disadvantages of previous materials as dentine substitutes. This new calcium hydroxide based material has a similar chemical structure as mineral trioxide aggregate (MTA) introduced in endodontic procedures, and known for high biocompatibility. Compared to MTA, Biodentin has shorter setting time and better mechanical properties, which make it clinically simpler to handle and compatible, not only for classical endodontic procedures, but also in teeth restoration. Biodentin is recommended for dentin substitution in large composite restorations (analogous to the "sandwich" technique of composites and GICs), direct pulp capping, repair of root perforations, apexification and retrograde root filling.

The aim of this dissertation is to analyze the tricalcium silicate cement (Biodentin) as a dentin substitute. The aims of the laboratory studies were to compare Biodentin to commonly used dentin substitutes resin-modified GIC (Vitrebond, 3M ESPE), a conventional GIC (Fuji IX, GC), liquid composite (Vertise Flow, Kerr) and nanohybridni composite (Filtek Ultimate, 3M ESPE) in terms of selected mechanical properties (microhardness, flexural strength), dimensional changes during setting (3D

digital image correlation), bond strength to dentin (shear bond strength), characteristics of the interface with dentin (SEM and EDS) and sealing ability (microleakage based on dye penetration). The aim of the clinical study was to evaluate clinical efficacy of Biodentin as the base under composite restorations in posterior teeth in terms of post-restorative sensitivity. This randomized, controlled clinical study was conducted at the University of Belgrade School of Dental Medicine Department of Restorative Dentistry and Endodontics. Patients, aged 18-65 years, were included in the study. Using "paired teeth" design, 84 cavities were restored, in which 42 cavities (experimental group) received Biodentin as dentin substitute and 42 cavities (control group) were restored in a traditional manner with a universal composite material and additional application of resin-modified GIC in deep cavities.

The results showed significant differences in the shear bond strength, interfacial characteristics, mechanical properties, dimensional changes and marginal sealing ability between Biodentin and the tested control materials. Commercial nano-hybrid composite material Filtek Ultimate showed the highest flexural strength, while the lowest flexural strength was measured for Biodentin and Fuji IX with no difference between them. Following 14 days of water storage, Biodentin showed significantly higher flexural strength (22.05 ± 6.98 MPa). The highest microhardness was found for Biodentin (88.8 ± 4.8 VHN), while Vitrebond showed the lowest microhardness values (44.1 ± 3.5 MPa). The lowest dimensional changes were measured in the central and peripheral zones of Biodentin (0.82% and 1.23%, respectively), while the highest dimensional changes were measured in the peripheral zone of Vertise Flow (13.28%) and Vitrebond (7.77%). During setting, Biodentin showed significantly greater dimensional stability compared to conventional GIC Fuji IX. Mineral composition of Biodentin and its adequate adaptation to dentin were observed using SEM and EDS. The highest shear bond strength was registered for Filtek Ultimate (19.2 ± 1.6 MPa) while the lowest was found for Biodentin (8.2 ± 0.8 MPa). Shear bond strength of Biodentin to dentin was similar to the conventional GIC Fuji IX. The lowest marginal dye penetration gingivally and occlusally was found for Biodentin (0.3 ± 0.01 mm; 0.31 ± 0.01 mm) and composite Filtek Ultimate (0.37 ± 0.09 mm; 0.19 ± 0.07 mm), while the deepest penetration was found when Biodentin was combined with an adhesive system (1.67 ± 0.27 mm, $1.69 \text{ mm} \pm 0.37$).

In no case post-restorative sensitivity in the Biodentin group was registered, while in the control group post-restorative sensitivity was associated with 4 restorations. No differences were found between Class I and II cavities, medium and deep cavities as well as premolars and molars.

Based on the results of this dissertation, it can be concluded that Biodentin is an adequate dentin substitute with a number of advantages over currently used materials, such as microhardness, dimensional stability, marginal sealing and biocompatibility.

KEY WORDS:

Tricalcium silicate cement, Biodentin, dentin substitute, shear bond strength, mechanical properties, dimensional stability, marginal sealing ability, post-restorative sensitivity

SCIENTIFIC FIELD:

Dental Sciences

SPECIFIC SCIENTIFIC FIELD:

Restorative odontology

UDC:

615.46:616.314.14(043.3)

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. PREGLED LITERATURE	3
2.1. DENTIN	3
2.1.1 Osetljivost dentina.....	3
2.1.2 Post-restaurativna osetljivost	4
2.1.3 Ostvarivanje veze materijala i tvrdih zubnih tkiva.....	7
2.2. DENTINSKI ZAMENICI.....	10
2.2.1 Kompozitni materijali.....	10
2.2.2 Glas jonomer cementi	17
2.2.3 Mehanička svojstva dentinskih zamenika.....	23
2.2.4 Dimenzionalne promene dentinskih zamenika	29
2.2.5 Kvalitet ivičnog spoja dentinskih zamenika	33
2.2.6 Trikalcijum-silikatni cement	41
3. CILJEVI, ZADACI I NULTE HIPOTEZE.....	58
3.1. Cilj laboratorijske studije.....	58
3.2. Cilj kliničke studije	59
4. MATERIJALI I METODE	60
4.1. MATERIJAL I METOD LABORATORIJSKOG ISTRAŽIVANJA.....	61
4.1.1 Merenje savojne čvrstoće.....	61
4.1.2 Merenje mikrotvrdoće	64
4.1.3 Merenje dimenzionalnih promena.....	66
4.1.4 Mikromorfološka analiza	68
4.1.5 Merenje jačine veze smicanjem.....	70
4.1.6 Merenje marginalne mikopropustljivosti.....	73
4.2. MATERIJAL I METOD KLINIČKOG ISTRAŽIVANJA	75
4.2.1 Dizajn kliničke studije	75
4.2.2 Protokol selekcije pacijenata	75
4.2.3 Izbor materijala.....	77
4.2.4 Klinička procedura	78
4.2.5 Ocenjivanje	82
4.3. STATISTIČKE METODE	83
5. REZULTATI	84

5.1. REZULTATI LABORATORIJSKE STUDIJE	84
5.1.1 Rezultati merenja savojne čvrstoće materijala.....	84
5.1.2 Rezultati merenja mikrotvrdoće materijala	86
5.1.3 Rezultati merenja dimenzionalnih promena.....	88
5.1.4 Rezultati mikromorfološke i elementarne analize.....	93
5.1.5 Rezultati merenja jačine veze smicanjem	102
5.1.6 Rezultati merenja marginalne mikropropustljivosti	103
5.2. REZULTATI KLINIČKE STUDIJE	105
6. DISKUSIJA	107
6.1. DISKUSIJA LABORATORIJSKE STUDIJE	107
6.1.1 Diskusija ispitivanja savojne čvrstoće materijala	107
6.1.2 Diskusija ispitivanja mikrotvrdoće materijala	111
6.1.3 Diskusija dimenzionalnih promena materijala	115
6.1.4 Diskusija mikromorfološke i elementarne analize materijala.....	118
6.1.5 Diskusija jačine veze smicanjem	119
6.1.6 Diskusija marginalne mikropropustljivosti	122
6.2. DISKUSIJA KLINIČKE STUDIJE	125
7. ZAKLJUČCI	130
8. LITERATURA	132

1. UVOD

Cilj restaurativne i rekonstruktivne stomatologije je uklanjanje patološki obolelog zubnog tkiva i njegovo potpuno morfološko, funkcionalno i estetsko nadoknađivanje materijalom koji bi po svim karakteristikama najbliže odgovarao gleđi i dentinu. Na žalost, danas i pored niza različitih materijala u stomatologiji i dalje ne postoji materijal za koga se može reći da u potpunosti ispunjava te zahteve.

Pedeset godina u nazad amalgamski ispuni su predstavljali izbor u restauraciji bočnih zuba [1]. Iako amalgami ispunjavaju većinu kriterijuma posmatrano sa kliničke tačke gledišta, adhezivne karakteristike kompozitnih ispuna dovele su do njihovog povlačenja sa restaurativne scene.

Komercijalni kompozitni materijali, adhezivni sistemi i smolom-modifikovani glas-jonomer cementi (GJC) sadrže organski matriks najčešće na bazi metakrilnih smola [2]. Zahvaljujući unapređenim mehaničkim osobinama, kao što su tvrdoća, savojna čvrstoća, žilavost, otpornost na abraziju, kompoziti su postali materijal izbora za ispune na bočnim zubima. Materijali na bazi smole polimerizuju se najčešće svetlosnom aktivacijom koja dovodi do kaskadne reakcije adicione polimerizacije a tokom koje nastaju i neizreagovani monomeri koji ostaju zarobljeni u polimernoj mreži [3]. Neizreagovani monomeri se mogu izluživati ka oralnoj sredini, ali i difundovati kroz dentinske tubule prema pulpi, čime utiču na biokompatibilnost materijala na bazi smole [4, 5]. Drugi bitan nedostatak kompozita je kontrakcija pri polimerizaciji sa pratećim kontrakcionim stresom usled veze materijala za zubna tkiva koji se smatra glavnim uzročnikom mikropukotine između zubnih tkiva i kompozitnog ispuna [6]. Mikropukotina koja se može dodatno uvećati usled razlika u termičkoj kontrakciji i ekspanziji zubnih tkiva i kompozitnih materijala, omogućava prodor salive i mikroorganizama odnosno fenomen poznatiji kao "mikrocurenje" koji za posledicu može imati diskoloraciju između ispuna i rubova kaviteta, pojavu sekundarnog karijesa i post-restaurativne osteljivosti [7]. Usled ovih nedostataka kompozita, postoji potencijalna opasnost po vitalitet zubne pulpe ali se i skraćuje vek trajanja ispuna. Jedna

od mogućnosti za umanjivanje pomenutih nedostataka kompozitnih materijala je korišćenje dentinskih zamenika čime bi se redukovala količina aplikovanog kompozita.

U savremenoj praksi je raširena upotreba GJC kao dentinskih zamenika. Ovi materijali su još uvek jedini pravi samo-adhezivni materijali jer ostvaruju hemijsku vezu sa dentinom [8]. Pored antikariogenog svojstva, pripisuje im se i slični koeficijent termičke ekspanzije i pojedine mehaničke karakteristike u poređenju sa dentinom [9]. Mane konvencionalnih GJC u pogledu relativno sporog vezivanja i osetljivosti na prisustvo vode značajno su redukovane kod smolom-modifikovanih GJC [10]. Međutim, samo dodavanje smole dovodi do negativnog uticaja na biokompatibilnost GJC zbog izluživanja slobodnih monomera [11]. Smolom-modifikovani GJC ne bi trebalo da se koriste za direktno prekrivanje pulpe, ali se mogu koristiti kao dentinski zamenici kada postoji barijera od zdravog dentina prema pulpi [12]. Glas jonomer cementi se uglavnom koriste kao dentinski zamenici u vidu podloge ispod kompozita u takozvanoj „sendvič“ tehnici, ali se takođe mogu koristiti za ispune na bočnim zubima [13]. Međutim, polje njihovih indikacija je suženo u odnosu na kompozite usled nešto slabijih mehaničkih karakteristika [14].

U želji da se savladaju sve negativne karakteristike dosadašnjih najčešće korišćenih dentinskih zamenika, na tržištu zapadnih zemalja nedavno se pojavio bioaktivni trikalcijum silikat, Biodentin. Ovaj novi materijal iz porodice cemenata na bazi kalcijum hidroksida, preporučuje se za različite indikacije koje uključuju trajnu podlogu kod velikih kompozitnih ispuna (analogno sendvič tehnici kompozita i GJC), zatim prekrivanje pulpe i pulpne rane nakon pulpotomije, u sanaciji internih i eksternih resorpcija, u apeksnoj hirurgiji i u vidu apeksnog čepa u endodontskoj terapiji. Ovaj materijal ne sadrži monomere ni inicijatore kao sastavne delove kompozita, adheziva i smolom-modifikovanih GJC [15-17].

2. PREGLED LITERATURE

2.1. DENTIN

Dentin (lat. substantia eburnea) ili zubna kost je čvrsto avaskularno tkivo koje izgrađuje najveći deo zuba i daje mu oblik. Sastoji se uglavnom od kristala hidroksiapatita i malih količina fluorapatita i karbonata, koji su ugrađeni u organski matriks. Organski matriks čine supstance fosfoproteina, glikoproteina, mukopolisaharida i mreža kolagenih vlakana, koja ulaze u dentinske kanaliće i nazivaju se Korfova vlakna [18]. Dentin sadrži 55% mineralnih materija, 30% organskih materija i 15% vode. Glavnu strukturu dentina čine dentinski tubuli u kojima su sadržani produžeci odontoblastnih ćelija i dentinski likvor okruženi kako hipermineralizovanim peritubularnim dentinom tako i intratubularnim dentinom [19]. Dentinski tubuli se pružaju od pulpne komore do gleđno-cementne granice najvećeg prečnika od 3,0 μm u predelu pulpe do najmanjeg prečnika od oko 0.8 μm na gleđno-cementnoj granici. Broj dentinskih tubula zavisi od njihove pozicije i može iznositi od 15000 do 65000 po mm^2 [20].

2.1.1 Osetljivost dentina

Dentinska osetljivost se karakteriše kratkim oštrim bolom kao reakcija izloženog (otkrivenog) dentina na nadražaje koji mogu biti temperaturni, taktilni, osmotski ili hemijski, a koji se ne mogu pripisati nijednom zubnom oboljenju ili defektu [21].

Glavna morfološka karakteristika dentina je njegova tubularna struktura ispunjena dentinskim likvorom koja povezuje pulpu i gleđno-cementnu granicu. U dentinskim tubulima se nalazi i dentinski likvor čije pokretanje mehanizmom stimulacije nervnih vlakana dovodi do bolne senzacije [22]. Ovakva specifična struktura

predstavlja glavni razlog dentinske propustljivosti. Dentinska propustljivost je veća u predelu dentina bližem pulpi iz razloga većeg broja i dijametra dentinskih tubula [20].

Brannstrom i Astron su 1964 godine postavili sada već prihvaćenu hidrodinamičku teoriju koja se zasniva na fenomenu pokretanja dentinskog likvora nakon dejstva određenog stimulusa koji dovodi do porasta intratubularnog pritiska i do ekscitacije terminalnih krajeva nervnih vlakana pulpe koji proizvode bolnu senzaciju [23]. Stoga je jasno da obzirom na uticaj rasporeda, veličine i strukture dentinskih tubula, tip dentina ima veliku ulogu u njegovoj osetljivosti.

Depozicija peritubularnog dentina ili intratubularna okluzija, znatno smanjuju pokretljivost fluida i molekulsku propagaciju. Reparatorni dentin za razliku od sekundarnog dentina nema kontinuitet dentinskih tubula, shodno tome je i njegova propustljivost manja a samim tim i reakcija osetljivosti. To nas navodi na činjenicu da “sečeni” dentin neposredno pred direktnu restauraciju ima veću predispoziciju ka osetljivosti [24].

2.1.2 Post-restaurativna osetljivost

Post-restaurativna osetljivost se karakteriše pojavom neprijatnosti u vidu iznenadnog kratkotrajnog bola koji se može javiti na hladno, toplo i tokom žvakanja. Dovodi se u vezu sa preparacijom i restauracijom zuba ispunom koja je obavljena u kratkom vremenskom periodu pre pojave osetljivosti. Pacijenti je često opisuju kao “iznenadnu neprijatnost” čak i na meku hranu koja nestaje odmah po prestanku žvakanja. Iako su rađena brojna istraživanja na temu post-restaurativne osetljivosti i dalje ostaju do kraja nerazjašnjene činjenice šta tačno dovodi do njene pojave.

Postoji nekoliko mogućih objašnjenja za nastanak post-restaurativne osetljivosti. U kliničkoj praksi tokom preparacije kaviteta usled uklanjanja gleđi rotirajućim instrumentima dolazi do otvaranja i izlaganja dentinskih tubula, a samim tim i do izlaganja dentina prekomernoj toploti i dehidraciji. To dokazuju i istraživanja Swifta i sar. i Brannstroma i sar. koja pokazuju da post-restaurativna osetljivost može biti posledica traume nastale tokom preparacije kaviteta [25, 26].

Dubina kaviteta takođe ima važnu ulogu u pojavi post-restaurativne osetljivosti. Auschill i sar. u svom istraživanju nalaze četiri puta veći rizik nastajanja post-restaurativne osetljivosti u kavitetima koji odgovaraju dijagnozi caries profunda u odnosu na dijagnozu caries media i caries superficialis [27].

Mikrocurenje predstavlja još jedan od glavnih faktora koji utiču na nastanak post-restaurativne osetljivosti. Glavni nedostaci kompozitnih ispuna koji se "krive" za nastanak mikropukotine su polimerizaciona kontrakcija i kontrakcioni stres [28]. Tačnije, kada kontrakcioni stres nadvlada silu adhezije između kompozita i zubnog tkiva dolazi do formiranja ivične pukotine, mikrocurenja, ivičnog prebojavanja i sekundarnog karijesa [29, 30]. Produžeci odontoblasta, kolagena vlakna, kinetika dentinskog likvora i imunološke funkcije ne mogu sprečiti bakterijsku infiltraciju koja se u slučaju pojave mikrocurenja odigra u veoma kratkom periodu od četiri dana [31].

Smatra se da se polimerizacioni kontrakcioni stres može javiti u slučaju kada se kompozit nalazi "opkoljen" sa dva naspravna zida kaviteta i da na njega utiču mnogi faktori kao što su veličina kaviteta, njegova konfiguracija (C-faktor), tip kompozita i intenzitet svetla [32, 33]. Od kompozitnih materijala sa redukovanim filerima i niskim modulom elastičnosti ili takozvanih tečnih kompozita očekuje se niži kontrakcioni stres. Često se preporučuju kao lajneri ispod hibridnih kompozita u funkciji stres-absorbirajućeg materijala ali i kao samostalni ispuni [34]. Njihova viskoznost omogućava lakšu aplikaciju materijala i njegovu bolju adaptaciju uz zidove kaviteta [35].

Perdigao i sar. u svom istraživanju nalaze da nema razlike u post-restaurativnoj osetljivosti nakon dve nedelje opservacije 100 ispuna druge klase između tečnog (Filtek Flow, 3M, ESPE) i konvencionalnog kompozita (Surefil, Dentsply) [36]. Međutim, istraživanje Schneider i sar. pokazuje da brzo-polimerizujući kompoziti ili kompoziti sa visokim modulom elastičnosti imaju visok kontrakcioni stres naspram tečnih kompozita sa niskim modulom elastičnosti [32]. Smatra se da primena slojevite tehnike aplikacije kompozita uspešno utiče na redukciju kontrakcionog stresa. To dokazuju i Santini i sar. koji u svom istraživanju i potvrđuju ove tvrdnje [37].

U pokušaju rešavanja problema kontrakcionog stresa a samim tim i njegove kliničke implikacije na post-restaurativnu osetljivost, na tržištu su se pojavili takozvani

“nisko-skupljajući” (eng. low shrinkage) kompoziti ili kompoziti sa niskim stepenom skupljanja koje je postignuto optimizacijom monomera i punilaca na različite načine. Ernst i sar. u svom istraživanju nalaze da četiri nisko-skupljajuća kompozita pokazuju manje vrednosti polimerizacionog skupljanja u odnosu na konvencionalne kompozite [38]. Mada, Santini i sar. u svom istraživanju nalaze da nisko-skupljajući kompoziti ne preveniraju gingivalno mikrocurenje u poređenju sa konvencionalnim kompozitom kada se polimerizuju visoko intenzivnim svetlom [39].

Još jedan od načina savlađivanja problema post-restaurativne osetljivosti je i pojednostavljanje procedure aplikacije kompozitnih materijala uvođenjem “sve-u-jedan” samo-nagrizajućih adhezivnih sistema čime se isključuju faze kao što su nagrizanje, ispiranje i sušenje a koje same po sebi dodatno mogu dovesti do grešaka [8].

Razvijena je i nova kategorija materijala koji predstavljaju kombinaciju samo-nagrizajućih adhezivnih sistema i tečnih kompozita pod nazivom “Samo-adhezivni tečni kompoziti”. Prvi takav materijal koji se pojavio na tržištu je Vertise Flow (Kerr, Orange, CA, USA). Stoji tvrdnja da se primenom ovih materijala eliminiše aplikacija adhezivnog sistema kao izdvojenog koraka čime se pojednostavljuje cela procedura. Vichi i sar. u svom šestomesečnom kliničkom istraživanju na 40 kaviteta klase I koji su restaurisani samo-adhezivnim tečnim kompozitom (Vertise Flow, Kerr) ne nalaze ni jedan slučaj post-restaurativne osetljivosti [40].

Dimenzione promene restaurativnih materijala nastale kao posledica dejstva okluzalnih sila tokom žvakanja i mikroprodor bakterija, još jedan su od mogućih faktora nastanka post-restaurativne osetljivosti [26]. Ipak, na osnovu skorašnjeg pregleda literature, može se reći da na post-restaurativnu osetljivost ima više uticaja sposobnost dentalnih adhezivnih sistema da okludiraju (zapuše) otvorene dentinske tubule nego efekat polimerizacionog skupljanja na defleksiju kvržica i ivičnu adaptaciju [41].

Da umeće i veština operatora ima uticaj na fenomen post-restaurativne osetljivosti nalaze i Ivanovic i sar. Oni su u svom istraživanju ispitivali da li nisko-kontraktioni kompoziti u poređenju sa konvencionalnim kompozitima primenom različitih adhezivnih sistema i umeće terapeuta, utiču na učestalost pojave post-

restaurativne osetljivosti. Autori zaključuju da je kod primene konvencionalnog kompozita uočena značajno veća post-restaurativna osetljivost u odnosu na nisko-kontrakcione. Post-restaurativna osetljivost bila je veća i kod operatera sa najmanje godina radnog iskustva [42].

Umanjivanje potencijalne post-restaurativne osetljivosti kompozitnih materijala, može se prevazići korišćenjem dentinskih zamenika čime se redukuje količina aplikovanog kompozita i način postizanja adhezivne veze sa dentinom. Jedna od pomenutih mogućnosti je i primena GJC u takozvanoj “sendvič” tehnici [43].

Van Dijken i sar. u svom trogodišnjem kliničkom istraživanju samo u 9 od 274 slučajeva nalaze pojavu post-restaurativne osetljivosti u terapiji “otvorenom sendvič” tehnikom primenom smolom-modifikovanog GJC [44].

Isti istražvač sa svojim saradnicima ne nalazi ni jedan slučaj post-restaurativne osetljivosti niti gubitak vitaliteta pulpe nakon pet godina duge kliničke studije na velikim kavitetima klase III i primene GJC u funkciji trajnog ispuna [45].

Koubi i sar. (2013) u svom 3 godine dugom kliničkom istraživanju u kojem ispituju novi trikalcijum silikatni cement (Biodentin, Septodont, France) u funkciji dentinskog zamenika i restaurativnog ispuna na 212 pacijenta primenom USPHS kriterijuma (eng. United States Public Health Service), ne nalaze ni jedan slučaj post-restaurativne osetljivosti posle godinu dana [17].

2.1.3 Ostvarivanje veze materijala i tvrdih zubnih tkiva

Problem veze restaurativnih materijala za čvrsta zubna tkiva još uvek predstavlja najveći problem restaurativne stomatologije.

Faktori koji utiču na vezu restaurativnih materijala i zubnih tkiva su brojni i vezani su pre svega za fizička i hemijska svojstva supstrata koji se spajaju: gleđ i dentin sa jedne strane a restaurativni materijal sa druge [46, 47]. Oralno okruženje, vlažna

sredina, fizički stresovi, temperaturne razlike, pH vrednosti pljuvačke, ishrana i navike žvakanja u velikoj meri utiču na interakciju između materijala i zubnih tkiva [46].

Prekretnicom u adhezivnoj stomatologiji smatra se uvođenje tehnike kondicioniranja površine gleđi kiselinom. Ovaj revolucionarni koncept koji uvodi Bounocore 1955 godine, pokazuje da se nagrizanjem gleđi formira mikroporozna površina koja obezbeđuje formiranje mikromehaničke veze sa adhezivnim sredstvom, odnosno restaurativnim materijalom [48]. Prvi predlog kiselinskog nagrizanja gleđi podrazumevao je primenu 85% fosforne kiseline. Kasnije, studije predlažu da koncentracija kiseline može biti u opsegu od 30-40% čime se smanjuje agresivnost, a ostvaruje optimalna jačina veze sa gleđi [49].

Nasuprot činjenici da je veza između gleđi i savremenih materijala na nivou dosadašnjih saznanja i tehnoloških mogućnosti, uglavnom ostvarena na zadovoljavajući način, problem veze između dentina i materijala još uvek nije adekvatno rešen. Ona i dalje predstavlja izazov za istraživače, jer i dalje ne postoji kvalitetno i opšte prihvatljivo rešenje.

Adheziju za dentin je mnogo teže ostvariti iz više razloga. Faktori koji neizbežno utiču na kvalitet veze ispunjeni sa dentinom su njegova slabija mineralizacija od gleđi, znatna količina kolagena, hidrofilnost površine, mali površinski napon i prisustvo dentinskih kanalića ispunjenih tečnošću.[50]

Dentin je znatno vlažniji od gleđi i sadrži više organskih materija. Dok je gleđ prvenstveno mineralne strukture, dentin sadrži znatnu količinu vode i organskih materija, prvenstveno kolagena [18]. Tokom života dentin je sklon promenama u smislu demineralizacije kao posledice karijesa ili erozije zuba što utiče na njegovu propustljivost. Sa druge strane, u dentinu može doći do taloženja i povećanja sadržaja minerala. Ovaj fizičko-hemijski proces se naziva skleroza dentina [51]. Promene koje se odigravaju u dentinu pod dejstvom spoljašnjih fizioloških ili patoloških uticaja tokom života takođe imaju kliničke implikacije u smislu uticaja na propustljivost dentina, a samim tim na tok i ishod restaurativne procedure uključujući i kondicioniranje dentina.

Pored strukturalnih karakteristika dentina, koje predstavljaju značajnu prepreku prijanjanja materijala za dentin, jedan od problema predstavlja i prisustvo "razmaznog sloja" koji se stvara na površini dentina. Razmazni sloj nastaje obradom dentina rotirajućim instrumentima. Sastoji se od hidroksiapatita, denaturisanog kolagena i

čestica dentinskog detritusa [47, 52]. Istraživanja pokazuju da se razmazni sloj najčešće sastoji iz dva dela: površinskog koji nije čvrsto vezan za dentin i debljeg sloja koji je utisnut u dentinske tubule. Razmazni sloj se menja u zavisnosti od dubine preparacije, jer predstavlja odraz dentina od kog je formiran [46].

Pashley i sar. nalaze da razmazni sloj ispunjava otvore dentinskih kanalića formiranjem čepova i na taj način smanjuje propustljivost dentina i do 86% , da je razmazni sloj na dentinu najčešće debljine od oko 1 μ m, a dubina čepova u dentinskim tubulima iznosi dodatnih 1-2 μ m. Oni takođe nalaze i da je njegova veza sa dentinom slaba i da iznosi svega 5 MPa [49, 53]. Van Meerbeek i sar. potvrđuju debljinu razmaznog sloja od 1-5 μ m, ali i to da zavisi od vrste rotirajućeg instrumenta i uslova ispiranja tokom instrumentacije [46].

Pitanje uklanjanja razmaznog sloja u cilju poboljšanja adhezije restaurativnih materijala sa zubnim tkivom bilo je tema istraživanja brojnih autora. Mišljenja po tom pitanju su podeljena u smislu onih koji smatraju da je ostavljanje razmaznog sloja odgovorno za slabiju vezu i pojavu mikropukotine do onih koji smatraju da on bitno ne utiče na jačinu veze kao i da u vidu lajnera predstavlja glavnu zaštitu pulpe[54, 55].

U suštini, da li će se razmazni sloj uklanjati ili ne najviše zavisi od vrste adhezivnog sistema i restaurativnog materijala koji se aplikuje. Ukoliko se primenjuju glas jonomer cementi, uklanjanjem razmaznog sloja poliakrilnom kiselinom ostvaruje se bolja veza, jer slobodni joni kalcijuma iz dentina vezuju karboksilne grupe iz lanca poliakrilne kiseline, čime ona dobija hemijski karakter[56]. Isti princip važi za sva vezivna sredstva na bazi fosfata koja helatnim vezama adheriraju za kalcijum iz dentina.

Objašnjenje poboljšanja kvaliteta veze prisustvom razmaznog sloja nalazi se u činjenici da je on uglavnom bogatiji kalcijumom od dentina te je omogućeno više prostora za vezu između kalcijuma i fosfata. Zatim, da svojim prekrivanjem dentina razmazni sloj ostavlja neravnu površinu, a time i povoljnije uslove za mikromehaničku vezu. Takođe, i da razmazni sloj blokira dentinske tubule i smanjuje protok tečnosti kroz njih, čime obezbeđuje efikasniju vezu hidrofobne smole i hidrofилnog dentina. Potvrđeno je da se adhezija u ovim slučajevima uspostavlja isključivo sa razmaznim slojem a ne sa dentinom [57].

2.2. DENTINSKI ZAMENICI

2.2.1 KOMPOZITNI MATERIJALI

Uvođenjem novih materijala na bazi smola koji imaju adhezivne karakteristike počinje nova era u restaurativnoj stomatologiji. Razvoj i izučavanje ovih materijala i adhezivnih sistema traje i dalje sa tendencijom njihovog pobošanja i prevazilaženja svih problema koji oni sa sobom nose.

Kompozitni materijali na bazi smola (kompoziti) se uvode u stomatologiju sredinom 60-tih godina [58]. Njihova primena se u početku bazirala samo na restauraciji ispuna na frontalnim zubima da bi kasnije razvojem kompozita i adhezivnih sistema dobili šire polje indikacija koje obuhvata i restauracije na bočnim zubima.

2.2.1.1 Sastav kompozitnih materijala

Osnovne komponente kompozitnih materijala su:

- Organski matriks
- Neogranski punioci
- Vezujuće sredstvo-lepak

Osim ovih osnovnih sastojaka kompozitni materijali sadrže i druge dodatke kao što su stabilizatori boje, inhibitori i inicijatori za mehanizam očvršćavanja, rendgenski kontrastna sredstva i dr.[10].

Organski matriks kompozita čine monomeri. Postoje dve vrste monomera: vezujući i funkcionalni monomeri. Vezujući monomeri na svojim krajevima imaju po jednu polimerizacionu grupu, dok funkcionalni imaju jednu funkcionalnu i jednu polimerizacionu grupu.

Najčešće korišćeni vezujući monomer je dimetakrilatni monomer (DMA) velike molekulske mase. Pored njega tu je i aromatski bisfenol-A-glicidil-dimetakrilat (Bis-GMA) visoke viskoznosti koga 1960-te godine otkriva Rafael L. Bowen, pa se naziva i Bowenova smola [58]. Njegova visoka viskoznost obezbeđuje manju polimerizacionu kontrakciju i bolje mehaničke karakteristike [59].

Zbog svoje visoke viskoznosti Bis-GMA često se razređuje manje viskoznim komonomerima kao što je trieten-glikol-dimetakrilat (TEGDMA) i uretan-dimetakrilat (UDMA) [3]. UDMA je takođe vezivni monomer niže viskoznosti a istraživanja pokazuju da obezbeđuje i viši stepen konverzije [60].

Količina BisGMA, UDMA i TEGDMA značajno utiču na mehaničke karakteristike kao što su zatezna čvrstoća, savojna čvrstoća i modul elastičnosti [61].

Monometakrilat je najčešće korišćen funkcionalni monomer [62]. Radi se o molekulu male molekulske mase koji ima dobru rastvorljivost u rastvaračima kao što su voda, aceton i alkohol. Zbog svoje hidrofilnosti ima važnu ulogu u procesu adhezije jer obezbeđuje dobro “kvašenje” dentina [63].

Većina kompozita su svetlosno-polimerizujući, ređe su hemijski-polimerizujući ali mogu biti i dvojno-polimerizujući kada istovremeno sadrže i fotoinicijatore i hemijske inicijatore. Najčešće korišćeni fotoinicijator je kamforhinon [64]. Neki komercijalni kompoziti kao fotoinicijatore imaju 1-fenil-1,2-propandion (PPD), lucirin i irgacure 819 koji su kolorno stabilniji i estetski prihvatljiviji od kamforhinona [65].

Neorgansku komponentu čine punioci kao što su kvarc, koloidni silicijum dioksid, bor-silikatno staklo, barijum-alumino-silikati, stroncijum, litijum, cirkonijum...itd. Uloga punioca je da poboljša fizičko-mehaničke karakteristike materijala [10]. Iako je čist silicijum dioksid najčešće korišćen punilac, koristi se i staklo silikat kao i neki metali u funkciji rendgen kontrastnosti. U neke adhezivne sisteme se dodaju i punioci na bazi fluorida zbog svog anti-kariogenog potencijala [66]. Punioci se dodaju i adhezivnim sistema kako bi povećali zateznu i savojnu čvrstoću, kao i debljinu sloja naročito kod adheziva koji sadrže aceton [67].

Kompozitni materijal na bazi smole odlikuje se specifičnim načinom stvrdnjavanja, koji se opisuje konverzijom molekula monomera u makromolekule polimera unakrsnim (eng. cross linking) ili zapreminskim povezivanjem, stvarajući mrežu u kojoj su zarobljene čestice neorganskog punioca. Pri radikalskoj polimerizaciji dolazi do približavanja monomernih jedinica, kako bi se ostvarila kovalentna veza u polimeru [68]. Na početku polimerizacije matriks je u viskoznom stanju, gde se monomeri još slobodno kreću, dok se posle inicijacije stvaraju sve veći molekuli, a kompozit očvršćuje i homogenizira te počinje da se steže. Nakon tačke geliranja kompozit je u čvrsto-elastičnom stanju, ali se još “steže”. Promene volumena tokom polimerizacije posledica su pomeranja i prostorne organizacije molekula monomera u molekule polimera te mogu izazvati neželjena naprezanja u kompozitu i rezultirati lošijim svojstvima od željenih. Promena volumena, tj. stezanje materijala može biti od 1,6 do 5,7 %, ali se uglavnom radi o kontrakciji do 3%. Posledica skupljanja materijala tokom polimerizacije je kontrakcioni stres koji usled nemogućnosti održanja adhezije sa zubnim tkivom dovodi do pojave ivične pukotine [28-30].

Podelom dentalnih kompozitnih materijala olakšava se izbor najpogodnijeg materijala. Prvobitne podele zasnivale su se na veličini čestica punioca, odnosno hemijskom sastavu kompozita [69]. Danas su materijali bitno poboljšani smanjenjem veličine čestica i poboljšanjem samih karakteristika punioca, poboljšanjem adhezije između punila i organskog matriksa, a uvođenjem polimera niske molekulne mase poboljšana je polimerizacija i olakšano rukovanje materijalom. Zbog toga je danas prihvaćena podela na:

- tradicionalne kompozitne materijale (makropunjeni) sa 70-80% punilaca, veličine čestica od 20-50 μm sa nedostatkom u vidu povećanja hrapavost, odnosno brzim gubitkom estetike.

- mikropunjene kompozitne materijale sa 35-50 % punilaca, veličine čestica od 0,02-0,04 μm koje karakteriše visoka polirnost i estetski izgled, ali i lošija mehanička svojstva zbog manje količine punilaca.

- hibridne kompozitne materijale sa 70-77 % punilaca, veličine čestica 0,04-5 μm , sa karakteristikama koje su između tradicionalnih i mikropunjenih kompozita

- nanopunjene kompozitne materijale sa 70-85% punioca, veličine čestice 25 nm [68, 70].

Nanokompoziti su nastali iz nanotehnologije koja se bavi molekularnim inženjeringom definisanja i kreiranja funkcionalnih materijala i struktura sa karakterističnim dimenzijama koje u bilo kom promeru iznose od 0,1 do 100 nm. Kompoziti koji u svojoj neorgansko-organskoj fazi imaju čestice nanoveličine nazivaju se nanokompoziti [71]. Uvođenjem nanopunioca ostvareno je poboljšanje optičkih karakteristika kompozitnih ispuna [72]. Njihova mala veličina obezbeđuje bolje pakovanje čestica tako da udeo u ukupnoj masi može iznositi oko 90-95%. Samim tim je udeo organskog dela manji čime se obezbeđuje i niži stepen polimerizacije kontrakcije i poboljšavaju fizičke i mehaničke karakteristike kompozita [73].

2.2.1.2 Tečni kompozit-Samoadhezivni tečni kompoziti

Uprkos konstantnom naporu da se unaprede osobine kompozitnih materijala i dalje kao problem ostaju, polimerizacioni kontrakcioni stres, post-restaurativna osetljivost, ivično prebojavanje, sekundarni karijes i gubitak restauracije [8]. Formirani polimerni lanaci kod krućih materijala imaju ograničenu relativnu mobilnost tokom polimerizacije što dovodi do većeg stresa. Iz tog razloga, predložena je primena manje rigidnih smolastih materijala u restauraciji kaviteta sa visokim C faktorom [32]. U te svrhe se predlažu kompozitni materijali sa smanjenom količinom punilaca i manjim modulom elastičnosti takozvani “tečni kompoziti” [32].

Tečni kompoziti su nastali u nastojanju da se prevaziđu određeni problemi u vezi sa konvencionalnim kompozitima. Zamišljeni su tako da zadrže male čestice tradicionalnih hibridnih kompozita, ali sa redukovanom količinom punilaca, tačnije, veću količinu smole što mešavini daje manju viskoznost [35, 74]. Manja viskoznost im je omogućila laku manipulaciju i aplikaciju u teško-dostupne delove kaviteta.

Tečni kompoziti se predlažu kao lajneri ispod hibridnih komozita u funkciji stres-absorbirajućeg materijala ili kao samostalni ispuni [75]. Svoju indikaciju imaju i kao zalivači fisura, materijali za vezivanje ortodontskih bravica i kao ispuni malih kaviteta [35, 76].

Kako tečni kompoziti nemaju adhezivne karakteristike sami po sebi, moraju se koristiti sa dentalnim adhezivnim sistemima. Jedno-fazni samo-nagrizajući adhezivni sistemi predstavljaju kompleksnu mešavinu hidrofilnih i hidrofobnih monomera u vodenim i organskim rastvaračima. Njihovo dejstvo je zasnovano na samo-nagrizavajućem principu, tako da se nagrizanje, prajmiranje i bondiranje svode na jedan korak [8, 77]. Međutim, i pored njihove atraktivnosti koja se ogleda u jednostavnosti korišćenja, i dalje su predmet istraživanja u pogledu jačine i trajnosti veze sa dentinom [78].

Kombinujući karakteristike jedno-faznih samo-nagrizajućih adheziva i tečnih kompozita na tržištu se pojavljuju *samo-adhezivni tečni kompoziti* (Vertise Flow, Kerr i Fusio Liquid Dentin, Pentron Clinical). Njihova formulacija se zasniva na tradicionalnom metakrilatnom sistemu ali sa dodatkom kiselih monomera (glicerolfosfat dimetakrilat - GPDM), koji se obično mogu naći u adhezivnim dentalnim sistemima. Njihovom primenom isključuje se korak bondiranja i time pojednostavljuje restaurativna procedura. Ovi materijali se zasad preporučuju u funkciji lajnera, podloga i malih ispuna [68].

2.2.1.3 Ostvarivanje adhezivne veze kompozita i zuba-karakteristike

Osnovni zadatak adhezivnog vezivanja u restaurativnoj stomatologiji je postizanje intimne adaptacije restaurativnog materijala sa zubnim tkivom. Rešavajući problem ostvarivanja dobre veze kompozita sa tvrdim zubnim tkivom savremena dentalna tehnologija uvodi dentalne adhezivne sisteme koji obezbeđuju pojačanu vezu. Međutim, njihovim uvođenjem u stručnu praksu i posredovanjem u vezivanju, veza je znatno pojačana, ali problemi i dalje nisu rešeni u potpunosti.

Za razliku od adhezije sa gleđi, ostvarivanje adhezije sa dentinom i dalje predstavlja problem. Eick [79] i Erickson [80] nalaze da najvažniju ulogu u ostvarenju kvalitetne adhezivne veze imaju sposobnost vlaženja i stepen penetracije adheziva u dentin [79, 80]. Ovi rezultati su imali za posledicu stvaranje adheziva koji efikasno

penetriraju u demineralizovani dentin i delimično ili u potpunosti uklanjaju razmazni sloj [81]. Tako su stvoreni adhezivni sistemi koji, zahvaljujući svojoj hidrofilnoj prirodi i sposobnosti vlaženja, ostvaruju jače veze. Ovakvi sistemi formiraju *hibridni sloj*, strukturu nastalu impregnacijom delimično demineralizovanog dentina smolom adhezivnog sredstva [82].

Prajmeri ostvaruju adheziju zahvaljujući hidrofilnim grupama koji imaju afinitet prema dentinskoj “vlažnoj” stukturi dok sa druge strane sadrže i hidrofobne grupe koje stupaju u interakciju sa hidrofobnim smolama [83]. Daljim nanošenjem adhezivne smole promoviraju se dalje prodiranje u dentinske tubule i formiranje takozvanih smolastih produžetaka “tagova” [84].

Hibridni sloj koji se tom prilikom formira sastoji se od dve različite faze i smatra se trodimenzionalnom strukturom sa specifičnim fizičkim i hemijskim karakteristikama [85]. Njegova debljina se kreće od 1 μ m do 19 μ m i zavisi od više faktora koji su u vezi sa karakteristikama dentina, adheziva, tehnike..itd.[37, 86-88].

Treba napomenuti da je za dobru adheziju neophodno dobro kvašenje površine dentina, kako bi se mogao formirati adekvatan hibridni sloj. Usled preteranog sušenja dentina dolazi do kolapsa kolagenih vlakana čime se ugrožava difuzija monomera iz adhezivnog sistema u površinu dentina [8].

Svakako da na jačinu adhezivne veze utiče i pravac pružanja dentinskih kanalića. Schupbach i sar. nalaze da je u područjima sa uspravnom orijentacijom dentinskih kanalića hibridni sloj debljine oko 3.2 μ m, a produžeci smole 27.2 μ m, dok je u područjima sa paralelnom orijentacijom dentinskih kanalića hibridni sloj statistički tanji i iznosi oko 1.3 μ m, dok produžeci smole izostaju [89].

Bez obzira na kontradiktorne stavove po pitanju uklanjanja razmaznog sloja, smatra se da on ipak mora biti uklonjen, modifikovan ili imregniran smolom, a površina dentina pre aplikovanja kompozitnih materijala mora biti pripremljena, odnosno kondicionirana [29].

Da bi se ostvarila snažna i kvalitetna veza sa dentinom danas se koriste tri tehnike kondicioniranja površine: tehnika totalnog nagrizanja (i gleđ i dentin), tehnika kondicioniranja dentina samonagrizajućim prajmerima i selektivna tehnika kondicioniranja (obuhvata kondicioniranje samo gleđ) [90].

Po sistematizovanijoj, sveobuhvatnijoj i novijoj podeli za koju se može reći da je nastala u zavisnosti od interakcije sa razmaznim slojem, aktuelni dentalni adhezivni sistemi se klasifikuju tako da postoje dve strategije za ostvarenje veze a samim tim i četiri tipa adheziva:

1. Adhezivi sa totalnim nagrivanjem gleđi i dentina (totalno-nagrivajući adhezivni sistemi), gde se 30-40% fosfornom kiselinom simultano tretiraju gleđ i dentin a tako uklanja razmazni sloj i površinski hidroksiapatit.

U zavisnosti od broja koraka mogu biti:

- a) trofazni adhezivi (kiselina + prajmer + bond)
- b) dvofazni adhezivi (kiselina + prajmer/bond)

2. Samonagrivajući adhezivi, koji nemaju fazu nagrivanja kiselinom. Oni sadrže rastvor kiselog monomera, koji se ne ispira, a čini razmazni sloj propustljivim bez njegovog potpunog uklanjanja.

U zavisnosti od broja koraka mogu biti:

- a) dvofazni samonagrivajući adhezivi (kiselni prajmer + bond)
- b) jednofazni samonagrivajući adhezivi (jedan rastvor ili sve u jednom) [8].

2.2.2 GLAS JONOMER CEMENTI

Glas jonomer cimente (GJC) patentiraju kao hirurški cement Wilson i Kent 1969 godine [91]. GJC predstavljaju kombinaciju organske kiseline i komponenti stakla a zbog svoje reakcije vezivanja pripadaju acido-bazno vezujućim materijalima. Glavne komponente GJC čine poliakrilna kiselina i kalcijum ili stroncijum fluor-alumino-silikatno staklo uz odgovarajuće aditive koji se razlikuju u zavisnosti od proizvoda. Pored poliakrilne kiseline, u sastavu glas-jonomera mogu se naći i itakonska i maleinska kiselina. Nekad se poliakrilna kiselina može naći u prahu materijala u svojoj dehidrisanoj formi dok se tečni deo sastoji samo od tartarne kiseline. Ove varijacije u sastavu GJC menjaju njegove karakteristike i određuju i namenu i indikaciju materijala [13].

GJC imaju široko polje indikacija koje podrazumeva njihovu primenu u funkciji: zalivanja fisura, lajnera, cementiranja kruna i mostova, cementiranja bravica fiksnih proteza, dentalnih adheziva, dentinskih zamenika i ispuna.

Kliničke karakteristike od velikog značaja za ispune od bilo kog materijala, pa tako i GJC uključuju adhezivne karakteristike, ivičnu adaptaciju, dimenzionalnu stabilnost, biokompatibilnost, osetljivost na vlagu, oslobađanje fluorida, dentinu sličan koeficijent termičke ekspanzije, čvrstoću i habanje. GJC se često pripisuju loše fizičko-mehaničke i estetske karakteristike u poređenju sa drugim restaurativnim ispunima. Pre svega iz razloga njihove osetljivosti tokom pripreme do osetljivosti prema vlazi [92].

Karakteristika GJC koja ih izdvaja od drugih restaurativnih materijala je antikariogeno dejstvo. Poznato je da se jonska migracija može odigrati samo u prisustvu vode. Sobzirom da su GJC materijali na bazi vode otuda se i njihova prednost ogleda u sposobnosti kontinuiranog oslobađanje fluora bez promene u fizičkim osobinama [93]. Ovi materijali poseduju sposobnost akumulacije fluorida te kasnije spontano odpuštaju jone fluora u okolna tkiva zuba i pljuvačku čime se ostvaruje pomenuti antikariogeni efekat formiranjem fluor-apatita koji je znatno otporniji na dejstvo kiseline od hidroksil-apatita [94]. Jonska razmena je dokazana i u smeru pljuvačka - ispun, u smislu da je otpuštanje fluorida iz materijala bilo praćeno vraćanjem jona kalcijuma i fosfata iz pljuvačke i okoline u ispun što je za posledicu imalo povećanje otpornosti na habanje samog materijala [95]. Takođe, istraživanja pokazuju i ugradnju jona kalcijuma, fosfata

i stroncijuma iz GJC ispuna u dublje slojeve demineralizovanog dentina i okolnu gleđ [96].

Acido-bazna reakcija između polikiseline (kisela komponenta) i kalcijum-fluor-alumino-silikatnog stakla (bazna komponenta) čini osnov procesa vezivanja GJC-a. Tokom ove reakcije dolazi do parcijalnog rastvaranja površine staklenih partikula od strane kiseline. Tačnije, pozitivni joni kalcijuma i aluminijuma koji se oslobađaju učestvuju u povezivanju sa kiselim polimernim lancima pri čemu se formira rigidni matriks u vidu mreže koji vremenom postaje sve čvršći i kompleksniji [97]. Fluoridni joni koji se takođe oslobađaju iz staklenih partikula se slobodno otpuštaju kako u zubnu strukturu tako i u okolnu pljuvačku. Vezani cement ima strukturu kompleksnog kompozita koju čine matriks (metal-poliakrilni gel) i punioci (jezgra stakla obložena silicijumovim hidro-gelom). Sazrevanje cementa je relativno sporo, u prvih 24 časa je veoma bitno da se sačuva vodeni balans u sistemu. Standardni protokol za ranije GJC je zahtevao odlaganje obrade i poliranja bar 24 časa. Hemijsko sazrevanje nekih cemenata se ne dešava ni u prvih 24 časa i više, te se preporučuje nanošenje zaštitinog laka kako bi se optimizirale njegove pozitivne osobine [98]. Međutim, nove poboljšane forme ovog materijala za primenu na bočnim zubima ne zahtevaju više ovakvo odlaganje. Može se zaključiti da se pravila aplikacije ne mogu primeniti na svim GJC zbog čega se mora uvek imati u vidu da je vodeni balans u sistemu od presudnog značaja za ispoljavanje njihovih bitnih karakteristika [92].

U slučaju smolom modifikovanih GJC, inicijalna polimerizaciona reakcija dovodi do formiranja polimernog matriksa, dok je acido-bazna reakcija odgovorna za dalje očvršćavanje i jačinu smeše. Reakciju polimerizacije kod ovih materijala uglavnom inicira svetlost talasne dužine oko 470 nm. GJC za cementiranje inleja i kruna primarno očvršćavaju acido-baznom reakcijom bez obzira da li su u načelu dizajnirani kao svetlosno aktivirajući [99].

Da bi se dobile očekivane kliničke i fizičko-mehaničke karakteristike GJC, neophodno je tačno po uputstvu proizvođača ispoštovati odnos prah-tečnost. Generalno, kod konvencionalnih GJC povećanje praha u odnosu na tečnost dovodi do povećanja njegove čvrstoće što donosi određene teškoće tokom samog ručnog mešanja. Billington i sar. u svom istraživanju nalaze da promena odnosa prah-tečnost preporučena od strane proizvođača, utiče na karakteristike cementa [100]. Iz tog razloga na tržištu su se

pojavile kapsulirane forme GJC, koje zahtevaju posedovanje određene aparature ali u mnogome ollašavaju njihovu pripremu i daju sigurnost u tačno propisanom odnosu između praha i tečnosti.

Postoje četiri glavne grupe GJC:

- Konvencionalni;
- Smolom modifikovani;
- Metalom ojačani i
- Nano-punjeni GJC

Jedan od najstarijih visoko viskoznih GJC materijala je i Fuji IX (GC Corp, Tokyo, Japan) sa karakteristikama brzo-vezujućeg materijala sa dobrim mehaničkim karakteristikama. Njegove partikule stakla su smanjene pa spada u krute materijale koji se mogu aplikovati “špric” metodom što u mnogome olakšava kliničku primenu.

U pokušaju da se unaprede fizičke i mehaničke karakteristike, razvijaju se GJC kojima se u dodaju metali ili smole. Prvi takav pokušaj je dodavanje legure srebra sinterovane u čestice stakla. Novonastali keramika-metal materijali dobijaju ime “kermeti”. Bilo da su metalne legure sinterovane uz staklo ili ne, smatra se da je prikladniji naziv za ove materijale “metalom ojačani glas-jonomer cementi” [101]. Predpostavke da će se ovi materijali pokazati superirni u odnosu na druge materijale koji se koriste u bočnoj regiji gde je stres najizraženiji, nisu se u potpunosti obistinile [102]. Ipak, Popović u svom istaživanju nalazi da se za sanaciju mikro-konzervativnih restauracija tipa „tunel“, kermeti mogu preporučiti ukoliko je očuvan marginalni brid zuba [103].

2.2.2.1 Smolom modifikovani glas-jonomer cementi

Sledeći korak u poboljšanju ovih materijala se ogleda u uvođenju smolom modifikovanig GJC 1988 godine [104]. Integracija smole u sastav GJC predstavlja pokušaj prevazilaženja osetljivosti na vlagu i slabijih mehaničkih karakteristika konvencionalnih GJC. Cilj je da se materijal poboljša ali uz zadržavanje kliničkih

prednosti tradicionalnog GJC kao što su dobra veza sa zubnim tkivom, oslobađanje fluorida i zaštita od karijesa.

U suštini, radi se o dodavanju monomera smole HEMA, Bis-GMA ili TEGDMA za čije vezivanje je neophodno dodavanje inicijatora, te je primarna acido-bazna reakcija praćena sekundarnom polimerizacionom reakcijom. Po definiciji, smolom modifikovani GJC sadrži jon-oslobađajuće staklo, u vodi rastvorljivu polimeričnu kiselinu, organske monomere i inicijatore [105].

Prvi smolom modifikovani GJC koji se pojavio na tržištu bio je Vitrebond (3M Dental, St Paul, MN, USA), ali su se ubrzo pojavili i drugi slični proizvodi. Dobro prihvaćeni od strane kliničara, doveli su do rapidne pojave raznih varijacija materijala koji se ne mogu smatrati pravim GJC jer nemaju acido-baznu reakciju koja ih definiše kao takve.

Od smolom modifikovanih GJC očekuju se određene prednosti kao što su duže vreme rada, mogućnost ranijeg poliranja, bolje estetske karakteristike koje su bliže kompozitnim ispunima, veća čvrstoća i tvrdoća materijala [106]. Međutim, nije dokazana njihova superiornost u pogledu jačine veze sa zubnim tkivom, otpornosti na prodor vode, oslobađanje fluorida, rastvorljivosti i biokompatibilnosti [107, 108].

Smolom modifikovani GJC pokazali su se dobrim u kliničkim istraživanjima koja su se bavila retencijom, pojavom sekundarnog karijesa i odsustvom postrestaurativne osetljivosti, što se ne može u potpunosti tvrditi za karakteristike njihove ivične veze, površinske karakteristike i kolornu stabilnost [109].

U pogledu oslobađanja fluorida, pojedini autori smatraju da smolom modifikovani GJC imaju značajno veće inicijalno oslobađanje fluorida u odnosu na konvencionalne GJC. Nivo oslobađanja fluorida značajno opada posle nedelju dana a stabilizuje se nakon nekoliko meseci, te se taj niski nivo oslobađanja fluora može održavati godinama [110]. Međutim, Upadhyay i sar. u svom istraživanju nalaze da je nivo inicijalnog otpuštanja fluorida značajno bio veći kod konvencionalnih GJC u odnosu na nano-punjene i smolom modifikovane GJC [111].

2.2.2.2 Ostvarivanje veze glas jonomer cementa za zub- karakteristike

Adhezivnost je jedna od najvažnijih prednosti GJC-a u odnosu na druge restaurativne materijale. Ostvaruje se hemijskim vezivanjem karboksilne grupe (COOH) za kalcijum tvrdih zubnih tkiva.

Uspešnost ostvarivanja dobre hemijske veze između GJC i tvrdih zubnih tkiva zavisi pre svega od dobro pripremljene površine zuba koja podrazumeva uklanjanje razmaznog sloja a tako i lakšu aktivaciju jona kalcijuma. Priprema zubne površine dentina podrazumeva njeno kondicioniranje (tretiranje) 10-40% poliakrilnom kiselinom ili nekom drugom kiselinom (taninska, limunska). Ovim postupkom zubna površina postaje "otvorena" i izložena za jonsku vezu sa kalcijumom [94]. Za razliku od postupka demineralizacije koja se obavlja primenom fosforne kiseline a koja predstavlja agresivniju metodu, primena poliakrilne kiseline u funkciji kondicioniranja se ograničava samo na razmazni sloj, pri čemu subpovršinski mineralni sastav ostaje relativno intaktan i raspoloživ za ostvarivanje kvalitetnije veze [56]. Cementi zbog svoje velike molekulske mase nemaju mogućnost prodora u dentinske tubule i potencijal "hibridizacije" dentinskog sloja. To je razlog kontraindikacije kondicioniranja dentinske površine fosforom kiselinom pre aplikacije GJC [13, 112].

Takođe, bitan faktor u ostvarivanju hemijske veze je i broj slobodnih karboksilnih grupa u samom cementu, koji zavisi od vremena pripreme i aplikacije materijala [113].

Neophodno je zamešani cement aplikovati na površinu zuba pre početka inicijalne faze vezivanja, dok još uvek ima dovoljno slobodnih COOH grupa. Svako odlaganje ima za posledicu slabljenja veze GJC i zubnog tkiva.

2.2.2.3 Klinička primena glas-jonomer cementa - "Sendvič tehnika"

Osim kao ispuni na bočnim zubima, GJC koriste se i kao dentinski zamenici u vidu podloge ispod kompozita u takozvanoj „sendvič“ tehnici [13]. Ovakva strategija

primene GJC ima za zadatak „ublažavanje“ loših karakteristika komozitnih materijala kroz funkciju stres-apsorbujućeg dentinskog zamenika i promociju dobrih karakteristika GJC [109].

Termin „sendvič tehnika“ podrazumeva laminarnu (slojevit) restauraciju koja dentin nadoknađuje GJC-om, dok se gleđ zamenjuje kompozitnim materijalom. Ovom strategijom se kombinuju najbolje osobine oba materijala a ujedno smanjuju loše. Favorizuju se dobre osobine kao što su hemijska adhezija sa dentinom, antikariogeno svojstvo, oslobađanje fluorida i remineralizacija, manja post-restaurativna osetljivost i manji kontakcioni stres glas-jonomer cemenata a sa druge strane polirnost površine ispuna, trajnost, mehaničke karakteristike i bolje estetska svojstva kompozitnih materijala [13, 44, 111, 113, 114]. U kliničkoj praksi primenjuju se dve sendvič tehnike: „otvorena“ i „zatvorena“.

„Zatvorena sendvič“ tehnika podrazumeva da se GJC aplikuje na kompletnu površinu dentina pre nagrizanja i bondiranja a zatim sledi restauracija izgubljenog gleđnog tkiva kompozitnim ispunom. U ovom slučaju GJC ostaje „zatvoren“ od strane kompozitnog ispuna i nema kontakta sa spoljašnjom sredinom te otuda potiče i naziv ove tehnike.

„Otvorena sendvič“ tehnika svoju primenu ima uglavnom kod dubokih preparacija klase II i V koje se prostiru subgingivalno u kom delu gleđ obično nedostaje. U tom slučaju površina GJC ostaje „otvorena“ tačnije izložena spoljašnjoj sredini [13].

Primena GJC kao lajnera ili baze u sendvič tehnici donosi određene prednosti kao što su: volumetrijska redukcija kompozitnog ispuna, zaštita pulpe i relativnu pouzdanost u smislu dimenzione stabilnosti bez polimerizacionog stresa (kod konvencionalnih GJC) [115].

Ono što najčešće brine kliničare u vezi sendvič tehnike je njihova osetljivost na prisustvo vode tokom faze očvršćavanja. Tačnije, dilema se odnosi na korišćenje totalno-nagrizajućih adheziva nakon aplikacije GJC a koja podrazumeva nanošenje kiseline i njeno ispiranje vodom. Stoji opravdan strah od izlaganja GJC vodi neposredno nakon njegove aplikacije. Rešenje ovog problome se eventualno može tražiti u primeni samo-nagrizajućih adhezivnih sistema ili smolom modifikovanih GJC-a.

2.2.3 MEHANIČKA SVOJSTVA DENTINSKIH ZAMENIKA

Mehaničke karakteristike predstavljaju odgovor materijala na promene koje se dešavaju u njegovoj okolini [116]. Mehanička otpornost materijala je od ključnog značaja za uspešnu restauraciju zuba. Zubi i zubne nadoknade u oralnoj sredini izloženi su silama kompresije, smicanja i zatezanja. Materijal kojim se restaurira zub treba da izdrži mastikatorne i parafunkcionalne stresove, temperaturne promene u oralnoj sredini, kao i da bude hemijski postojan. Sile koje dejuju na zubne ispune podjednako se prenose i na materijale koji se nalaze u bliskom kontaktu sa njima te su mehaničke karakteristike dentinskih zamenika podjednako važne.

Na osnovu brojnih istraživanja mehaničkih karakteristika kompozitnih materijala mogu se doneti opšti zaključci koji govore u prilog tome da su fizička svojstva kompozitnih smola određena količinom neorganskog dela. Kako su čestice punilaca odgovorne za preuzimanje i raspoređivanje sila koje deluju na zub, tako je njihov veći udeo za razliku od organskog sastava odgovoran za bolja fizička svojstva [3, 68].

Značano bolje mehaničke karakteristike nano-kompozita u odnosu na konvencionalne nalazi velik broj istraživača. Mitra i sar. (2003) u svom istraživanju nalaze da testirani nanopunjeni kompoziti imaju veću kompresivnu čvrstoću i otpornost na frakturu u odnosu na druge testirane komercijalne kompozite. Isto istraživanje pokazuje i bolju polirnost u odnosu na hibridne i mikrohibridne kompozite [72]. Watanabe i sar. (2008) nalaze da hibridni i nanopunjeni kompozitni materijali imaju veću čvrstoću od mikropunjenih kompozita [117].

Ispitivanjem sedam komercijalnih nanokompozitnih materijala Curtis i sar. (2008) nalaze visoku čvrstoću posle jednog dana stajanja uzoraka u vodi, ali i to da ona opada za više od 50% posle nekoliko meseci daljeg stajanja u istoj. Takođe, nalaze da kompoziti sa “nano-klaster” sistemom imaju značajno poboljšanu čvrstoću u odnosu na mikrohibridne i nanohibridne kompozite [114].

2.2.3.1 Tvrdoća i savojna čvrstoća

Tvrdoća se karakteriše otpornošću materijala na deformaciju izazvanu tvrdim utiskivačem [118]. Kako su sile i težine opterećenja koje se primenjuju na dentalnim materijalima na nivou grama (5-1000gr), često se koristi termin “mikrotvrdoća”. Mikrotvrdoća predstavlja važnu fizičku karakteristiku dentalnih materijala kojom oni pokazuju svoju stabilnost prema grebanju, utiskivanju i anatomo-morfološkoj promeni površine. Tvrdoća se može odrediti statičkim, dinamičkim i specijalnim metodama [119]. Za merenje mikrotvrdoće dentalnih materijala najčešće se koriste statičke metode po Knoop-u i Vickers-u [119].

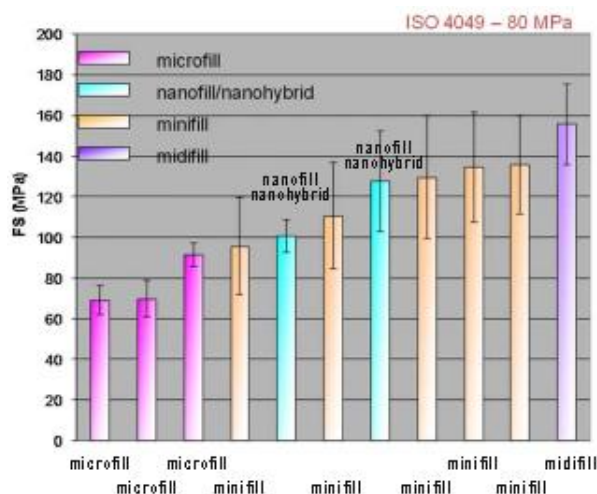
Čvrstoća je osobina materijala koja pokazuje kolika opterećenja (sile ili momente sila) može izdržati neko telo. U zavisnosti od toga na koji način se opterećuje materijal postoje: zatezna, pritisna, savojna i uvojna čvrstoća. Savojna čvrstoća podrazumeva otpornost materijala na deformaciju kada je on izložen trima silama od kojih dve deluju u jednom a treća u suprotnom smeru (eng. three-point bending) [120].

Na tvrdoću i savojnu čvrstoću *kompozita* utiču i tip, morfologija, hemijski sastav i veličina čestica punilaca [68, 121-123]. Istraživanja pokazuju da su povećan volumetrijski sadržaj neorganskih čestica, povećan stepen konverzije metakrilata, izvor svetlosti i dubina polimerizacije takođe odgovorani za veću tvrdoću materijala [124, 125].

Da režim polimerizacije značajno utiče na mikrotvrdoću i zateznu čvrstoću dokazuju i Aguiar i sar. (2005.) Oni u svom istraživanju ispituju mikrotvrdoću i zateznu čvrstoću primenom Vickers metode nekoliko različitih režima polimerizacije (konvencionalni, “soft”start, visoki intenzitet, pulsno odlaganje, odloženi) hibridnih kompozita čuvanih u vodi i etanolu. Rezultati pokazuju da nije bilo značajne razlike u zateznoj čvrstoći između ispitivanih grupa ali je mikrotvrdoća uzoraka čuvanih u vodi i etanolu bila značajno veća kod primene konvencionalnog i pulsnog režima svetlosti. Kod svih uzoraka mikrotvrdoća površinskih slojeva materijala je bila značajno veća od subpovršinskih [126].

Taher i sar. (2011) u svom istraživanju ispituju stepen konverzije i mikrotvrdoću primenom Vickers metode dva nano-punjena komozitna materijala (Tetric® EvoCeram, Filtek™ Supreme XT) u odnosu na hibridni komozit (Filtek™ Z250), kompomer (Dyract® eXtra) i nano-punjeni GJC (Ketac™ N100). Rezultati pokazuju da je najveći stepen konverzije uočen kod nano-punjenog kompozita za razliku od hibridnog kompozita kod koga se uočava najniži stepen konverzije. Međutim, što se tiče mikrotvrdoće rezultati pokazuju da je hibridni kompozit pokazao značajno veću mikrotvrdoću (97.6 ± 2.8 MPa) dok je najnižu vrednost imao nano-punjeni kompozitni materijal (55.3 ± 2.9 MPa) [127].

U preglednom radu Ferracane (2011) predstavlja najvažnije aspekte kompozitnih materijala uključujući i savojnu čvrstoću. Izloženi rezultati sveobuhvatno sagledavaju i generalno ukazuju na činjenicu da savojna čvrstoća kompozitnih materijala uglavnom zavisi od sastava punilaca. (Grafikon 1)[68].



Grafikon br.1 Srednje vrednosti savojne čvrstoće komercijalnih komozita

Rosa i sar. (2012) u svom istraživanju ispituju mehanička svojstva među kojima i mikrotvrdoću i savojnu čvrstoću tri nano-punjena kompozitna ispuna: Filtek Z350 XT (3M ESPE), Esthet X (Dentsply) i Grandia (Voco). U istraživanju nalaze najveće vrednosti mikrotvrdoće kod kompozita sa najvećim procentom neorganskog punioca Grandia (Voco), dok se najveća savojna čvrstoća uočava kod Filtek Z350 XT (3M ESPE) materijala sa najnižim procentom neorganskog punioca [122].

Garcia-Godoy i sar. (2012) u laboratorijskom istraživanju ispituju savojnu čvrstoću nano-hibridnog (Tetric EvoCeram, Ivoclar, Vivadent) i konvencionalnog hibridnog kompozita (Gradia, GC) upoređujući ga sa šestogodišnjom studijom praćenja njihovih kliničkih ishoda. U istraživanju ne nalaze značajnu razliku u savojnoj čvrstoći između ispitivanih materijala, a takođe ne nalaze ni značajne razlike i u kliničkom istraživanju. Nešto bolju savojnu čvrstoću konvencionalnog hibridnog kompozita u odnosu na nano-hibridni, objašnjavaju većim punjenjem punioca od 87 wt % prema 78 wt% [128].

Cao i sar. (2013) nalaze da su gustopunjeni kompozitni materijali imali značajno veću mikrotvrdoću u odnosu na dva mikorhibridna i jedan nanohibridni kompozitni materijal [123].

Kada se analiziraju tečni kompoziti, od njih se očekuju bolja žilavost ali manja čvrstoća i mikrotvrdoća u poređenju sa konvencionalnim kompozitima. Među prvim istraživanjima koja su se bavila mehaničkim karakteristikama tečnih kompozita bilo je i istraživanje Bayne i sar. (1998). Oni su upoređivali mehaničke karakteristike osam tečnih i dva konvencionalna kompozitna materijala. Dobijeni rezultati ukazali su da su u svim ispitivanim kategorijama konvencionalni kompoziti bili superiorniji od tečnih uključujući savojnu čvrstoću, dijametralnu čvrstoću, osetljivost na frakturu i kompresivnu čvrstoću [129].

Salerno i sar. (2011) ispituju mehaničke karakteristike među kojima i mikrotvrdoću, savojnu čvrstoću i modul elastičnosti samo-adhezivnog tečnog kompozita (Vertise Flow), tri konvencionalna tečna kompozita i jednog nano-punjenog kompozita. Oni nalaze slične vrednosti mikrotvrdoće i savojne čvrstoće samo-adhezivnog tečnog kompozita i ostala tri konvencionalna tečna kompozita, pri čemu Vertise Flow pokazuje najveću tvrdoću u poređenju sa ostalim materijalima. Autori konstatuju iznenađujući rezultat modula elastičnosti samo-adhezivnog tečnog kompozita od koga se sobzirom na punjenje od samo 40% nije očekivao za samo 20% niži modul elastičnosti (~9.1 GPa) od modula elastičnosti nano-punjenog kompozita [130].

Czasch i sar. (2013) ispituju stepen konverzije, mikrotvrdoću (Vickers) i savojnu čvrstoću samo-adhezivnog sa dva nisko-sklupljajuća i dva konvencionalna tečna kompozita. Rezultati pokazuju da je najveći stepen konverzije ostvario

mikrohibridni tečni kompozit (N'Durance Dimer, Septodont). Najveću mikrotvrdoću (60 N/mm^2) je pokazao samo-adhezivni tečni kompozit (Vertise Flow, Kerr), dok su najveću savojnu čvrstoću ostvarili dva konvencionalna mikrohibridna tečna kompozita [131].

GJC se često pripisuju loše fizičko-mehaničke i estetske karakteristike u poređenju sa drugim restaurativnim materijalima. Lošije mehaničke karakteristike pripisuju se iz razloga njihove osetljivosti tokom pripreme i osetljivosti na vlagu [92, 99].

Ispitivanja mehaničkih karakteristika *GJC* su uglavnom sprovedena iz više razloga: da se utvrdi vreme vezivanja materijala i dubina polimerizacije smolom modifikovanih *GJC*, da se uporedi sa ostalim dentalnim materijalima i vrednosti definišu u odnosu na različitu mikrostrukturu materijala. Tako Gladys i sar. još 1996. godine pretražujući tadašnju literaturu koja se bavila mehaničkim karakteristikama *GJC*, zaključuju da zbog svoje značajno manje tvrdoće u odnosu na gleđ nisu preporučljivi kao stalni ispuni na bočnim zubima [132]. Istraživanja takođe nalaze da je mikrotvrdoća gustopunjenih *GJC* značajno veća od konvencionalnih *GJC* ali i dalje značajno manja od mikrotvrdoće kompozitnih ispuna i dentina [133].

Mikrostruktura materijala od presudnog je značaja za mehaničke karakteristike *GJC* materijala. Ovu tvrdnju dokazuju i Xie i sar. (2000) koji u svom istraživanju ispituju savojnu, kompresivnu i zateznu čvrstoću, mikrotvrdoću i otpornost na habanje 10 komercijalno dostupnih *GJC*. Autori nalaze da su smolom modifikovani *GJC* imali značajno veću savojnu i zateznu čvrstoću, nižu mikrotvrdoću i generalno lošiju otpornost na habanje u poređenju sa konvencionalnim *GJC*. Rezultati su pokazali da mehaničke karakteristike zavise od mikrostrukture ispitivanih materijala. Tačnije, uočena je korelacija između veličine čestica stakla u smislu da su materijali sa manjim česticama imali veću kompresivnu čvrstoću, dok je veća mikrotvrdoća uočena kod materijala sa pakovanim malim česticama stakla i niskom poroznošću. Što je materijal imao integrisaniju mikrostrukturu to su i savojna i zatezna čvrstoća bili veći. Materijali sa većim česticama stakla imali su bolju otpornost na habanje [134].

Da su kompozitni materijali tvrđi od *GJC* dokazuju i Hamouda i sar. (2011) koji ispituju mikrotvrdoću primenom Vickers metoda četiri materijala: konvencionalni *GJC*, smolom modifikovani *GJC*, kompomer i mikrohibridni kompozit. Oni nalaze

najveće vrednosti mikrotvrdoće kod mikrohibridnog kompozita (66 VHM) u odnosu na sve ispitivane materijale [135].

Kako bi se povećala tvrdoća GJC i izbegla njihova osetljivost na hidrataciju i dehidrataciju, ovi materijali se često premazuju različitim zaštitnim lakovima. Lakovi mogu biti specijano namenjeni toj svrsi a predlažu se i adhezivni dentalni sistemi. Tako Abdoh-Tabrizi i sar. (2011) u svom istraživanju ispituju efekat dva različita laka (specijalnog: Finishing gloss, 3M, i adhezivnog sistema Margin bond, Coltene) na površinsku mikrotvrdoću primenom Vickers testa dva konvencionalna GJC (Fuji II i Fuji IX, GC). Rezultati su pokazali da je mikrotvrdoća bila statistički značajno veća u grupama gde su materijali bili prekriveni zaštitnim lakovima u odnosu na kontrolnu grupu bez prekrivanja, dok u okviru "prekrivenih" grupa nije bilo statistički značajnih razlika. Stoga autori preporučuju obavezno prekrivanje materijala zaštitnim lakovima bez obaveze da oni budu specijano namenjeni za tu ulogu [136].

Calixto i sar. (2013) ispituju stepen konverzije i mikrotvrdoću primenom Vickers testa na dva smolom modifikovana GJC istog proizvođača (Vitrebond i Vitrebond Plus, 3M, ESPE). Razlike između ova dva materijala su u načinu pripreme i dužini polimerizacije. Nova formula podrazumeva olakšanu pripremu primenom kapsuliranih komponenti sa tačno određenim odnosom praha i tečnosti kao i skraćeno vreme polimerizacije. Autori su želeli da utvrde da li tačan odnos praha i tečnosti daje superiornije rezultate u odnosu na "ručno" mešan materijal. Rezultati su pokazali da nije bilo statistički značajne razlike u vrednostima mikrotvrdoće između ispitivanih materijala dok je stepen konverzije bio značajno veći u korist "stare" formule [137].

Da se dodavanjem toplote u fazi vezivanja GJC može poboljšati njihova savojna čvrstoća dokazuju i Molina i sar. (2013) koji u svom istraživanju nalaze da je primena toplote putem svetlosne aktivacije LED lampom ($1400\text{mW}/\text{cm}^2$) u trajanju od 30sek. dovela do značajno veće savojne čvrstoće sva četiri ispitivana materijala [138].

2.2.4 DIMENZIONALNE PROMENE DENTINSKIH ZAMENIKA

Dimenzionalna stabilnost materijala je od presudnog značaja za njegove kliničke performanse. Najvažniji uzročnici dimenzionalnih promena u restaurativnim materijalima su sama polimerizacija tokom koje dolazi do kontrakcije i termički nadražaji u usnoj duplji koji izazivaju i kontrakciju i ekspanziju materijala bitno drugačiju od zubnih tkiva. Oba pomenuta uzročnika dimenzionalnih promena se naročito vezuju za kompozite na bazi smola. Dimenzionalne promene kompozitnih materijala nastaju kao posledica polimerizacije i posledica su pomeranja i prostorne organizacije molekula monomera koji dovode do “bližeg” pakovanja molekula i volumetrijskog smanjivanja [6]. U ranim fazama očvršćivanja, skupljanje je maksimalno i samo formirani lanci zauzimaju stabilne pozicije dok zbog ne završenog povezivanja, molekuli mogu da “skliznu” u nove pozicije. Kasnije, smanjivanjem kontrakcije materijal dobija na snazi ali je i dalje sklon promenama i popuštanju [139].

Svojim nastankom polimerizaciona kontrakcija može da uzokuje niz negativnih posledica kao što su:

- zubna deformacija prilikom koje može doći do frakture gleđi, pukotina i pomeranja kvržica [140].

- gubitak veze na spoju ispuna sa tvrdim zubnim tkivom što dovodi do pojave mikropukotine a posledično i pojavu post-restaurativne osetljivosti i mikrocurenja, a tokom vremena i sekundarnog karijesa [6, 28, 30].

- mikopukotine (kohezione frakture) unutar ispuna u slučaju nadvlađivanja jačine veze materijala i zuba [6].

Većina komercijanih komozitnih materijala koji se koriste u savremenoj kliničkoj praksi imaju volumetrijsko skupljanje u rang od 1 do 6% u zavisnosti od sastava i ulova svetlosne aktivacije [141].

Postoji niz faktora koji mogu uticati na polimerizacionu kontrakciju. Među njima su modul elastičnosti, količina i sastav punioca, stepen konverzije, absorpcija vode, konfiguracija kaviteta, tehnika aplikacije kompozita i metod svetlosne aktivacije [74, 142, 143].

Modul elastičnosti je faktor koji ima uticaj na polimerizacionu kontrakciju i kontrakcioni stres. Braem i sar. u svom istraživanju nalaze da rigidni materijali sa visokim modulom elastičnosti povećavaju polimerizacionu kontrakciju i izazivaju visok stres [142].

Absorpcija vode i rezultujuća higroskopna ekspanzija može kompenzovati skupljanje materijala. Iako higroskopna ekspanzija može dovesti do relaksacije polimerizacionog kontrakcionog stresa, vezujuće površine nisu u direktnom kontaktu sa vodom te je njihova ekspanzija ograničena, što Feilzer i sar. (1990) potvrđuju u svom istraživanju [144]. Pri tom, nasuprot brznoj polimerizacionoj kontrakciji, higroskopna ekspanzija može potrajati danima tako da je usklađenost ova dva procesa diskutabilna. Pored smanjivanja polimerizacionog kontrakcionog stresa, absorpcija vode ima negativne posledice kao što su gubitak vrednosti mehaničkih i estetskih karakteristika materijala [144].

Količina i sastav punilaca igraju važnu ulogu u pojavi polimerizacione kontrakcije. Labella i sar. (1999) u svom istraživanju mere polimerizacionu kontrakciju primenom "razmaknutih diskova" na 13 tečnih, 5 konvencionalnih kompozita i 8 dentalnih adhezivnih sistema. Nalaze da je ona značajno viša kod tečnih kompozita u odnosu na hibridne kompozite ali manja u odnosu na dentalne adhezivne sisteme [74].

Condon i sar. (2000) u svom istraživanju nalaze da veća količina punilaca smanjuje kontrakciju tokom polimerizacije jer ujedno utiče na modul elastičnosti i volumetrijsko pomeranje [145].

Kleverlan i sar. (2005) ispituju polimerizacionu kontrakciju 17 komercijalnih kompozitnih ispuna primenom dilatometrije u cilju pronalaženja korelacije dimenzionih promena u zavisnosti od sastava punilaca. U svom istraživanju nalaze da su tečni kompoziti imali najveću polimerizacionu kontrakciju i najniži modul elastičnosti u odnosu na ostale konvencionalne kompozitne materijale. Polimerizaciono skupljanje tečnih kompozita iznosilo je od 4.17 do 5.63%, dok je za konvencionalne kompozite ono bilo od 2 do 3.42%. Takođe, nalaze da je najmanja polimerizaciona kontrakcija uočena kod mikro-punjenog kompozita sa pre-polimerizovanim jezgrima [141].

Miyasaka i sar. (2009) u svom istraživanju u kojem primenjuju novu metodu merenja dimenzionalnih promena laser-pomerajućim senzorom, takođe nalaze veće polimerizaciono skupljanje tečnih kompozita u odnosu na konvencionalne sa

kontrakcijom većom od 2% za tečne kompozite za razliku od konvencionalnih čija je kontrakcija bila manja od 1,5% [146].

Stepen konverzije je takođe faktor koji utiče na polimerizacionu kontrakciju. Smanjenje stepena konverzije ima za posledicu manju kontrakciju i kontrakcioni stres, međutim, time i kompromituje mehaničke karakteristike materijala [147]. Braga i sar.(2002) u svom istraživanju nalaze da povećanje stepena konverzije dovodi do značajnog povećanja stresa ali i da poboljšava mehaničke karakteristike materijala [143].

Feilzer i sar. razvijaju koncept *C-faktora* koji predstavlja odnos između slobodnih i vezanih zidova restauracije u kavitetu. Preparacije klase I imaju C-faktor koji iznosi 5. Tačnije, pet zidova kaviteta (pulpni, vestibularni, oralni i dva aproksimalna) su u direktnoj vezi sa materijalom dok je ispun slobodnom površinom ka otvoru preparacije [148]. C-faktor ima značajan uticaj na polimerizacioni kontrakcioni stres u smislu da je on kod kaviteta gde je kompozit samo jednom stranom u kontaktu sa zubnim tkivom omogućeno pomeranje na slobodnoj strani bez stvaranja stresa, što omogućava ostvarivanje jake veze za zid kaviteta. Nikolaenko i sar. (2004) u svom istraživanju potvrđuju da je broj zidova sa kojim je materijal u kontaktu direktno proporcionalan stresu koji je automatski manje kompenzovan [149].

Primena *slojevite tehnike* aplikacije kompozita takođe uspešno utiče na redukciju polimerizacione kontrakcije povećavajući broj slojeva i obezbeđujući im optimalnu geometriju koja povećava broj “slobodnih” površina. Ovu tvrdnju potvrđuju i Park i sar. (2008) u svom istraživanju [150].

Tipovi *svetlosne aktivacije* takođe utiču na polimerizacionu kontrakciju u smislu da primena “soft-start” polimerizacije produžava vreme za relaksaciju stresa pre dostizanja gel faze.[151] Takođe, bitnu ulogu ima i udaljenost svetlosnog izvora od površine materijala, intenzitet i svetlosna dužina [152].

U pokušaju rešavanja problema polimerizacione kontrakcije na tržištu su se pojavili takozvani “nisko-skupljajući” (low shrinkage) kompoziti ili kompoziti sa niskim stepenom skupljanja koje je postignuto optimizacijom monomera (siloran) i punilaca na različite načine. Proizvođači ovih kompozita navode kontrakciju u opsegu od 0,7 do 0,9%. Ernst i sar. u svom istraživanju nalaze da četiri nisko-skupljajuća kompozita pokazuju manje vrednosti polimerizacione kontrakcije u odnosu na

konvencionalne kompozite [38]. Ipak, Marchesi i sar. (2010) u svom istraživanju ne nalaze manju polimerizacionu kontrakciju i kontrakcioni stres siloran kompozita u odnosu na hibridne [153].

Kada se analizira dimenziona stabilnost GJC, od konvencionalnih GJC se mogu očekivati dobri rezultati za razliku od smolom modificovanih GJC kod kojih iz razloga prisustva monomernih smola to nije slučaj [113]. Međutim, za razliku od smolom modificovanih GJC, osetljivost konvencionalnih GJC na vodu u ranoj fazi vezivanja, značajno može uticati na njihovu dimenzionalnu stabilnost [92].

Attin i sar. u svom istraživanju ispituju inicijalno skupljanje i volumetrijske promene šest smolom modificovanih GJC, hibridnog kompozita i hemijski polimerizujućeg smolom modificovanog GJC. Oni nalaze da je inicijalno skupljanje većine smolom modificovanih GJC bilo veće od hibridnog kompozita i hemijski polimerizujućeg GJC. Posle 28 dana skladištenja uzoraka u vodi, smolom modificovani GJC pokazali su volumetrijsku ekspanziju za razliku od hemijski polimerizujućeg smolom modificovanog GJC koji je pokazao smanjenje zapremine. Svi ispitivani GJC su imali veći ukupni sadržaj vode od kompozita [154].

Među najnovije metode ispitivanja dimenzionalnih promena materijala spada bez-kontaktno merenje primenom 3D optičkog sistema kamera-digitalnom korelacijom slike. U svom istraživanju autori nalaze da ova metoda daje pouzdano kvalitativno i kvantitativno mapiranje lokalne deformacije materijala [155].

Primenom metode 3D optičkog sistema kamera-digitalnom korelacijom slike Miletić i sar. (2011) istražuju dimenzionalne promene samo-adhezivnog tečnog kompozita (Vertise Flow, Kerr) u odnosu na konvencionalni tečni kompozit (Revolution, Kerr). Autori ne nalaze značajnu razliku u deformaciji između dva materijala. Međutim, uočena je nehomogena distribucija naprezanja duž X/Y/Z vektora. Tačnije, naprezanje duž XY vektora je bilo značajno veće na spoljašnjem prstenu uzorka u odnosu na centralni, dok je u trećoj dimenziji (Z vektor) uočeno veće naprezanje centralno u odnosu na perifenu zonu [156].

2.2.5 KVALITET IVIČNOG SPOJA DENTINSKIH ZAMENIKA

Za ispitivanje kvaliteta ivičnog spoja mogu se primenjivati kliničke i laboratorijske metode. Najčešće primenjivana klinička metoda je primena USPS kriterijuma [157]. Za razliku od kliničkih, laboratorijska istraživanja obuhvataju niz testova.

Osnovne metode ispitivanja u laboratorijskim uslovima su:

-Jačina veze (istezanje/smicanje/istiskivanje) pod pretpostavkom da što je jačina veze veća, to je i ivično zaptivanje bolje.

-Test prodora boje (mikrocurenje) pod pretpostavkom da što je manji prodor boje, to je i ivično zaptivanje bolje.

-Evaluacija ivičnog spoja pod mikroskopom (svetlosni i skening elektronski mikroskop, kvantitativna i kvalitativna metoda) pod pretpostavkom da očuvani kontinuitet spoja garantuje bolje ivično zaptivanje [158].

2.2.5.1 Jačina veze dentinskih zamenika

Za ocenu adhezivnosti dentalnih materijala, najčešće se primenjuju testovi jačine veze sa pretpostavkom da što je veza materijala i zuba bolja to će i otpornost na polimerizacioni i funkcionalni stres biti veći a time i bolje kliničke performanse materijala.

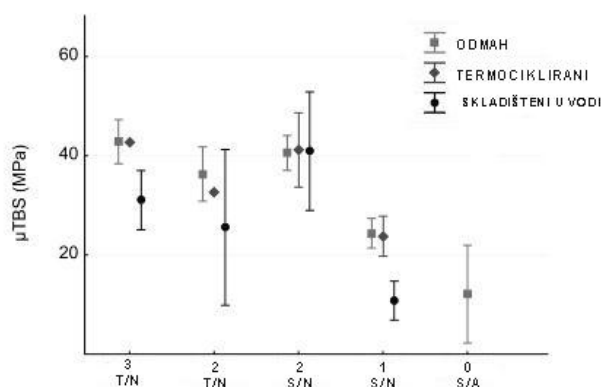
Inoue, De Munk i Van Meerbeek sa svojim saradnicima u više istraživanja primenjujući isti kontrolisani protokol, nalaze da se vrednosti jačine veze primenom testa istežanja totalno-nagrizajućih *adhezivnih sistema* (trofaznih i dvofaznih) za gled kreću u intervalu od 39 do 40 MPa [159-161]. Generalno, samo-nagrizajući adhezivni sistemi pokazuju značajno slabiju jačinu veze. Mada, jačina veze nekih od dvofaznih samo-nagrizajućih sistema dostiže jačinu veze totalno-nagrizajućih u vrednosti od 30 MPa [162].

Jednofazni samo-nagrizajući adhezivni sistemi u većini istraživanja pokazuju najslabiju jačinu veze sa dentinom. Nasuprot njima, trofazni totalno-nagrizajući adhezivni sistemi pokazuju najjaču vezu. Između dvofaznih totalno-nagrizajućih i dvofaznih samo-nagrizajućih adhezivnih sistema u većini istraživanja nisu nađene statističke razlike [8].

Meiers i sar. (2001) u svojoj dvogodišnjoj studiji ispituju jačinu veze sa dentinom primenom testa smicanja tri hemijski različita dvofazna totalno-nagrizajuća adhezivna sistema. Oni nalaze da su sistemi sa etanolskim i acetonskim rastvaračima imali značajno jaču vezu posle 12 meseci u odnosu na početne vrednosti dok je sistem sa vodenim rastvaračem imao značajno jaču vezu u odnosu na početne vrednosti posle 18 meseci. Međutim posle 24 meseca adhezivni sistemi sa etanolskim i vodenim rastvaračem su pokazali značajno slabiju vezu u odnosu na početna merenja. Tokom trajanja eksperimenta adhezivni sistemi sa acetonskim i etanolskim rastvaračima su imali značajno jaču vezu u odnosu na sistem sa vodenim rastvaračem [163].

Pretraživanjem literature u potrazi za istraživanjima koja se bave jačinom veze dentalnih materijala i dentina nailazi se na veliki broj radova različitog protokola i metodologije. Iz tog razloga su meta-analize veoma značajne za dobijanje opšte slike o rezultatima jačine veze pojedinih adhezivnih sistema.

De Munck i sar. u svojoj meta-analizi iznose objedinjene podatke iz 295 studija koje su obuhvatale kratkoročna i dugoročna merenja jačine veze primenom testa istezanja, smicanja i istiskivanja u makro i mikro varijanti [164]. Analizirajući svih 295 istraživanja oni nalaze da je inicijalna jačina veze trofaznih totalno-nagrizajućih adhezivnih sistema (T/N) ista kao i inicijalna jačina veze kod dvofaznih samo-nagrizajućih sistema dok je inicijalna jačina veze dvofaznih totalno-nagrizajućih sistema u odnosu na predhodne slabija. Najslabija inicijalna veza uočava se kod jednofaznih samo-nagrizajućih adhezivnih sistema (S/N) i samo-adhezivnih tečnih kompozita (S/A). Međutim, dugoročna jačina veze (posle skladištenja) je znatno slabija kod trofaznih i dvofaznih totalno-nagrizajućih sistema za razliku od dvofaznih samo-nagrizajućih sistema čija jačina veze ostaje na istom nivou kao i inicijalne vrednosti. (Grafikon 2)



Grafikon br.2 Srednje vrednosti jačine veze adhezivnih sistema (meta-analiza)

Najnovije istraživanje Bektas i sar. (2013) u kojem ispituju jačinu veze smicanjem samo-adhezivnog tečnog kompozita (Vertise Flow) i konvencionalnog tečnog komozita i dentina (sa i bez adhezivnog sistema) pokazuje da je jačina veze bila najjača kada je samo-adhezivni tečni kompozit primenjen sa adhezivnim sistemom. Međutim, u istom istraživanju test mikroocurenja je pokazao da je ivično zaptivanje samo-adhezivnog tečnog kompozita i dentina bez adhezivnog sistema bilo isto kao i kod konvencionalnog tečnog kompozita sa adhezivnim sistemom [165].

Ispitivanja jačine veze *GJC* primenom testa istezanja nalaze da je njihova jačina veze sa dentinom značajno slabija nego kod kompozitnih materijala i iznosi od 5 do 7 MPa [166].

Peutzfeldt i sar. u svom istraživanju su ispitivali jačinu veze primenom testa istezanja sedam konvencionalnih, tri smolom modifikovana *GJC* i dva kompomerna materijala na kondicioniranom i nekondicioniranom dentinu. Oni nalaze da su se srednje vrednosti jačine veze kretale od 0 do 8,5 MPa za nekondicionirani dentin, dok su srednje vrednosti jačine veze za kondicionirani dentin bile od 0,5 do 13,7 MPa. Uočena je jača veza sa dentinom kod konvencionalnih *GJC* za razliku od jačine veze smolom modifikovanih *GJC* i kompomera [167].

Yip i sar. u svom istraživanju ispituju jačinu veze primenom testa istezanja tri konvencionalna *GJC* sa indikacijom trajnih ispuna. Oni nalaze da se jačina veze sa dentinom kreće u opsegu od 12-15 MPa [168].

Smatra se da merenje jačine veze primenom testa istezanja (μ TBS) nije preporučljivo za glas-jonomer cimente, tačnije za materijale sa slabijom vezom za

zubna tkiva iz razloga pucanja veze tokom pripreme i sečenja uzoraka. Još jedan od razloga je i činjenica da se tokom izvođenja testa istežanja ne može sa sigurnošću potvrditi (ukoliko se ne uradi SEM analiza) da li je do pucanja došlo iz razloga slabih mehaničkih osobina materijala [166]. Ovu tvrdnju potvrđuju i Inoue i sar. koji nalaze da je jačina veze GJC slična kao kod dvofaznih samo-nagrizajućih adhezivnih sistema ali da se pri pucanju veze prekid dešava na nivou glas-jonomernog materijala više nego na samom spoju sa tvrdim zubnim tkivom [169].

Gordan i sar. u svom istraživanju mere jačinu veze primenom testa *smicanja* dva smolom modifikovana GJC i dva dvofazna totalno-nagrizajuća adhezivna sistema sa dentinom i gleđi. Oni nalaze da je veza sa gleđi bila značajno jača za adhezivne sisteme u odnosu na GJC, dok je veza sa dentinom bila značajno jača za GJC u odnosu na adhezivne sisteme [170].

Thean i sar. u svom istraživanju upoređuju jačinu veze primenom testa *smicanja* između smolom modifikovanog GJC i konvencionalnog GJC sa dentinom mlečnih i stalnih zuba. Oni nalaze da je jačina veze bila značajno viša kod smolom modifikovanih GJC (22MPa) u odnosu na konvencionalne (6MPa) dok nije uočena značajna statistička razlika u jačini veze u stalnih i mlečnih zuba za oba ispitivana materijala [171]. Da je jačina veze sa dentinom jača kod smolom modifikovanih GJC u odnosu na konvencionalne GJC koji su se u grupi od 6 ispitivanih materijala pokazali kao “najlošiji” nalaze i Almuammar i sar. u svom istraživanju [172].

Kako se GJC u kliničkoj praksi često koriste u okviru “sendvič” tehnike neophodno je ustanoviti i jačinu veze koju ostvaruju sa kompozitnim ispunima. Babannavar i sar. u najnovijem istraživanju ispituju jačinu veze primenom testa *smicanja* siloran nano-komozita sa smolom modifikovanim nano-jonomernim GJC i konvencionalnim GJC. U svom istraživanju nalaze da je srednja vrednost jačine veze kompozita sa smolom modifikovanim GJC iznosila 17,14 MPa, sa nano-jonomernim GJC 15,34 MPa, dok je srednja vrednost jačine veze sa konvencionalnim GJC bila 14,12 MPa. Smolom modifikovani GJC su ostvarili značajno jaču vezu sa kompozitom [173].

Chandak i sar. ispituju jačinu veze *smicanjem* dva adhezivna sistema (totalo-nagrizajući i samo-nagrizajući) koja povezuju kompozit sa smolom modifikovanim GJC dodajući i kontrolnu grupu u kojoj adhezivni sistem nije aplikovan između ova dva

materijala. Rezultati istraživanja pokazuju da je najjača veza ostvarena aplikacijom samo-adhezivnog sistema (2,74 MPa) dok su veze sa totalno-nagrizajućim adhezivnim sistemom (1,89 MPa) i bez adheziva (1,42 MPa) bile slabije [174].

Suresh i sar. (2011) upoređuju jačinu veze primenom testa smicanja između konvencionalnog GJC (Fuji II, GC) i visoko viskoznog GJC (Fuji IX, GC) skladištenih u salivi. U istraživanju nalaze da su srednje vrednosti smicanja za Fuji II iznosile 4 MPa (saliva) odnosno 6 MPa (bez salive) dok su za Fuji IX srednje vrednosti iznosile 6,5MPa. Jačina veze Fuji II nakon stajanja u salivi bila je statistički značajno slabija u odnosu na preostale tri grupe među kojima nije bilo statistički značajne razlike [175].

Nujella i sar. (2012) u svom istraživanju u kojem ispituju jačinu veze smicanjem smolom modifikovanog GJC, konvencionalnog GJC, kompomera i kompozita sa dentinom, nalaze da su kompomeri ostvarili značajno jaču vezu u odnosu na smolom modifikovane i konvencionalne GJC ali slabiju u odnosu na kompozit [176].

2.2.5.2 Mikrocurenje

Jačina veze i polimerizacioni stres su jedni od osnovnih faktora nastanka ivične pukotine i pojave fenomena mikrocurenja. Kontrakcioni stres je posledica skupljanja materijala tokom polimerizacije kada istovremeno sa silama kontrakcije u suprotnom smeru deluju i sile adhezivne veze. Kada intenzitet kontrakcionog stresa nadvlada jačinu adhezivne veze dolazi do pojave ivične pukotine usled nemogućnosti održanja adhezije sa zubnim tkivom [28-30].

Mikrocurenje se definiše kao klinički neotkriveni prolaz tečnosti, bakterija, fluida, molekula ili jona između zidova kaviteta i restaurativnog materijala [177].

Svi materijali koji sadrže smole skupljaju se u određenoj meri i izazivaju stres na spoju koji dovodi do formiranja puktine. Nijedan postojeći adhezivni sistem i dalje nema mogućnost potpunog marginalnog zaptivanja i prevencije mikrocurenja, naročito kada je rub kaviteta u dentinu.

Svrha testa mikrocurenja je analiza sposobnosti zaptivanja restauracije u okviru kaviteta na ekstrahovanim zubima i davanje prognoze o budućem kliničkom ponašanju

ispitivanog materijala u smislu pojave sekundarnog karijesa, prebojavanja ivice ispuna, postrestaurativne osetljivosti ili oboljevanja pulpo-dentinskog kompleks. Nakon aplikacije materijala u kavitete najčešće klase V i klase II, uzorci se izlažu različitim agensima: organskim bojama (fuksin, metilensko plavo, rodamin, eritrozin, eozin...itd.), srebro-nitratu, radioaktivnim markerima, bakterijama ili hidrodinamičkoj kretnji tečnosti (fiziološki rastvor) te se kasnije različitim metodama meri njihov prodor [158].

Najčešće primenjivana metoda ispitivanja mikrocurenja je primena pasivnog prodora organskih boja na ekstrahovanim zubima čije čestice mogu biti različitih dimenzija i afiniteta prema supstratu. Istraživanja pokazuju da vrsta izabrane boje, bitno ne utiče na dobijene rezultat [178].

Na rezultate prodora boje utiče više faktora kao što su konfiguracija kaviteta, izbor tehnike aplikacije materijala, način "starenja" uzoraka, metoda ispitivanja [158]. Da je konfiguracija kaviteta bitna dokazuju i Santini i sar. koji nalaze da je prodor boje veći na spoju materijala sa dentinom u odnosu na spoj sa gleđi ispitivanjem sedam samonagrizajućih adhezivnih sistema na preparacijama klase V [179].

Dilema uklanjanja razmaznog sloja postoji između brojnih autora po pitanju poboljšanja adhezije materijala. Da razmazni sloj predstavlja osnovni put prodora mikroorganizama potvrđuju i Wieczkowski i sar. u svom istraživanju kvaliteta veze na kavitetima klase V primenom nekoliko dentalnih adhezivnih sistema koji ga samo modifikuju, metodom pasivnog prodora 50% srebro-nitrata [54].

Drugačiji stav po ovom pitanju imaju Srisawaski i sar. koji su istraživali da li uklanjanje razmaznog sloja utiče na pojavu mikropukotine kod kaviteta klase V. Oni nalaze da prisustvo razmaznog sloja nije imalo nikakvog uticaja na pojavu mikropukotine, ali preporučuju njegovo uklanjanje kada se u restaurativnoj proceduri koriste GJC [55].

Lokalizacija kaviteta igra bitnu ulogu u adheziji restaurativnih materijala. Restauracija nekarijesnih cervikalnih lezija specifična je zbog česte lokalizacije njihovih rubova u dentinu i/ili cementu. Ova karakteristika čini cervikalni rub podložnijim mikrocurenju, uzrokujući marginalnu diskoloraciju ispuna, post-restaurativnu osetljivost i pojavu sekundarnog karijesa [180].

Ozet i sar. (2008) istražuju cervikalno mikrocurenje koronarno i aplikalno od gleđno-cementne granice nanokopozita u odnosu na hibridne kompozite kaviteta klase

II i nalaze da lokacija gingivalnog ruba utiče na prodor boje. Prodor boje kod ispuna restaurisanim nanokompozitima bilo je značajno manje u odnosu na hibridne [181].

Stojanac i sar. (2009) ispitivanjem mikropropustljivosti kompozitnih ispuna postavljenih u cervikalnom delu vestibularnih površina zuba sa ivicama u dentinu, nalaze da je mikropropustljivost gingivalnog zida kaviteta u odnosu na mikropropustljivost okluzalnog zida kaviteta statistički značajno veća, što je još jedna potvrda otežanog stvaranja dobre adhezivne veze u cervikalnoj trećini krunice zuba [182].

Gupta i sar.(2011) ispitivali su prodor boje (srebro nitrata) na kavitetima klase I poredeći 6 restaurativnih materijala i uočili najmanji prodor boje kod nanokompozita a najveći kod materijala na bazi GJC [183].

Svakako da najveću ulogu u mikopropustljivosti ne igraju toliko kompozitni materijali koliko dentalni adhezivni sistemi i njihov potencijal da ostvare intimnu vezu sa zubnim tkivom. Bravis i sar. (2012) ispituju prodor boje (0,25% Rodamin B) na kavitetima klase MOD upoređujući jednofazni samo-nagrizajući i dvofazno totalno-nagrizajući adheziv. Oni nalaze značajno veći prodor boje kod kaviteta kod kojih je aplikovan jednofazni samo-nagrizajući adheziv [184]. Hafer i sar. (2013) u svom eksperimentalnom i kliničkom istraživanju takođe ispituju interakciju spoja, mikrocurenje, funkcionalne, estetske i biološke karakteristike jednofaznog samo-nagrizajućeg i dvofazno totalno-nagrizajućeg adhezivnog sistema u kombinaciji sa hibridnim kompozitom. Eksperimentalno istraživanje pokazuje da je prodor boje bio značajno veći kod jednofaznih samo-nagrizajućih adheziva. Četvorogodišnja klinička studija takođe potvrđuje značajno veću pojavu gubitka marginalnog integriteta i značajno veći broj prebojavanja ivica kod jednofaznih samo-nagrizajućih adheziva [185].

Ispitivanje mikropropustljivosti samo-adhezivnog tečnog kompozita (Vertise Flow, Kerr) aplikovanog sa i bez dvofaznog totalno-nagrizajućeg adhezivnog sistema na preparacijama klase V, nije dalo statistički značajnu razliku prodora boje [165]. Konvencionalni tečni kompoziti kao materijali koji imaju manji procenat punilaca, imaju veću polimizacionu kontrakciju [186, 187]. Iz tog razloga pojava ivične propustljivosti predstavlja jedan od problema ovih materijala. Tu tvrdnju dokazuju i Korkmaz i sar. u svom istraživanju koji nalaze da ni jedan od četiri ispitivana tečna

lajnera u funkciji podloge ispod kompozita nije pokazao otpornost prema pojavi ivične propustljivosti prodorom 0.5% baznog fuksina [188].

Od GJC kao materijala sa relativno dobrom dimenzionalnom stabilnošću i hemijskom vezom sa zubnim tkivom očekuje se i dobra marginalna adaptacija. Od konvencionalnih GJC očekuje se bolje ivično zaptivanje u poređenju sa smolom modifikovanim GJC jer ne sadrže smolu a samim tim ni mogućnost polimerizacione kontrakcije [99, 171]. Međutim, ove tvrdnje ne potvrđuju sva istraživanja uz moguće objašnjenje da apsorpcioni potencijal HEMA prema vodi ima važnu ulogu u kompenzaciji skupljanja materijala kao i činjenica da smolom modifikovani GJC ostvaruju jaču vezu sa dentinom [171, 189]. Među njima je i istraživanje Xie i sar. koji nalaze značajno bolje ivično zaptivanje kod smolom modifikovanih GJC, kompomera i tečnih kompozita u odnosu na konvencionalne GJC [190].

Rekha i sar. (2012) takođe u svom istraživanju ispituju ivično zaptivanje primenom testa prodora boje (2% bazni fuksin) između smolom modifikovanog GJC (Fuji II LC), konvencionalnog GJC (Fuji IX) i kompomera (Compoglass) i nalaze značano manji prodor boje kod smolom modifikovanog GJC [191].

Chuang i sar. u svojoj studiji nalaze da su smolom modifikovani GJC u dubokim kavitetima klase II sa ivicama u dentinu imali isto ili bolje ivično zaptivanje u poređenju sa tečnim kompozitima, kompomerima i univerzalnim kompozitima [192].

Međutim, Malik sar. (2013) u svom istraživanju ispituju mikrocurenje tri materijala: dva tečna kompozita i jedan konvencionalni GJC (Fuji IX, GC, Japan) koja se koriste u funkciji podloge ispod kompozitnih ispuna. Oni ispituju mikrocurenje preparacija klase II na gingivalom stepeniku apikalno od gleđno cementne granice sa ivicom u dentinu primenom 0,5% baznog fuksina. Kao kontrolnu grupu koriste preparacije bez aplikacije podloge. Rezultati koje su dobili pokazuju da je mikrocurenje uočeno kod svih ispitivanih materijala ali da je najmanji mikroprodor boje uočen za konvencionalni GJC [193]. Ovim rezultatima se i dalje nastavlja dilema boljeg ivičnog zaptivanja između konvencionalnih i smolom modifikovanih GJC.

2.2.6 TRIKALCIJUM-SILIKATNI CEMENT

Nekoliko godina aktivnog i saradničkog istraživanja između nekoliko univerziteta dovelo do stvaranja nove kalcijum-silikatne formulacije koja je pogodna kao zamena za dentin, naročito u slučajevima ekstenzivnih oštećenja krunice zuba [194, 195]. Pored već postojećeg endodontski reparatornog materijala pod nazivom mineral-trioksidni agregat (MTA) sličnog hemijskog sastava ($\text{Ca}_3\text{SiO}_5/\text{voda}$) koji ima visoku biokompatibilnost, istraživanjem se dolazi do materijala unapređenih fizičko-hemijskih svojstava (skraćeno vreme vezivanja i bolje mehaničke karakteristike) [196]. Ova svojstva učinila su trikalcijum silikatni cement klinički jednostavnim za rukovanje u odnosu na MTA i kompatibilnim ne samo za klasične endodontske procedure, nego i za restauraciju vitalnih zuba.

Obzirom da se trikalcijum silikatni cement tek nedavno pojavio na stomatološkom tržištu, istraživanja ovog materijala za sada su malobrojna. Međutim, na osnovu dosadašnjih ispitivanja već se mogu izvesti određeni zaključci. Pre svega, ovaj materijal se može smatrati bioaktivnim. Dokazan je uticaj trikalcijum silikatnog cementa na formiranje reakcionog dentina, stimulacijom i diferencijacijom odontoblastnih ćelija u indirektnom prekrivanju pulpe. Ovim se može potvrditi opravdanost njegove kliničke primene u terapiji i regeneraciji pulpo-dentinskog kompleksa [197]. Takođe, smatra se da je trikalcijum silikatni cement jedan od najbiokompatibilnih biomaterijala u stomatologiji što demonstriraju svi primenjeni ISO standardni testovi, kao i različita pretklinička i klinička istraživanja [198, 199]. Smatra se da je sposobnost zaptivanja novog biomaterijala ekvivalentna sa sposobnošću GJC-cementima bez potrebe za bilo kakvom pripremom površine dentina [200]. Svojom specifičnom hemijskom strukturom omogućava poboljšanje mehaničkih karakteristika tokom vremena [201, 202]. Pored uobičajenih endodontskih indikacija kalcijum-silikatnih cemenata (perforacija ili resorpcija, apeksifikacija, apeksna hirurgija...itd.), trikalcijum silikatni cement pokazuje i svoja restaurativna svojstva u odnosu na kompozitne materijale. Obezbeđuje dobro zaptivanje kod restauracija dubokih i velikih karijesnih lezija, bez post-restaurativne osetljivosti i osigurava dugotrajnost nadoknade kod vitalnih zuba [17].

2.2.6.1 Sastav i struktura tri kalcijum silikatnog cementa

Tri kalcijum silikatni cement predstavlja materijal koji kao i ProRoot MTA i Portland cement pripada grupi cemenata na bazi kalcijuma [203, 204]. Na stomotaloškom tržište stiže pod nazivom Biodentin (Septodont, Saint Maur des Fosses, France). Glavnu komponentu praha čini trikalcijum silikat uz dodatak kalcijum karbonata i cirkonijum dioksida. Tečnost predstavlja rastvor kalcijum hlorida i voda-redukujućeg agensa. Sastav komponenti praha i tečnosti prikazan je u Tabeli 1. Kao kod svih cemenata tako i kod Biodentina tokom vezivanja dolazi do formiranja gelozne faze u kojoj je omogućena dalja jonska razmena. U poređenju sa drugim cementima na bazi kalcijuma za ovaj materijal se smatra da ima dve prednosti: brže vreme vezivanja koje iznosi od 6- 12 minuta i bolje mehaničke karakteristike [202].

Tabela br.1 Tabelarni prikaz komponenti Biodentina

PRAH	TEČNOST
trikalcijum silikat ($3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$)	kalcijum hlorid ($\text{CaCl}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$)
kalcijum karbonat (CaCO_3)	voda redukujući agens
cirkonijum dioksid (ZrO_2)	voda

- Trikalcijum silikat predstavlja glavnu komponentu praha i odgovoran je za regulisanje reakcije vezivanja
- Kalcijum karbonat ima ulogu punilaca koji je odgovoran za mehaničke karakteristike
- Cirkonijum dioksid daje materijalu radio-opacitet
- Kalcijum hlorid ima ulogu akceleratora vezivanja
- Voda redukujući agens, redukuje viskoznost cementa i na bazi je polikarboksilata ali u modifikovanoj formi koja obezbeđuje kratkoročnu otpornost. Tačnije, redukuje količinu vode u prah/tečnost miksturi čime obezbeđuje lakše rukovanje materijalom.

Biodentin se nalazi u kapsuliranoj formi koja mu obezbeđuje optimalan odnos praha i tečnosti. Proizvođač predlaže dodavanje 5 kapi tečnosti u kapsulu sa prahom a zatim mešanje u mikseru pri brzini od 4000-4200 rotacija/min. u trajanju od 30 sekundi.

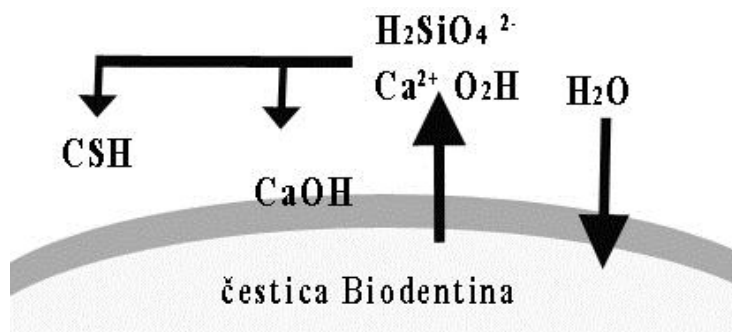
Radno vreme ne sme biti duže od 6 minuta a samo trajanje aplikacije oko 1 minut jer u suprotnom dolazi do pucanja kristalne strukture što ometa proces očvršćivanja i rezultuje neadekvatnim mehaničkim karakteristikama materijala. Tačan odnos praha i tečnosti nije striktan te se količina tečnosti može modifikovati u zavisnosti od indikacije.

2.2.6.2 Očvršćivanje trikalcijum silikatnog cementa

Kalcijum silikat ima mogućnost interakcije sa vodom koja kao krajnji ishod dovodi do očvršćavanja cementa. Reakcija hidratacije trikalcijum silikata ($3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2 = \text{C3S}$) dovodi do stvaranja hidratisanog kalcijum silikatnog gela (CSH gel) i kalcijum-hidroksida ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) po sledećoj formuli:



Opisana reakcija odvija se na površini svakog zrna kalcijum silikata. CSH gel i višak kalcijum hidroksida imaju tendenciju da se talože na površini čestica praha i u šupljinama (porama), dovodeći do zasićenja u medijumu (Slika1)[205, 206].



Slika br.1 Šematski prikaz hidratacije trikalcijum silikata

Neizreagovane trikalcijum silikatne čestice su okružene slojem CSH gela koji je relativno nepropustljiv za vodu, čime se usporavaju dalje reakcije. Formirani CSH gel dovodi do stalne hidratacije trikalcijum silikata i ponovnog stvaranja novog CSH gela i kalcijum hidroksida, čime se postepeno popunjava prostor između trikalcijum silikatnih zrna. Proces očvršćavanja rezultira formiranjem kristala koji se deponuju u superzasićeni rastvor. U vezanom cementu se shodno tome mogu očekivati sledeće faze; čiste neizreagovane čestice kalcijum silikata, hidratirani kalcijum silikatni gel (CSH gel), porozni prostor ispunjen sadržajem kalcijum hidroksida i porozni kapilarni prostor [195, 206]. Shodno oslobađanju kalcijum hidroksida, materijal je visoko bazan sa vrednosti pH 12.

Na površini cementa posmatrano na SEM-u nedelju dana posle mešanja vide se kalcijumom bogate strukture različitih dimenzija. Uočavaju se kristali kalcijum karbonata u obliku dijamanta (rombohedar) i heksagonalne ploče kalcijum hidroksida. Celokupna površina je neravna i nehomogena [203]. Ovakve forme opisao je i Taylor 1997 godine. Prema ovom autoru, kalcijum hidroksid kristališe u obliku ploča ili šestostranih prizmi [207]. Može se smatrati da CSH gel predstavlja neku vrstu matriksa cementa a kristali kalcijum karbonata u vidu punilaca popunjavaju prostore između čestica. Tako kalcijum karbonat ima ulogu aktivnog učesnika u procesu hidratacije i kao punilac koji materijalu poboljšava mehaničke karakteristike [206].

Proces očvršćavanja rezultuje depozicijom kristala u superzasićeni rastvor. U fazi očvršćavanja razlikuju se četiri faze: neizreagovane čestice cementa, CSH gel, pore ispunjene kalcijum hidroksidom i porozni kapilarni prostor [206].

Očvršćavanje Biodentina je vremenski zavisno jer nakon mešanja praha i tečnosti ne dolazi do ostvarivanja potpune reakcije vezivanja. Potpuno vezivanje Biodentina ostvaruje tokom 2 nedelje. Tokom inicijalne faze vezivanja Biodentina, dolazi do pojave poroznosti koja se postepeno popunjava tokom narednih dana novim kristalnim strukturama. Tokom završne faze vezivanja, čvrsta faza se pojačava i konačno dostiže maksimum [208].

U cilju postizanja kratkog vremena vezivanja (12 minuta) i zadovoljavajućih mehaničkih svojstava koje odgovaraju prirodnom dentinu, kalcijum silikat se ne može koristiti sam. Vreme vezivanja kalcijum silikatnih cemenata obično je u rasponu od nekoliko sati, što je predugo za većinu protokola u kliničkoj praksi.

Modifikacija (skraćenje) vremena vezivanja postiže se kombinacijom različitih efekata. Veličina čestica u velikoj meri utiču na vreme vezivanja u smislu, što je veća specifična površina, kraće je i vreme vezivanja kalcijum silikatnih cemenata [204]. Takođe, reakcija se ubrzava i dodavanjem tečnog kalcijum hlorida koji predstavlja dobro poznat i veoma efektan akcelerator hidratacije i vezivanja Portland cemenata. Moć akceleracije ove soli je direktno proporcionalna njegovoj koncentraciji [209].

Wang i sar. (2008) ispituju uticaj različitih količina tečnog kalcijum hlorida (0%, 0,5%, 10% i 15% kalcijum hlorida u dejonizovanoj vodi) na vreme vezivanja, pH i kompresivnu čvrstoću trikalcijum silikatnog cementa. Rezultati su pokazali da je i inicijalno i krajnje vreme vezivanja značajno skraćeno (od 180min. na 90 min. odnosno, od 90 na 50 min.) sukcesivnim dodavanjem većih koncentracija kalcijum hlorida. Vrednosti pH su bile značajno niže kod 15% dodatog kalicujm hlorida u odnosu na čist trikalcijum silikatni cement. Kompresivna čvrstoća je nakon 7 dana porasla sa 5,28 na 23,46 MPa sa povećavanjem kalcijum hlorida od 0 na 10% [208].

Elektromehaničke karakteristike cementa u okviru čvrste faze zavise od jonske pokretljivosti slobodnih jona u porama ispunjenim elektrolitom. Jedna od mogućih metoda merenja očvršćavanja cemenata je i impedantna spektroskopija. Ona predstavlja ne-destruktivni metod merenja očvršćivanja materijala u okviru koje se može pratiti električni otpor koji raste opadanjem poroznosti materijala [210].

Pogodnost impedantne spektroskopije kao metode proveravaju i Villat i sar. (2010) koji ispituju vreme očvršćivanja tri cementa; Trikalcijum silikatni cement (Biodentin, Septodont), smolom modifikovan GJC (Fuji II, GC) i konvencionalni GJC (Fuji IX, GC) u eksperimentu koji je trajao dve nedelje. Rezultati su pokazali stabilizaciju vrednosti otpora za GJC nakon 5 dana, dok je za trikalcijum silikatni cement bilo potrebno duže vreme (14 dana). Autori zaključuju da je impedantna spetrokopija validan metod za registrovanje jonske pokretljivosti, poroznosti i očvršćivanja svih dentalnih hidrogel materijala [211].

2.2.5.2.1 Aktivna biosilikatna tehnologija

Dosadašnji poznati kalcijum silikatni materijali iako veoma biokompatibilni imaju dugo vreme vezivanja (više od 2 sata) i otežano rukovanje. U cilju prevazilaženja ovih problema razvijena je tzv “*Aktivna Biosilikatna Tehnologija*”. Ona podrazumeva kontrolu procesa formulacije materijala tokom svakog koraka od početka do kraja, primenom isključivo čistih sirovina.

Uobičajeni kalcijum silikatni dentalni cementi (Portland cement, MTA) sadrže neprećišćenu mešavinu kalcijum-silikata, kalcijum-aluminata, kalcijum-aluminoferita, kalcijum-sulfata, arsena i olova zajedno sa niskim koncentracijama metalnih nečistoća (hrom, olovo...itd.) koji dolaze iz prirodnih minerala [196]. Jedini način dostizanja ciljeva u pogledu kontrole čistoće, visoke mehaničke čvrstoće i optimalnog vremena vezivanja, je sintetisanje potpuno čistog kalcijum silikatnog proizvoda. Primenom aktivne biosilikatne tehnologije sada postoji mogućnost da se obezbedi čista kalcijum silikatna formulacija uz odsustvo bilo kakvih nečistoća kao što su aluminati i kalcijum-sulfati [195].

Camilleri i sar.(2012) upoređuju nekoliko cemenata na bazi trikalcijum silikata; Portland cement, čisti trikalcijum silikat, Biodentin, Bioagregat i MTA u pogledu determinisanja njihovog hemijskog sastava i oslobađanja arsena, olova i hroma u kiseloj sredini i Henkovom rastvoru (eng. Hank’s balanced salt solution (HBSS)). Za hemijsku analizu primenjuju rendgensku (eng.X-ray) fluorescenciju (XRF), dok za merenje oslobađanja elemenata primenjuju plazma/masenu spektroskopiju (eng. Inductively coupled plasmamass spectrometry ICP-MS). U svim materijalima nalaze iste vrednosti oksida koji uglavnom pripadaju kalcijum i silicijum oksidu. Kod Portland cementa i MTA nalaze i aluminijum oksid. Količina oslobođenog arsena i olova bila je značajno veća u kiseloj sredini u odnosu na Henkov rastvor u kojem su registrovane minimalne vrednosti, osim za Portland cement kod koga su one bile značajno visoke. Autori zaključuju da se kod svih cemenata na bazi trikalcijum silikata oslobađaju minimalne količine nečistoća u kontaktu sa telesnim tečnostima [212].

Camilleri i sar. (2013) upoređuju Portland cement i trikalcijum silikatni cement u pogledu njihovog hemijskog sastava i pH vrednosti primenom skening

elektronske mikroskopije (SEM), rendgen disperzivne analize (EDX) i rendgen difrakcione analize nakon 28 dana. Oni nalaze da se Portland cement sastoji iz 68% trikalcijum silikata, dok je trikalcijum silikatni cement bio 99% čist. Tokom hidratacije oba cementa su dovela do stvaranja hidratisanog kalcijum silikatnog gela (CSH) i kalcijum hidroksida. Oslobođanje kalcijuma bilo je značajno veće u Henkovom slanom rastvoru nego u vodi za oba materijala, ali je trikalcijum silikatni cement pokazao značajno veće oslobođanje kalcijuma u odnosu na Portland cement. Shodno većem oslobođanju kalcijuma iz trikalcijum silikatnog cementa i njegova pH vrednost je bila značajno veća. Shodno dobijenim rezultatima autori navode da trikalcijum silikatni cement zbog svoje “čistoće” može u budućnosti predstavljati adekvatnu zamenu komponente Portland cementa u MTA [205].

Još jedno istraživanje Camillerija i sar. (2013) analizira hemijski sastav, hidrataciju i bioaktivnost tri vrste trikalcijum silikatnih cemenata (Biodentin, MTA i laboratorijski napravljen cement bez aditiva i kalcijum karbonata) u kojem nalazi povećane vrednosti aluminijuma, silicijum oksida, veću poroznost i sporiju hidrataciju kod MTA. Dobijene rezultate autori objašnjavaju činjenicom da je najveći procenat trikalcijum silikata u MTA nepročišćen, odnosno potiče od sirovog materijala. Kod sva tri cementa uočena je precipitacija hidroksiapatita u kontaktu sa simuliranom tkivnom tečnošću [213].

2.2.6.3 Ostvarivanje veze trikalcijum silikatnog cementa i zuba-karakteristike

Spoj trikalcijum silikatnog cementa i zuba može se okarakterisati istom vezom koju ostvaruju svi cementi na bazi kalcijuma (MTA, Portland cement) a koja se zasniva na formiranju “dentinskih mostova” i precipitaciji hidroksiapatita [214, 215]. Tačnije, radi se o formiranju mikromehaničke veze i prodoru precipitata u dentinske tubule koji formirajući mineralne “tagove” (produžetke) doprinose adhezivnom svojstvu materijala. Daljim procesom rasta kristala koji se nalaze u dentinskim tubulima dolazi do mikromehaničkog “usidranja” sa mogućom jonskom razmenom između cementa i zubnog tkiva [216].

Han i sar. (2011) analiziraju i upoređuju prodor kalcijuma i silicijuma Biodentina i MTA u dentin korena zuba posle 1, 7, 30 i 90 dana stajanja uzoraka u simuliranoj tkivnoj tečnosti, odnosno u fosfatnom puferu. SEM analiza je pokazala prisustvo tzv. “itermedijalnog sloja” i “prstolikih” struktura u dentinskim tubulima duž spoja dentina i ispitivanih materijala. Mapiranje elemenata itermedijalnog sloja je pokazalo povećane vrednosti za Ca i Si koji su rasli tokom vremena za oba materijala. Međutim dentinska zona bogata Ca i Si, tačnije, dubina njihovog prodora u dentin, bila je značajno šira kod Biodentina u odnosu na MTA. Povećanje odnosa Ca/P registrovan je kod oba materijala u odnosu na kontrolni. Autori zaključuju da su oba materijala dovela do prodora (ugradnje) kristala Ca i Si u dentinske tubule, što je dubina prodora bila značajno veća za Biodentin [217].

Atmeh i sar. (2012) analiziraju spoj trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin) i konvencionalnog GJC (Fuji IX, GC) sa dentinom, primenom konfokalne laser skening mikroskopije (CLSM), skening elektron mikroskopije (SEM) i mikro-Raman spektroskopije. Rezultati ukazuju na formiranje “prstolikih” struktura duž spoja sa Biodentinom koju nazivaju “mineralna infiltraciona zona”. Navode da u ovoj zoni dolazi do alkalno-kaustičnog efekta usled dejstva kalcijum silikatne hidratacije koja dovodi do degradacije kolagenih komponenti dentina na spoju. Ova degradacija dovodi do formiranja poroznog sloja koja promovise dalji prodor Ca^{2+} , OH^- i CO_3^{2-} jona što povećava dalju mineralizaciju u toj regiji. Komparacija spoja sa dentinom oba materijala pokazuje da se u slučaju Biodentina uočava mineralna infiltracija dentina za razliku od GJC gde se uočava infiltracija poliakrilne, tartarne kiseline i njihovih soli u dentin. Autori preporučuju termin “mineralna infiltraciona zona” za spoj dentina sa svim cementima na bazi kalcijum silikata [216].

Han i sar. (2013) upoređuju sposobnost tri materijala na bazi kalcijum silikata (Biodentina, MTA i siler) za produkciju apatitnih kristala i ugradnju Ca i Si u dentin kanala korena zuba posle 1, 7, 30 i 90 dana stajanja u fosfatnom puferu. Svi materijali su doveli do precipitacije Ca/P i formiranje “prstolikih” produžetaka u dentinskim tubulima koji su se uglavnom sastojali od Ca, P i Si što sugerise intratubularnu difuziju materijala. Dubina inkorporacije Ca i Si i koncentracija otpuštenog Ca, bila je značajno veća kod Biodentina u odnosu na ostale materijale [15].

Poznato je da bakterijska aktivnost kroz kisele metaboličke produkte, kiselu hranu i piće predstavljaju glavne faktore za demineralizaciju tvrdog zubnog tkiva i pojavu karijesa, erozije i osetljivosti [218]. Sredstva na bazi fluora i dalje predstavljaju najmoćnije oružje u borbi protiv demineralizacije [66]. Potencijal mineralizacije zubnog tkiva od strane trikalcijum silikatnih cemenata navela je Wang i sar. (2012) da ispituju njihovog efekat na smanjivanje demineralizacije primenom Knoop-ovog testa mikrotvrdoće, SEM-a, XRD-a i AFM-a gleđi, nakon različitih pH ciklusa. Autori ne nalaze statistički značajnu razliku smanjenja demineralizacije uzoraka tretiranih trikalcijum silikatnim cementom i onih tretiranih fluorom. Kombiacija cementa i fluora dala je najbolje rezultate. Stoga, autori zaključuju da je trikalcijum silikatni cement efektan u pogledu odbrane od demineralizacije i da njegov intiman spoj sa tvrdim zubnim tkivom može obezbediti adekvatnu zaštitu od kiselih produkata [219].

Poznato je da bioaktivnost predstavlja sposobnost materijala da u kontaktu sa tkivom izazove njegovu specifičnu reakciju koja rezultuje formiranjem jače veze između materijala i tkiva, dok biokompatibilnost predstavlja mogućnost materijala da pokaže karakterističnu reakciju u određenoj primeni [220, 221]. Idealan bioaktivni materijal bi trebalo da stimuliše i modulira proces zarastanja tkiva, da dovodi do adekvatnog zaptivanja pulpe i time spreči dalji prodor bakterija [222]. Biološki aspekt trikalcijum silikatnog cementa bio je tema brojnih istraživanja koja su potvrdila njegovu bioaktivnost i biokompatibilnost [16, 197-199, 223-225].

2.2.6.4 Mehanička svojstva trikalcijum silikatnog cementa

Biodentin je predviđen kao materijal koji treba da izdrži mastikatorne, parafunkcionalne stresove, temperaturne promene uz hemijsku postojanost u oralnoj sredini [195]. Na osnovu njegove hemijske strukture i procesa očvršćivanja u okviru kojeg dolazi do stalnog formiranja CSH gela, hidratacije kalcijum silikatnih čestica i postepenog dugoročnog popunjavanja međuprostora, od ovog materijala se očekuju dobre mehaničke karakteristike [205]. U inicijalnoj fazi mešanja Biodentina ne dolazi

do ostvarivanja potpune reakcije vezivanja. U tim početnim fazama, dolazi do pojave poroznosti koja se postepeno popunjava tokom narednih dana novim kristalnim strukturama, tako da se čvrsta faza pojačava i konačno dostiže maksimum tek posle najmanje 2 nedelje [208]. Kako je poroznost materijala odgovorna za loša mehanička svojstva, obzirom na smanjenje poroznosti ovog materijala tokom vremena, od njega se očekuje poboljšanje mehaničkih karakteristika u kasnijem vremenskom periodu. Bitna karakteristika koja utiče na dobre mehaničke karakteristike Biodentina je i mali sadržaj vode u počecima njegovog očvršćivanja [208].

Grech i sar. (2013) pored ispitivanja rendgenkontrasnosti, otpornosti na spiranje, sorpcije i rastvorljivosti ispituju i vreme vezivanja, kompresivnu čvrstoću i mikrotvrdoću tri trikalcijum silikatna cementa. Prvi materijal je prototip u kojem je deo trikalcijum silikata zamenjen cirkonijum dioksidom (20%) a druga dva materijala su gotovi fabrički preparati Biodentin (Septodont, France) i Bioagregat (Verio Dental, Canada). Rezultati su pokazali da je Biodentin imao najveći efekat spiranja a najmanje vrednosti sorpcije vode i rastvorljivosti, kratko vreme potpunog vezivanja (45min.) i značajno najveće vrednosti kompresivne čvrstoće (67 MPa) i mikrotvrdoće (48 HVN). Autori zaključuju da dodavanje aditiva kalcijum silikatnim materijalima menja njihove mehaničke karakteristike [226].

Primena Biodentina u restaurativnoj stomatologiji za sada se bazira na njegovoj ulozi dentinskog zamenika u okviru primene "sendvič tehnike". U proceduri restauracije, dentinski zamenici se tretiraju fosfornom kiselinom u cilju formiranja mikropukotina i poboljšanja jačine veze sa kompozitnim [115]. Dokazano je da nagrizanje fosfornom kiselinom dovodi do promena kompresivne čvrstoće i površinske mikrotvrdoće MTA [227]. Iz tog razloga Camilleri i sar. (2013) ispituju uticaj nagrizanja na mikrostrukturu, površinsku mikrotvrdoću i mikrocurenje tri dentinska zamenika; konvencionalnog GJC (Fuji IX), smolom modifikovanog GJC (Vitrebond) i trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin). Za analizu mikrostrukture primenjeni su SEM, EDX i XRD. Mikrotvrdoća je merena primenom Vickersovog testa (50 i 300N), dok je za test mikrocurenja posmatran prodor crvenog karboksilatnog fluorentnog mikrosferičnog medijuma (veličina čestica 0,5 μ m) primenom konfokalnog mikroskopa (uvećanje x20). Rezultati mikrostrukturne analize su pokazali strukturne i hemijske

promene Biodentinskih uzoraka koji su nagriženi u smislu smanjenja odnosa Ca/Si dok za ostale GJC materijale nisu promene nisu uočene. Rezultati za mikrotvrdoću su pokazali da je netretirani Biodentin imao značajno veće vrednosti mikrotvrdoće u odnosu na ostale materijale. Nisu nađene statistički značajne razlike mikrotvrdoće za sve nagrižene ispitivane materijale. Rezultati mikrocurenja pokazali su evidentan prodor boje kod nagriženih i nenagriženih uzoraka Biodentina pri čemu je prodor boje bio veći kod nagriženih uzoraka. Kod uzoraka GJC (oba materijala) nije evidentiran prodor boje ni u jednoj grupi [203].

Prema naučnoj i tehničkoj dokumentaciji proizvođača (eng. Biodentine scientific file. Active Biosilicate 3SiO₅ Technology, 2010, France.) grupa istraživača koja je učestvovala u istraživanju novog trikalcijum silikatnog cementa Biodentina uradila je više istraživanja fizičko-mehaničkih karakteristika ovog materijala čiji rezultati čekaju publikaciju [228]. Između ostalog, sprovedena su merenja; vremena vezivanja, poroznosti, kompresivne, savojne čvrstoće i mikrotvrdoće.

Rezultati merenja *vremena vezivanja* primenom dinamo-reometrije (ISO 9917) tri materijala; Biodentin (Septodont), MTA (Dentsplay) i Fuji IX (GC, Tokyo), pokazuju da je početno i krajnje vreme vezivanja Biodentina (6/10min.) bilo značajno kraće od MTA (70/175 min.) a duže od Fuji IX (1/3 min.).

Rezultati merenja *poroznosti* primenom živa-porozimetrije istih materijala posle 28 dana, pokazali su da je Biodentin bio značajno manje porozan (6 %) u odnosu na MTA (22%), dok su vrednosti Fuji IX bile za procenat više od Biodentina (7%).

Rezultati *kompresivne čvrstoće* (ISO 9917:1991) navedenih materijala mereni posle 1h, 1, 7 i 28 dana, pokazuju da su vrednosti kompresivne čvrstoće Biodentina i Fuji IX posle 1h bile približne (131 PMA; 144 MPa) i značajno veće od MTA (0), a da su vrednosti za Biodentin bile značajno veće (316 MPa) u odnosu na oba materijala (Fuji IX-185 MPa, MTA-139MPa) posle 28 dana.

Merenja *savojne čvrstoće* primenom opterećenja u tri tačke (eng. three-point bending) na tri materijala: Biodentinu, konvencionalnom GJC, smolom modifikovanom GJC i kompozitu posle 2 h, pokazuju da su vrednosti savojne čvrstoće za Biodentin (34 MPa) bile veće od konvencionalnog GJC (5-25 MPa) ali manje od smolom modifikovanog GJC (17-54 MPa) i kompozita (61-182 MPa).

Rezultati merenja mikrotvrdoće primenom Vickersovog testa na tri materijala: Biodentina, smolom modifikovanog GJC i kompozita, pokazuju da su vrednosti mikrotvrdoće Biodentina posle 2 h stajanja uzoraka u vodi iznosile 51 HVN a posle 4 nedelje 69 HVN. Vrednosti mikrotvrdoće za smolom modifikovani GJC su iznosile 36 HVN dok su za kompozit iznosile 97 HVN [228].

2.2.6.5 Kvalitet ivičnog spoja trikalcijum silikatnog cementa

Poznato je da se svi materijali koji sadrže smole skupljaju u određenoj meri i izazivaju stres na spoju koji dovodi do formiranja pukotine. Obzirom na hemijski sastav Biodentina u kojem nema organske komponente, kao i formiranje mikromehaničke veze sa dentinom koju karakteriše precipitacija mineralnih kristala i njihov prodor u dentinske kanaliće, od Biodentina se očekuje dimenziona stabilnost i dobro rubno zaptivanje [200, 229].

Raskin i sar. (2012) upoređuju rubno zaptivanje Biodentina u funkciji ispuna i u funkciji lajnera (sendvič tehnika sa kompozitom) u kombinaciji sa dva adhezivna sistema. Rezultati su pokazali da nije bilo statistički značajne razlike u prodoru boje na cervikalnim rubovima (spoj sa dentinom) između Biodentina i smolom modifikovanog GJC, totalno-nagrizajućeg adhezivnog sistema (sa silanom), totalno-nagrizajućeg adhezivnog sistema (bez silana) i samo-nagrizajućeg adhezivnog sistema i kompozita. Što se tiče prodora boje na spoju sa gleđi, samo-nagrizajući adhezivni sistem pokazao je značajno veći prodor boje u odnosu na ostale grupe. Razlike vrednosti prodora boje na spoju dentinskog zamenika i kompozita nisu bile statistički značajne. Poređenje vrednosti prodora boje sa gleđi i dentinom pokazale su da je u grupi uzoraka sa čistim GJC bio značajno veći prodor boje na spoju sa dentinom u odnosu na spoj sa gleđi a veći na spoju sa gleđu kod uzoraka sa samo-nagrizajućim adhezivnim sistemom. Autori zaključuju da se Biodentin može koristiti u funkciji dentinskog zamenika cervikalnih aproksimalnih kaviteta bez predhodnog kondicioniranja dentina ili kao privremeni restaurativni ispun gde se rubovi kaviteta prostiru ispod gledno-cementne granice.

Takođe zaključuju da kada se Biodentin koristi u funkciji dentinskog zamenika može aplikovati u kombinaciji sa adhezivnim sistemom kao i da aplikacija silana na Biodentin nema uticaja na poboljšanje zaptivanja [200].

Koubi i sar. (2012) ispituju marginalno zaptivanje Biodentina i smolom modifikovanog GJC u funkciji dentinskog zamenika “otvorene sendvič” tehnike nakon godinu dana starenja uzoraka primenom testa difuzije glukozom. Starenje uzoraka je podrazumevalo termocikliranje i mehanocikliranje (1,440 ciklusa, 5–55°C; 86,400 ciklusa, 50 N/cm²) a zatim godinu dana stajanje u fosfatnom puferu. Dobijeni rezultati nisu pokazali statistički značajne vrednosti difuzije glukoze kod oba materijala. Stoga autori zaključuju da je Biodentin pogodan dentinski zamenik primenom “otvorene sendvič” tehnike [229].

Obzirom na endodotsku indikaciju Biodentina i karakter njegovog spoja sa dentinom Ma'aita i sar. (2013) istražuju kakva je uloga razmaznog sloja na jačinu veze trikalcijum silikatnog cementa i dentina. Oni ispituju efekat istiskivanja (eng. push-out) četiri materijala (Biodentin, ProRoot MTA, Harvard MTA i gutaperka + AH-plus) koji su aplikovani u obrađeni kanalni sistem sa i bez prisustva razmaznog sloja. Rezultati su pokazali da su vrednosti jačine veze bile značajno slabije u svim grupama kalcijum silikatnih materijala gde je razmazni sloj bio uklonjen osim u grupi gutaperke i silera gde nije uočena statistički značajna razlika. Stoga autori zaključuju da je razmazni sloj bitan za jačinu veze svih kalcijum silikatnih materijala [230].

Jedna od indikacija Biodentina je i zatvaranje perforacija na nivou bifurkacije. Sanghavi i sar. (2013) ispituju efekat zaptivanja tri materijala; Biodentina, MTA i fosfatnog cementa u predelu furkacije 30 ekstrahovanih prvih i drugih molara primenom testa prodora boje (2% metilensko plavo). Dobijeni rezultati su ukazali značajnu razliku absorpcije boje među grupama. Tačnije, MTA imao značajno najmanje vrednosti absorpcije boje (0,47) u odnosu na Biodentin (1,33) i fosfatni cement (2,08) koji je imao najveće vrednosti absorpcije [231].

2.2.6.6 Klinička primena trikalcijum silikatnog cementa

Da je Biodentin materijal koji svojom bioaktivnoću dovodi do stimulacije targetnih ćelija i diferencijacije fibroblasta pulpe u odontoblaste te formiranju reparatornog dentina dokazano je u više istraživanja [197, 198, 223]. Istraživanja koja su se bavila indirektnim i direktnim prekrivanjem pulpe pokazala su da je Biodentin odgovoran za formiranje mineralizovanih čvorova sa molekularnom karakteristikom dentina, odnosno, da je novoformirano mineralno tkivo imalo neorgansku i organsku kompoziciju dentina [199, 224, 232]. Na osnovu ovih nalaza može se reći da je Biodentin sposoban da reparira dentin na svim delovima gde je on oštećen, što daje ovom materijalu širok spektar indikacija. Njegova primena je indikovana i na nivou krunice i na nivou korena.

Trikalcijum silikatni cement (Biodentin) može se koristiti u funkciji:

- ispuna (6 meseci)
- dentinskog zamenika (“sendvič tehnika”, lajner)
- direktnog i indirektnog prekrivanja pulpe
- prekrivanja perforacija na bilo kom nivou komore pulpe
- biopulpotomije
- internih i eksternih resorpcija
- apeksne hirurgije (retrogradna kanalna opturacija)
- terapije nezavršenog rasta korena (apeksifikacija)

a. *Biodentin u funkciji restaurativnog materijala*

Koubi i sar. (2013) u svojoj trogodišnjoj kliničkoj studiji ispituju Biodentin (Septodont, France) u funkciji ispuna i dentinskog zamenika sa kompozitom (Z100, 3M ESPE) kao kontrolnim materijalom na 212 bočnih zuba primenom USPHS kriterijuma. Autori žele da ispituju da li, i koliko dugo se Biodentin može koristiti u funkciji dentinskog zamenika (“sendvič tehnika”) i trajnog ispuna na bočnim zubima. Od 397 pacijenata “presek” kriterijuma je analiziran posle 15 dana, 6 meseci i godinu dana na

212 slučajeva i to u pogledu: anatomske forme, marginalne adaptacije, kvaliteta aproksimalnog kontakta, ivične diskoloracije, površinske hrapavosti, pojave sekundarnog karijesa i post-restaurativne osetljivosti. Na jednom slučaju tokom preparacije kaviteta uočena je perforacija pulpe i taj slučaj je isključen iz istraživanja. Rezultati ispitivanja Biodentina u funkciji restaurativnog ispuna pokazuju da su dva kriterijuma imala najbolje ocene. Tačnije, nije bilo ni jednog slučaja post-restaurativne osetljivosti i pojave sekundarnog karijesa za ispune restaurisane Biodentinom. Što se tiče marginalne diskoloracije, uočeno je da su se ispuni Biodentina pokazali superiornijim u odnosu na kompozitne ispune koji su imali bolji skor ocena u pogledu anatomske forme, ivične adaptacije i aproksimalnog kontakta u odnosu na Biodentin posle 6 meseci. Ovakav odnos vrednosti za navedene kriterijume je potvrđen i posle godinu dana. Uočena je pojava “krunjenja” ispuna Biodentina od 25% pre i 30% posle 6 meseci te je usledila aplikacija kompozitnih ispuna preko Biodentina. Sve ocene po USPHS kriterijumima u pogledu Biodentina kao dentinskog zamenika bile su zadovoljavajuće posle godinu dana. Stoga, autori zaključuju da Biodentin predstavlja dobar izbor dentinskog zamenika u terapiji “sendvič tehnike” a da se u funkciji ispuna može primenjivati u trajanju od 6 meseci [17].

b. Biodentin u funkciji materijala za direktno i indirektno prekrivanje pulpe

Strassler i sar. (2011) predstavljaju prikaz slučaja 24-orogodišnjeg pacijenta sa dubokom karijesnom lezijom na vestibularnoj strani donjeg desnog očnjaka. Na osnovu anamneze i dijagnostičkih testova nisu uočeni znaci oboljenja pulpo-dentinskog kompleksa. Radiografski snimak nije pokazao patološke promene parodontalnog tkiva. Nakon uklanjanja karijesne lezije uočena je perforacija kavuma pulpe. Obzirom na izostanak kliničkih znakova zapaljenja pulpe odlučeno je sprovođenje terapije direktnog prekrivanje pulpe primenom Biodentina (Septodont, France). Kavitet je u potpunosti ispunjen materijalom plastičnim instrumentom i nakon vezivanja od oko 6 min. višak materijala je uklonjen uz uspostavljanje adekvatnih anato-morfoloških karakteristika zuba. Nakon mesec dana posle provere vitaliteta zuba i utvrđivanja da nema kliničkih znakova zapaljenja uklonjen je odgovarajući sloj Biodentina, a kavitet dalje restaurisan kompozitnim ispunom (N’duance, Septodont, France) [233].

U okviru kliničkog istraživanja Kuobi i sar. (2013) koje je prethodno opisano u toku preparacije kaviteta donjeg levog prvog premolara, nakon uklanjanja karijesa uočena je perforacija pulpe. Slučaj je isključen iz dalje analize, ali je nastavljeno njegovo praćenje. Nakon što je ustanovljeno da nema patoloških znakova oboljenja pulpo-dentinskog kompleksa izvršeno je direktno prekrivanje pulpe Biodentinom. Nakon 6 meseci deo materijala je uklonjen i zub je dalje restaurisan kompozitnim ispunom. Na kontroli posle 3 godine zub je bio vitalan bez kliničkih znakova zapaljenja [17].

c. Biodentin u funkciji materijala za reparaciju korenske perforacije, retrogradnu apeksnu opturaciju i apeksifikaciju

Bronnec (2012) predstavlja tri prikaza slučaja koji obuhvataju primenu Biodentina u reparaciji perforiranog kavuma pulpe, retrogradnoj apeksnoj opturaciji i apeksifikaciji.

Slučaj 1. Pacijent se javlja zbog periodontalnih simptoma u predelu gornjeg levog prvog molara gde se na osnovu rendgenskog snimka uočava nehomogena senka u predelu bifurkacije i periapikalna lezija buko-mezijalnog i palatinalnog korena nastala kao posledica neadekvatnog endodontskog tretmana. Nakon uklanjanja ispuna uočena je perforacija kavuma pulpe jatrogeno izazvana instrumentacijom tokom tretmana kanala korena. Posle uspešno sprovedene medikacije kanalnog sistema i izolacije kanalnog orificijuma sterilnim vaticama, usledila je aplikacija dva sloja Biodentina na predeo perforacije. Nakon očvršćivanja, višak materijala je uklonjen i usledila je definitivna opturacija kanala u istoj seansi. Zub je naknadno restaurisan protetskom nadoknadom. Nakon tri meseca nisu uočeni klinički znaci zapaljenja a na rendgenografiji je uočeno kompletno zarastanje parodontalnog tkiva u predelu bifurkacije.

Slučaj 2. Isti autor prikazuje slučaj pacijenta sa perzistirajućim kliničkim i radiografskim znacima periapikalnog oboljenja gornjeg desnog lateralnog sekutića koji je protetski restauriran metalnim kočicom i keramičkom krunom. Nakon što je ustanovljena adekvatna endodonska opturacija, odabran je hirurški pristup u daljem toku terapije. Nakon presecanja pripojne gingive, odignut je pun režanj nakon čega je pristupljeno defektu. Lezija je uklonjena a zatim je izvršena resekcija korena u debljini od 3mm. Gutaperka i kanalni siler su uklonjeni do vrha intrakanalnog kočica a zatim je

usledila ultrasonična kanalna instrumentacija. Posle sušenja kanala usledila je aplikacija tri sloja Biodentina i njegova adaptacija na zidove kanala. Višak materijala je otklonjen nakon stvrdnjavanja a vrh korena obrađen finim dijamantskim svrdlom. Usledila je repozicija i zatvaranje režnja. Na kontroli posle 3 meseca nisu uočeni klinički simptomi zapaljenja periapeksnog tkiva a radiografski snimak je pokazao znakove zarastanja.

Slučaj 3. Mladi pacijent je primljen zbog traume gornjeg desnog centralnog sekutića sa nezavršenim rastom korena. Pošto je na radiografskom snimku uočena neadekvatna endodonska opturacija gornjeg levog centralnog sekutića takođe sa nezavršenim rastom korena, odlučeno je da se oba zuba podvrgnu daljem tretmanu apeksifikacije. Usledila je endodonska obrada oba kanala a zatim je Biodentin aplikovan u vidu apeksnog čepa u debljinji od 4mm. Zub je zatim privremeno zatvoren a nakon par dana i endodonski trajno opturiran. Na kontrolnom pregledu posle 6 meseci uočen je progresivan tok apeksifikacije [234].

Na osnovu navedenih primera, može se zaključiti da je uloga Biodentina opravdana u slučajevima oštećenja dentina na različitim nivoima krunice ili korena zuba. Stoga proizvođač sa pravom ističe da se radi o materijalu za koga se može reći da je “jedan za sve”.

3. CILJEVI, ZADACI I NULTE HIPOTEZE

3.1. CILJ LABORATORIJSKE STUDIJE

Cilj laboratorijske studije je bio da se ispitaju mehanička svojstva, dimenzionalne promene trikalcijum silikatnog cementa (Biodentina) i kvalitet ivičnog spoja sa dentinom.

Definisani su sledeći zadaci istraživanja:

- da se izmeri (1) savojna čvrstoća, (2) mikrotvrdoća i (3) dimenzionalna stabilnost inicijalno i tokom vremena očvršćavanja trikalcijum silikatnog cementa;
- da se uradi mikromorfološka i elementarna analiza trikalcijum silikatnog cementa i spoja sa dentinom; da se uradi mikromorfološka analiza spoja sa dentinom ostalih ispitivanih materijala
- da se izmeri (1) jačina veze smicanjem i (2) marginalna mikropropustljivost spoja trikalcijum silikatnog cementa i dentina.

Nulte hipoteze su glasile:

1. Nema statistički značajne razlike između mikrotvrdoće i savojne čvrstoće trikalcijum silikatnog cementa u odnosu na kontrolne materijale
2. Nema statistički značajne razlike u pogledu dimenzionalne stabilnosti trikalcijum silikatnog cementa u odnosu na kontrolne materijale
3. Nema statistički značajne razlike u jačini veze trikalcijum silikatnog cementa sa dentinom u odnosu na kontrolne materijale
4. Nema statistički značajne razlike u pogledu marginalne mikropropustljivosti između trikalcijum silikatnog cementa i ostalih kontrolnih materijala.

3.2. CILJ KLINIČKE STUDIJE

Cilj studije je bio da se ispita klinička efikasnost podloge na bazi trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin) ispod kompozitnih ispuna na bočnim zubima u odnosu na post-restaurativnu osetljivosti.

Nulte hipoteze su glasile:

1. Nema statistički značajne razlike u učestalosti post-restaurativne osetljivosti između kompozitnih restauracija kaviteta srednje dubine, koji odgovaraju dijagnozi caries media, sa i bez podloge na bazi trikalcijum silikatnog cementa.
2. Nema statistički značajne razlike u učestalosti post-restaurativne osetljivosti između kompozitnih restauracija dubokih kaviteta, koji odgovaraju dijagnozi caries profunda, sa podlogom na bazi glas-jonomer cementa ili trikalcijum silikatnog cementa
3. Nema statistički značajne razlike u učestalosti post-restaurativne osetljivosti između ispuna I i II klase na bočnim zubima.

4. MATERIJALI I METODE

Imajući u vidu postavljene ciljeve i hipoteze eksperimentalni deo doktorske teze se sastojao iz dva dela; laboratorijskog i kliničkog. Istraživanjem je obuhvaćeno ukupno pet materijala, od kojih su tri materijala primenjena u kliničkom delu. Materijali, sastav i upotreba prikazani su u Tabeli 2.

Tabela 2. Sastav materijala korišćenih u istraživanju

MATERIJAL		SASTAV		UPOTREBA
		Prah	Tečnost	
LABORATORIJSKA STUDIJA KLINIČKA STUDIJA	Biodentin® (Septodont, France)	Tri-kalcium silikat (3CaO.SiO ₂) Kalcium karbonat (CaCO ₃) Cirkonijum dioksid (ZrO ₂)	Kalcijum hlorid (CaCl ₂ .2H ₂ O) Voda redukujući agens voda	Posle otvaranja kaspule praha i dodavanje 5 kapljica tečnosti, mešanja u mikseru 30'' brzinom od 4000-4200 obrt/min., materijal se plastičnim instrumentom aplikuje bulk tehnikom u kavitet.
	Vitrebond™ Lin/Base (3M ESPE, MN, USA)	Fluoralumino-silikatno staklo	HEMA voda fotoinicijator	Nakon mešanja praha i tečnosti u iznosu 1,4/1,0g, u trajanju od 20-25'', u cement se aplikuje u slojevima od 2mm u kavitet koji se svetlosno aktiviraju po 30''.
	Adper™ Single Bond 2. (3M ESPE, MN, USA)	HEMA, etanol, voda, BisGMA, dimetakrilat, amini, metakrilatni kopolimer poliakrilne i poliakrilne kiseline		Nakon nagrizanja gledi i dentina totalno-nagrizajućom th. (30''g+15''d) sledi aplikacija 2 do 3 uzastopna sloja pokretima utrljavanja 15'', sušenje 5'' i polimerizacija 10''
	Filtek™ Ultimate (3M ESPE, MN, USA)	UDMA, BisGMA, BisEMA, TEGDMA, silanizirana keramika, silicijum, voda		Materijal se aplikuje u slojevima ne debljim od 2mm i polimerizuju 10''
	Vertise™ Flow (Kerr, CA, USA)	HEMA, MEHQ, Cink oksid		Materijal se pokretima utrljavanja nanosi na dentin u debljini do 1mm u trajanju od 15 sekundi, a zatim svetlosno aktivira 20'. Zatim se u slojevima od po 2mm koji se polimerizuju 20' aplikuje do ispunjivanja kaviteta.
	GC Fuji IX™ GP (GC, Tokyo)	Fluoralumino-silikatno staklo	Poliakrilna kiselina	Nakon kondicioniranja primenom GC Dentin 20'', ispranja i sušenja, kapsula Fuji IX se postavlja u mikser i meša 10''. Sledi aplikovanje potrebne količine materijala koji se obarađuje posle 6 min

Skraćenice: HEMA – hidroksietil metakrilat, BisGMA – bisfenol A glicidil dimetakrilat, BisEMA – etoksilirani bisfenol A glicidil dimetakrilat, UDMA – uretan dimetakrilat, TEGDMA – trietilen glikol dimetakrilat, MEHQ – metoksifenol.
Podaci koje je dao proizvođač u MSDS (eng. Materials Safety Data Sheets))

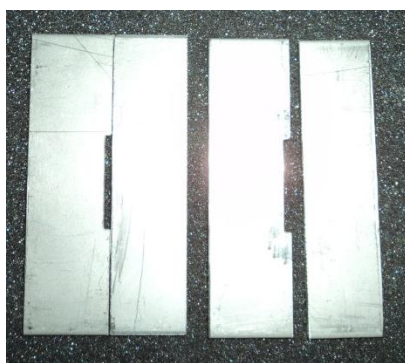
4.1. MATERIJAL I METOD LABORATORIJSKOG ISTRAŽIVANJA

Laboratorijski deo je podeljen na tri segmenta; u prvom su merene mehaničke karakteristike materijala testiranjem savojne čvrstoće i mikrotvrdoće, u drugom segmentu su merene dimenzionalne promene, dok je u trećem segmentu analiziran kvalitet ivičnog spoja materijala i dentina merenjem jačine veze smicanjem i kvantifikacijom marginalne mikropropustljivosti.

4.1.1 Merenje savojne čvrstoće

Priprema uzoraka

Otpornost na savijanje je ispitivana u skladu sa preporukama standarda ISO/TS 4049 [235]. Uzorci su raspoređeni u pet grupa (šest uzoraka po grupi) u zavisnosti od materijala koji je korišćen. Uzorci štapićastog oblika, dimenzija 2 x 2 x 25 mm, su pripremljeni unošenjem materijala u odgovarajuće kalupe od nerđajućeg čelika.(Slika 2)



Slika 2. Kalup od nerđajućeg čelika (dimenzija 2 x 2 x 25mm)

Svi materijali su aplikovani u skladu sa uputstvima proizvođača, po sledećem protokolu:

Grupa 1 (*Biodentin*): Posle otvaranja kapsule koja sadrži prah materijala i dodavanja 5 kapi tečnosti (iz specijalnog fabričkog dozer-pakovanja), kapsula je postavljena u amalgamator (Ultram Model: 2, SDI, USA) i miksirana u trajanju od 30 sekundi brzinom od 4000-4200 obrt/min. Materijal je aplikovan u ceo kalup „bulk“ tehnikom, koja podrazumeva aplikaciju materijala u jednoj porciji. Materijal je unet plastičnim instrumentom uz dobru kontrolu adaptacije za zidove i ivice kalupa. Površina kalupa sa materijalom je prekrivana celuloidnom trakom preko koje je pritisnuto staklenom pločicom radi istiskivanja viška materijalada. Posle očvršćavanja (12 min.) materijal je uklonjen iz kalupa.

Grupa 1a (*Biodentin*): Materijal je pripremljen na isti način kao i za Grupu 1 a zatim čuvan u destilovanoj vodi u staklenoj tamnoj bočici na temperaturi od 37°C.

Grupa 2 (*Vertise Flow*): Materijal je aplikovan u ceo kalup a zatim prekriven celuloidnom trakom i staklenom pločicom te neposredno uz nju (1mm) svetlosno polimerizovan u trajanju od 20 sekundi korišćenjem LED lampe (Elipar S10,3M, ESPE). Odmah posle polimerizacije materijal je uklonjen iz kalupa.

Grupa 3 (*Vitrebond*): Zamešan je standardni odnos praha i tečnosti koji je iznosio 1,4/1,0g, odnosno, jedna ravna kašika praha i jedna kap tečnosti plastičnom špatulom u trajanju od 20 do 25 sekundi. Materijal je zatim aplikovan u ceo kalup, prekriven celuloidnom trakom i staklenom pločicom i neposredno uz nju (1mm) svetlosno polimerizovan LED lampom (Elipar S10) u trajanju od 30 sekundi. Odmah posle polimerizacije materijal je uklonjen iz kalupa.

Grupa 4 (*Fuji IX*): Kapsula materijala je postavljena u mikser (Ultram Model: 2, SDI, USA) i mešana u trajanju od 10 sekundi. Usledila je aplikacija materijala u kalup plastičnim instrumentom uz radno vreme od 2 minuta. Odmah po stvrdnjavanju (3 min), materijal je uklonjen iz kalupa.

Grupa 5 (*Filtek Ultimate*): Materijal je aplikovan u kalup “bulk” tehnikom, prekriven celuloidnom trakom i staklenom pločicom i neposredno uz nju (1mm)

svetlosno polimerizovan u trajanju od 20 sekundi korišćenjem LED lampe (Elipar S10). Odmah posle polimerizacije materijal je uklonjen iz kalupa.

Uzorci u grupama 2, 3 i 5 (Vertis Flow, Vitrebond i Filtek Ultimate), prosvetljavani su dva puta sa oba kraja uzorka. Odmah posle polimerizacije, uklanjan je višak materijala skalpelom, a površina uzorka je polirana setom diskova Sof-Lex za poliranje (3M ESPE) sa vodenim hlađenjem 30s. Materijali su po grupama čuvani u staklenim tamnim bočicama na suvom na temperaturi od 37°C, osim Grupe 1a koja je čuvana u destilovanoj vodi.

Merenje savojne čvrstoće

Uzorci (štapići) su analizirani na univerzalnom meraču sile (Model SLJ-B, PCE Group oHG, Germany) (Slika 3) posle 24 časa i 14 dana tako što su postavljeni na nosač koji podupire materijal u dve tačke sa razmakom od 20 mm, dok je po sredini štapić bio opterećen silom u trećoj tački. Opterećenje je standardizovano brzinom pomeranja poluge od 1 mm/min. Posle pucanja štapića, savojna čvrstoća je izračunata na osnovu sledeće formule:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

gde su:

σ – savojna čvrstoća (MPa)

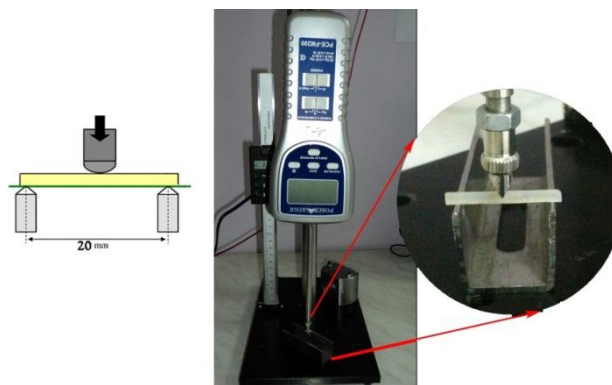
F – maksimalna sila (N) primenjena na uzorak

l – rastojanje između podupirača (mm)

b – širina (mm) uzorka merena neposredno pre opterećenja

h – visina (mm) uzorka merena neposredno pre opterećenja

rezultati su izraženi u MPa.



Slika 3. Univerzalni merač (merenje savojne čvrstoće)

4.1.2 Merenje mikrotvrdoće

Priprema uzoraka

Merenje mikrotvrdoće je ispitivano u skladu sa preporukama standarda ISO/TS 4049 [235]. Teflonski kalupi unutrašnjeg prečnika 5 mm, a debljine 2 mm su postavljeni preko celuloidne trake na staklenoj podlozi a zatim su materijali aplikovani po uputstvu proizvođača, po istom protokolu opisanom u pripremi uzoraka za savojnu čvrstoću (Slika 4). U svakoj grupi je bilo po 8 uzoraka. Posle očvršćivanja materijala, spoljašnje površine su poravnate siliko-karbidnim papirnim šmirglama finoće; p240, p600, p1000, p2000 i p 2500 (Buehler, Buehler-met, Germany). Svaki uzorak je poliran u trajanju od 15 sekundi u vlažnoj sredini. Materijali su po grupama čuvani u staklenim tamnim bočicama na suvom na temperaturi od 37°C.



Slika 4. Uzorci materijala u teflonskim kalupima

Merenje mikrotvrdoće-Vickers metoda

Uzorci su analizirani u aparatu za merenje mikrotvrdoće (Buehler Identamet Macroindentation Hardness Tester, Model 1114) u laboratoriji Instituta za nuklearne nauke „Vinča“. Merenja su izvedena pri opterećenju od 500g u trajanju od 10 sek., posle 24 h i 3 nedelje (Slika 5). Na svakom uzorku su rađena po tri merenja. Tvrdoća po Vickersu se definiše kao količnik sile kojom se deluje na dijamantski utiskivač u obliku pravilne četvorostране piramide sa uglom pri vrhu od 136° , i površine otiska utiskivača na površini predmeta koji se meri [119].

Mikrotvrdoća je izračunata na osnovu sledeće formule:

$$HV = F/A \approx \frac{1,854 \cdot F}{d^2}$$

$$A = \frac{4 \cdot a \cdot h}{2} = d^2 / 2 \cdot \sin(136^\circ/2) \approx d^2 / 1,854$$

gde su:

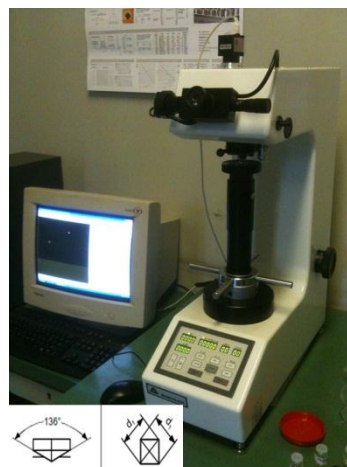
F – sila utiskivanja (N),

A – površina otiska sa kvadratnom osnovom (mm²),

d – dijagonala otiska (mm),

h – dubina otiska (mm),

a – stranica kvadrata (mm)

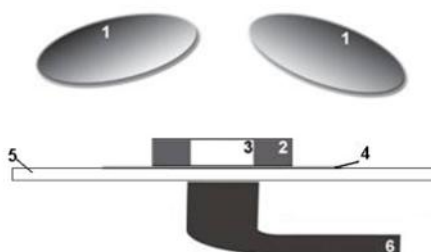


Slika 5. Aparat za merenje mikrotvrdoće-Vickers metoda

4.1.3 Merenje dimenzionalnih promena

Priprema uzoraka

U istraživanju je korišćeno po šest uzoraka za svaku grupu koji su pripremljeni u teflonskim kalupima unutrašnjeg prečnika 5 mm, debljine 2 mm. Kalup je postavljen preko celuloidne tračice koja je zatim postavljena na staklenu pločicu i fiksirana u držač. Kalup je fiksiran na udaljenosti od kamera za merenje dimenzionalnih promena koja je podešena tokom kalibracije (Slika 6).

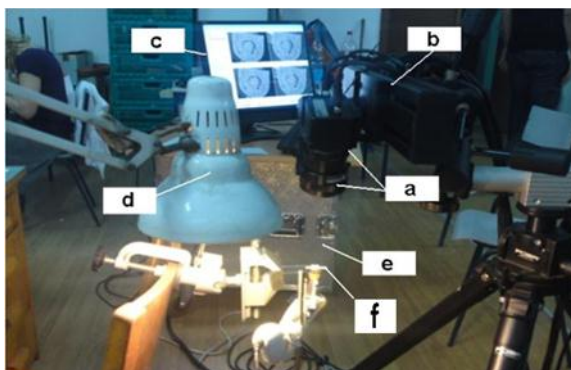


Slika 6. Šema eksperimentalne postavke ispitivanja materijala u teflonskim kalupima: 1. kamere; 2. teflonski kalupi; 3.materijal; 4. polietilenska tračica; 5. staklena pločica; 6.LED lam

U kalupe je aplikovan materijal pripremljen po uputstvu proizvođača. Na gornju površinu materijala, koja je bila okrenuta ka kamerama u prvom koraku nanet je mat beli sloj boje. Kao drugi korak, nanet je crni stohastično disperzovani sloj crne boje i na taj način dobijena je pogodna površina sa efektom “isprskanosti”, kako bi tačkice predstavljale referentne tačke koje će biti praćene primenom metode korelacije digitalnih slika. Dok se naneta boja sušila, uzorci iz grupa Filtek Ultimate, Vitrebond i Vertise Flow prekriveni su neprovidnom crnom kutijom, kako bi se onemogućila spontana polimerizacija pod dejstvom spoljašnje svetlosti.

Merenje dimenzionalnih promena

Merenje dimenzionalnih promena urađeno je na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, metodom korelacije digitalnih slika (eng. digital image correlation) korišćenjem dve digitalne kamere rezolucije od 1600 x 1200 piksela, 12 Hz povezana sa specijalnim softverom (Aramis 2M, GOM, Braunschweig, Germany). Ova tehnika uključuje digitalizaciju pripremljene merne površine slikanog objekta pre (eng. “Stage” 0) i posle (“Stage” 1,2...itd) dejstva opterećenja tj. pomeranja ili deformacija. Sve promene početnih tačaka ili malih površina na slikama se porede sa prethodnim slikama u nizu, korišćenjem korelacionih funkcija, do pronalaženja što približnije sličnosti. Svaki piksel na slici ima svoju numeričku vrednost i poređenjem slika porede se nizovi tih vrednosti. Oprema za eksperimentalnu analizu sastoji se iz sistema za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja, programskog paketa Aramis, senzorske jedinice, postolja, PC, svetla i “trigger” kutije (Slika 7).



*Slika 7. Postavka za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja:
a) kamere b) postolje c) PC d) svetlo e) trigger kutija i f) uzorak*

LED lampa je takodje bila fiksirana u držaču sa donje strane kalupa sa materijalom tako da je udaljenost bila podjednaka u odnosu na svaki uzorak. Uzorci su prosvetljeni u trajanju od 20 sekundi za Filtek Ultimate i Vertise Flow, a 30 sekundi za Vitrebond. Uzorci Biodentina su ostavljeni da se vežu u trajanju od 12 min, dok su uzorci Fuji IX ostavljeni da se vežu 6 min. Posle polimerizacije (Filtek Ultimate, Vitrebond i Vertise Flow) i očvršćavanja (Biodentin i Fuji IX) usledilo je slikanje kamerama (eng.“Stage 1” za polimerizovane uzorke, “Stage 72” za Biodentin i “Stage

36” za Fuji IX). Za praćenje dimenzionalnih promena tokom očvršćavanja uzoraka Biodentina i Fuji IX slike su pravljene na svakih 10 sekundi. Za analizu vremenskih podataka odabrano je 6 faza; posle 2, 4, 6, 8, 10 i 12 min za Biodentin (“Stage 12, 24, 36, 48, 60 i 72“), a posle 1, 2, 3, 4, 5 i 6 min za Fuji IX (“Stage 6, 12, 18, 24, 30 i 36“).

4.1.4 Mikromorfološka analiza

Priprema uzoraka

U eksperimentu je korišćeno 10 ekstrahovanih humanih molara koji su uzvađeni iz ortodontskih razloga. Na okluzalnoj površini zuba preparisani su kaviteti adhezivnog tipa klase I dubine 4 mm. Za preparaciju u gleđi korišćena je visokoturažna bušilica sa dijamantskim svrdlima i vodenim hlađenjem, dok je za preparaciju u dentinu korišćen mikro kolenjak sa karbidnim okruglim svrdlima. Posle preparacije usledila je aplikacija materijala po uputstvu proizvođača u celosti kaviteta. Jedan kavitet Biodentina je ostavljen u posudi sa vlažnim sunđerom 3 meseca ranije. Posle aplikacije materijala i sečenja zuba u nivou gleđno-cementne granice kako bi se odstranili korenovi, zubi su uloženi u autopolimerizujući akrilat (Simgal-R, Galenika) u kalup od adicionog silikona Elite Puty (Zhermack, Italy) dimenzija 30 x15 x15mm. Akrilat je ostavljen da se polimerizuje 24 časa. Po vađenju iz kalupa, blokovi su sečeni duž aksijalne osovine zuba na linearnoj preciznoj testeru IsoMet 4000 (Buehler Lake Bluff, IL, USA), u cilju dobijanja pločica debljine 2 mm. Svaka pločica je u sebi sadržala fragmente sa oko 5 x 5 mm (25 mm²) površine koji su se sastojali od zubnog tkiva i materijala kako bi se video njihov međuspoj. (Slika 8)

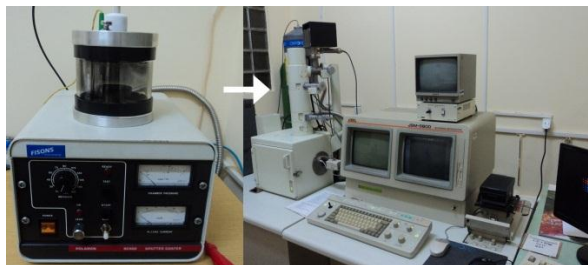


Slika 8. Uzorak pripremljen za SEM i EDS analizu

Spoljašnje površine pločica su polirane korišćenjem vodeno-hlađene šmirgle (Minnesota Mining & MFG. Co. 3M) p180, p320 i p600 mikrometara finoće. Uzorci su zatim potapani u rastvor od 25%, 50%, 75% i 100% etanola u trajanju od po 30 min u cilju dehidracije. Uzorci su čuvani na suvom u otvorenim staklenim tamnim bočicama u desikatoru na temperaturi od 37°C do merenja.

Mikromorfološka analiza i elementarno određivanje –SEM i EDS

Skening elektronska mikroskopija (SEM) i elementarna determinacija (EDS) je izvedena u Centru za Elektronsku mikroskopiju, Tehnološkog fakulteta, Univerziteta u Beogradu pomoću skenirajućeg elektronskog mikroskopa (JEOL JSM 6460, Tokio, Japan). Uzorci su vakumirani i neparavani zlatom u uređaju Polaron SC502 Sputter Coater (Fisons Instruments, UK), a zatim su površine uzoraka posmatrane na; x 150, x 500 i x 1000 uveličanju. (Slika 9)

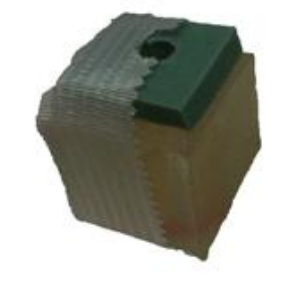


Slika 9. Aparat za vakum/naparavanje i skening elektronski mikroskop

4.1.5 Merenje jačine veze smicanjem

Priprema uzoraka

Merenje jačine veze smicanjem ispitivano je u skladu sa preporukama ISO/TS standarda 11405 [236]. U eksperimentu je korišćeno 30 ekstrahovanih intaktnih humanih molara koji su izvađeni iz paradentoloških i ortodontskih razloga. Zubi su nasumično raspoređeni u jednu od pet grupa (šest zuba po grupi), a zatim uloženi u kalupe od adicionog silikona Elite Puty (Zhermack, Italy) dimenzija 30 x 15 x 15mm i ispunjeni autopolimerizujućim akrilatom (Simgal-R, Galenika) do potpunog potapanja. Uzorci su zatim isečeni na nivou okluzalne trećine krunice upravno na uzdužnu osovinu zuba koristeći vodeno hlađenu dijamantsku testeru (Isomet testera; Buehler, Lake Bluff, IL, USA). Na ovaj način su dobijene površine dentina koje su bile u potpunosti u nivou sa uloženim akrilatom. Razmazni sloj je kreiran šmirglanjem uzoraka abrazivnim silikonkarbidnim papirom (SiC 600-grit paper, 3M) u vlažnoj sredini. Na površinu dentina su postavljeni kalupi od adicionog silikona Elite Puty (Zhermack, Italy) cilindričnog oblika dubine 3 mm i 3 mm u prečniku (kontaktna površina oko 7,06mm²) (Slika 10). Dubina kaviteta je merena digitalnim nonijusom preciznosti 0,01 mm.



Slika 10. Kalup za izradu uzoraka za merenje jačine veze smicanjem

Svi materijali su aplikovani u skladu sa uputstvom proizvođača po sledećem protokolu:

Grupa 1: Posle odgovarajuće prethodno opisane pripreme Biodentina, ceo kavitet je ispunjen materijalom plastičnim instrumentom uz dobru kontrolu adaptacije za zidove i ivice kaviteta a posle 12 minuta kalup je uklonjen.

Grupa 2: Vertise Flow je nanet pokretima utrljavanja na dentin u debljini od 1 mm u trajanju od 15 sekundi, a zatim je svetlosno polimerizovan u trajanju od 20 sekundi koristeći LED lampu (Elipar S10). U kavitet je zatim postavljen još jedan sloj materijala debljine oko 2 mm i svetlosno polimerizovan u trajanju od 20 sekundi. Vrh lampe je bio udaljen 1 mm od poslednjeg sloja materijala. Odmah posle polimerizacije kalup je uklonjen.

Grupa 3: Posle odgovarajuće prethodno opisane pripreme Vitrebonda, materijal je aplikovan na dno kaviteta plastičnim instrumentom u sloju od oko 1mm. Zatim je aplikovan još jednog sloj materijala do ispunjavanja kaviteta. Svaki sloj materijala je svetlosno polimerizovan korišćenjem Elipar S10 LED lampe visokog intenziteta u trajanju od 30 sekundi. Vrh lampe je bio udaljen 1 mm od poslednjeg sloja materijala. Odmah posle polimerizacije kalup je uklonjen.

Grupa 4: Posle odgovarajuće prethodno opisane pripreme materijala Fuji IX, dentin je kondicioniran primenom GC Dentin (GC) u trajanju od 20 sekundi, a zatim ispran i osušen. Usledilo je ispunjavanje kaviteta materijalom do njegove pune debljine (3mm). Odmah po stvrdnjavanju materijala (6 min) kalup je uklonjen.

Grupa 5: Posle kondicioniranja dentina 37% fosfornom kiselinom u trajanju od 30 sek, aplikovan je adheziv Adper Single Bond 2 sa 2 do 3 uzastopna sloja pokretima utrljavanja tokom 15 sekundi, zatim je usledilo raspršivanje sloja adheziva blagom strujom vazduha u trajanju od 5 sekundi i polimerizacija svetlošću u trajanju od 10 sekundi korišćenjem LED lampe, zatim je posle aplikacije adheziva usledila restauracija kompozitnim materijalom Filtek Ultimate u 2 sloja ne debljim od 2mm. Svaki sloj je svetlosno polimerizovan u trajanju od 20 sekundi istom lampom na udaljenosti od 1 mm. Odmah posle polimerizacije kalup je uklonjen. (Slika 11)

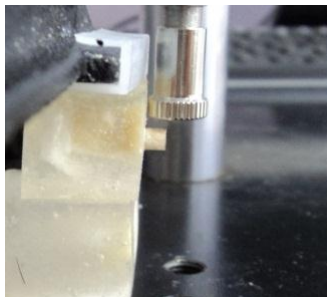


Slika 11. Pripremljeni uzorak za merenje jačine veze smicanjem.

Svi zubi su postavljeni u sundjer natopljen vodom 1 mm ispod dentinsko-restaurativne granice i ostavljeni 24 h u svetlosno zaštićenom kontejneru na temperaturi od 37°C. Na taj način je obezbeđena hidratacija dentina i održavanje materijala suvim kako bi se sprečilo izluživanje sastojaka i uticaj vode na njega.

Merenje jačine veze smicanjem

Merenje jačine veze smicanjem usledilo je 24 h posle pripreme uzoraka. Uzorci su fiksirani i analizirani na univerzalnom meraču sile (Model SLJ-B, PCE Group oHG, Germany), tako što su bili vodoravno položeni, a sila potiskivača je delovala upravno na materijal aplikovan na dentinsku površinu. Mesto dejstva sile na aplikovani materijal je bio udaljen 1mm u odnosu na dentinsku površinu zuba. Materijal je bio izložen sili smicanja brzine od 1 mm/min do momenta preloma.(Slika 12).



Slika 12. Položaj uzorka neposredno pred merenje jačine veze smicanjem

Pošto je sila preloma registrovana u Njutnima, pojedinačne vrednosti dobijenih sila nakon odvajanja materijala deljene su sa ukupnom kontaktnom površinom baze uzorka ($F(N)/\pi r^2$) kako bi se dobile vrednosti u megapaskalima (MPa).

4.1.6 Merenje marginalne mikropropustljivosti

Priprema uzoraka

Test marginalne mikropropustljivosti je urađen u skladu sa preporukama ISO/TS standarda 11405 [236]. U istraživanju su korišćena ukupno 72 intaktna molara koji su izvadjeni iz ortodontskih razloga. Sa zuba je dijamantskom šajbnom uklonjena gleđ sa vestibularne i oralne strane, a zatim su na navedenim površinama preparisani adhezivni tipovi kaviteta V klase dimenzija 3 x 2 x 2 mm. Kaviteti su preparisani fisurnim cilindričnim karbidnim svrdlom sa zaobljenim vrhom fiksiranim u kolenjak. Zubi su nasumično raspoređeni u jednu od 6 grupa (12 zuba po grupi). Kako je na svakom zubu preparacija izvedena na vestibularnoj i oralnoj površini, svaka grupa materijala je brojala po 24 kaviteta. U svim grupama, osim u šestoj grupi, materijali su aplikovani u kavitete po predhodno opisanom protokolu merenja opterećenja silom smicanja. U grupi 6 je posle kondicioniranja dentina 37% fosfornom kiselinom u trajanju od 30 sek, aplikovan adheziv Adper Single Bond 2, a posle polimerizacije svetlošću u trajanju od 10 sekundi LED lampom, kavitet je dalje ispunjen Biodentinom.

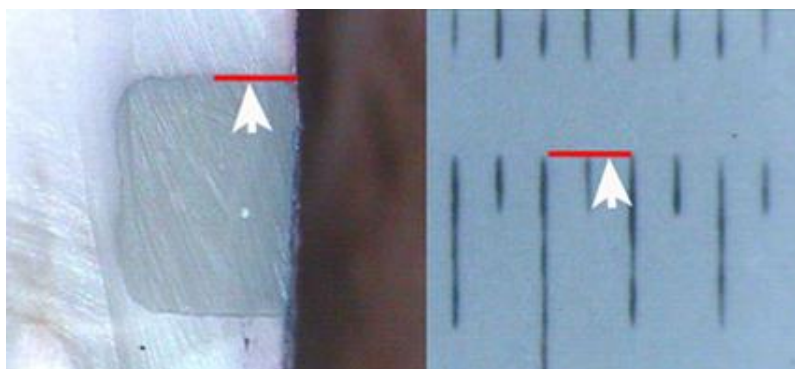
Merenje marginalne mikropropustljivosti

Marginalna mikropropustljivost materijala u kavitetima ispitivana je metodom pasivnog prodora boje. Zubi su premazani sa dva sloja laka (osim ispuna i 1 mm oko ispuna) i potopljeni u rastvor 1% eozin metilenskog plavog, a zatim u zasebnim posudicama ostavljeni u vodeno kupatilo na temperaturi od 37C° u trajanju od 24 časa (Slika 13). Posle sečenja zuba u nivou gleđno-cementne granice, kako bi se odstranili

korenovi usledilo je sečenje u vestibulo-oralnom pravcu po sagitalnoj ravni. Prodor boje je posmatran fotografisanjem uzoraka pod mikroskopom na x 30 uvećanju. Pod istim uvećanjem je fotografisan i milimetarski lenjir, a zatim je merenje dubine prodora boje na okluzalnim i gingivalnim rubovima urađen metodom kvantifikovanja vizuelnih informacija kompjuterskim programom za obradu slike (Adobe Photoshop CS5 Extended, verzija 12,0x32) (Slika 14).



Slika 13. Uzorci u rastvoru 1% eozin metilenskog plavog



Slika 14. Kvantifikacija vizuelne informacije prodora boje

4.2. MATERIJAL I METOD KLINIČKOG ISTRAŽIVANJA

4.2.1 Dizajn kliničke studije

Ova randomizovana, kontrolisana, klinička studija sprovedena je na Klinici za Bolesti zuba Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu. Studija je bila nestratifikovana, balansirano randomizovana (1:1) i obuhvatala je 36 pacijenta oba pola starosti od 18 do 65 godina. Primenom metoda „uparenih zuba”, kod svakog pacijenta su restaurirana po dva kaviteta, tako što je u jednom kavitetu kao podloga korišćen Biodentin (eksperimentalna grupa) dok je drugi kavitet restauriran na klasičan način kompozitnim materijalom uz dodatnu aplikaciju glas-jonomer cementa kod dubokih kaviteta (kontrolna grupa). Dubina kaviteta je bila međusobno približno ista za kavitete sa dijagnozom caries media i za kavitete sa dijagnozom caries profunda. Pacijent i terapeut su bili upoznati sa vrstom restauracije obzirom na činjenicu da su postupci rada različiti za eksperimentalnu i kontrolnu grupu. Ispitivač na kontrolnim pregledima nije znao koji zub pripada eksperimentalnoj, a koji kontrolnoj grupi.

4.2.2 Protokol odabira pacijenata

U studiju su bili uključeni pacijenti oba pola, između 18 i 65 godina starosti, koji su ispunjavali sledeće kriterijume:

- (1) najmanje dve karijesne lezije I ili II klase na zubima iz iste morfološke grupe bočne regije, molarima ili premolarima, indikovane za konzervativnu sanaciju;
- (2) nizak karijes indeks
- (3) zadovoljavajuća oralna higijena
- (4) bez uznapredovale parodontopatije;

- (5) odsustvo peri-radikularnih promena;
- (6) odsustvo bruksizma i traumatske okluzije.

U studiju nisu bile uključene trudnice, pacijenti sa sistemskim oboljenjima, malignitetima i imunokompromitovani pacijenti kao i pacijenti alergični na bilo koji sastojak materijala. Iz studije su isključeni pacijenti kod kojih je posle preparacije kaviteta utvrđena razlika u dubini lezije, kao i oni kod kojih je dijagnostikivano oboljenje pulpe i/ili apeksnog parodontijuma na eksperimentalnom ili kontrolnom zubu u toku trajanja studije.

Procena kriterijuma je sprovedena posle uzete stomatološke i opšte anamneze i urađenog kliničkog pregleda, koji se sastojao od inspekcije, sondiranja, testa vitaliteta, palpacije, perkusije, ispitivanja pokretljivosti zuba i radiografisanja. Korišćena je svetlost reflektora u okviru stomatološke stolice i uveličavajuća stakla sa uveličanjem od x4. Od instrumenata su korišćeni stomatološko ogledalce, stomatološke prave i aproksimalne sonde, parodontalne sonde, aparat za ispitivanje vitaliteta i artikulacioni papir. Svaki od pomenutih kriterijuma je procenjen na sledeći način:

- (1) U istraživanje su uključeni pacijenti kod kojih je inspekcijom i sondiranjem utvrđeno prisustvo po dve karijesne lezije slične dubine prostiranja u odnosu na pulpu (caries media ili caries profunda) na zubima bočne regije, molarima ili premolarima, gornje i donje vilice. U istraživanje su bili uključeni samo zubi sa primarnim karijesom, ali koji nisu pokazivali znake ireverzibilnog oštećenja pulpe. Da bi se isključilo postojanje ovih promena, urađen je test vitaliteta (elektro test). Nadražaj je aplikovan na bukalnu površinu eksperimentalnih i kontrolnih zuba a njihova reakcija je upoređivana sa susednim zubima iste grupe.

- (2) Prevalenca karijesa je određena pomoću KEP indeksa i njegovih komponenti na sledeći način: K- karijes, I- ispuni, E-ekstrahovani zubi. U studiju nisu uključeni pacijenti čiji je KEP indeks prelazio broj 7, bez obzira na strukturu KEP-a.

- (3) Procena stanja oralne higijene, sprovedena je merenjem OHI-S (pojednostavljenog) indeksa po Green-u i Vermillion-u koji podrazumeva detekciju kalkulusa i zubnog plaka na ukupno 6 površina zuba. Površine koje su pregledane su

vestibularne površine zuba 16, 26, 11 i 31, i oralne površine zuba 46 i 36. U studiju nisu bili uključeni pacijenti sa OHI-S indeksom preko 1,5.

(4) U istraživanje su uključeni pacijenti kod kojih na osnovu stomatološkog pregleda nije uočena hiperemija, edem i provocirano krvarenje kako interdentalnih papila tako i slobodne gingive.

(5) Pacijenti kod kojih je na osnovu analize retroalveolarnih i/ili OPT snimaka uočeno prisustvo difuzno ili jasno ograničenih koštanih lezija u periapeksnoj zoni zuba nisu bili uključeni u studiju.

(6) Ispitivanje primarne traumatske okluzije i bruksizma obuhvatalo je nekoliko faktora i to: prisustvo prevremenih kontakata primenom artikulacionog registratora papira, prisustvo brusnih faseta na kliničkim krunama, zadebljane lamine dure i sklerozirajuće spongioze analizom retroalveolarnog snimka, prisustvo bolova u TMZ-u kao i postojanje permanentnog škripanja zuba.

4.2.3 Izbor materijala

Kod pacijenata kod kojih je dijagnostikovana caries media, posle preparacije kaviteta i uklanjanja karijesnih masa, u eksperimentalni kavitet aplikovan je tri-kalcijum-silikatni cement (Biodentin) kao dentinski zamenik (podloga), a kavitet je dalje restaurisan aplikacijom adhezivnog sistema Adpe Single Bond 2. i kompozitnog materijala Filtek Ultimate. Kontrolni kavitet je restaurisan aplikacijom adhezivnog sistema Adper Single Bond 2 i kompozitnog materijala Filtek Ultimate.

Kod pacijenata kod kojih je dijagnostikovana caries profunda, posle preparacije kaviteta i uklanjanja karijesnih masa, u eksperimentalni kavitet je aplikovan tri-kalcijum-silikatni cement (Biodentin) kao dentinski zamenik (podloga), a u kontrolni kavitet u vidu podloge aplikovan je GJC cement Vitrebond.

I eksperimentalni i kontrolni kaviteti su dalje restaurisani kompozitnim materijalom Filtek Ultimate. Hemijski sastav i raspored aplikacija materijala korišćenih u kliničkoj studiji su prikazani u Tabelama 2 i 3.

Tabela 3. Raspored aplikacije materijala u skladu sa dizajnom kliničke studije.

MOLARI / PREMOLARI			
PREPARACIJA KLASJE I/II			
		Podloga	restauracija
Kavitet srednje dubine (Caries media)	eksp.	Biodentin	<ul style="list-style-type: none"> • Adper Single Bond 2 • Filtek Ultimate
	kontr.		<ul style="list-style-type: none"> • Adper Single Bond 2 • Filtek Ultimate
Duboki kavitet (Caries profunda)	eksp.	Biodentin	<ul style="list-style-type: none"> • Adper Single Bond 2 • Filtek Ultimate
	kontr.	Vitrebond Liner/Base	<ul style="list-style-type: none"> • Adper Single Bond 2 • Filtek Ultimate

4.2.4 Klinička procedura

4.2.4.1 Randomizacija, smeštanje i maskiranje

Randomizacija zuba za eksperimentalnu ili kontrolnu grupu je izvršena metodom proste randomizacije sa 1:1 odnosom smeštanja (alokacije). Parnim brojevima je alociran eksperimentalni metod restauracije, a neparnim kontrolni. Pomoću kompjuterskog programa za generisanje slučajnih brojeva (www.random.org), kod svakog pacijenta je za jedan zub bio kompjuterski generisan broj i u skladu sa alokacijom tretmana (par-nepar), na tom zubu je urađen jedan tip restauracije. Zatim je na drugom zubu urađen drugi tip restauracije.

Obzirom da je kod svakog pacijenta u studiji urađena restauracija dva zuba, terapeut se opredeljivao za to koji je zub prvo restauriran u skladu sa pacijentovim tegobama i kliničkim nalazom po principu hitnosti. U slučaju kada jedan zub nije bio hitniji od drugog, terapeut je odabirao zub po redosledu kvadranta. Npr. prvo se radio zub iz prvog, a zatim iz drugog kvadranta.

Materijali su bili u identičnim metalnim kasetama obeleženi rečju „par“ ili „nepar“ i čuvani u frižideru izvan kliničke sale u kojoj se sprovodi tretman. Kompjutersko generisanje slučajnog broja je obavljao terapeut, posle čega je donosio iz frižidera metalnu kasetu sa odgovarajućom oznakom. Materijal je pripreman u skladu sa uputstvom proizvođača, posle čega je terapeut uradio restauraciju u skladu sa kliničkim protokolom. Tom prilikom je terapeut upisivao u karton pacijenta koji je zub rađen i koji materijal je aplikovan.

Terapeut koji je sprovodio tretman nije ocenjivao kriterijum post-restaurativne osetljivosti na kontrolnim pregledima. Ispitivač koji je kontrolisao ispune posle 15 dana, i dalje po potrebi, nije znao na kom zubu je postavljena podloga od Biodentina, jer je popunjavao specijalno dizajnirani upitnik, bez uvida u karton pacijenta.

4.2.4.2 Preparacija kaviteta

Otvaranje kaviteta je urađeno dijamantskim svrdlima i visokoturažnom bušilicom uz vodeno hlađenje. Uklanjanje karijesno promenjenog dentina je obavljeno primenom okruglog karbidnog svrdla za kolenjak pri brzini od 10 000 o/min. Obim kaviteta je zavisio od veličine i obima karijesom promenjenog dentina. Toaleta kaviteta je izvedena ispiranjem vodom za kompozitni ispun odnosno dentin kondicionerom za glas jonomer ili Biodentin.

Protokol restauracije kaviteta srednje dubine za I klasu preparacije

Posle završene preparacije za I klasu kaviteta srednje dubine (caries media) eksperimentalnog zuba usledila je aplikacija podloge na bazi trikalcijumsilikatnog cementa (Biodentin) po uputstvu proizvođača. Materijal je aplikovan u ceo kavitet „bulk” tehnikom, plastičnim instrumentom, a posle 12 minuta je usledio postupak okluzalnog uravnoteženja i obrade dostupnih površina karbidnim i dijamantskim svrdlima. Po isteku 7 dana (vreme za potpunog stvrdnjavanja materijala), materijal je uklonjen okruglim i fisurnim karbidnim svrdlom do gleđno-dentinske granice posle čega su gleđni rubovi kaviteta tretirani gelom 37% fosforne kiseline u trajanju od 30s. Kiselina je uklonjena vodenom-vazdušnim sprejom u trajanju od 10 sekundi, a kavitet blago posušen suvom vaticom. Usledila je aplikacija adheziva Adper Single Bond 2 sa 2 do 3 uzastopna sloja pokretima utrljavanja tokom 15 sekundi, raspršivanje sloja adheziva blagom strujom vazduha u trajanju od 5 sekundi i polimerizacija svetlošću u trajanju od 10 sekundi korišćenjem LED lampe visokog intenziteta, Elipar S10. Posle aplikacije adheziva usledila je restauracija kompozitnim materijalom Filtek Ultimate koji je aplikovan u slojevima, vodeći računa da svaki sloj ne bude deblji od 2 mm. Svaki sloj je prosvetljen 20 sekundi istom lampom. Nakon toga urađeno je okluzalno uravnoteženje i obrada dostupnih površina karbidnim i dijamantskim svrdlima kao i poliranje površine ispuna gamicama i diskovima (Sof-lex, 3M ESPE).

Na kontrolnom zubu kaviteta I klase, srednje dubine sproveden je klasičan postupak aplikacije adhezivnog sredstva i kompozitnog materijala na identičan način kao i u eksperimentalnom zubu, ali bez podloge na bazi trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin).

Protokol restauracije dubokih kaviteta za I klasu preparacije

Posle završene preparacije kaviteta I klase kod dubokog karijesa (caries profunda) eksperimentalnog zuba usledila je aplikacija podloge na bazi trikalcijum

silikatnog cementa (Biodentin) po prethodno opisanom postupku posle čega je posle 7 dana aplikovano adhezivno sredstvo Adper Single Bond 2 i kompozitni materijal Filtek Ultimate.

Na kontrolnom zubu kaviteta I klase kod dubokog karijesa aplikovana je podloga na bazi svetlosnopolimerizujućeg smolom modifikovanog GJC Vitrebond Liner/Base po uputstvu proizvođača. Potrebna količina cementa je uneta na dno kaviteta plastičnim instrumentom pri čemu je radno vreme bilo do 2,5 minuta. Usledila je svetlosna polimerizacija materijala korišćenjem Elipar S10 LED lampe visokog intenziteta u trajanju od 30 sekundi. Nanet je gel 37% fosforne kiseline na gleđ i dentin, a zatim aplikovan adheziv Adper Single Bond 2 i kompozitni materijal Filtek Ultimate po prethodno opisanom protokolu.

Protokol restauracije srednjih i dubokih kaviteta za II klasu preparacije

Prethodno opisana klinička procedura i protokol aplikacije materijala je primenjen i na eksperimentalne i kontrolne kavitete kod caries media i profunda II klase. Kaviteti su preparisani poštujući principe adhezivnog oblika preparacije. Kod ovih kaviteta je neposredno pre aplikacije adheziva postavljana matrica dizajnirana za rekonstrukciju aproksimalnih kaviteta SuperMat Adapt SuperCap Matrix (Kerr Bioggio, Switzerland). Za fiksiranje matrice korišćen je kočić odgovarajuće veličine kako bi se omogućio dovoljan pritisak između zuba u cilju formiranja interproksimalnog kontakta.

4.2.5 Ocenjivanje

Ishod terapije i kriterijumi za procenu kliničkog parametra

Post-restaurativna osetljivost je ispitivana posle 15 dana, a kasnije po potrebi pacijenta. Opis ocena kriterijuma prikazan je u Tabeli 4. Kriterijum je analiziran na osnovu anamneze, kliničkog pregleda i upitnika. Klinički pregled će se sastojao od inspekcije, sondiranja, testa vitaliteta i po potrebi palpacije, perkusije, ispitivanja pokretljivosti zuba i radiografisanja. Klinički pregled je sprovodio jedan ispitivač, u prisustvu terapeuta koji je izvršio restauraciju.

Tabela 4. Opis ocena za biološki kriterijum.

BIOLOŠKI KRITERIJUM	
KRITERIJUM OCENA	Post-restaurativna osetljivost
A. (Alfa) Klinički vrlo dobro	A. Nema osetljivosti, normalan vitalitet zuba
B. (Bravo) Klinički dobro/zadovoljavajuće	B. Minimalna do umerena osetljivost u evaluacionom periodu posle restauracije, normalan vitalitet zuba, odsustvo spontanih bolova. Nikakva terapija nije potrebna.
C. (Čarli) Klinički nezadovoljavajuće	C. (1) Intenzivna osetljivost i osetljivost posle perioda evaluacije od 30 dana, normalan vitalitet. Neophodna zamena ispuna. (2) Akutni pulpitis ili odsustvo vitaliteta zuba. Neophodan endodontski tretman

Ispuni, odnosno terapijski varijeteti su međusobno upoređivani kao par kod svakog pacijenta. Korišćen je McNemarov test za komparaciju post-restaurativne osetljivosti u eksperimentalnoj i kontrolnoj grupi sa nivoom značajnosti od 5% ($p < 0.05$). Statistička analiza je urađena u programskom paketu Minitab 16 (Minitab Inc., State College, PA, USA). Veličina uzorka je uzeta na osnovu prethodnog rada Fron i sar. (2011) koji su izračunali da je potrebno 34 pacijenta da bi se detektovala dvosmerna razlika na nivou značajnosti od 5% sa jačinom testa od 80% [237].

4.3. STATISTIČKE METODE

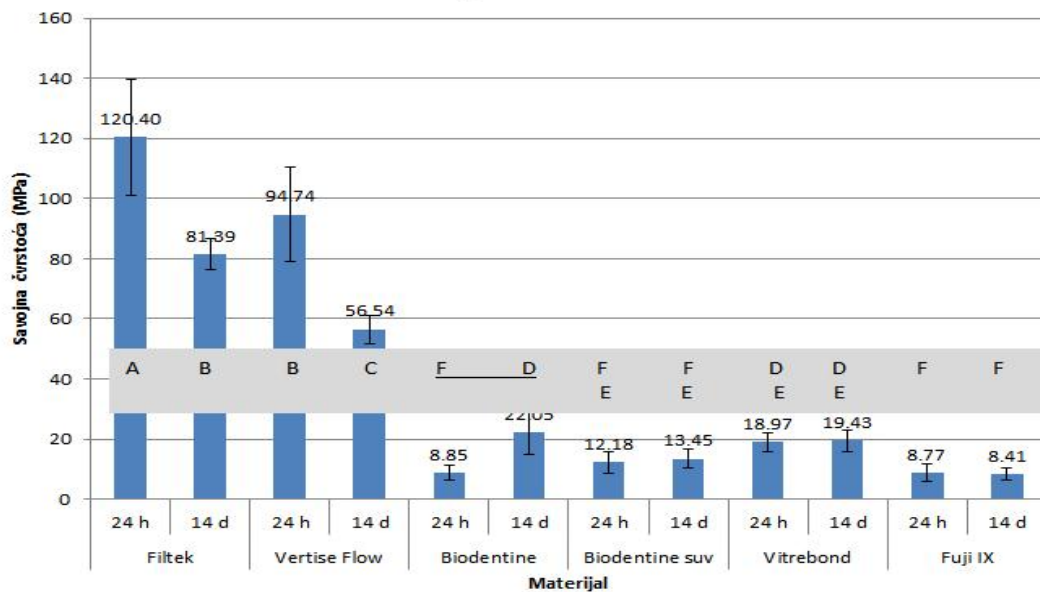
Podaci su obrađeni u softverskom paketu Minitab 16 (Minitab Inc., State College, PA, USA). Primenom deskriptivne statistike prikazane su srednje vrednosti i standardna devijacija. Normalna distribucija verovatnoće utvrđena je Kolmogorov-Smirnov testom, dok su varijanse analizirane Bartlettovim testom. U slučaju odstupanja od normalne distribucije podaci su transformisani odgovarajućom metodom u zavisnosti od tipa odstupanja. Rezultati su analizirani dvofaktorskom i jednofaktorskom analizom varijanse [238] sa Tukey post-hoc testom multipne komparacije. U slučajevima dvofaktorske analize, ispitivana je i interakcija odgovarajućih faktora. Vrednosti mikrocurenja za okluzalnu i gingivalnu regiju upoređivane su t-testom za zavisne uzorke. McNemar test je korišćen za poređenje rezultata post-restaurativne osetljivosti u kliničkoj studiji. Nivo značajnosti za sve testove bio je $\alpha=0,05$.

5. REZULTATI

5.1. REZULTATI LABORATORIJSKE STUDIJE

5.1.1 Rezultati merenja savojne čvrstoće materijala

Na grafikonu 3 prikazane su srednje vrednosti i standardne devijacije savojne čvrstoće ispitivanih materijala posle 24 h i 14 dana izražene u megapaskalima (MPa). Kolone u grafikonu su označene slovima, tako da vrednosti materijala koji imaju isto slovo nisu statistički značajno različite ($P > 0.05$).



Grafikon 3. Srednje vrednosti i standardne devijacije savojne čvrstoće ispitivanih materijala

Uočene su statistički značajne razlike u vrednostima *inicijalne* savojne čvrstoće između ispitivanih materijala ($P < 0.05$), pri čemu nema značajnih razlika između Biodentina čuvanog u vodi, Biodentina na suvom i Fuji IX ($P > 0.05$), dok su one značajno manje u odnosu na inicijalne vrednosti Filtek Ultimate i Vertise Flow ($P < 0.05$)

Najviše inicijalne vrednosti (posle 24h) savojne čvrstoće izmerene su kod materijala Filtek Ultimate (120.40 ± 19.21 MPa), dok se najniže vrednosti uočavaju kod materijala Biodentin (8.85 ± 2.39 MPa) i Fuji IX (8.77 ± 2.98 MPa).

Inicijalne vrednosti savojne čvrstoće samo-adhezivnog tečnog kompozita Vertise Flow su bile značajno veće u odnosu na ostale materijale, osim u odnosu na krajnje vrednosti materijala Filtek Ultimate i iznosile su (94.74 ± 15.58 MPa).

Na *krajnjim* merenjima (posle 14 dana) postoje značajno različite vrednosti savojne čvrstoće za sve ispitivane materijale ($P < 0.05$) osim za Biodentin čuvan na suvom i Fuji IX čije su vrednosti komparabilne ($P > 0.05$).

Vrednosti merenja posle 14 dana su ostale najviše kod materijala Filtek Ultimate (81.39 ± 5.14 MPa), dok se najniže vrednosti za isto vreme merenja uočavaju kod Fuji IX (8.41 ± 1.95 MPa).

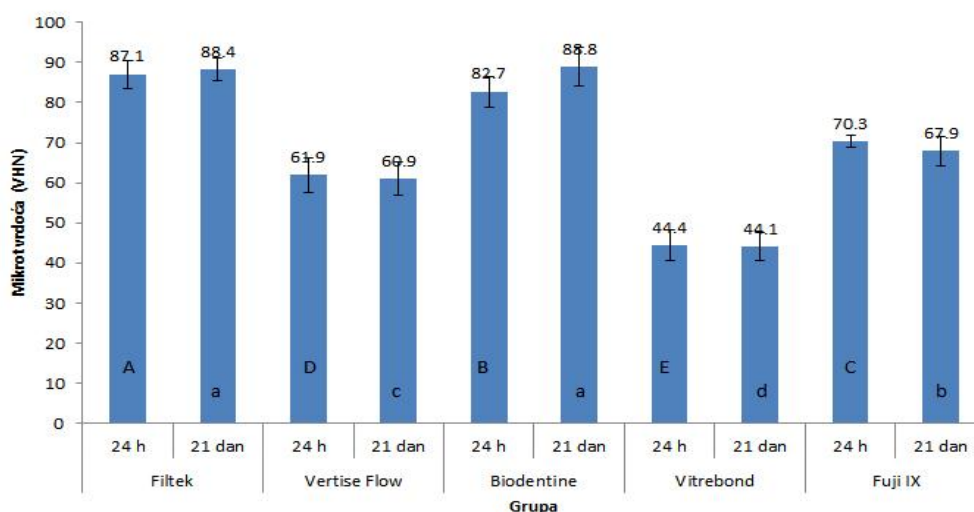
Komparacija inicijalnih i krajnjih vrednosti savojne čvrstoće unutar jednog materijala pokazuje da su Filtek Ultimate i Vertise Flow imali značajno niže vrednosti savojne čvrstoće na merenjima posle 14 dana ($P < 0.05$), dok su vrednosti za Vitrebond i Fuji IX ostale komparabilne ($P > 0.05$).

Uzorci Biodentina čuvanih na suvom pokazali su slične vrednosti savojne čvrstoće inicijano i posle 14 dana (12.18 ± 3.51 i 13.45 ± 3.18 MPa). Međutim, Biodentin čuvan u vodi pokazao je značajno veću savojnu čvrstoću na merenju posle 14 dana u odnosu na inicijalno merenje (8.85 ± 2.39 i 22.05 ± 6.98 MPa).

Rezultati pokazuju da postoji značajna razlika u vrednostima savojne čvrstoće uzoraka Biodentina čuvanih na suvom i u vodi posle 14 dana ($P < 0.05$). Tačnije, Biodentin čuvan u vodi posle 14 dana imao je značajno veću savojnu čvrstoću (22.05 ± 6.98 MPa) u odnosu na uzorke Biodentina čuvanih na suvom (13.45 ± 3.18 MPa).

5.1.2 Rezultati merenja mikrotvrdoće materijala

Na grafikonu 4 prikazane su srednje vrednosti i standardne devijacije mikrotvrdoće ispitivanih materijala posle 24 h i 21 dan. Takođe, kolone u grafikonu su označene slovima, tako da vrednosti materijala koji imaju isto slovo nisu statistički značajno različite ($P > 0.05$).



Grafikon 4. Srednje vrednosti i standardne devijacije mikrotvrdoće ispitivanih materijala

Uočene su statistički značajne razlike u vrednostima inicijalne mikrotvrdoće (posle 24h) između svih ispitivanih materijala ($P < 0.05$)

Najviše inicijalne vrednosti mikrotvrdoće izmerene su kod materijala Filtek Ultimate (87.1 ± 3.5 VHN) i Biodentin (82.7 ± 3.8 VHN), dok se najniže vrednosti uočavaju kod materijala Vitrebond (44.4 ± 3.9 VHN).

Nisu uočene statistički značajne razlike u vrednostima mikrotvrdoće krajnjeg merenja (posle 21 dan) između Filtek Ultimate i Biodentina ($P > 0.05$), dok se one značajno razlikuju u odnosu na Vertise Flow, Vitrebond i Fuji IX ($P < 0.05$)

Vrednosti merenja posle 21 dan ostale su najviše kod materijala Biodentin (88.8 ± 4.8 VHN) i Filtek Ultimate (88.4 ± 2.9 VHN), dok su najniže vrednosti za isto vreme merenja uočavaju kod materijala Vitrebond (44.1 ± 3.5 VHN).

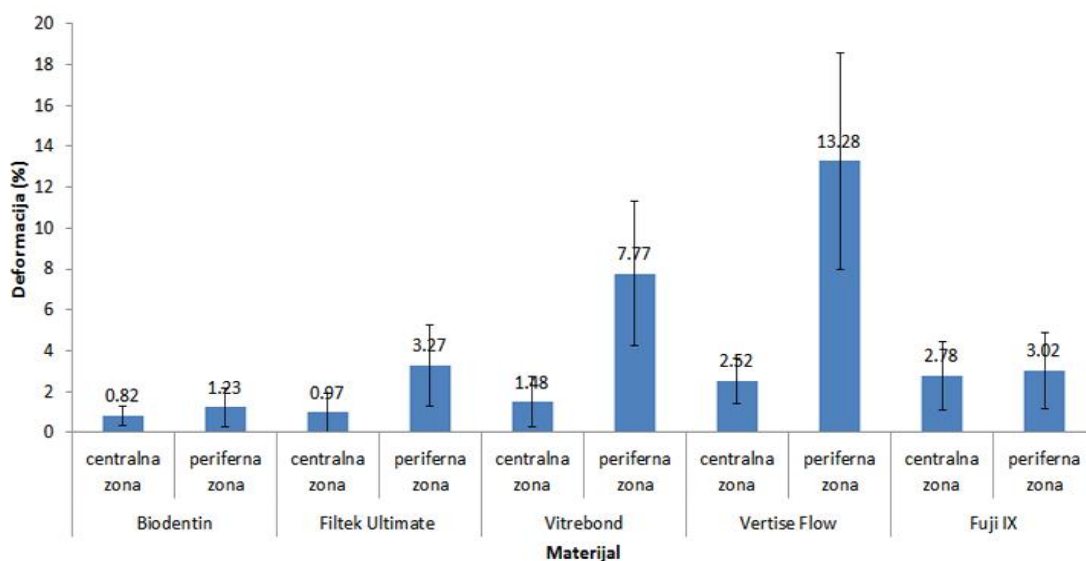
Komparacija vrednosti mikrotvrdoće unutar jednog materijala pokazuje da nema statistički značajnih razlika u inicijalnim i krajnjim merenjima kod Filtek Ultimate ($p=0.181$), Vertise Flow ($p=0.422$) i Vitrebonda ($p=0.814$), dok je mikrotvrdoća za Biodentin posle 21 dan bila značajno veća ($p<0.001$), a za Fuji IX značajno manja ($p=0.006$).

5.1.3 Rezultati merenja dimenzionalnih promena

Rezultati dimenzionalnih promena su predstavljeni rezultatima deformacije ispitivanih materijala posle polimerizacije/očvršćavanja i rezultatima deformacija praćenih tokom stvrdnjavanja uzoraka Biodentina i Fuji IX.

Rezultati deformacije materijala posle polimerizacije/očvršćavanja

Na grafikonu 5 prikazane su srednje vrednosti i standardne devijacije deformacija ispitivanih materijala u centralnoj (horizontalna i vertikalna sekcija) i perifernoj zoni (kružna sekcija). Rezultati su prikazani u procentima (%).



Grafikon 5. Srednje vrednosti i standardne devijacije deformacija ispitivanih materijala

Uočavaju se statistički značajne razlike u vrednostima deformacija u centralnoj zoni između ispitivanih materijala ($P < 0.05$), pri čemu nema značajnih razlika između Biodentina i Filtek Ultimate ($P > 0.05$) i između Vertise Flow i Fuji IX ($P > 0.05$).

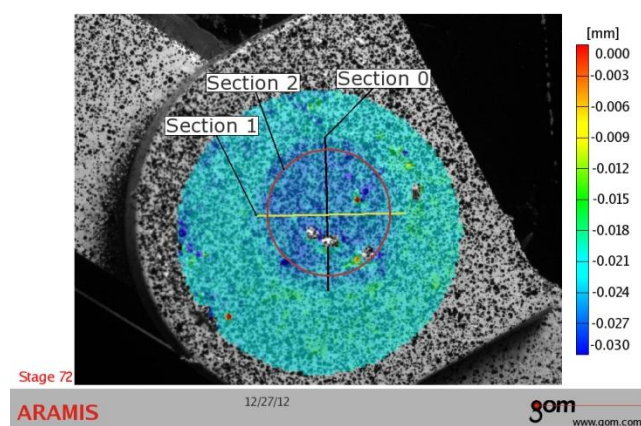
Najveća deformacija u centralnoj zoni uočava se kod materijala Fuji IX ($2.78 \pm 1.69 \%$), dok se najmanja deformacija u istoj zoni uočava kod Biodentina ($0.82 \pm 0.48 \%$) i Filtek Ultimate ($0.98 \pm 0.93 \%$).

Vrednosti deformacija u *perifernoj zoni* pokazuju značajne statističke razlike između ispitivanih materijala ($P < 0.05$), osim za Filtek Ultimate i Fuji IX, čije su vrednosti komparabilne ($P > 0.05$).

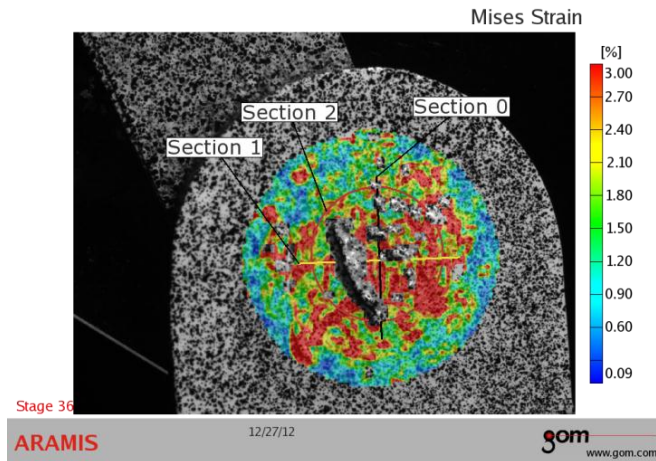
Najveće deformacije u perifernoj zoni imao je Vertise Flow ($13.28 \pm 5.33 \%$) i Vitrebond ($7.77 \pm 3.52 \%$), dok je deformacija u istoj zoni bila najmanja kod Biodentina ($1.23 \pm 0.96 \%$).

Upoređivanjem deformacija u centralnoj i perifernoj zoni unutar istog materijala može se utvrditi sledeće: nema značajnih razlika u deformaciji centralne i periferne zone kod Biodentina ($P=0.092$) i Fuji IX ($P=0.292$), dok se one značajno razlikuju kod Filtek Ultimate ($P<0.01$), Vitrebonda ($P=0.01$) i Vertise Flow-a ($P=0.01$), tako što su kod ovih materijala deformacije u perifernoj zoni bile značajno veće.

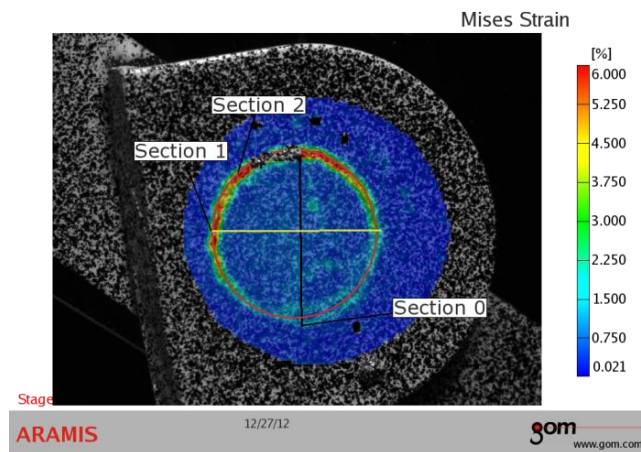
Na Slikama 15-19 vizuelno su prikazane distribucije deformacija za ispitivane materijale u centralnoj (vertikalna i horizontalna sekcija) i perifernoj zoni (kružna sekcija). Plavom bojom su označene zone bez, odnosno sa slabim deformacijama, dok je crvenom bojom predstavljena intenzivna deformacija.



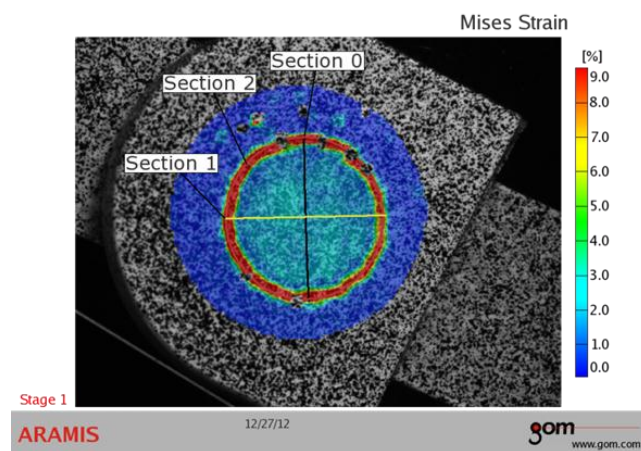
Slika 15. Vizuelni prikaz distribucije deformacije Biodentina na horizontalnoj sekciji-1; vertikalnoj sekciji-0 i kružnoj sekciji-2



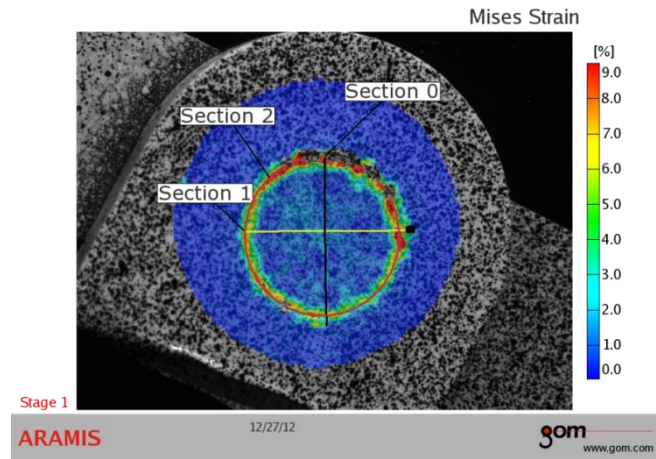
Slika 16. Vizuelni prikaz distribucije deformacije Fuji IX na horizontalnoj sekciji-1; vertikalnoj sekciji-0 i kružnoj sekciji-2



Slika 17. Vizuelni prikaz distribucije deformacije Filtek Ultimate na horizontalnoj sekciji-1; vertikalnoj sekciji-0 i kružnoj sekciji-2



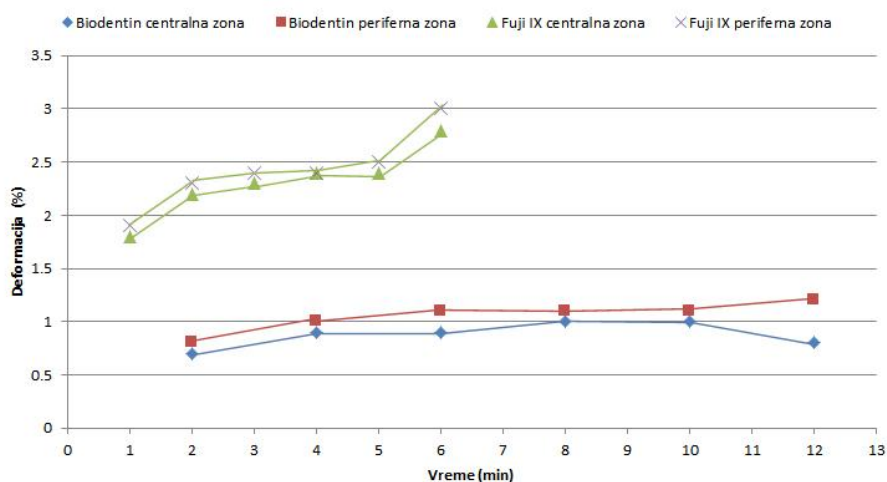
Slika 18. Vizuelni prikaz distribucije deformacije Vertise Flow na horizontalnoj sekciji-1; vertikalnoj sekciji-0 i kružnoj sekciji-2



Slika 19. Vizuelni prikaz distribucije deformacije Vitrebonda na horizontalnoj sekciji-1; vertikalnoj sekciji-0 i kružnoj sekciji-2

Rezultati deformacije Biodentina i Fuji IX tokom vremena očvršćavanja

Na grafikonu 6 prikazane su srednje vrednosti dimenzionalnih promena centralnih i perifernih zona Biodentina i Fuji IX praćenih tokom vremena očvršćavanja. Snimanje uzoraka je rađeno na svakih 10 sekundi. Za analizu vremenskih podataka odabrano je 6 faza i to: za Biodentin, posle 2, 4, 6, 8, 10 i 12 min (Stage 12, 24, 36, 48, 60 i 72), a za Fuji IX, posle 1, 2, 3, 4, 5 i 6 min (Stage 6, 12, 18, 24, 30 i 36).



Grafikon 6. Srednje vrednosti deformacija Biodentina i Fuji IX tokom vremena očvršćavanja

Tokom perioda očvršćavanja Biodentina u trajanju od 12 minuta deformacije materijala kreću se u opsegu od 0.7 do 0.8 % u centralnoj zoni i od 0.8 do 1.2% u perifernoj zoni. Svo vreme tokom očvršćavanja ne uočavaju se bitne oscilacije u deformaciji Biodentina. Posle 12-tog minuta deformacija centralne zone ima tendenciju smanjivanja (0.8 %), što se ne može reći za perifernu zonu (1.2 %)

Uočava se trend porasta deformacija materijala Fuji IX tokom vremena očvršćavanja (6 min) u centralnoj i perifernoj zoni. Deformacije materijala kreću se u opsegu od 1.8 do 2.8 % u centralnoj zoni i od 1.9 do 3% u perifernoj zoni. Najveća deformacija uočava se između prvog i drugog minuta u centralnoj (1.8 %; 2.2 %) i perifernoj (1.9 %; 2.3 %) zoni. Daljim očvršćavanjem deformacija postepeno raste u

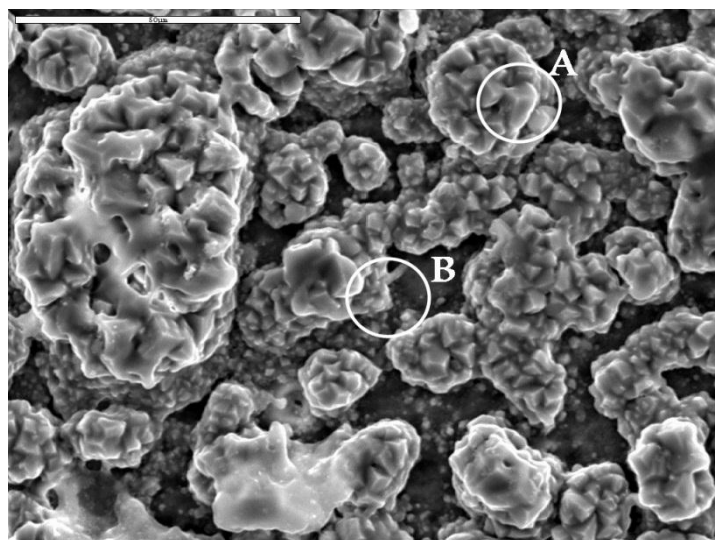
opsegu od 2 do 2,5 % da bi se zatim opet značajno povećala između petog i šestog minuta u perifernoj zoni (2.5 %; 3%) sa daljom tendencijom rasta.

Deformacija materijala Biodentin značajno je manja od deformacije Fuji IX za obe posmatrane zone.

5.1.4 Rezultati mikromorfološke i elementarne analize

Rezultati mikromorfološke i elementarne analize prikazane su na mikografijama i tabelama (EDS) ispitivanog trikalcijum silikatnog cementa inicijalno i posle 3 meseca stajanja u vodi, spoja Biodentina i dentina i ostalih ispitivanih kontrolnih materijala i dentina.

Na slici 20 prikazana je SEM mikrografija hidratisanog Biodentina na uveličanju $\times 1000$. Uočava se nehomogena struktura koja se sastoji od aglomerata veličine od 8 do 40 μm izgrađenih od manjih čestica veličine od oko 3 μm u proseku. Upoređujući vrednosti veličina čestica na mikrografiji i vrednosti elementarne analize prikazane u Tabeli 5, može se reći da se radi o aglomeratima izgrađenim pretežno od kalcijum silikatnih čestica, okruženim hidratisanim kalcijum silikatnim gelom (CSH faza) sa dominantnim procentom kalcijuma u vrednosti od 95,4%. Na mikrografiji se još mogu uočiti i kristali kalcijum karbonata (kalciti) dijamantskog oblika (forma romboedra) (A), kao i heksagonalne ploče i prizme koje odgovaraju kalcijum hidroksidu i kalcijum fosfatu (B).

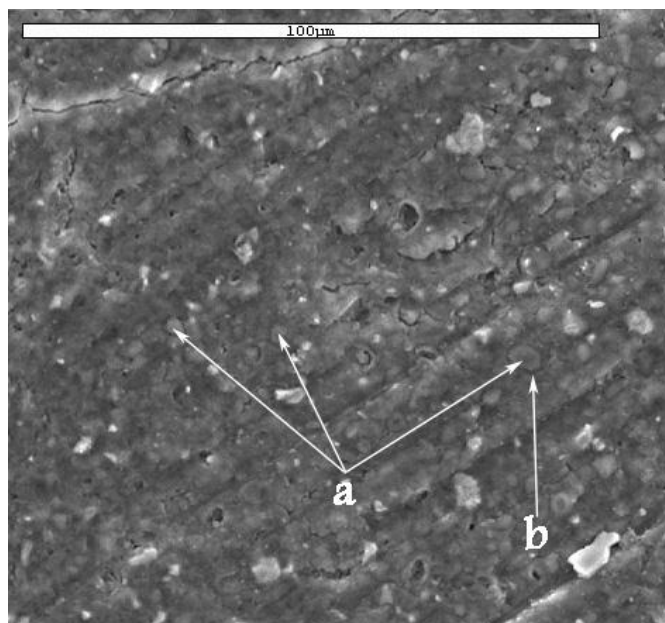


Slika 20. Mikrografija Biodentina (x 1000)

Tabela 5. Elementarna determinacija označenog polja Biodentina (x 1000)

Elmt.	Spect Type	Inten. Corm.	Std Corm.	Element %	Sigma %	Atomic %
Si K	ED	0.892	1.03	1.14	0.04	2.47
P K	ED	1.251	0.91	0.06*	0.05	0.11*
Ca K	ED	1.080	1.00	62.92	0.18	95.54
Yb L	ED	0.778	1.00	5.32	0.31	1.87
Total		69.43				100.00

Na Slici 21 prikazana je SEM mikrografija hidratisanog Biodentina posle 3 meseca stajanja u vodi na uveličanju x 500. Struktura površine cementa je nehomogena i na njoj se uočava mnoštvo ne-hidratiranih (neizreagovanih) čestica kalcijum silikata (a), okruženih slojem hidratisanog kalcijum silikatnog gela (CSH) (b), čestice kalcijum karbonata (punioca) zarobljenih u matriksu cementa. Takođe se uočavaju i manje prisutne porozne šupljine koje su se vremenom popunile novim kristalnim strukturama. Elementarna analiza prikazana u Tabeli 6 pokazuje kod Biodentina, koji je stajao u vodi 3 meseca, niže vrednosti kalcijuma 63,70% i više vrednosti silicijuma 25,78% usled njegovog oslobađanja u spoljašnju sredinu i rasta CSH faze tokom vremena.

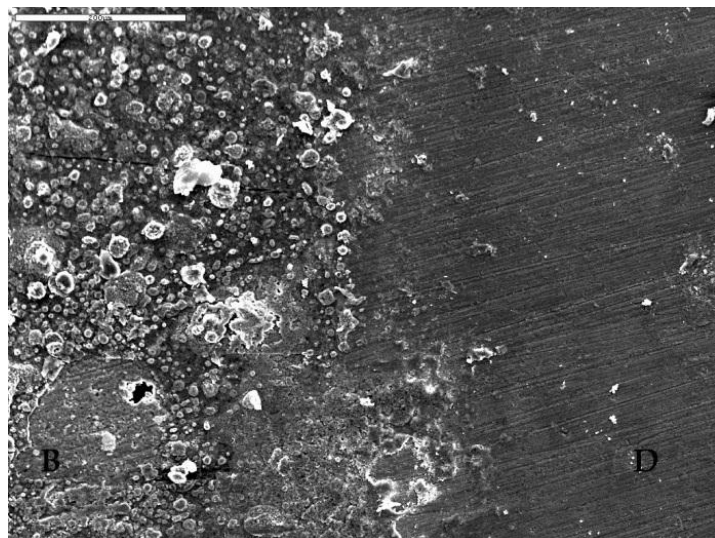


Slika 21. Mikrografija Biodentina posle 3 meseca stajanja u vodi (x 500) kalcijum silikatne čestice; b) CSH gel

Tabela 6. Elementarna determinacija označenog polja Biodentina posle 3 meseca stajanja u vodi (x 500)

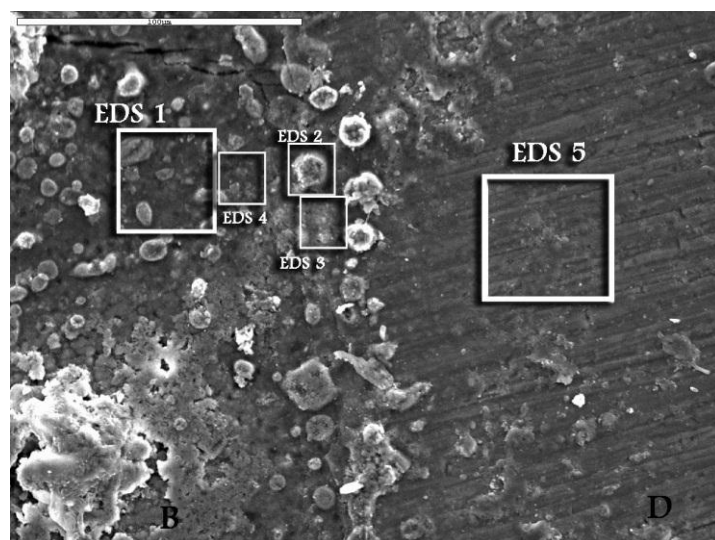
Elmt.	Spect Type	Inten. Corn.	Std Corn.	Element %	Sigma %	Atomic %
Si K	ED	0.963	1.03	16.00	0.09	25.78
P K	ED	1.131	0.91	3.79	0.09	5.54
Cl K	ED	0.825	0.96	3.20	0.06	4.08
Ca K	ED	1.015	1.00	56.44	0.18	63.70
Yb L	ED	0.767	1.00	3.43	0.33	0.90
Total		82.87				100.00

Na slici 22 prikazana je SEM mikrografija spoja Biodentina i dentina na uveličanju x 150. Na levoj strani mikrografije nalazi se Biodentin (B), a na desnoj dentin (D). Uočava se dobro rubno prijanjanje i intiman kontakt između dve strukture bez jasno naglašene granice sa postepenim prelaskom sa cementa na dentin i utiskom “mešanja” dve strukture na njihovom spoju.



Slika 22. Mikrografija spoja Biodentina (B) i dentina (D) (x 150)

Na Slici 23 prikazana je mikrografija spoja Biodentina i dentina sa pet označenih polja (EDS 1, EDS 2, EDS 3, EDS 4 i EDS 5) na kojima je urađena elementarna determinacija na uveličanju x 500.



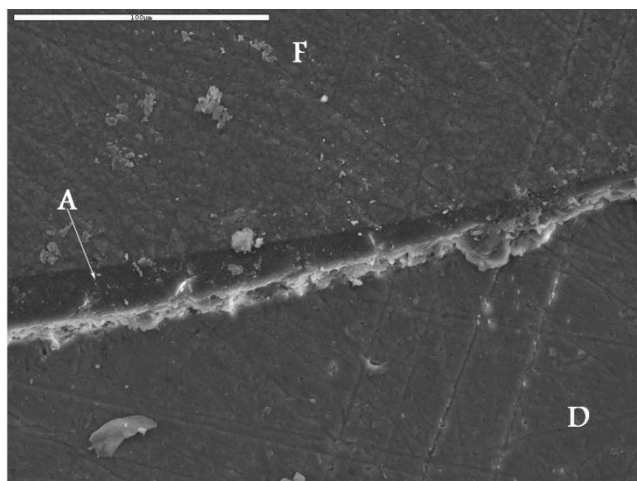
Slika 23. Mikrografija spoja Biodentina (B) i dentina (D) sa označenim poljima elementarne analize (x 500)

U Tabeli 7 prikazane su vrednosti elementarne determinacije pet označenih polja od kojih se polja EDS 1, 2, 3 i 4 nalaze u Biodentinu a polje EDS 5 u dentinu. Vrednosti elementarne analize pokazuju da se radi o materijalu nehomogenog sastava, u kome se razlikuju zone bogate kalcijumom. Od polja koja se nalaze u Biodentinu, polje EDS 2 ima najveći procenat kalcijuma (95,23%), a najmanji procenat silicijuma (2,49%), ukazujući da se radi o kalcijum hidoksidnoj fazi cementa. Polja EDS 1 i EDS 4 imaju takođe visok procenat kalcijuma (79,44 i 76,16%), ali se od ostalih izdvajaju po većoj količini silicijuma (12,51 i 19,57%) i predstavljaju faze čistih kalcijum silikatnih čestica i faze hidratisanog kalcijum silikatnog gela (CSH). Polje EDS 3 predstavlja zonu u kojoj dominira kalcijum sa 82,30% sa procentom silicijuma od 8,29%, pa se može smatrati da se u tom polju nalaze sve faze koje su zastupljene u vezanom cementu. U svim poljima koja se nalaze u cementu, osim polja u dentinu nalazi se i mali procenat hlora (od 0,25 do 1,24%) u okviru jedinjenja kalcijum hlorida, a u funkciji akceleratora vezivanja i tragovi iterbijuma koji se dodaje cementima u funkciji radiopaciteta. Elementarna analiza polja EDS 5 jasno ukazuje da se radi o dentinu sa procentom fosfora od 38,81% u okviru jedinjenja kalcijum fosfata (hidroksiapatita), koga u poljima cementa ima značajno manje. Sva polja cementa u odnosu na polje dentina sadrže dva ipo puta više kalcijuma, a pet puta manje fosfatnih jedinjenja.

Tabela 7. Elementarna determinacija označenih polja Biodentina i dentina (x 500)

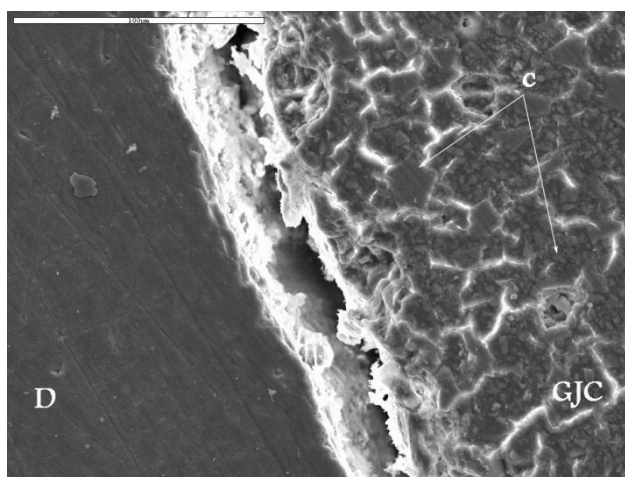
	Elmt.	Spect Type	Inten. Corr.	Std Corr.	Element %	Sigma %	Atomic %
EDS 1	Si K	ED	0.922	1.03	6.87	0.07	12.51
	P K	ED	1.202	0.91	3.47	0.08	5.74
	Cl K	ED	0.865	0.96	0.60	0.05	0.86
	Ca K	ED	1.050	1.00	62.27	0.18	79.44
	Yb L	ED	0.773	1.00	4.91	0.32	1.45
	Total				78.13		100.00
	EDS 2	Si K	ED	0.887	1.03	1.36	0.05
Cl K		ED	0.915	0.96	0.17	0.05	0.25
Ca K		ED	1.079	1.00	74.08	0.20	95.23
Yb L		ED	0.779	1.00	6.85	0.37	2.04
Total					82.46		100.00
EDS 3	Si K	ED	0.913	1.03	4.73	0.06	8.29
	P K	ED	1.224	0.91	4.44	0.08	7.05
	Cl K	ED	0.870	0.96	0.51	0.05	0.71
	Ca K	ED	1.054	1.00	67.05	0.19	82.30
	Yb L	ED	0.776	1.00	5.82	0.33	1.65
	Total				82.56		100.00
EDS 4	Si K	ED	0.920	1.03	13.10	0.09	19.57
	P K	ED	1.147	0.91	1.09	0.08	1.48
	Cl K	ED	0.854	0.96	1.04	0.06	1.24
	Ca K	ED	1.042	1.00	72.76	0.20	76.16
	Yb L	ED	0.773	1.00	6.42	0.37	1.56
	Total				94.42		100.00
EDS 5	P K	ED	1.341	0.91	37.71	0.16	38.81
	Cl K	ED	0.780	0.96	0.39	0.06	0.35
	Ca K	ED	1.007	1.00	75.00	0.23	59.65
	Total				119.57		100.00

Na slici 24 je prikazana mikrografija spoja kompozitnog materijala Filtek Ultimate (3M ESPE) i dentina na uveličanju x 500. U gornjem delu mikrografije prikazan je kompozitni materijal (F), a u donjem delu dentin (D). Vidljiv je sloj adhezivnog sistema (A) na spoju kompozita i dentina u debljini od 6 do 17 μm . Kompozitni materijal pokazuje relativno homogenu strukturu. Uočava se prekid kontinuiteta spoja između adhezivnog sistema i dentina u predelu hibridnog sloja.



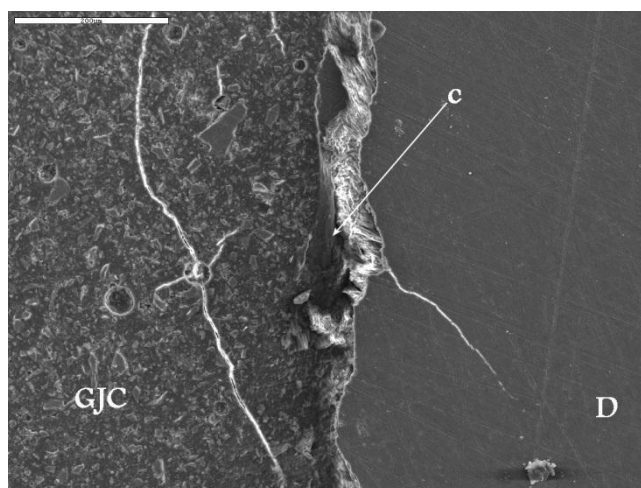
Slika 24. Mikrografija spoja materijala Filtek Ultimate (F) i dentina (D) (x 500)

Na slici 25 je prikazana mikrografija spoja glas jonomer cementa (Fuji IX GC, Tokio) i dentina na uveličanju x 500. Na levoj strani mikrografije prikazan je dentin (D), a na desnoj GJC. Uočava se standardna mikromorfološka struktura dentina sa tragovima pripreme uzorka tokom poliranja. GJC pokazuje homogenu distribuciju čestica stakla (c) sa promerom čestica od 1,4 do 16 μm . Na spoju cementa i dentina uočava se mikropukotina promera 18 μm za koju se procenjuje da je nastala tokom vakumiranja uzorka u toku pripreme.



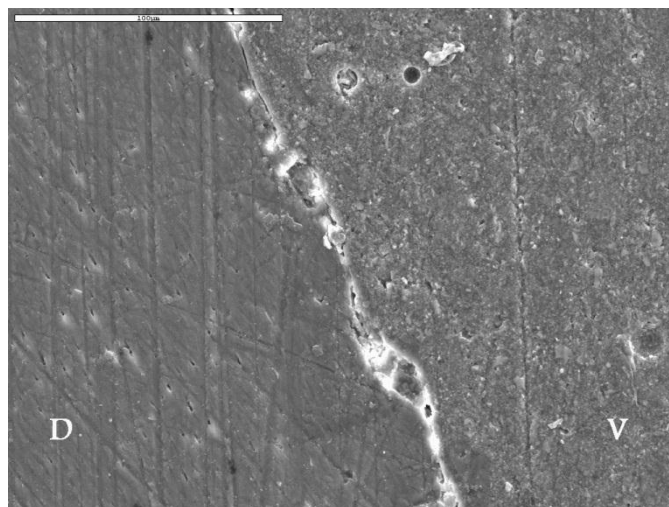
*Slika 25 Mikrografija spoja materijala Fuji IX i dentina (x 500);
D) dentin; GJC; c) čestice stakla*

Na slici 26 je prikazana mikrografija spoja glas jonomer cementa Vitrebond (3M, ESPE) i dentina na uveličanju x 150. Na levoj strani mikrografije prikazan je GJC, a na desnoj dentin (D). Uočava se prepoznatljiva struktura smolom modificiranog GJC sa ravnomernom distribucijom staklenih čestica, većih i manjih promera, zarobljenih u matriksu smole sa prisutnim poroznim šupljinama kružnog oblika i jednom dužnom pukotinom. Spoj cementa i dentina nije kontinuiran i intiman (c). Uočava se mikropukotina koja u svom najužem delu ima promer od oko 27 μm a u svom najširem delu dostiže promer do 70 μm . Veza je mogla biti prekinuta tokom pripreme uzoraka za SEM u vakumu, što ukazuje na relativno slabu vezu dva materijala, odnosno slabiju od veze kompozita i dentina na slici 23.



Slika 26. Mikrografija spoja materijala Vitrebond i dentina (x 150); D) dentin; GJC; c) mikropukotina

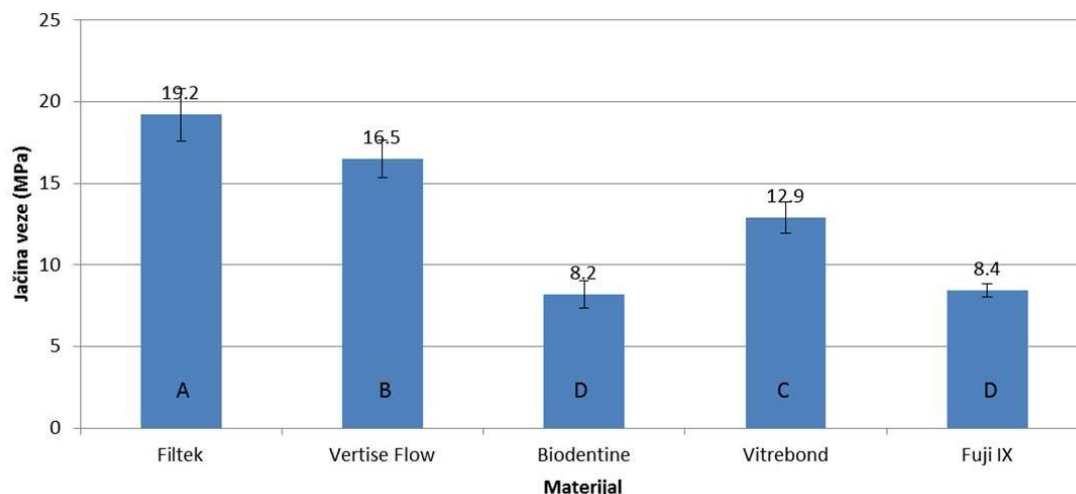
Na slici 27 je prikazana mikrografija samoadhezivnog tečnog kompozita Fertise Flow (Kerr, USA) i dentina na uveličanju x 500. Na levoj strani mikrografije prikazan je dentin (D), dok je na desnoj strani prikazan tečni kompozit (V). Struktura dentina pokazuje karakterističnu mikromorfološku sliku na kojoj su u pojedinim delovima vidljivi otvori dentinskih kanalića (označeni strelicama). Struktura tečnog kompozita pokazuje homogen izgled sa vidljivim, retko distribuiranim česticama punioca, zarobljenim u matriksu smole. U kompozitnom materijalu vide se porozne šupljine kružnog oblika. Na spoju kompozita i dentina uočavaju se prekidi u kontinuitetu na dva mesta čiji promer dostiže 9 μm .



*Slika 27 Mikrografija spoja materijala Vertise Flow i dentina (x 500);
D) dentin; V) tečni kompozit*

5.1.5 Rezultati merenja jačine veze smicanjem

Na grafikonu 7 prikazane su srednje vrednosti i standardne devijacije jačine veze na opterećenje smicanjem ispitivanih materijala izražene u megapaskalima (MPa). Kolone u grafikonu su označene slovima, tako da vrednosti materijala koji imaju isto slovo nisu statistički značajno različite ($P > 0.05$).



Grafikon 7. Srednje vrednosti i standardne devijacije jačine veze smicanjem ispitivanih materijala

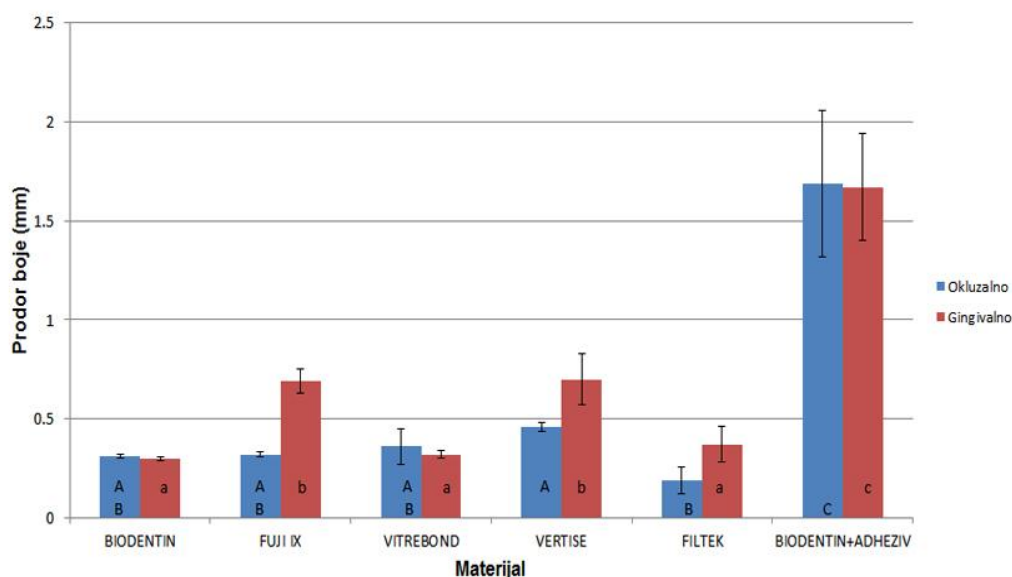
Uočavaju se značajne razlike u vrednostima jačine veze na opterećenje smicanjem u ispitivanim materijalima ($P < 0.05$).

Jačina veze je bila najveća kod materijala Filtek Ultimate (19.2 ± 1.6 MPa), a najslabija kod materijala Biodentin (8.2 ± 0.8 MPa) i Fuji IX (8.4 ± 0.4 MPa).

Biodentin je imao značajno slabiju vezu u odnosu na Filtek Ultimate, Vertise Flow i Vitrebond ($P < 0.05$), a bez značajne razlike u odnosu na Fuji IX ($P > 0.05$).

5.1.6 Rezultati merenja marginalne mikropropustljivosti

Na grafikonu 8 prikazane su srednje vrednosti i standardne devijacije okluzalnog i gingivalnog mikroprodora boje ispitivanih materijala izražene u milimetrima (mm). Kolone u grafikonu su označene slovima, tako da vrednosti materijala koji imaju isto slovo nisu statistički značajno različite ($P > 0.05$).



Grafikon 8. Srednje vrednosti i standardne devijacije okluzalnog i gingivalnog mikroprodora boje ispitivanih materijala

Nisu uočene statistički značajne razlike u vrednostima marginalnog prodora boje *okluzalno* između materijala Biodentin, Fuji IX, Vitrebond i Vertise Flow ($P > 0.05$), dok se one značajno razlikuju u odnosu na vrednosti prodora boje okluzalno za Biodentin+adheziv uzorke ($P < 0.05$).

Najmanji marginalni prodor boje okluzalno uočava se za materijal Filtek Ultimate (0.19 ± 0.07 mm), a slične vrednosti prodora boje izmerene su i za materijale Biodentin (0.31 ± 0.009 mm), Fuji IX (0.32 ± 0.01 mm) i Vitrebond (0.36 ± 0.09 mm). Materijal Vertise Flow je imao značajno veći prodor boje okluzalno u odnosu na Filtek Ultimate ($P < 0.05$; 0.46 ± 0.02 mm), ali sličnih vrednosti kao i Biodentin, Fuji IX i Vitrebond ($P > 0.05$).

Izrazito najveća vrednost okluzalnog prodora boje uočava se u grupi gde je Biodentin aplikovan preko adheziva (1.69 ± 0.37 mm)

Nisu uočene statistički značajne razlike u vrednostima marginalnog prodora boje *gingivalno* između materijala Biodentin (0.3 ± 0.009 mm), Vitrebond (0.32 ± 0.02 mm) i Filtek Ultimate (0.37 ± 0.09 mm) dok se one značajno razlikuju u odnosu na vrednosti prodora boje *gingivalno* za Fuji IX, Vertise Flow i Biodentin+adheziv uzorke ($P < 0.05$). Najmanji prodor boje *gingivalno* se uočava kod Biodentina (0.3 ± 0.009 mm).

Značajno veći prodor boje *gingivalno* se uočava kod materijala Fuji IX (0.69 ± 0.06 mm) i Vertise Flow (0.7 ± 0.13 mm) čije se vrednosti međusobno značajno ne razlikuju ($P > 0.05$).

Izrazito najveća vrednost *gingivalnog* prodora boje uočava se u grupi gde je Biodentin aplikovan preko adheziva (1.67 ± 0.27 mm). Boja je penetrirala duž celog spoja između Biodentina i adheziva. U većem broju uzoraka pri samom sečenju došlo je do fizičkog ispadanja celog ispuna kao PTF (eng. pre-test failure).

Komparacija vrednosti prodora boje okluzalno i *gingivalno* u okviru jednog materijala pokazuje da nema značajnih razlika u vrednostima izmerenih kod Biodentina ($P= 0.59$) i Vitrebonda ($P= 0.53$), dok se značajno veći prodor boje *gingivalno* u odnosu na okluzalno uočava kod Fuji IX ($P<0.001$), Vertise Flow ($P<0,006$) i Filtek Ultimate ($P<0.04$)

5.2. REZULTATI KLINIČKE STUDIJE

U kliničkoj studiji sprovedenoj na Klinici za Bolesti zuba Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu, učestvovalo je 36 pacijenta oba pola starosti od 18 do 65 godina. Klinička studija je obuhvatala biološke kriterijume u odnosu na post-restaurativnu osetljivost posle 15 dana.

U Tabeli 8 prikazana je distribucija kaviteta na kojima je analizirana post-restaurativna osetljivost u odnosu na dubinu restauracije, klasu ispuna i grupu zuba.

Tabela 8. Distribucija kaviteta u odnosu na dubinu, klasu kaviteta i grupu zuba

Dubina kaviteta	Klase preparacija i grupe zuba			
	klasa- I		klasa- II	
	premolari	molari	premolari	molari
srednja dubina	8 (4 para)	14 (7 parova)	10 (5 parova)	6 (3 para)
duboki	6 (3 para)	12 (6 parova)	16 (8 parova)	12 (6 parova)
ukupno	14	26	26	18
				84

Analiza post-restaurativne osetljivosti je urađena na kavitetima 36 pacijenata (18 žena i 18 muškaraca) od kojih je najmlađi pacijent imao 20 a najstariji pacijent 63 godine.

Statističkom analizom McNemar testom nije uočena statistički značajna razlika u post-restaurativnoj osetljivosti između eksperimentalnih i kontrolnih kaviteta svih ispitivanih zuba (McNemar test $p=0.1336$).

Primenom Mann-Whitney testa nije uočena statistički značajna razlika u post-restaurativnoj osetljivosti između kaviteta klase I i klase II ($p=0,3596$), između kaviteta srednje dubine i dubokih kaviteta ($p=0.8619$), kao ni između kaviteta na premolarima i na molarima ($p=0.2652$).

Značajno je istaći da nije bilo ni jednog slučaja post-restaurativne osetljivosti u eksperimentalnoj grupi, dok je u kontrolnoj grupi zabeležen kod 4 pacijenta. Ni u jednom slučaju zamena ispuna nije bila neophodna.

Tri slučaja post-restaurativne osetljivosti su uočena na *premolarima* klase II, od kojih je jedan kavitet bio srednje dubine a dva kaviteta su bila duboka. Samo u slučaju jednog dubokog kaviteta na premolaru, post-restaurativna osetljivost je trajala mesec dana posle čega je spontano prestala. Kliničkim pregledom i testom vitaliteta ustanovljeno je da nije došlo do ireverzibilnog zapaljenja pulpe. U preostala dva slučaja post-restaurativna osetljivost uočena je neposredno nakon preparacije i spontano nestala posle 7 dana.

Uočen je jedan slučaj post-restaurativne osetljivosti na *molaru* sa dijagnozom caries profunda kod koga je urađena preparacija I klase. Osetljivost je nastala neposredno posle preparacije a posle 15 dana spontano je prestala.

6. DISKUSIJA

6.1. DISKUSIJA LABORATORIJSKE STUDIJE

Kako dentin zuba u najvećoj meri sadrži hidroksiapatit i kolagen, smatra se da pripada grupi elasto-plastičnih materijala [239]. To znači da se ovi materijali pod dejstvom sile ponašaju kao elastični, dejstvom povećane sile dobijaju plastične karakteristike, a daljim povećavanjem sile dolazi do pucanja materijala. Ova “kompleksna” karakteristika dentina je i odgovorna za dugu potragu jednako “kompleksnog” zamenika, koji nažalost i dalje nije sintetisan. Materijal kojim se restaurira zub treba da izdrži mastikatorne sile koje dejuju na zubne ispune i podjednako se prenose i na materijale koji se nalaze u bliskom kontaktu sa njima, te su mehaničke karakteristike dentinskih zamenika podjednako važne. U ovoj laboratorijskoj studiji je sproveden niz testova u cilju analize mehaničkih karakteristika novog tri-kalcijum silikatnog cementa Biodentina kao materijala za koji se smatra da svojim karakteristikama najbliže odgovara dentinskom tkivu.

6.1.1 Diskusija ispitivanja savojne čvrstoće materijala

Čvrstoća je osobina materijala koja pokazuje kolika opterećenja (sile ili momente sila) može izdržati neko telo. U zavisnosti od toga na koji način se opterećuje materijal postoje: zatezna, pritisna, savojna i uvojna čvrstoća. Savojna čvrstoća podrazumeva otpornost materijala na deformaciju kada je on izložen trima silama od kojih dve deluju u jednom, a treća u suprotnom smeru [120]. “Savijanje u tri tačke” ili savojna čvrstoća ima najveći klinički značaj za ispune I, II i IV klase koji se ogleda u povećanom riziku od kohezivnih fraktura u slučaju smanjene otpornosti materijala na savijanje [240]. Površinske i subpovršinske mikropukotine, ili druge manje nesavršenosti materijala mogu dovesti do pojave kritične frakture i potpunog prekida kontinuiteta ili odlamanja ispuna. Iako nijedna mehanička karakteristika ne može jasno

predvideti klinički ishod materijala u oralnoj sredini, savojna čvrstoća predstavlja svojstvo koje je u tom smislu značajnije od drugih svojstava [241]. Poredeći dugoročne kliničke i eksperimentalne rezultate Ferracane (2013) zaključuje da su prelomna žilavost i savojna čvrstoća najvažnija mehanička svojstva koja direktno utiču na kvalitet dentalnih materijala u kliničkim uslovima [242].

Test “savijanja u tri tačke” predstavlja relevantnu i prihvaćenu metodologiju u ispitivanjima mehaničkih karakteristika materijala koja je primenjivana u velikom broju istraživanja [68, 122, 130]. U ovom istraživanju savojna čvrstoća je ispitivana u skladu sa preporukama standarda ISO/TS 4049, koji nalaže pravljenje uzoraka štapićastog oblika, dimenzija 2 x 2 x 25 mm u odgovarajućim kalupima, koji se postavljaju na podupiruće nosače sa razmakom od 20 mm i opterećuju silom standardizovane brzine od 1 mm/min [235].

Rezultati prikazani u grafikonu 3 pokazuju da je najveća inicijalna savojna čvrstoća (posle 24h) izmerena kod nano-hibridnog kompozitnog materijala (Filtek Ultimate, 3M ESPE) i da je ostala najveća u odnosu na ostale materijale i posle 14 dana. Savojna čvrstoća, kao i druga mehanička svojstva materijala, prvenstveno zavisi od njegove stukture. U slučaju kompozitnih materijala ove karakteristike podrazumevaju tip, morfologiju, hemijski sastav i veličinu čestica punilaca [68, 121, 122]. Tokom godina modifikacija veličine i morfologije punilaca rezultovala je poboljšanim mehaničkim karakteristikama kompozita [68]. Nano-punjeni kompoziti svojom malom veličinom punilaca, obezbeđuju bolje pakovanje čestica čime je udeo organskog dela manji, a fizičke i mehaničke karakteristike poboljšane [72]. Filtek Ultimat predstavlja nano-hibridni kompozit sa nano i pre-polimerizovanim česticama (silicijum, cirkonijum, 78,5 wt%) koje su sinterovane u grozdove (eng. zirconia/silica nanocluster). U okviru nanoklastera se nalaze nano-čestice sa smanjenim intersticijalnim prostorom, što dovodi do gusto punjenog sadržaja čestica, koje sa smanjenom količinom smole daje materijalu veću čvrstoću i jačinu bez uticaja na njegovu elastičnost [68]. Ovi se kompoziti u literaturi pominju i kao “kompoziti sa nano-klaster sistemom” [114]. Najveća savojna čvrstoća ovog nano-hibridnog kompozita u odnosu na druge ispitivane materijale takođe se može objasniti i većom kontaknom površinom između nano-čestica i organskog matriksa, čime se povećava njihova međusobna veza što rezultuje kako većom

otpornošću na savijanje tako i većom tvrdoćom [71, 122]. Takođe, neregularni oblici čestica punilaca daju veći modul elastičnosti u odnosu na sferične oblike [122]. Dobijeni rezultat je u skladu sa inicijalnim vrednostima savojne čvrstoće nano-hibridnog kompozita koje nalaze Ilie i sar. [243]. Međutim, za razliku od pomenutog istraživanja, gde vrednosti savojne čvrstoće ostaju konstantne i posle 4 nedelje, u ovom istraživanju one se smanjuju, ali i dalje ostaju najviše u odnosu na ostale materijale. Razlika u rezultatu može biti posledica različite metodologije, jer su uzorci u pomenutom istraživanju stajali u vodi, veštačkoj pljuvački i alkoholu, a u ovom na suvom. Da uslovi čuvanja uzoraka mogu uticati na savojnu čvrstoću materijala dokazuju i Curtis i sar. u svom istraživanju [244]. Slične rezultate savojne čvrstoće nano-hibridnih kompozita u svojim istraživanjima nalaze i Thomaidis [240], Rosa [122], Curtis [244] i Ilie i sar.[245].

Relativno visoke vrednosti savojne čvrstoće uočene za samo-adhezivni tečni kompozit Fertise Flow bile su značajno veće u odnosu na ostale materijale osim u odnosu na Filtek Ultimate. Imajući u vidu manji procenat punilaca kod tečnih kompozita, od njih se očekuje veća žilavost i manja čvrstoća i mikrotvrdoća u poređenju sa konvencionalnim kompozitima. Slične rezultate su dobili Salerna, [130] Czascha i sar.[131].

Najniža inicijalna savojna čvrstoća izmerena je za materijal Biodentin i Fuji IX, pri čemu među njima nije bilo značajnih razlika. Poznata je činjenica da je polje indikacija GJC suženo u odnosu na kompozite usled nešto slabijih mehaničkih karakteristika [14]. Oba ova materijala u svom sastavu nemaju organski deo u vidu smole, te se njihove lošije mehaničke karakteristike ispoljavaju u vidu veće krtosti [99]. U prilog tome je i rezultat savojne čvrstoće smolom modifikovanog GJC (Vitrebond) čije su vrednosti bile značajno veće u odnosu na pomenute materijale. Slične vrednosti dobili su i Xie i sar. (2000) koji nalaze da su smolom modifikovani GJC imali veću savojnu i zateznu čvrstoću u poređenju sa konvencionalnim GJC [134].

Objavljeni podaci o ispitivanju savojne čvrstoće Biodentina su za sada oskudni. U naučno-tehničkoj dokumentaciji proizvođača (Biodentine scientific file. Active Biosilicate 3SiO5 Technology, 2010, France) porede se savojne čvrstoće tri materijala: Biodentina, konvencionalnog GJC i smolom modifikovanom GJC. Autori nalaze da su

vrednosti savojne čvrstoće za Biodentin bile značajno veće od konvencionalnog GJC ali manje od smolom modifikovanog GJC i kompozita [228]. Vrednosti savojne čvrstoće Biodentina u ovom istraživanju bile su znatno niže od onih koje navodi proizvođač. Međutim, uočeni su slični odnosi savojne čvrstoće u odnosu na smolom modifikovani GJC i kompozit.

Vrednosti savojne čvrstoće Biodentina se donekle mogu porediti i sa vrednostima MTA. Tačnije, oba materijala su cementi na bazi kalcijuma sa sličnim strukturnim karakteristikama. Da se vrednosti ovih materijala mogu porediti, nalazi i Akbari i sar. koji ne uočavaju značajne razlike u vrednostima savojne čvrstoće između čistog MTA i MTA sa dodatim nano-silicijum-dioksidom. Dodavanjem silicijum dioksida došlo do ubrzane hidratacije i vremena vezivanja materijala bez uticaja na savojnu čvrstoću [246]. Vrednosti savojne čvrstoće za MTA iz studije Walker i sar. uporedive su sa vrednostima savojne čvrstoće Biodentina dobijenim u našoj studiji [247].

Značajan je podatak da su uzorci Biodentina čuvani u vodi pokazali značajno veću savojnu čvrstoću posle 14 dana u odnosu na inicijano merenje, kao i u odnosu na uzorke čuvane na suvom. Odgovor na ovakav rezultat treba tražiti u samom procesu očvršćavanja Biodentina, kao i u uticaju vlažne sredina na njegove mehaničke karakteristike. Neizreagovale trikalcijum silikatne čestice su okružene slojem CSH gela koji je relativno nepropustljiv za vodu, čime se u početku usporava reakcija vezivanja. Formirani CSH gel dovodi do stalne hidratacije trikalcijum silikata i ponovnog stvaranja novog CSH gela i kalcijum hidroksida, čime se postepeno popunjava prostor između trikalcijum silikatnih zrna [206]. Očvršćavanje Biodentina je vremenski zavisno jer posle mešanja praha i tečnosti ne dolazi do ostvarivanja potpune reakcije vezivanja. Potpuno vezivanje Biodentina ostvaruje tokom 2 nedelje. Tokom inicijalne faze vezivanja Biodentina, dolazi do pojave poroznosti koja se postepeno popunjava tokom narednih dana novim kristalnim strukturama, pa se zbog toga i mehanička svojstva Biodentina poboljšavaju [208]. Walker i sar. su izmerili značajno niže vrednosti savojne čvrstoće “suvog” MTA u odnosu na vrednosti uzoraka MTA, koji su sa obe strane bili izloženi vodi. Autori smatraju da izloženost vodi ne sme biti duže od 72h jer posle tog perioda savojna čvrstoća opada [247]. Prepoznavši uticaj vlažnosti na mehaničke

osobine kalcijum silikatnih materijala, Torabinejad i Chivian takođe predlažu postavljanje vlažne vatices posle aplikacije MTA u trajanju od 24h [196, 248].

6.1.2 Diskusija ispitivanja mikrotvrdoće materijala

Tvrdoća je svojstvo kojim se iskazuje sposobnost materijala da se odupre promeni površinske strukture pri dejstvu spoljašnje sile tokom utiskivanja čvrstih tela [118]. Kako su opterećenja koja se primenjuju u testovima za merenje tvrdoće na tvrdim zubnim tkivima i dentalnim materijalima na nivou grama (5-1000gr), često se koristi termin “mikrotvrdoća”. Tvrdoća se može odrediti statičkim, dinamičkim i specijalnim metodama [119]. Za merenje mikrotvrdoće dentalnih materijala najčešće se koriste statičke metode po Knoop-u i Vickers-u [119, 249].

U ovom istraživanju korišćena je metoda po Vickersu koja koristi utiskivač piramidnog oblika koji je pogodniji za uzorke malih dimenzija, dok je kod metode po Knoopu potrebna veća površina uzorka zbog asimetričnog romboidnog otiska utiskivača [250]. Specifičnost testiranja tvrdoće je mikroskopsko merenje otiska. Na preciznost rezultata mogu uticati rezolucija optičkog sistema mikroskopa, kao i percepcija osobe koja meri [249]. U ovom istraživanju merenje dijagonala urađeno je odmah posle utiskivanja u za to specijalno namenjenom softverskom programu uređaja za merenje mikrotvrdoće. Merenje mikrotvrdoće je ispitivano u skladu sa preporukama ISO/TS standarda 4049 [235].

Režim svetlosne polimerizacije takođe značajno utiče na mikrotvrdoću kompozita. Na osnovu istraživanja Aguiaria i sar. (2005.) koji ispitujući uticaj nekoliko različitih LED svetlosnih režima polimerizacije na mikrotvrdoću kompozita (konvencionalni, “soft” start, visoki intenzitet, pulsno odlaganje, odloženi) nalaze značajno veću mikrotvrdoću uzoraka polimerizovanih konvencionalnim režimom, odlučeno je da se isti primeni i u ovom istraživanju [126].

Ustanovljene su vrednosti adekvatnog opterećenja, odnosno tvrdoća koja je nezavisna od opterećenja (eng. load independent hardness). Ovaj efekat je poznat kao

„efekat veličine opterećenja“ i prisutan je kod svih materijala [251]. Utvrđeno je adekvatno opterećenje od od 500g u trajanju od 10 sek. Na svakom uzorku su rađena po tri merenja, posle 24 h i 3 nedelje.

Rezultati prikazani u grafikonu 4 pokazuju da su najveće inicijalne mikrotvrdoće izmerene kod nano-hibridnog kompozitnog materijala Filtek Ultimate, ali veoma slične vrednosti uočene su i za Biodentin. Kao što je već prethodno navedeno na mehaničke osobine materijala prvenstveno utiče njegova stuktura koja u slučaju kompozitnih materijala podrazumeva tip, morfologiju, hemijski sastav i veličinu čestica punilaca [68, 121, 122]. Veliki broj istraživanja dokazuje dominantnost nano-hibridnih kompozita u pogledu mehaničkih karakteristika u odnosu na komercijalne hibridne i mikrohibridne kompozite, opravdavajući ih većom i jačom kontaknom površinom između organske i neorganske faze [68, 72]. Curtis i sar. ispitujući sedam komercijalnih nano-kopozitnih materijala nalaze da komoziti sa “nano-klaster” sistemom imaju veću tvrdoću u odnosu na mikrohibridne i nanopunjene komozite [114]. Uzimajući u obzir strukturu svih ispitivanih materijala, rezultati visoke mikrotvrdoće izmerene kod kompozita su očekivani i saglasni sa rezultatima Tuncera [252] i Ivaniševića i sar. [253].

Značajan rezultat je da se vrednosti inicijalne i krajnje mikrotvrdoće Biodentina nisu bitno razlikovale od vrednosti kompozita. Poznato je da cementi na bazi kalcijuma imaju dobre mehaničke karakteristike ali je uvek postojao problem njihovog “dugog” vezivanja [204]. Unapređenom tehnologijom izrade materijala kao što je Biodentin taj problem je uspešno rešen uz poboljšanje mehaničkih karakteristika. Da je hemijski sastav i mikrostruktura tri-kalcijum silikatnih cemenata važan faktor koji utiče na mehaničke karakteristike svedoči i istraživanje Grecha i sar., u kojem autori analiziraju tri tri-silikatna cementa od kojih jedan prototipni cement u kojem je deo trikalcijum silikata zamenjen cirkonijum dioksidom (20%) i dva gotova fabrička preparata Biodentin i Bioagregat (Verio Dental, Canada). Oni nalaze da je Biodentin, iako veoma sličnog hemijskog sastava, imao značajno veće vrednosti mikrotvrdoće u odnosu na preostala dva silikatna cementa [226]. Razvojem tzv. “Aktivne Biosilikatne Tehnologije” omogućena je kontrola procesa formulacije materijala tokom svakog koraka od početka do kraja, primenom čistih sirovina koje imaju veliku ulogu u

ostvarivanju dobrih mehaničkih osobina. Uobičajeni kalcijum silikatni dentalni cementi (Portland cement, MTA) sadrže neprečišćenu mešavinu kalcijum-silikata, kalcijum-aluminata, kalcijum-aluminoferita, kalcijum-sulfata, arsena i olova zajedno sa niskim koncentracijama metalnih nečistoća (hrom, olovo) koji dolaze iz prirodnih minerala [196]. Jedini način dostizanja ciljeva u pogledu kontrole čistoće i visoke mehaničke čvrstoće, je sintetisanje potpuno čistog kalcijum silikatnog proizvoda, pogotovo bez aluminata koji su odgovorni za povećanu krtoš materijala [213].

Vrednosti mikrotvrdoće Biodentina su se značajno povećale posle 21-og dana merenja u odnosu na inicijalne i dostigle najviše vrednosti slične mikrotvrdoći kompozita. Poznato je da višak vode u silikatnim sistemima uzrokuje pojavu "praznog" prostora a time i loše mehaničke karakteristike usled povećane poroznosti [196]. CSH gel je relativno nepropustljiv za vodu, tako da posle njegovog taloženja na silikatnim česticama dovodi do njihove dalje hidratacije, čime se postiže nizak sadržaj vode u fazi stvrdnjavanja, što takođe ima uticaj na povećanu tvrdoću materijala. Kontinuiranim stvaranjem CSH gela nastavlja se i oslobađanje kalcijum hidroksida, a tako i do postepenog smanjivanja poroznosti u super zasićenom rastvoru, što verovatno dovodi i do porasta mikrotvrdoće [195]. Visoke vrednosti mikrotvrdoće Biodentina mogu se još objasniti i ulogom tečnog kalcijum hlorida u funkciji akceleratora. Ova tvrdnja je u skladu sa istraživanjem Wang i sar. koji nalaze da se povećavanjem koncentracije kalcijum hlorida (od 0 do 15%) silikatnih cemenata, pored značajnog skraćivanja vremena povećava i čvrstoća materijala [208].

Dobijeni rezultati ukazuju da se Biodentin visokom mikrotvrdoćom izjednačava sa materijalom čija je indikacija trajna restauracija kaviteta, i saglasni su sa rezultatima Grecha [226], Camilleria i sar. [203] Treba istaći da je Biodentin za sada indikovano samo u funkciji dentinskog zamenika, što otvara novo polje istraživanja u kojem bi se razmotrila i njegova indikacija kao trajni restaurativni ispun.

Najniže inicijalne i krajnje vrednosti mikrotvrdoće uočene kod smolom modifikovanog GJC (Vitrebond). Sintetisanje smolom modifikovanih GJC predstavljao je pokušaj prevazilaženja određenih "slabosti" konvencionalnih GJC približavanjem u isto vreme prednostima kompozitnih materijala. Njihovim uvođenjem u kliničku praksu savladana je osetljivost na vlagu, skraćeno vreme rada, mogućnost ranijeg poliranja i bolja estetika u odnosu na konvencionalne GJC [99]. Međutim, nije dokazana njihova

superiornost u pogledu jačine veze sa zubnim tkivom, otpornosti na prodor vode, oslobađanje fluorida, rastvorljivosti i biokompatibilnosti [107-109]. Analizirajući mikrotvrdoću 10 komercijalno dostupnih GJC, Xie i sar. nalaze da su smolom modificirani GJC imali značajno nižu mikrotvrdoću u poređenju sa konvencionalnim GJC, što je u skladu i sa rezultatima ovog istraživanja. Dokazana je pozitivna korelacija između veličine čestica stakla i kompresivne čvrstoće GJC, dok se veća mikrotvrdoća uočava kod materijala sa homogenijom mikrostrukturom u smislu da su male čestice gusto pakovane sa niskom poroznošću [134].

Mikrotvrdoća Vitrebonda je bila i značajno niža u odnosu na Filtek Ultimate ($P < 0.05$). Da su kompozitni materijali tvrđi od smolom modificiranih GJC dokazuju i Hamouda i sar. koji ispitujući mikrotvrdoću konvencionalnog GJC, smolom modificiranog GJC, kompomera i mikrohibridnog kompozita, nalaze najveće vrednosti mikrotvrdoće kod mikrohibridnog kompozita u odnosu na sve ispitivane materijale, što je u saglasnosti i sa rezultatima ovog istraživanja [135]. Približavanje mehaničkih karakteristika GJC kompozitnim materijalima ostvaruje se tek u kasnijim generacijama smolom modificiranih GJC, čija je tehnologija izrade umanjila prethodne nedostatke.

Mikrotvrdoća samo-adhezivnog tečnog kompozita Vertise Flow bila je značajno manja od kompozitnog materijala. Smanjena količinom punilaca i veći udeo organskog matriksa pogoduje manjem modulu elastičnosti, ali ne i adekvatnoj tvrdoći materijala [32]. Slične rezultate dobijaju i Bayne i sar. koji upoređuju mehaničke karakteristike osam tečnih i dva konvencionalna kompozitna materijala i nalaze da su u svim ispitivanim svojstvima konvencionalni kompoziti bili superiorniji od tečnih uključujući i mikrotvrdoću [129].

6.1.3 Diskusija dimenzionalnih promena materijala

Dimenzionalne promene materijala koji u svom sastavu sadrže monomere nastaju usled skraćivanja intramolekularnih rastojanja između monomernih jedinica u polimeru u poređenju sa intermolekularnim rastojanjima nevezanih monomera [6]. Po pravilu se ove promene ispoljavaju volumetrijskim skupljanjem materijala, poznatijim kao polimerizaciona kontrakcija. Dimenzionalna stabilnost materijala predstavlja jedan od najvažnijih faktora koji utiču na njegovo ponašanje u kavitetu a samim tim i na kliničke ishode.

Postoji niz metoda za merenje polimerizacione kontrakcije uz analizu posledica koje ona izaziva. Metode kojima se može meriti polimerizaciona kontrakcija materijala mogu biti kontaktne i bez-kontaktne, zasnovane na volumetrijskim ili linalnim merenjima. Polimerizaciona kontrakcija se može meriti Arhimedovom metodom, živinim dilatometrom ili optičkim praćenjem promena zapremine, korišćenjem mikrokidalice (tenzilometar), mernih traka, digitalne korelacije slika, linearno varijabilnih diferencijalnih transformera (LVDT) tj. primenom Watts-Cash metode [254, 255].

U volumetrijske metode merenja spadaju dilatometrija, linometrija, dezinometrija, laser-interferometrija, specifična gravitacija, dok u linearne metode spadaju: mikroskop, merne trake i lasersko skeniranje [256]. Neka od ovih merenja ne odgovaraju u potpunosti kliničkim situacijama, jer postavka eksperimenta uglavnom idealizuje kliničke uslove. Prikazivanje posledica polimerizacione kontrakcije moguća je korišćenjem metode konačnih elemenata (MKE) sa ograničenjima u tačnosti proračuna i neophodne verifikacije eksperimentalnim putem [257]. Takođe, dosadašnje kontaktne metode mogu pruzrokovati nastanak dodatnih gravitacionih ili adhezivnih sila i samim tim mogu deformisati materijal i pre vezivanja [258].

U skorije vreme za merenje polimerizacione kontrakcije češće je u primeni optička bez-kontaktna metoda primenom jedne kamere. Istraživanja primenom ove metode su se bavila korelacijom kontrakcije sa mehaničkim karakteristikama materijala tokom polimerizacije [259]. Međutim, sistem sa jednom kamerom omogućava samo dvodimenzionalnu analizu bez uvida u treću dimenziju [156].

U najnovije metode merenja polimerizacione kontrakcije spada i trodimenzionalna (3D) optička bez-kontaktna analiza deformacija. Ovu metodu koriste i

Milošević i sar. (2011) [155] i Miletić i sar. [156]. Autori nalaze da metoda daje pouzdano kvalitativno i kvantitativno mapiranje lokalne deformacije dentalnih kompozita.

Rezultati prikazani u grafikonu 5 pokazuju da su najmanje deformacije izmerene kod materijala Biodentin u centralnoj i u perifernoj (kružnoj) zoni u odnosu na ostale ispitivane materijale. Ovakav rezultat se može objasniti hemijskim sastavom Biodentina u kojem nema organske komponente, a samim tim ni polimerizacione kontrakcije materijala. Proces očvršćavanja Biodentina zasniva se na reakciji hidratacije koja rezultuje formiranjem kristala koji se deponuju u superzasićeni rastvor [195]. Kako dimenzionalna nestabilnost materijala može biti uzrokovana i absorpcijom vode usled higroskopne ekspanzije, tu je uloga CSH gela Biodentina veoma važna. Naime, CSH gel je relativno nepropustljiv za vodu, tako da posle njegovog taloženja na silikatnim česticama dolazi do njihove dalje hidratacije čime se postiže nizak sadržaj vode u fazi stvrdnjavanja a time sprečava i hidroskopna ekspanzija [205].

Slična vrednost najmanje deformacije u centralnoj zoni izmerena je kod kompozita Filtek Ultimate, što nije bio slučaj sa deformacijom istog materijala u perifernoj zoni. Poznato je da radikalska polimerizacija ostvarivanja kovalentnih veza dovodi do približavanja monomernih jedinica a time i do pomeranja i prostorne organizacije molekula monomera što dovodi do promene zapremine materijala [68]. Postoji tri tipa polimerizacijskog skupljanja: slobodno skupljanje, efektivno skupljanje i skupljanje između naspramnih zidova kaviteta. Kod slobodnog skupljanja, kompozit ne leži na čvrstoj površini i samim tim se ono odvija ka centru materijala čime se deformacija registruje na površini materijala. Za razliku od slobodnog, kod efektivnog skupljanja, kompozitni materijal je pričvršćen samo za jednu čvrstu površinu, tako da se skupljanje odvija naspram površine vezivanja [6]. Kako je u ovom eksperimentu kompozit bio postavljen u kružne teflonske prstenove, a oni postavljeni na celuloidne trake bez primene adhezivnog sistema na tim površinama, može se smatrati da je u pitanju kombinacija slobodnog i efektivnog skupljanja. Otuda je najmanja deformacija Filtek Ultime izmerena u centralnom delu kalupa, dok je ona bila značajno veća na njegovoj periferiji. Na Slici 17, poljem crvene boje prikazana je deformacija Filtek Ultimate u perifernoj (kružnoj) zoni.

Isti odnos značajno veće deformacije na periferiju u odnosu na centralnu zonu je registrovan i kod smolom modifikovanog GJC Vitrebonda i samo-adhezivnog tečnog kompozita Vertise Flow, ali su periferne vrednosti Vertise Flow bile najveće u odnosu na sve ispitivane materijale. Na Slikama 18 i 19, poljima crvene boje prikazana je deformacija ovih materijala. Veći maseni udeo organskog matrikasa u odnosu na čestice stakla/punioca su razlog i veće polimerizacione kontrakcije oba ova materijala u odnosu na nano-hibridni kompozit što u svojim istraživanjima potvrđuju i Condon[145], Miyasaka[146], Attin i sar.[154]. Da su vrednosti periferne deformacije konvencionalnog i samo-adhezivnog tečnog kompozita slične i značajno veće u odnosu na centralnu zonu nalaze i Miletic i sar. koji primenjuju istu metodologiju [156].

Periferna deformacija Fuji IX bila je značajno manja od deformacije Vitrebonda. Od konvencionalnih GJC očekuju se bolji rezultati dimenzionalnih promena u odnosu na smolom modifikovane GJC kod kojih iz razloga prisustva monomernih smola to nije slučaj [113]. Ova tvrdnja je potvrđena i u ovom istraživanju.

Za razliku od materijala na bazi smole, kod Biodentina i konvencionalnog GJC Fuji IX nisu registrovane značajne razlike u deformaciji između periferne i centralne zone, ali su obe deformacije kod Fuji IX bile značajno veće u odnosu na Biodentin. Ova razlika se posebno uočava posmatrajući promenu deformacije koja je praćena tokom očvršćavanja ova dva materijala a koja je prikazana u grafikonu 6. Deformacija Biodentina tokom vremena očvršćavanja (12 min) nije imala bitne oscilacije i bila je značajno manja u odnosu na Fuji IX (6min), kod koga je imala trend rasta. Tokom, očvršćavanja Fuji IX, deformacija je bila značajno veća u prvom, i između petog i šestog minuta. Manja deformacija Biodentina u odnosu na Fuji IX može se objasniti hemijskom reakcijom u kojoj hidratacija i smanjeni sadržaj vode igra važnu ulogu. Veća deformacija i njene oscilacije tokom očvršćavanja Fuji IX, mogu se objasniti i manjom početnom viskoznošću ovog materijala u odnosu na Biodentin. Fuji IX je po momentu mešanja tečniji sa dužom "gel" fazom tokom koje je moguća veća mobilnost unutar sistema, a što je precizno registrovano optičkim sistemom čija je rezolucija 1 μm .

6.1.4 Diskusija mikromorfološke i elementarne analize materijala

Skening elektronska mikroskopija (SEM) i elementarna determinacija (EDS) predstavljaju najčešće korišćene metode za ispitivanje mikrostruktura, elementarnog sastava materijala, njihovih međusobnih spojeva kao i spojeva sa zubnim tkivima [203, 205]. Ona se zasniva na pseudo trodimenzionalnoj slici koja se formira tačku po tačku i liniju po liniju od sekundarnih elektrona koji se emituju kao reakcija na sudar snopa elektrona i ispitivanog uzorka. Broj sekundarnih elektrona koji se emituju sa neke tačke na površini zavisi od razlike u građi, sastavu i teksturi ispitivane površine. Zahvaljujući kratkoj talasnoj dužini elektronskog snopa, SEM pruža dovoljnu rezoluciju za identifikovanje formacije široke nekoliko mikrometara [260].

Na skening elektronskoj mikrografiji hidratisanog Biodentina koja je slikana posle 24h uočena je nehomogena struktura koja se sastoji od aglomerata veličine od 8 do 40 μm . EDS analiza je pokazala da su aglomerati izgrađeni pretežno od kalcijum silikatnih čestica okruženim hidratanim kalcijum silikatnim gelom (CSH faza) sa dominantnim procentom kalcijuma. Na mikrografiji su uočeni i kristali kalcijum karbonata, kalcijum hidroksida i kalcijum fosfatu. U sličnoj formi ove kristale je 1997 opisao i Taylor [207]. Međutim, na mikrografijama hidratisanog Biodentina posle tri meseca stajanja u vodi uočava se manja poroznost pri čemu EDS analiza pokazuje niže vrednosti kalcijuma i više vrednosti silicijuma u odnosu na inicijalne vrednosti što ukazuje na stvaranje CSH gela tokom vremena. Može se smatrati da CSH gel predstavlja neku vrstu matriksa cementa a kristali kalcijum karbonata u vidu punilaca popunjavaju prostore između čestica. Tako kalcijum karbonat ima ulogu aktivnog učesnika u procesu hidratacije i kao punilac koji materijalu poboljšava mehaničke karakteristike [206]. Na mikrografiji spoja sa dentinom, uočava se dobro rubno prijanjanje i intiman kontakt između dve strukture bez jasno naglašene granice sa postepenim prelaskom sa cementa na dentin i utiskom “mešanja” dve strukture na njihovom spoju. EDS analiza je pokazala mineralni prodor kalcijumovih i silicijumovih kristala u strukturu dentina. Ovaj inermedijarni sloj u vidu hibridnog sloja uočavaju i Atmeh i sar. i predlažu termin “mineralna infiltraciona zona”. Oni navode da u ovoj zoni dolazi do alkalno-kaustičnog efekta usled dejstva kalcijum silikatne hidratacije koja

dovodi do degradacije kolagenih komponenti dentina na spoju. Ova degradacija dovodi do formiranja poroznog sloja koja promoviše dalji prodor Ca^{2+} , OH^- i CO_3^{2-} jona što povećava dalju mineralizaciju u toj regiji [216]. Intermedijarni sloj u vidu “prstolikih” produžetaka i dentinsku zonu bogatu Ca i Si, značajno širu u odnosu na MTA nalaze i Han i sar. u svom istraživanju [217]. Isti autori upoređuju sposobnost tri materijala na bazi kalcijum silikata (Biodentina, MTA i siler) za produkciju apatitnih kristala i ugradnju Ca i Si u dentin kanala korena i nalaze da su svi materijali doveli do precipitacije Ca/P i formiranje “prstolikih” produžetaka što sugeriše intratubularnu difuziju materijala. Dubina inkorporacije Ca i Si i koncentracija otpuštenog Ca, bila je značajno veća kod Biodentina u odnosu na ostale materijale [15].

Upoređujući mikrografije spoja Biodentina i ostalih ispitivanih materijala sa dentinom može se zaključiti da nov tri-kalcijum silikatni cement ostvaruje podjednako intaktnu i intimnu vezu sa zubom čime se potvrđuju dobijeni rezultati u ovom istraživanju koji govore u prilog njegove dimenzionalne stabilnosti i odlične adaptacije za dentin.

6.1.5 Diskusija jačine veze smicanjem

Za ocenu adhezivnosti dentalnih materijala, najčešće se primenjuju testovi jačine veze sa pretpostavkom da što je veza materijala i zuba bolja to će i otpornost na polimerizacioni i funkcionalni stres biti veći a time i bolje kliničke karakteristike materijala.

Razvijeno je više testova za merenje jačine veze kao što su test istezanja, smicanja i izbacivanja (eng. push out) koji mogu biti u makro i mikro varijanti. Najčešće se primenjuju test istezanja i test smicanja. Dobijeni rezultati zavise od više faktora kao što su vrsta materijala, jačine sile, oblik i dimenzije uzorka i sam metod koji se primenjuje [164]. U dobijanju što približnijih kliničkih rezultata, “starenje” uzoraka termocikliranjem, vodenim skladištenjem uzoraka i okluzalnim opterećenjem, ima veoma važnu ulogu [8]. Kako Leloup, De Munck i sar. u svojim meta analizama pokazuju da termocikliranje nije od presudnog značaja za dobijanje validnih rezultata, ono u ovom eksperimentu nije primenjeno [164, 261].

Jačina veze može biti kratkoročna (inicijalna) i dugoročna [8]. Tačnije, za dobijanje dugoročnih rezultata neophodno je prvo ispitati kratkoročne rezultate primenjujući pritom isti protokol. Smatra se da merenje jačine veze primenom testa istezanja (μ TBS) nije preporučljivo za glas-jonomer cemente, tačnije za materijale sa slabijom vezom za zubna tkiva iz razloga pucanja veze tokom pripreme i sečenja uzoraka. Još jedan od razloga je i činjenica da se tokom izvođenja testa istezanja ne može sa sigurnošću potvrditi (ukoliko se ne uradi SEM analiza) da li je do pucanja došlo iz razloga slabih mehaničkih osobina materijala [166]. To je bio i jedan od razloga zašto je u ovom istraživanju primenjen test smicanja. Za razliku od testa istezanja gde primenjena sila deluje normalno na površinu spoja, kod testa smicanja ona deluje paralelno sa njegovom površinom [164]. Jačina veze je ispitivana merenjem makro-otpornosti veze na silu smicanja. Ovaj test je najčešće korišćen i zastupljen čak u 26% naučnih radova koji se bave ovom problematikom [261]. Njegovoj zastupljenosti su svakako doprineli jednostavnost i brzina sprovođenja ovakvog načina ispitivanja. U ovom istraživanju merenje jačine veze smicanjem ispitivano je u skladu sa preporukama standarda ISO/TS 11405 [236].

Rezultati prikazani u grafikonu 7 pokazuju da je najjača veza na opterećenje smicanjem uočena kod kompozita Filtek Ultimate, dok su jačine veza druga dva materijala na bazi smole Vertise Flow i Vitrebond bile značajno slabije. U ovom istraživanju primenjen je totalno-nagrizajući dvo-fazni adhezivni sistem Adper™ Single Bond 2 (3M, ESPE) koji podrazumeva nagrizanje dentina ortofosfornom kiselinom i aplikaciju adheziva u kojem se prajmer i bond nalaze zajedno u jednoj bočici. Uloga prajmera je ostvarivanje adhezije zahvaljujući hidrofilnim grupama koji imaju afinitet prema dentinskoj “vlažnoj” stukturi i interakcija sa hidrofobnim smolama zahvaljujući svojim hidrofobnim grupama sa druge strane čime se promovise se dalje prodiranje u dentinske tubule i formiranje takozvanih smolastih produžetaka “tagova” [83, 84]. Ovom prilikom dolazi do formiranja hibridnog sloja čija se debljina kreće od 1 μ m do 19 μ m [37, 86-88]. Istraživanja su pokazala da se jačina veze kod totalno nagrizajućih adheziva primenom testa istezanja, kreće od 39 do 40 MPa [159-161]. Vertise Flow predstavlja kombinaciju jedno-faznog samo-nagrizajućeg adheziva i tečnog kompozita koji se zasniva na tradicionalnom metakrilatnom sistemu ali sa dodatkom kiselih monomera (glicerolfosfat dimetakrilat -GPDM), koji se obično mogu naći u adhezivnim

dentálnim sistemima. Međutim, na osnovu dosadašnjih istraživanja ovaj materijal nema odgovarajući potencijal formiranja hibridnog sloja adekvatne debljine a samim tim ni ostvarivanja jake veze [68]. Ove tvrdnje potvrđuje i De Munck i sar.[164] u svojoj meta-analizi u kojoj iznose objedinjene podatke po kojima najslabiju inicijalnu vezu imaju samo-adhezivni tečni kompoziti u odnosu na sve ostale adhezivne sisteme što je saglasno i rezultatima dobijenim u ovom istraživanju. Sa druge strane i Vitrebond kao smolom modifikovani GJC pokazuje slabiju vezu sa dentinom u poređenju sa kompozitima koji tu vezu ostvaruju preko totalno-nagrizajućih adhezivnih sistema. GJC cementi imaju velike molekulske mase pa nemaju mogućnost prodora u dentinske tubule i potencijal hibridizacije kao adhezivni sistemi [112]. Ovakve nalaze u svojim istraživanjima potvrđuje i Nujella i sar. [176]. Isto objašnjenje se može primeniti i na konvencionalni GJC Fuji IX koje je zajedno sa Biodentinom pokazao značajno slabiju vezu u odnosu na ostale materijale. Ispitivanja jačine veze GJC primenom testa istezanja nalaze da je njihova jačina veze sa dentinom značajno slabija nego kod kompozitnih materijala i iznosi od 5 do 7 MPa [166]. Iako su za sada jedini samo-adhezivni materijali sa hemijskom vezom za dentin, jačina veze koju ostvaruju sa dentinom je i dalje inferiorna u odnosu na kompozitne materijale i njihove adhezivne sisteme [166]. Biodentin sa dentinom formira mikromehaničku vezu prodorom precipitata u dentinske tubule formiranjem mineralnih “tagova” i tako doprinosi adhezivnom svojstvu materijala [216]. Međutim, rezultati ukazuju da ta veza nije dovoljno jaka u poređenju sa drugim ispitivanim materijalima.

6.1.6 Diskusija marginalne mikropropustljivosti

Postoji više načina ispitivanja mikropropustljivosti među kojima često primenjivan semikvantitativan metod bojenja. Prednost ove metode čini jednostavnost laboratorijskog postupka i mogućnost poređenja sopstvenih rezultata sa nalazima drugih autora. Posmatrajući dostupnu literaturu koja se bavi tematikom restaurativne stomatologije uočava se dominacija primene boje kao markera u ispitivanju mikropropustljivosti [178, 182, 183]. Veličina čestica boje koje su znatno manje od molekula bakterijskih toksina, predstavljaju jedan od nedostataka ove metodologije jer mogu dati neobjektivan nalaz u odnosu na pravu kliničku sliku [262, 263]. Najčešće korišćene boje u ispitivanju mikrocurenja su 5% eozin, 2% metilensko plavo, 50% srebro nitrat i Indian ink boja. Ispitivanje njihovog prodora oko ispuna i kroz presečeni dentin nalazi da nema statistički značajne razlike između ispitivanih boja, ako se uzme u obzir vrsta, Ph boje i tehnika sečenja uzoraka [264]. Verifikacija prodora boje pri ispitivanju mikropropustljivosti metodom bojenih rastvora, vrši se posle longitudinalne, ređe transverzalne sekcije zuba. Dubina prodora se izražava u milimetrima u odnosu na debljinu ispuna ili ređe skalom stepena prodora boje [182].

De Munck i sar. u svojoj meta-analizi iznose objedinjene podatke iz 295 studija koje su obuhvatale kratkoročna i dugoročna merenja jačine veze. Rezultati ove meta-analize koja ukazuje da nema značajne razlike u ispitivanim parametrima inicijalno i posle termocikliranja kao i nalazi Gilpatrika iz 1994 god. da je broj od 100 temperaturnih ciklusa dovoljan za procenu uticaja temperaturnih promena na mikrocurenje ispuna, bio je razlog da se ono ne primenjuje u metodologiji ovog istraživanja [164, 265].

Rezultati prikazani u grafikonu 8 pokazuju da se *okluzalne* vrednosti marginalnog prodora boje za Biodentin ne razlikuju značajno u odnosu na ostale materijale ($P > 0.05$), osim u odnosu na grupu Bodentin + adheziv ($P < 0.05$), dok su njegove *gingivalne* vrednosti prodora boje značajno manje u odnosu na Fuji IX, Vertise Flow i grupu Biodentin+adheziv. Ovako povoljan rezultat rubnog zaptivanja Biodentina u poređenju sa Vertise Flow, Vitrebond i Filtek Ultimate koji svoju vezu zasnivaju na prodoru monomera smole u dentinske kanaliće i intubiranje prostora kolagena mreže

stvarajući hibridni sloj, može se objasniti činjenicom da je mineralna infiltracija kristala tri-kalcijum silikatnog cementa u dentinske tubule odgovorna za podjednako dobru intimnu i pouzdanu vezu sa dentinom. Formiranje kvalitetnije mikromehaničke veze i prodora precipitata u dentinske tubule koji formiraju mineralne “tagove” (produžetke) objašnjava i značajno manji prodor boje gingivalno u odnosu na Fuji IX i Vertise Flow a tako objasni i bolje adhezivno svojstvom ovog materijala u odnosu na GJC i samo-adhezivni tečni kompozit [216].

U odnosu na sve ispitivane materijale, najmanji gingivalni prodor boje uočen je kod Biodentina ($300 \pm 9 \mu\text{m}$). Pored formiranja mikromehaničke veze sa dentinom, ovaj rezultat se može objasniti i hemijskim sastavom Biodentina u kojem nema organske komponente sa očekivanom dimenzionalnom stabilnošću i dobrim rubnim zaptivanjem [200, 229].

Istraživanja mikropropustljivosti Biodentina su za sada oskudna imajući u vidu da se radi o novom materijalu tek nedavno ponuđenom na stomatološkom tržištu, te se očekuju opsežnije analize na ovom polju. Vrednosti slične ovim dobijene su i u istraživanju Raskin i sar. (2012) koji su upoređivali rubno zaptivanje Biodentina sa dva adhezivna sistema i smolom modifikovanim GJC i na osnovu dobijenih rezultata zaključili da se Biodentin može koristiti u funkciji dentinskog zamenika cervikalnih aproksimalnih kaviteta bez predhodnog kondicioniranja dentina ili kao privremeni restaurativni ispun gde se rubovi kaviteta prostiru ispod gleđno-cementne granice [200]. Rezultati ovog istraživanja su takođe usaglašeni i sa rezultatima Koubi i sar. (2012) koji su ispitivali marginalno zaptivanje Biodentina i smolom modifikovanog GJC u funkciji “otvorene sendvič” tehnike posle godinu dana starenja uzoraka ali primenom testa difuzije glukoze. Oni takođe nisu našli statistički značajne vrednosti difuzije glukoze kod oba materijala [229].

Međutim, Camilleri i sar. (2013) ispituju uticaj nagrizanja dentina 35% fosfornom kiselinom na mikrocurenje tri dentinska zamenika; konvencionalnog GJC (Fuji IX), smolom modifikovanog GJC (Vitrebond) i trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin). Autori nalaze da se na fluorescentnoj mikroskopiji jasno uočava prodor boje i nagriženih i ne-nagriženih kaviteta Biodentina što nije bio slučaj sa ostalim materijalima [203]. Moguće je da je razlika u dobijenim rezultatima posledica razlike u metodologiji jer se u pomenutom radu sa uzoraka nije uklanjala gleđ za razliku od ovog

istraživanja u kojem je gleđ bila uklonjena. Sa druge strane, moguće je i da formiranjem “mineralne infiltracione zone” u dentinu alkalni hidratizirani produkti kalcijum silikata imaju kaustično dejstvo i dovode do degradacije kolagenih komponenti na spoju sa dentinom [216, 266].

Značajno je istaći i da je grupa Biodentin+adheziv pokazala najveći prodor boje i na okluzalnom i na gingivalnom zidu u odnosu na sve ostale materijale. Razlog uvođenja ove grupe u eksperiment je bio provera mikropropustljivost ukoliko bi ispod Biodentina bio postavljen adhezivni sistem. Dobijeni rezultat jasno ukazuje da je Biodentin neophodno postaviti na “čist” dentin bez ikakvog intermedijarnog sloja koji je u ovom slučaju bio adhezivni sistem. Na mikrografijama na kojim je urađena kvantitativna analiza prodora boje, jasno se videlo da je boja penetrirala duž celog spoja između Biodentina i adheziva. U većem broju uzoraka pri samom sečenju došlo je do fizičkog ispadanja celog ispuna.

Prodor boje gingivalno bio je značajno veći u odnosu na prodor okluzalno kod Fuji IX ($P < 0.001$), Vertise Flow ($P < 0,006$) i Filtek Ultimate ($P < 0.04$). Razlog većeg prodora boje gingivalno treba tražiti u veličini kaviteta, obliku, položaju i pravcu prostiranja dentinskih kanalića, koji učestvuju u formiranju veze sa materijalom. Istraživanja pokazuju da je u područjima sa uspravnom orijentacijom dentinskih kanalića hibridni sloj debljine oko 3 μm , a produžetci smole oko 27 μm , dok je u područjima sa paralelnom orijentacijom dentinskih kanalića hibridni sloj statistički tanji i iznosi 1.3 μm , a produžetci smole izostaju [267]. Dobijeni rezultati su u skladu sa rezultatima Hansena [268], Pashleya [269] De Munka [112], i Stojanca [182] koji takođe potvrđuju važnu ulogu histomorfološkog svojstva dentina u ostvarivanju adhezivne veze sa materijalom.

6.2. DISKUSIJA KLINIČKE STUDIJE

Detaljnim planiranjem dizajna kliničke studije, jasno postavljenim hipotezama, protokolom i selekcijom pacijenata, izborom adekvatnog materijala, kliničkom procedurom i ocenjivanjem, obezbeđuje se maskimalno moguća objektivnost u kliničkim uslovima imajući u vidu brojnost varijabli koje je vrlo teško standardizovati i kontrolisati.

U cilju daljeg razvoja novih dentalnih materijala u stomatologiji neophodno je držati se principa koji su zasnovani na evidentnim i jasno-dokazanim rezultatima. Za procenu kliničkih parametara u ovom kliničkom istraživanju korišćeni modifikovani USPHS kriterijumi za evaluaciju direktnih i indirektnih ispuna [270, 271]. USPHS kriterijumi (eng. United States Public Health Service) predstavljaju relevantnu i prihvaćenu metodologiju za evaluaciju kliničkih ishoda tokom ispitivanja materijala [17, 272, 273]. Veći broj istraživanja baziranih na komparabilnoj metodologiji i istim kriterijumima evaluacije daju mogućnosti njihovog uključivanja u meta-analize i dobijanja objektivne procene sadašnjeg stanja materijala. USPHS kriterijumi su podeljeni na tri osnovne grupe; estetske, funkcionalne i biološke [271].

Rezultati kliničke studije u ovoj doktorskoj tezi predstavljaju presek trogodišnjeg ispitivanja kliničkih parametara u okviru kojih su predstavljeni samo rezultati jednog biološkog kriterijuma, tačnije post-restaurativna osetljivost.

Post-restaurativna osetljivost kao neželjena posle postavljanja kompozitnih ispuna već duže vreme predstavlja problem u restaurativnoj stomatologiji. Post-restaurativna osetljivost se karakteriše pojavom neprijatnosti u vidu iznenadnog kratkotrajnog bola koji se može javiti na hladno, toplo i pritisak [22]. Ona se češće dovodi u vezu sa kompozitnim ispunima na bočnim nego na prednjim zubima i uprkos najnovijim dostignućima sa dentinskim restaurativnim tehnikama i materijalima, još uvek nije u potpunosti razjašnjena [27, 274].

Odgovor na pitanje osetljivosti zuba treba tražiti u anatomskoj građi dentina. Naime, glavna morfološka karakteristika dentina je njegova specifična tubularna struktura ispunjena dentinskim likvorom. Prema opšteprivaćenoj hidrodinamičkoj teoriji Brannstroma i Astrona, mehanički, osmotski i atmosferski nadražaji izazivaju

pomeranje dentinskog likvora u dentinskim tubulima, koje dovodi do stimulacije A- β (beta) i A- δ (delta) nervnih vlakana [22] [23]. Stoga, svaki uzrok koji bi doveo da izlaganja dentinskog likvora spoljašnjim faktorima može biti uzrok pojave post-restaurativne osetljivosti.

Pojava post-restaurativne osetljivosti najčešće se povezuje sa pojavom fenomena "mikrocurenja" koji nastaje kao posledica dimenzionalne nestabilnosti materijala, odnosno polimerizacione kontrakcije i kontrakcionog stresa koji mogu dovesti do gubitka integriteta spoja ispun-zub [27]. Stoga je jedna od mogućnosti za umanjivanje pomenutih nedostataka korišćenje dentinskih zamenika čime bi se redukovala količina aplikovanog materijala na bazi smole, a time i polimerizaciona kontrakcija.

Tri-kalcijum silikatni cement (Biodentin) kao novi i dimenzionalno stabilni materijal korišćen je u eksperimentalnoj grupi u ovom istraživanju. Kao kontrolni dentinski zamenik odabran je smolom modifikovan glas jonomer cement (Vitrebond, 3M ESPE). Primena GJC je raširena u savremenoj stomatološkoj praksi, a GJC se smatra još uvek jednim pravim samo-adhezivnim materijalom sa hemijskom vezom za dentin [8]. Rezultati autora koji nalaze da je kod primene konvencionalnog kompozita uočena značajno veća post-restaurativna osetljivost u odnosu na nisko-kontraktione nano-kompozite, naveli su nas da u ovom istraživanju primenimo kompozit Filtek Ultimate (3M, ESPE) [38]. Takođe, smatrano je da se ne treba ograničavati samo na kavitete srednje dubine imajući u vidu došadašnja istraživanja koja nalaze da na pojavu post-restaurativne osetljivosti utiče i dubina kaviteta [27]. Iz tog razloga je ovo istraživanje obuhvatalo kavitete srednje dubine (caries media) i duboke kavitete (caries profunda). Činjenica da je jedan od uzroka koji mogu uticati na pojavu post-restaurativne osetljivosti i C-faktor, razlog je uključivanja dve konfiguracije kaviteta u studiju, tačnije uključivanje kaviteta klase I i II [33].

Pridržavajući se jasnog protokola selekcije pacijenata i zuba izbegnut je uticaj tzv. „pre-operativnih“ faktora kao što su pukotine, frakture, ogoljeni vratovi zuba i ireverzibilno promenjena stanja pulpe, koji mogu uticati na kasniju pojavu post-restaurativne osetljivosti čiji uzrok nije restaurativni postupak ili materijal [275]. Jasno

definisana obrada i poliranje završenog ispuna imala je identičnu ulogu u isključivanju „post-operativnih“ faktora među kojima, greške pri poliranju, obradi i okluzalnom uravnoteženju [276].

U studiji je učestvovalo ukupno 36 pacijenata kod kojih je restaurirano 84 kaviteta. Od tog broja, 42 kaviteta su činila eksperimentalnu grupu u kojoj je Biodentin korišćen za nadoknadu dentina, a 42 su činila kontrolnu grupu restauriranu na klasičan način kompozitnim materijalom uz dodatnu aplikaciju smolom modifikovanog GJC kod dubokih kaviteta.

Post-restaurativna osetljivost u eksperimentalnoj grupi nije registrovana ni kod jednog pacijenta, dok je u kontrolnoj grupi zabeležen kod 4 ispuna. Dobijeni rezultat se može objasniti podatkom da se Biodentin smatra jednim od najbiokompatibilnih biomaterijala u stomatologiji što demonstriraju svi primenjeni ISO standardni testovi [198, 199]. Dokazan je uticaj trikalcijum silikatnog cementa na formiranje reakcionog dentina, stimulacijom i diferencijacijom odontoblastnih ćelija u indirektnom prekrivanju pulpe, čime se opravdava njegova klinička primena u terapiji i regeneraciji pulpo-dentinskog kompleksa [197]. Takođe, smatra se da je sposobnost zaptivanja novog biomaterijala ekvivalentna sa sposobnošću GJC-cementima bez potrebe za bilo kakvom pripremom površine dentina [200]. Rezultati ovog laboratorijskog istraživanja su pokazali odličnu marginalnu adaptaciju i dimenzionalnu stabilnost Biodentina. Time se smanjuje mogućnost pojave mikrocurenja kao jednog od glavnih faktora post-restaurativne osetljivosti. S obzirom da se trikalcijum silikatni cement tek nedavno pojavio na stomatološkom tržištu, klinička istraživanja ovog materijala za sada su malobrojna. Rezultati dobijeni u ovom istraživanju su u saglasnosti sa do sada jedinim kliničkim istraživanjem Koubi i sar. (2013) koji u svojoj trogodišnjoj kliničkoj studiji takođe nisu dobili ni jedan slučaj post-restaurativne osetljivosti i pojave sekundarnog karijesa posle primene Biodentina na 212 bočnih zuba. Ispuni Biodentina su se pokazali superiornijim i u pogledu marginalne diskoloracije, anatomske forme, ivične adaptacije i aproksimalnog kontakta u odnosu na kontrolne posle 6 meseci. Stoga su autori zaključili da Biodentin predstavlja dobar izbor dentinskog zamenika u terapiji “sendvič tehnike” a da se u funkciji ispuna može primenjivati u trajanju do 6 meseci [17].

Rezultati ovog istraživanja ne nalaze statistički značajnu razliku u post-restaurativnoj osetljivosti između kaviteta klase I i klase II. U analizi kliničkih parametara, konfiguracija kaviteta ili C-faktor predstavlja jedan od važnih aspekata u pogledu post-restaurativne osetljivosti [33]. Pojava mikropukotine kao posledice prevazilaženja jačine kontrakcionog stresa u odnosu na jačinu veze sa zubnim tkivom, predstavlja jedan od uzroka njenog nastanka [28, 275]. Kako C-faktor predstavlja odnos između vezanih i nevezanih (bondiranih) površina kaviteta, klasa I ima C-faktor 5, dok je C-faktor klase II 2. Da razlika u konfiguraciji ovih kaviteta nije uticala na rezultat post-restaurativne osetljivosti, može se objasniti činjenicom da Biodentin nije materijal na bazi smola i da je dimenzionalno stabilan, što je u ovom istraživanju i pokazano.

U laboratorijskom istraživanju marginalne propustljivosti nisu uočene statistički značajne razlike u vrednostima marginalnog prodora boje gingivalno između Biodentina i Filtek Ultimate ($P > 0.05$), ali su srednje vrednosti prodora boje bile veće kod kompozita (videti grafikon 8). Dakle, gingivalna adaptacija Biodentina je bila nešto bolja nego kod kompozita. Treba naglasiti da se rezultati odnose na laboratorijsku studiju u kojoj je adaptacija materijala strogo kontrolisana i znatno lakša nego u kliničkoj praksi. U praksi se može očekivati veća odstupanja u korist biodentina. Osim toga, polimerizacija dubljih slojeva kompozita u u praksi često može biti suboptimalna pa i sa te strane može uzrokovati narušavanje marginalnog integriteta kompozitnog ispuna i mikrocurenje.

Rezultati ovog istraživanja nalaze da nema statistički značajne razlika u post-restaurativnoj osetljivosti između kaviteta srednje dubine i dubokih kaviteta. Uočena su samo tri slučaja post-restaurativne osetljivosti na dubokim kavitetima. Međutim, Auschill i sar. u svom istraživanju nalaze četiri puta veći rizik nastajanja post-restaurativne osetljivosti u dubokim kavitetima u odnosu na srednje i plitke [27]. U ovom istraživanju je za razliku od navedenog, kod dubokih kaviteta kontrolne grupe kao podloga korišćen smolom modifikovan GJC, što može biti objašnjenje dobijenih rezultata. Naime, ovi materijali su se pokazali dobrim u kliničkim istraživanjima koja su se bavila retencijom, pojavom sekundarnog karijesa i odsustvom post-restaurativne osetljivosti, što navode i Sidhu i sar. u svom preglednom radu koji obuhvata klinička istraživanja od uvođenja ovih materijala do 2010 godine [109]. Van Dijaken i sar. u

trogodišnjem kliničkom istraživanju nalaze samo 9 slučajeva post-restaurativne osetljivosti od 274 restauracija primenom smolom modifikovanog GJC u “otvorenoj sendvič” tehnici [44]. Isti autor ne nalazi ni jedan slučaj post-restaurativne osetljivosti u petogodišnjoj kliničkoj studiji posle primene smolom modifikovanog GJC u ekstenzivnim preparacijama III klase [45]. Akpata i sar. takođe ne nalaze statističku značajnost u pojavi post-restaurativne osetljivosti posle mesec dana na okluzalnim kavitetima bočnih zuba kod 44 pacijenta između kaviteta prekrivenih smolom modifikovanim GJC (Vitrebond) i kaviteta samo ispunjenih kompozitnim ispunom [276].

Poznato je da nano-punjeni kompozitni materijali daju bolje optičke karakteristike materijalu a da pri tome zadržavaju mehaničke karakteristike hibridnih i mikro-punjenih kompozita [72]. Male dimenzije nano-punilaca obezbeđuju bolje pakovanje čestica tako da udeo u ukupnoj masi može iznositi oko 90-95%. Samim tim je udeo organskog dela manji čime se obezbeđuje i niži stepen polimerizacije kontrakcije i poboljšavaju fizičke i mehaničke karakteristike kompozita [38, 73]. Dresch i sar. u svom jednogodišnjem kliničkom istraživanju ispituju kliničke parametre nano-punjenog, hibridnog i mikro-punjenog kompozitnog materijala posle 12 meseci. Autori od ukupno 147 restauracija nalaze 7 slučajeva post-restaurativne osetljivosti od kojih samo jedan slučaj kod aplikovanog nano-punjenog kompozita [277]. Kao nano-punjeni kompozitni materijal u ovom istraživanju je primenjen Filtek Ultimate (3M, ESPE). On je aplikovao i u eksperimentalnoj grupi preko Biodentina i u kontrolnoj grupi. Dakle, nijedan slučaj post-restaurativne osetljivosti u eksperimentalnoj i samo 4 slučaja u kontrolnoj grupi mogu se pripisati i dobrim karakteristikama primenjenog nano-punjenog kompozita. Takođe, ovaj rezultat može biti tumačen i odličnim kliničkim performansama dvofaznog totalno nagrizajućeg adhezivnog sistema koji je bio primenjen u ovom istraživanju što je u skladu sa predhodnim studijama [36, 278].

7. ZAKLJUČCI

Na osnovu dobijenih rezultata laboratorijskog istraživanja nulte hipoteze su odbačene i može se zaključiti sledeće:

- Inicijalna savojna čvrstoća Biodentina je slična konvencionalnom GJC i značajno lošija od smolom modifikovanog GJC i kompozitnih materijala. Međutim, posle 14 dana savojna čvrstoća Biodentina značajno raste i dostiže vrednosti smolom modifikovanog GJC, dok kod kompozitnih materijala postoji trend slabljenja savojne čvrstoće u funkciji vremena.

- Inicijalna mikrotvrdoća Biodentina se pokazala nešto slabijom jedino u odnosu na nanohibridni kompozit. U funkciji vremena, jedino se mikrotvrdoća Biodentina značajno povećala i dostigla vrednosti nanohibridnog kompozita. Kod drugih materijala, mikrotvrdoća je ostala nepromenjena osim kod Fuji IX kod koga se neznatno smanjila.

- Biodentin je pokazao najveću dimenzionalnu stabilnost u poređenju sa kompozitnim i GJC materijalima. Tokom i posle očvršćavanja Biodentin je pokazao manje dimenzionalne promene nego konvencionalni GJC.

- SEM i EDS analiza pokazala je nehomogenu strukturu Biodentina koju čine aglomerati veličine 8-40 μm pretežno izgrađeni od kalcijum silikatnih čestica okruženi hidratanim kalcijum silikatnim (CSH) gelom sa dominantnim procentom kalcijuma. U strukturi Biodentina još se mogu uočiti kristali kalcijum karbonata, kalcijum hidroksida i kalcijum fosfata. Stajanjem u vodi dolazi do stvaranja CSH gela što smanjuje poroznost materijala čime se mogu objasniti bolja mehanička svojstva u odnosu na sveže vezan Biodentin.

- Biodentin ostvaruje dobru marginalnu adaptaciju sa dentinom, koja se ispoljava smanjenom mikropropustljivošću. Jačina veze sa dentinom Biodentina je u rang konvencionalnih GJC, usled odsustva hibridizacije karakteristične za adhezivne sisteme preko kojih kompozitni materijali ostvaruju znatno jaču vezu sa dentinom. Primena Biodentina sa adhezivnim sistemom je kontraindikovana jer onemogućava kristalizaciju na spoju Biodentina i dentina i dovodi do izrazite mikropropustljivosti spoja.

Na osnovu dobijenih rezultata kliničkog istraživanja nulte hipoteze su potvrđene i može se zaključiti sledeće:

- Nije uočena statistički značajna razlika u učestalosti post-restaurativne osetljivosti zuba posle restauracije Biodentinom i kompozitnim ispunom u poređenju sa konvencionalnom kompozitnom restauracijom. Morfološke grupe zuba, klase i dubine lezije nisu uticali na pojavu post-restaurativne osetljivosti. Post-restaurativna osetljivost nije se pojavila ni kod jednog od 42 restaurirana zuba, dok je osetljivost na hladno ili zagrižaj postojala kod 4 od 42 restaurirana zuba kompozitnim ispunom bez Biodentina. Biodentin ima značajnu prednost u funkciji dentinskog zamenika ispod kompozitnih ispuna u bočnoj regiji.

Na osnovu rezultata ove doktorske disertacije može se zaključiti da je Biodentin adekvatan dentinski zamenik sa brojnim prednostima u odnosu na dosadašnje korišćene materijale u pogledu mikrotvrdoće, dimenzionalne stabilnosti, rubnog zaptivanja i biokompatibilnosti.

8. LITERATURA

1. Duncalf WV, Wilson NH. Marginal adaptation of amalgam and resin composite restorations in Class II conservative preparations. *Quintessence Int.* 2001; 32(5): 391-5.
2. Adams M, Lee TH, Busch MP, et al. Rapid freezing of whole blood or buffy coat samples for polymerase chain reaction and cell culture analysis: application to detection of human immunodeficiency virus in blood donor and recipient repositories. The Transfusion Safety Study Group. *Transfusion.* 1993; 33(6): 504-8.
3. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105(2): 97-116.
4. Manojlovic D, Radisic M, Vasiljevic T, et al. Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *Dent Mater.* 2011; 27(4): 371-8.
5. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005; 74(1): 617-26.
6. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997; 25(6): 435-40.
7. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 2011; 90(4): 402-16.
8. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005; 84(2): 118-32.
9. Magni E, Ferrari M, Hickel R, Ilie N. Evaluation of the mechanical properties of dental adhesives and glass-ionomer cements. *Clin Oral Investig.* 2010; 14(1): 79-87.
10. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res.* 1992; 6: 44-9.
11. Aranha AM, Giro EM, Souza PP, et al. Effect of curing regime on the cytotoxicity of resin-modified glass-ionomer lining cements applied to an odontoblast-cell line. *Dent Mater.* 2006; 22(9): 864-9.
12. Modena KC, Casas-Apayco LC, Atta MT, et al. Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17(6): 544-54.
13. Hewlett ER, Mount GJ. Glass ionomers in contemporary restorative dentistry--a clinical update. *J Calif Dent Assoc.* 2003; 31(6): 483-92.
14. Bagheri R, Azar MR, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of aging on the fracture toughness of esthetic restorative materials. *Am J Dent.* 2010; 23(3): 142-6.

15. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J*. 2013.
16. Laurent P, Camps J, De Meo M, et al. Induction of specific cell responses to a Ca(3)SiO(5)-based posterior restorative material. *Dent Mater*. 2008; 24(11): 1486-94.
17. Koubi G, Colon P, Franquin JC, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clin Oral Investig*. 2013; 17(1): 243-9.
18. Bishop MA, Malhotra M, Yoshida S. Interodontoblastic collagen (von Korff fibers) and circumpulpal dentin formation: an ultrathin serial section study in the cat. *Am J Anat*. 1991; 191(1): 67-73.
19. Marshall GW, Jr. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int*. 1993; 24(9): 606-17.
20. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1997; 8(3): 306-35.
21. Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity. Consensusbased recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. *J Can Dent Assoc*. 2003; 69: 221-6.
22. Walters PA. Dentinal hypersensitivity: a review. *J Contemp Dent Pract*. 2005; 6(2): 107-17.
23. Brannstrom M. [Dentin sensitivity]. *Arsb Goteb Tandlak Sallsk*. 1964: 15-35.
24. Baratieri LN, Ritter AV, Perdigao J, Felipe LA. Direct posterior composite resin restorations: current concepts for the technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998; 10(7): 875-86; quiz 888.
25. Swift EJ, Jr. Causes, prevention, and treatment of dentin hypersensitivity. *Compend Contin Educ Dent*. 2004; 25(2): 95-106, 109; quiz 110.
26. Brannstrom M. The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod*. 1986; 12(10): 453-7.
27. Auschill TM, Koch CA, Wolkewitz M, et al. Occurrence and causing stimuli of postoperative sensitivity in composite restorations. *Oper Dent*. 2009; 34(1): 3-10.
28. Hannig M, Friedrichs C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent*. 2001; 26(1): 3-11.
29. Swift EJ, Jr. Dentin bonding. *J Esthet Restor Dent*. 2003; 15(2): 71.
30. Zou Y, Armstrong SR, Jessop JL. Quantitative analysis of adhesive resin in the hybrid layer using Raman spectroscopy. *J Biomed Mater Res A*. 2010; 94(1): 288-97.
31. Felton D, Bergenholtz G, Cox CF. Inhibition of bacterial growth under composite restorations following GLUMA pretreatment. *J Dent Res*. 1989; 68(3): 491-5.

32. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech.* 2010; 2010.
33. Watts DC, Satterthwaite JD. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dent Mater.* 2008; 24(1): 1-8.
34. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* 1993; 72(10): 1434-42.
35. Helvatjoglu-Antoniades M, Papadogiannis Y, Lakes RS, et al. Dynamic and static elastic moduli of packable and flowable composite resins and their development after initial photo curing. *Dent Mater.* 2006; 22(5): 450-9.
36. Perdigao J, Anauate-Netto C, Carmo AR, et al. The effect of adhesive and flowable composite on postoperative sensitivity: 2-week results. *Quintessence Int.* 2004; 35(10): 777-84.
37. Santini A, Plasschaert AJ, Mitchell S. Effect of composite resin placement techniques on the microleakage of two self-etching dentin-bonding agents. *Am J Dent.* 2001; 14(3): 132-6.
38. Ernst CP, Meyer GR, Klocker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 313-21.
39. Santini A, Milia E. Microleakage around a low-shrinkage composite cured with a high-performance light. *Am J Dent.* 2004; 17(2): 118-22.
40. Vichi A GC, Ferrari M. Clinical study of the self-adhering flowable composite resin Vertise Flow in Class I restorations: six-month follow-up. *International Dentistry SA.* 2010; 12 (1): 14-23.
41. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater.* 2005; 21(1): 9-20.
42. Ivanović V, Savić-Stanković T, Karadžić B, et al. Postoperative sensitivity associated with low shrinkage versus conventional composites. *Srp Arh Celok Lek.* 2013; 141(7-8): 447-453.
43. Davidson CL. Glass-ionomer bases under posterior composites. *J Esthet Dent.* 1994; 6(5): 223-4.
44. van Dijken JW, Kieri C, Carlen M. Longevity of extensive class II open-sandwich restorations with a resin-modified glass-ionomer cement. *J Dent Res.* 1999; 78(7): 1319-25.
45. van Dijken JW. Longevity of new hybrid restorative materials in class III cavities. *Eur J Oral Sci.* 1999; 107(3): 215-9.
46. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, et al. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent.* 1992; Suppl 5: 111-24.

47. Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW. Smear layer: removal and bonding considerations. *Oper Dent Suppl.* 1984; 3: 30-4.
48. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34(6): 849-53.
49. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent.* 1992; 17(6): 229-42.
50. Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate--a review. *Scanning Microsc.* 1989; 3(1): 161-74; discussion 174-6.
51. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 1997; 25(6): 441-58.
52. Boyer DB, Svare CW. The effect of rotary instrumentation on the permeability of dentin. *J Dent Res.* 1981; 60(6): 966-71.
53. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent.* 1992; Suppl 5: 137-50.
54. Wieczkowski G, Jr., Yu XY, Davis EL, Joynt RB. Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. *Oper Dent.* 1992; Suppl 5: 62-7.
55. Srisawaski S, Boyer DB, Reinhardt JW. The effect of removal of the smear layer on microleakage of Class V restorations in vitro. *Dent Mater.* 1988; 4(6): 384-9.
56. Mount GJ. Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment. *Oper Dent.* 1991; 16(4): 141-8.
57. Powers JM, O'Keefe KL, Pinzon LM. Factors affecting in vitro bond strength of bonding agents to human dentin. *Odontology.* 2003; 91(1): 1-6.
58. Bowen R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis-phenol and glycidyl acrylate. Patent. Office USP. 1962.
59. Yamauchi J, Nakabayashi N, Masuhara E. Adhesive agents for hard tissue containing phosphoric acid monomers. *ACS, Div Polym Chem, Polym Prepr.* 1979; 20: 594-595.
60. Dickens S, Stansbury J, Choi K, Floyd C. Photopolymerization kinetics of methacrylate dental resins. *Macromolecules.* 2003; 36: 6043-6053.
61. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998; 14(1): 51-6.
62. Mirsasaani SS, Ghomi F, Hemati M, Tavasoli T. Measurement of solubility and water sorption of dental nanocomposites light cured by argon laser. *IEEE Trans Nanobioscience.* 2013; 12(1): 41-6.
63. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007; 28(26): 3757-85.

64. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 2000; 12(6): 300-8.
65. Neumann MG, Miranda WG, Jr., Schmitt CC, et al. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005; 33(6): 525-32.
66. Nakajima M, Okuda M, Ogata M, et al. The durability of a fluoride-releasing resin adhesive system to dentin. *Oper Dent.* 2003; 28(2): 186-92.
67. Bae JH, Cho BH, Kim JS, et al. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005; 74(2): 822-8.
68. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater.* 2011; 27(1): 29-38.
69. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994; 125(6): 687-701.
70. Beun S, Glorieux T, Devaux J, et al. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007; 23(1): 51-9.
71. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.* 2010; 89(6): 549-60.
72. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134(10): 1382-90.
73. Atai M, Motevasselian F. Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. *Clin Oral Investig.* 2009; 13(3): 309-16.
74. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999; 15(2): 128-37.
75. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent.* 2001; 26(4): 406-11.
76. Park SB, Son WS, Ko CC, et al. Influence of flowable resins on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent Mater J.* 2009; 28(6): 730-4.
77. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, et al. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2005; 84(2): 183-8.
78. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 2008; 24(1): 90-101.
79. Eick JD. Smear layer--materials surface. *Proc Finn Dent Soc.* 1992; 88 Suppl 1: 225-42.
80. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent.* 1992; Suppl 5: 81-94.
81. Van Meerbeek B, Mohrbacher H, Celis JP, et al. Chemical characterization of the resin-dentin interface by micro-Raman spectroscopy. *J Dent Res.* 1993; 72(10): 1423-8.
82. Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. *Oper Dent.* 1992; Suppl 5: 125-30.

83. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ. *Dent Mater.* 1999; 15(5): 310-7.
84. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, et al. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res.* 1993; 72(2): 495-501.
85. Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. 1998b.
86. Wang Y, Spencer P. Physiochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine. *J Dent.* 2004; 32(7): 567-79.
87. Wang Y, Spencer P, Hager C, Bohaty B. Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *J Dent.* 2006; 34(1): 26-34.
88. Ferrari M, Cagidiaco MC, Kugel G, Davidson CL. Dentin infiltration by three adhesive systems in clinical and laboratory conditions. *Am J Dent.* 1996; 9(6): 240-4.
89. Schupbach P, Krejci I, Lutz F. Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. *Eur J Oral Sci* 2007; 105: 344-352.
90. Ikemura K, Tay FR, Hironaka T, et al. Bonding mechanism and ultrastructural interfacial analysis of a single-step adhesive to dentin. *Dent Mater.* 2003; 19(8): 707-15.
91. Wilson AD, Kent BE. Surgical cement. 1969. Specification published in 1973.
92. Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. The effects of maturity and dehydration shrinkage on resin-modified glass-ionomer restorations. *J Dent Res.* 1997; 76(8): 1495-501.
93. Muller U, Kielbassa AM, Schulte-Monting J, Hellwig E. Fluoride release from light-curing restorative materials. *Am J Dent.* 2000; 13(6): 301-4.
94. Živković S, Vujašković M, Pap K. Osnovi restaurativne stomatologije. 2009.
95. Nicholson JW, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H. A preliminary study of the effect of glass-ionomer and related dental cements on the pH of lactic acid storage solutions. *Biomaterials.* 1999; 20(2): 155-8.
96. Knight GM, McIntyre JM, Craig GG, Mulyani. Ion uptake into demineralized dentine from glass ionomer cement following pretreatment with silver fluoride and potassium iodide. *Aust Dent J.* 2006; 51(3): 237-41.
97. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972; 132(4): 133-5.
98. Hattab FN, Amin WM. Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating. *Biomaterials.* 2001; 22(12): 1449-58.
99. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J.* 2011; 56 Suppl 1: 23-30.

100. Billington RW, Williams JA, Pearson GJ. Variation in powder/liquid ratio of a restorative glass-ionomer cement used in dental practice. *Br Dent J.* 1990; 169(6): 164-7.
101. Yap AU, Cheang PH, Chay PL. Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(7): 682-8.
102. Naasan MA, Watson TF. Conventional glass ionomers as posterior restorations. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 1998; 11(1): 36-45.
103. Popovic M. Clinical research of the restoration efficacy in tunnel preparation restored with cermet glass-ionomer cements. *Serbian Dental J.* 2005; 52: 46-54.
104. Antonucci JM, McKinney JE, Stansbury JW. Resin modified glass-ionomer dental cement. USA, 1988. Patent 7160856
105. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994; 25(9): 587-9.
106. Burgess JO, Barghi N, Chan DC, Hummert T. A comparative study of three glass ionomer base materials. *Am J Dent.* 1993; 6(3): 137-41.
107. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 1995; 8(1): 59-67.
108. Sidhu SK, Schmalz G. The biocompatibility of glass-ionomer cement materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 2001; 14(6): 387-96.
109. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater.* 2010; 26(1): 7-12.
110. Hatibovic-Kofman S, Koch G. Fluoride release from glass ionomer cement in vivo and in vitro. *Swed Dent J.* 1991; 15(6): 253-8.
111. Upadhyay S, Rao A, Shenoy R. Comparison of the amount of fluoride release from nanofilled resin modified glass ionomer, conventional and resin modified glass ionomer cements. *J Dent (Tehran).* 2013; 10(2): 134-40.
112. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, et al. Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112(1): 73-83.
113. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci.* 2006; 14 Suppl: 3-9.
114. Curtis AR, Shortall AC, Marquis PM, Palin WM. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *J Dent.* 2008; 36(3): 186-93.
115. Suzuki M, Jordan RE. Glass ionomer-composite sandwich technique. *J Am Dent Assoc.* 1990; 120(1): 55-7.

116. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. Quintessence Publishing Co, Inc. 2002
117. Watanabe H, Khera SC, Vargas MA, Qian F. Fracture toughness comparison of six resin composites. *Dent Mater*. 2008; 24(3): 418-25.
118. Knoop F PG, Emerson WB. A sensitive pyramidal-diamond tool for indentation measurements. *J Res Natl Bur Stds*. 1939; 23: 39-61.
119. Mollica FB, Rocha Gomes Torres C, Goncalves SE, Mancini MN. Dentine microhardness after different methods for detection and removal of carious dentine tissue. *J Appl Oral Sci*. 2012; 20(4): 449-54.
120. Gordon JE. *The new science of strong materials*. 2nd ed. Princeton University Press. 1984; 16: 287.
121. Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater*. 2008; 24(7): 932-9.
122. Rosa RS, Balbinot CEA, Blando E, et al. Evaluation of mechanical properties on three nanofilled composites. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*. 2012; 14: 126-130.
123. Cao L, Zhao X, Gong X, Zhao S. An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *Int J Clin Exp Med*. 2013; 6(6): 423-30.
124. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, et al. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater*. 2007; 23(9): 1079-85.
125. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater*. 2004; 20(4): 364-9.
126. Aguiar FH, Braceiro AT, Ambrosano GM, Lovadino JR. Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media. *Dent Mater*. 2005; 21(12): 1098-103.
127. Taher NM. Degree of conversion and surface hardness of two nanocomposites compared to three other tooth-colored restorative materials. *Pakistan Oral and Dental Journal*. 2011; 31(2): 457-463.
128. Garcia-Godoy F, Frankenberger R, Lohbauer U, et al. Fatigue behavior of dental resin composites: flexural fatigue in vitro versus 6 years in vivo. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012; 100(4): 903-10.
129. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., et al. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998; 129(5): 567-77.
130. Salerno M, Derchi G, Thorat S, et al. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater*. 2011; 27(12): 1221-8.

131. Czasch P, Ilie N. In Vitro Comparison of Mechanical Properties and Degree of Cure of a Self-adhesive and Four Novel Flowable Composites. *J Adhes Dent.* 2013; 15(3): 229-36.
132. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, et al. [Characterization of resin-containing glass ionomers]. *Rev Belge Med Dent (1984).* 1996; 51(3): 36-53.
133. Schmage P, Nergiz I, Sito F, et al. Wear and hardness of different core build-up materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009; 91(1): 71-9.
134. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000; 16(2): 129-38.
135. Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2011; 23(5): 315-22.
136. Abdoh-Tabrizi M, Ghasemi A, Sadeghian SZ, et al. Efficacy of two coating agents on the surface hardness of Fuji II and Fuji IX. *The Journal of Islamic Dental Association of IRAN (JIDA).* 2011; 23(1): 49-56.
137. Calixto LR, Tonetto MR, Pinto SC, et al. Degree of Conversion and Hardness of Two Different Systems of the Vitrebond Glass Ionomer Cement Light Cured with Blue LED. *J Contemp Dent Pract.* 2013; 14(2): 244-9.
138. Fabian Molina G, Cabral RJ, Mazzola I, et al. Biaxial flexural strength of high-viscosity glass-ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. *Biomed Res Int.* 2013; 2013: 838460.
139. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res.* 1984; 63(2): 146-8.
140. Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, et al. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater.* 2004; 20(6): 535-42.
141. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater.* 2005; 21(12): 1150-7.
142. Braem M, Davidson CL, VanHerle G, et al. The relationship between test methodology and elastic behavior of composites. *J Dent Res.* 1987; 66(5): 1036-9.
143. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res.* 2002; 81(2): 114-8.
144. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res.* 1990; 69(1): 36-9.
145. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131(4): 497-503.
146. Miyasaka T, Okamura H. Dimensional change measurements of conventional and flowable composite resins using a laser displacement sensor. *Dent Mater J.* 2009; 28(5): 544-51.

147. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 1994; 21(4): 441-52.
148. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987; 66(11): 1636-9.
149. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, et al. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater.* 2004; 20(6): 579-85.
150. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008; 24(11): 1501-5.
151. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent.* 1997; 25(3-4): 321-30.
152. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2006; 7(4): 79-88.
153. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, et al. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dent Mater.* 2010; 26(10): 947-53.
154. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater.* 1995; 11(6): 359-62.
155. Milosevic M, Miletic V, Mitrovic N, et al. Measurement of local deformation fields in dental composites using 3D optical system. *Chem Listy* 2011; 105: 751-753.
156. Miletic V, Manojlovic D, Mitrovic N, et al. Analysis of local shrinkage patterns of self-adhering and flowable composites using 3D digital image correlation. *Quintessence Int.* 2011; 42(9): 797-804.
157. Moher D, Hopewell S, Schulz KF, et al. CONSORT 2010 Explanation and Elaboration: Updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *J Clin Epidemiol.* 2010; 63(8): e1-37.
158. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent.* 2007; 9 Suppl 1: 77-106.
159. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2001; 3(3): 237-45.
160. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, et al. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent.* 2003; 16(6): 414-20.
161. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28(3): 215-35.

162. De Munck J, Vargas M, Iracki J, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*. 2005; 30(1): 39-49.
163. Meiers JC, Young D. Two-year composite/dentin bond stability. *Am J Dent*. 2001; 14(3): 141-4.
164. De Munck J, Mine A, Poitevin A, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res*. 2012; 91(4): 351-7.
165. Bektas OO, Eren D, Akin EG, Akin H. Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontol Scand*. 2013; 71(3-4): 541-6.
166. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*. 1999; 1(4): 299-309.
167. Peutzfeldt A. Compomers and glass ionomers: bond strength to dentin and mechanical properties. *Am J Dent*. 1996; 9(6): 259-63.
168. Yip HK, Tay FR, Ngo HC, et al. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater*. 2001; 17(5): 456-70.
169. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*. 2001; 17(5): 445-55.
170. Gordan VV, Boyer D, Soderholm KJ. Enamel and dentine shear bond strength of two resin modified glass ionomers and two resin based adhesives. *J Dent*. 1998; 26(5-6): 497-503.
171. Thean HP, Mok BY, Chew CL. Bond strengths of glass ionomer restoratives to primary vs permanent dentin. *ASDC J Dent Child*. 2000; 67(2): 112-6, 82.
172. Almuammar MF, Schulman A, Salama FS. Shear bond strength of six restorative materials. *J Clin Pediatr Dent*. 2001; 25(3): 221-5.
173. Babannavar R, Shenoy A. Evaluation of shear bond strength of silorane resin to conventional, resin-modified glass ionomers and nano-ionomer cements. *J Investig Clin Dent*. 2013.
174. Chandak MG, Pattanaik N, Das A. Comparative study to evaluate shear bond strength of RMGIC to composite resin using different adhesive systems. *Contemp Clin Dent*. 2012; 3(3): 252-5.
175. Suresh KS, Nagarathna J. Evaluation of shear bond strengths of fuji II and fuji IX with and without salivary contamination on deciduous molars-an in- vitro study. *AOSR*. 2011; 1(3): 139-145.
176. Nujella BP, Choudary MT, Reddy SP, et al. Comparison of shear bond strength of aesthetic restorative materials. *Contemp Clin Dent*. 2012; 3(1): 22-6.
177. Kidd EAM. Micro-leakage: a review. *J Dent* 1996; 4: 199-206.

178. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *Am J Dent.* 2002; 15(4): 279-89.
179. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives. *J Esthet Restor Dent.* 2004; 16(2): 128-35; discussion 136.
180. Petrovic LM, Drobac MR, Stojanac I, Atanackovic TM. A method of improving marginal adaptation by elimination of singular stress point in composite restorations during resin photo-polymerization. *Dent Mater.* 2010; 26(5): 449-55.
181. Ozel E, Korkmaz Y, Attar N. Influence of location of the gingival margin on the microleakage and internal voids of nanocomposites. *J Contemp Dent Pract.* 2008; 9(7): 65-72.
182. Stojanac I, Drobac M, Petrovic L, Stojsin I. Microleakage of contemporary composite systems in dentin cavities. *Med Pregl.* 2009; 62(7-8): 295-303.
183. Gupta KV, Verma P, Trivedi A. Evaluation of Microleakage of Various Restorative Materials: An in Vitro Study. *J Life Sci.* 2011; 3(1): 29-33.
184. Bravis T, Pilecki P, Wilson RF, et al. Effect of loading on the microtensile bond strength and microleakage of a self-etching and etch-and-rinse adhesive in direct class II MOD composite restorations in vitro. *Dent Mater J.* 2012; 31(6): 924-32.
185. Hafer M, Schneider H, Rupf S, et al. Experimental and Clinical Evaluation of a Self-etching and an Etch-and-Rinse Adhesive System. *J Adhes Dent.* 2013; 15(3): 275-86.
186. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil.* 1990; 17(5): 487-94.
187. Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, et al. Three-year clinical evaluation of two flowable composites. *Quintessence Int.* 2010; 41(6): 497-503.
188. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N. Effect of flowable composite lining on microleakage and internal voids in Class II composite restorations. *J Adhes Dent.* 2007; 9(2): 189-94.
189. Sidhu SK. Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers. *Am J Dent.* 1994; 7(2): 115-8.
190. Xie H, Zhang F, Wu Y, et al. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Aust Dent J.* 2008; 53(4): 325-31.
191. Rekha CV, Varma B, Jayanthi. Comparative evaluation of tensile bond strength and microleakage of conventional glass ionomer cement, resin modified glass ionomer cement and compomer: An in vitro study. *Contemp Clin Dent.* 2012; 3(3): 282-7.
192. Chuang SF, Jin YT, Lin TS, et al. Effects of lining materials on microleakage and internal voids of Class II resin-based composite restorations. *Am J Dent.* 2003; 16(2): 84-90.

193. Malik N, Lin J, Rahman N, Jamaludin M. Effect of liners on microleakage in class II composite restoration. *Sains Malaysiana*. 2013; 42(1): 45-51.
194. Goldberg M, Pradelle-Plasse N, Tran X, et al. Emerging trends in (bio)material research. In: Goldberg M, ed. *Biocompatibility or Cytotoxic Effects of Dental Composites*, 1st edn. Oxford, UK: Coxmoor Publishing Company. 2009: 181-203.
195. Goldberg M, Pradelle-Plasse N, Tran X, et al. Chapter VI Emerging trends in (bio)material researches: VI-1-Repair or regeneration, a short review. VI-2- An example of new material: preclinical multicentric studies on a new Ca₃SiO₅-based dental material. Coxmoor Publishing Company. 2009: 181-203.
196. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*. 2010; 36(1): 16-27.
197. Zanini M, Sautier JM, Berdal A, Simon S. Biodentine induces immortalized murine pulp cell differentiation into odontoblast-like cells and stimulates biomineralization. *J Endod*. 2012; 38(9): 1220-6.
198. Laurent P, Camps J, About I. Biodentine(TM) induces TGF-beta1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *Int Endod J*. 2012; 45(5): 439-48.
199. Perard M, Le Clerc J, Meary F, et al. Spheroid model study comparing the biocompatibility of Biodentine and MTA. *J Mater Sci Mater Med*. 2013; 24(6): 1527-34.
200. Raskin A, Eschrich G, Dejou J, About I. In vitro microleakage of Biodentine as a dentin substitute compared to Fuji II LC in cervical lining restorations. *J Adhes Dent*. 2012; 14(6): 535-42.
201. Franquin J, Marie O, Bottero M, et al. Physical Properties of a New Ca₃SiO₅-Based Dentin Substitute. *IADR* 2010.
202. Bachoo IK, Seymour D, Brunton P. A biocompatible and bioactive replacement for dentine: is this a reality? The properties and uses of a novel calcium-based cement. *Br Dent J*. 2013; 214(2): E5.
203. Camilleri J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *J Dent*. 2013; 41(7): 600-10.
204. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*. 1995; 21(7): 349-53.
205. Camilleri J. Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dent Mater*. 2011; 27(8): 836-44.
206. Garrault S, Behr T, Nonat A. Formation of the C-S-H Layer during early hydration of tricalcium silicate grains with different sizes. *J Phys Chem B*. 2006; 110(1): 270-5.
207. Taylor HFW. *Cement chemistry* 2nd edition. Thomas Telford Publishing. London 1997: 113-126.

208. Wang X, Sun H, Chang J. Characterization of Ca₃SiO₅/CaCl₂ composite cement for dental application. *Dent Mater.* 2008; 24(1): 74-82.
209. Gartner E, Young J, Damido tD. Hydration of Portland cement. The structure and performance of cements. 2nd ed. London: Spon Press; 2002
210. Cabeza M, Keddam M, Novoa XR, et al. Impedance Spectroscopy to characterize the pore structure during the hardening process of Portland cement paste. *Electrochim Acta.* 2006; 51: 1831-1841.
211. Villat C, Tran XV, Pradelle-Plasse N, et al. Impedance methodology: A new way to characterize the setting reaction of dental cements. *Dent Mater.* 2010; 26(12): 1127-32.
212. Camilleri J, Kralj P, Veber M, Sinagra E. Characterization and analyses of acid-extractable and leached trace elements in dental cements. *Int Endod J.* 2012; 45(8): 737-43.
213. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater.* 2013; 29(5): 580-93.
214. Holland R, de Souza V, Nery MJ, et al. Calcium salts deposition in rat connective tissue after the implantation of calcium hydroxide-containing sealers. *J Endod.* 2002; 28(3): 173-6.
215. Santos AD, Moraes JC, Araujo EB, et al. Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. *Int Endod J.* 2005; 38(7): 443-7.
216. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, et al. Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res.* 2012; 91(5): 454-9.
217. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J.* 2011; 44(12): 1081-7.
218. Takahashi N, Nyvad B. The role of bacteria in the caries process: ecological perspectives. *J Dent Res.* 2011; 90(3): 294-303.
219. Wang Y, Li X, Chang J, et al. Effect of tricalcium silicate (Ca₃SiO₅) bioactive material on reducing enamel demineralization: an in vitro pH-cycling study. *J Dent.* 2012; 40(12): 1119-26.
220. Hench LL. Future developments and applications of biomaterials: an overview. *Biomater Med Devices Artif Organs.* 1979; 7(2): 339-50.
221. Williams D. Analysis of soft tissue response to biomaterials. Chapter 4. *Technique of Biocompatibility Testing.* Florida: CRC Press. 1986: 84-115.
222. Ferracane JL, Cooper PR, Smith AJ. Can interaction of materials with the dentin-pulp complex contribute to dentin regeneration? *Odontology.* 2010; 98(1): 2-14.
223. Tran XV, Gorin C, Willig C, et al. Effect of a calcium-silicate-based restorative cement on pulp repair. *J Dent Res.* 2012; 91(12): 1166-71.

224. Popović Bajić M, Prokić B, Prokić B, et al. Histological evaluation of direct pulp capping with novel nanostructural materials based on active silicate cements and biodentine® on pulp tissue. *Acta Veterinaria (Beograd)*. 2013; 63(2-3): 347-360.
225. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, et al. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2013; 39(6): 743-7.
226. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater*. 2013; 29(2): e20-8.
227. Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandag M, et al. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2009; 42(11): 1004-14.
228. Biodentine scientific file. Active Biosilicate 3SiO5 Technology, Septodont. Saint-Maur-des-Fossés Cedex, France: R&D Department; www.septodont.fr. 2010.
229. Koubi S, Elmerini H, Koubi G, et al. Quantitative evaluation by glucose diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations. *Int J Dent*. 2012; 2012: 105863.
230. El-Ma'aita AM, Qualtrough AJ, Watts DC. The effect of smear layer on the push-out bond strength of root canal calcium silicate cements. *Dent Mater*. 2013; 29(7): 797-803.
231. Sanghavi T, Shah N, Shah RR. Comparative Analysis Of Sealing Ability Of Biodentin And Calcium Phosphate Cement Against Mineral Trioxide Aggregate (Mta) As A Furcal Perforation Repair Material (An In Vitro Study) *NJIRM* 2013; 4(3): 56-59.
232. Shayegan A, Jurysta C, Atash R, et al. Biodentine used as a pulp-capping agent in primary pig teeth. *Pediatr Dent*. 2012; 34(7): e202-8.
233. Strassler H, Levin R. Biodentine Tricalcium Silicate Cement. Material is an active biosilicate technology for direct or indirect pulp-capping. Case report. *Insade Dentistry*. 2011: 2-3.
234. Bronnec F. Biodentine dentin substitute for the repair of root perforations, apexification and retrograde root filling. Case report. *Case Studies Collection*. 2012; 1: 23-28.
235. International Organization for Standardization. Dentistry polymer-based filling, restorative and luting materials. ISO 4049. 2000.
236. International Organization for Standardization. Dental materials. Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405. 2003.
237. Fron H, Vergnes JN, Moussally C, et al. Effectiveness of a new one-step self-etch adhesive in the restoration of non-carious cervical lesions: 2-year results of a randomized controlled practice-based study. *Dent Mater*. 2011; 27(3): 304-12.
238. Mader A, Prewein B, Zboray K, et al. Exploration of BAC versus plasmid expression vectors in recombinant CHO cells. *Appl Microbiol Biotechnol*. 2013; 97(9): 4049-54.
239. Deymier-Black AC. Study of the Elasto-plastic Properties of Mineralized Biomaterials via Synchrotron High-energy X-ray Diffraction. Northwestern University. 2012.

240. Thomaidis S, Kakaboura A, Mueller WD, Zinelis S. Mechanical properties of contemporary composite resins and their interrelations. *Dent Mater.* 2013; 29(8): e132-41.
241. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res.* 2008; 87(8): 710-9.
242. Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater.* 2013; 29(1): 51-8.
243. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 2009; 25(6): 810-9.
244. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, et al. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater.* 2009; 25(2): 188-97.
245. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* 2009; 13(4): 427-38.
246. Akbari M, Zebarjad SM, Nategh B, Rouhani A. Effect of nano silica on setting time and physical properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2013; 39(11): 1448-51.
247. Walker MP, Diliberto A, Lee C. Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *J Endod.* 2006; 32(4): 334-6.
248. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1999; 25(3): 197-205.
249. Stamenković D. *Stomatološki materijali.* 2003: 89-92.
250. Yoldas OH, Akova T, Uysal H. Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite materials. *Polym Test.* 2004; 23: 343-346.
251. Lim Y, Chaudhri M, . Indentation of elastic solids with a rigid Vickers pyramidal indenter. *Mechanic of Materials.* 2006; 38: 1213-1228.
252. Tuncer S, Demirci M, Tiryaki M, et al. The effect of a modeling resin and thermocycling on the surface hardness, roughness, and color of different resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2013; 25(6): 404-19.
253. Ivanišević A, Lainović T, Vilotić D. Ultimate strength of dental nanomaterials under static loading. *Journal for Technology of Plasticity.* 2013; 38 (1): 23-31.
254. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater.* 1991; 7(4): 281-7.
255. Milošević S. Trodimenzionalna optička analiza deformacija polimerizacijske kontrakcije stomatoloških kompozitnih materijala na bazi smole. *Mašinski fakultet* 2012.
256. Ensaff H, O'Doherty DM, Jacobsen PH. Polymerization shrinkage of dental composite resins. *Proc Inst Mech Eng H.* 2001; 215(4): 367-75.

257. Hertele S, de Waele W, Denys R, Verstraete M. Investigation of strain measurements in (curved) wide plate specimens using digital image correlation and finite element analysis. *J Strain Anal Eng.* 2012; 47(5): 276-288.
258. Fleming GJ, Hall DP, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. *J Dent.* 2005; 33(2): 139-46.
259. Li J, Fok AS, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater.* 2009; 25(5): 582-8.
260. Goldstein J, Newbury DE, Echlin P. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. A text for biologists, material scientist, and geologists. New York: Plenum Press, 1984.
261. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, et al. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res.* 2001; 80(7): 1605-14.
262. Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001; 91(3): 353-8.
263. Hammesfahr PD, Huang CT, Shaffer SE. Microleakage and bond strength of resin restorations with various bonding agents. *Dent Mater.* 1987; 3(4): 194-9.
264. Youngson CC, Jones JC, Manogue M, Smith IS. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. *Int Endod J.* 1998; 31(2): 90-9.
265. Gilpatrick RO, Kaplan I, Roach D. Microleakage of composite resin restorations with various etching times. *Quintessence Int.* 1994; 25(8): 573-6.
266. Leiendecker AP, Qi YP, Sawyer AN, et al. Effects of calcium silicate-based materials on collagen matrix integrity of mineralized dentin. *J Endod.* 2012; 38(6): 829-33.
267. Schupbach P, Krejci I, Lutz F. Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105(4): 344-52.
268. Hansen EK, Asmussen E. Comparative study of dentin adhesives. *Scand J Dent Res.* 1985; 93(3): 280-7.
269. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, et al. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Arch Oral Biol.* 1995; 40(12): 1109-18.
270. Cvar JF, Ryge G. Reprint of criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. 1971. *Clin Oral Investig.* 2005; 9(4): 215-32.
271. Hickel R, Peschke A, Tyas M, et al. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *J Adhes Dent.* 2010; 12(4): 259-72.
272. Stefanski S, van Dijken JW. Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2012; 16(1): 147-53.

273. Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater.* 2011; 27(10): 1031-7.
274. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, et al. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. *J Dent.* 2001; 29(1): 7-13.
275. Moraes ICC. Post-operative sensitivity in direct resin composite restorations: Clinical practice guidelines *IJRD.* 2012(1): 1-12.
276. Akpata ES, Sadiq W. Post-operative sensitivity in glass-ionomer versus adhesive resin-lined posterior composites. *Am J Dent.* 2001; 14(1): 34-8.
277. Dresch W, Volpato S, Gomes JC, et al. Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. *Oper Dent.* 2006; 31(4): 409-17.
278. Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134(12): 1621-9.

BIOGRAFIJA AUTORA

Dr Tatjana Savić-Stanković je rođena 20. 09. 1975. u Beogradu. Diplomirala je na Stomatološkom fakultetu u Beogradu 2000. godine sa prosečnom ocenom 8.91. Posle obavljenog pripravničkog staža, 2001. godine je položila stručni ispit za doktora stomatologije. Zaposlena je kao asistent na Klinici za Bolesti zuba, Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu od 01.06.2001. godine. Specijalistički ispit iz specijalističke oblasti Bolesti zuba i endodoncije odbranila je 2005 godine. Magistarsku tezu pod nazivom "Efekti preparata različitih koncentracija za beljenje zuba" odbranila je na Stomatološkom fakultetu 2008 godine.

Na Klinici za bolesti zuba Stomatološkog fakulteta u Beogradu, Dr Tatjana Savić-Stanković aktivno učestvuje u naučno-istraživačkom radu iz oblasti restaurativne stomatologije, estetske stomatologije (izbeljivanje zuba) i endodontske terapije. Predavač je i instruktor na radionicama i "hands-on" kursevima iz oblasti beljenja zuba. Jedan je od osnivača i učesnika tima stomatološke kliničko-istraživačke mreže u Srbiji "DentalNet" oformljene u Martu 2011. Dr Savić-Stanković je član SLD, Sekcije za endodonciju SLD, Sekcije za bolesti usta i zuba SLD, Udruženja endodontista Srbije i Evropskog udruženja endodontologa (ESE).

Dr Savić-Stanković je na domaćim kongresima stomatologa do sada prezentovala šest radova a na međunarodnim kongresima stomatologa prezentovala je petnaest naučnih radova. Autor je tri rada objavljena u celini i jednog u izvodu u vodećim međunarodnim časopisima (SCI). Publikovala je četiri rada u časopisu nacionalnog značaja i koautor je jedne naučne monografije. Prisustvovala je na više akreditovanih seminara i kongresa iz okvira Kontinuirane edukacije stomatologa. Dr Savić-Stanković je učestvovala kao predavač u devet programa kontinuirane edukacije akreditovane od strane Zdravstvenog saveta Republike Srbije u okviru kojih je održala devetnaest predavanja.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а _____ др Татјана Савић-Станковић

број индекса _____

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

ИСПИТИВАЊЕ ТРИКАЛЦИЈУМ СИЛИКАТНОГ ЦЕМЕНТА (БИОДЕНТИН) У
ФУНКЦИЈИ ДЕНТИНСКОГ ЗАМЕНИКА ИСПОД КОМПОЗИТНИХ ИСПУНА НА
БОЧНИМ ЗУБИМА

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

У Београду, _____

Потпис докторанда



Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора _____ др_Татјана Савић-Станковић_____

Број индекса _____

Студијски програм _____

Наслов рада _____ Испитивање трикалцијум силикатног цемента (Биодентин) у
функцији дентинског заменика испод композитних испуна на бочним зубима_____

Ментор _____ Проф. др Бранислав Караджић_____

Потписани/а _____ др_Татјана Савић-Станковић

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској
верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног
репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског
звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум
одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне
библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

У Београду, _____

Потпис докторанда



Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

ИСПИТИВАЊЕ ТРИКАЛЦИЈУМ СИЛИКАТНОГ ЦЕМЕНТА (БИОДЕНТИН) У ФУНКЦИЈИ ДЕНТИНСКОГ ЗАМЕНИКА ИСПОД КОМПОЗИТНИХ ИСПУНА НА БОЧНИМ ЗУБИМА

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

У Београду, _____

Потпис докторанда