

UNIVERZITET U BEOGRADU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Jovana D. Marjanović

**KARAKTERISTIKE KOMPOZITA I
DENTINSKIH ZAMENIKA OD ZNAČAJA
ZA OPTIČKA SVOJSTVA FINALNE
RESTAURACIJE**

doktorska disertacija

Beograd, 2018

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Jovana D. Marjanović

**CHARACTERISTICS OF DENTAL
COMPOSITES AND DENTIN
RESTORATIVES RELEVANT FOR
OPTICAL PROPERTIES OF THE FINAL
RESTORATION**

doctoral dissertation

Belgrade, 2018

MENTOR

Prof. dr Vesna Miletić, vanredni profesor

Stomatološki Fakultet Univerziteta u Beogradu

KOMISIJA ZA OCENU I ODBRANU ZAVRŠENE DOKTORSKE DISERTACIJE

Prof. dr Ljubomir Petrović, redovni profesor

Katedra za stomatologiju, Medicinski fakultet Univerziteta u Novom Sadu

Doc. dr Violeta Petrović, docent

Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu

Doc. dr Đorđe Veljović, docent

Tehnološko-metalurški fakultet Univerziteta u Beogradu

Dr sci. Marko Nikolić, naučni saradnik

Institut za fiziku Univerziteta u Beogradu

DATUM ODBRANE _____

Veliku zahvalnost dugujem mojoj mentorki, prof. dr Vesni Miletić, koja mi je bila impresivan uzor i inspiracija. Zahvaljujući nesebičnom prenošenju znanja i njenoj izuzetnoj posvećenosti i saradnji, izrada ove doktorske disertacije je bila zadovoljstvo. Veliko hvala na podršci i ukazanom poverenju!

Zahvalna sam predsedniku Komisije, prof. dr Ljubomiru Petroviću sa Katedre za stomatologiju, Medicinskog fakulteta u Novom Sadu, za vredne savete i sugestije u vezi pisanja doktorske disertacije.

Želim da se zahvalim doc. dr Violeti Petrović sa Klinike za bolesti zuba Stomatološkog fakulteta u Beogradu na podršci, pomoći, savetima i prijateljstvu.

Veliku zahvalnost dugujem doc. dr Đorđu Veljoviću sa Tehnološko-metalurškog fakulteta u Beogradu i dr Marku Nikoliću sa Instituta za fiziku u Beogradu na velikoj pomoći tokom realizacije eksperimenata. Čast mi je što sam imala tu priliku da sa njima saradujem.

Hvala dr Branki Trifković sa Klinike za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta u Beogradu koja je pomogla u obezbeđivanju opreme za izvođenje eksperimenata.

Takođe želim posebno da se zahvalim kolegici i prijatelju dr Jovani Stašić koja je doprinela realizaciji dela istraživanja.

Ovu doktorsku disertaciju posvećujem roditeljima. Hvala na bezrezervnoj pomoći, podršci i razumevanju. Hvala što ste bili uz mene, kao i uvek do sad!

KARAKTERISTIKE KOMPOZITA I DENTINSKIH ZAMENIKA OD ZNAČAJA ZA OPTIČKA SVOJSTVA FINALNE RESTAURACIJE

SAŽETAK

Uvod: Estetski zahtevi predstavljaju izazov u restaurativnoj stomatologiji, pre svega zbog kompleksne strukture dentalnog tkiva, mikromorfologije i sastava dentina i gleđi. Dentalni kompozitni materijali odlikuju se izvanrednim estetskim svojstvima, iako se strukturalno znatno razlikuju od zubnih tkiva. Međutim, postizanje optimalnih estetskih rezultata nije uvek jednostavno i zahteva balans više kliničkih faktora.

Predmet ove doktorske disertacije je ispitivanje uticaja dentinskih zamenika, bitno različitih estetskih svojstava od kompozitnih materijala, na optičke karakteristike finalne restauracije. Ispitivani su optički parametri (boja i translucencija) takvih "sendvič" restauracija, uzimajući u obzir vrstu dentinskih zamenika, vrstu, nijansu i debljinu završnog kompozitnog sloja, fluorescencija materijala, zatim inicijalna boja, stabilnost boje i marginalna mikropropustljivost ispuna u preparisanim kavitetima zuba u zavisnosti od materijala za nadoknadu dentina i završni gleđni sloj.

Materijali i metode: Materijali koji su korišćeni kao dentinski zamenici su: trikacijum-silikatni cement (Biodentin, Septodont), inserti eksperimentalnog sintetičkog hidroksiapatita (HAP), kompozitni materijal ojačan staklenim vlaknima (everXPosterior, GC). Kontrolnu grupu su predstavljali univerzalni kompozitni materijali: Filtek Z250 (mikro-hibrid sa Bis-GMA-om, 3M ESPE), Filtek Z550 (nano-hibrid, 3M ESPE), Gradia Direct Posterior (mikro-hibrid bez Bis-GMA-e, GC) u dve različite nijanse A1 i A3. Kod restauracije "bulk-fill" tehnikom korišćeni su nano-hibridni bulk fill kompozitni materijali: Filtek Bulk Fill Posterior (3M ESPE) i TetricEvoCeram Bulk Fill (IvoclarVivadent). U ovom istraživanju korišćeni su adhezivi: Single Bond Universal (3M ESPE), Adhese Universal (Ivoclar Vivadent), GC G-aenial Bond (GC). U prvom delu istraživanja izmereni su optički parametri svih materijala, različitih debljina i nijansi. Uzorci su pravljani u standardizovanim plastičnim kalupima cilindričnog oblika. Merenje je vršeno spektrofotometrom VITA Easyshade Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik). Boja (ΔE , odstupanje od idealno bele) i translucencija (TP) su izračunate prema CIEL*a*b* sistemu. Fluorescencija materijala

upoređivana je sa fluorescencijom humanih zuba (gornji centralni sekutići), a određivana spektrofluorimetrom FluorologSpex. U drugom delu istraživanja ispitivana je boja i stabilnost boje nakon restauracije modifikovanih kaviteta I klase na ekstrahovanim zubima (intaktni humani molari) "sendvič" tehnikom i "bulk-fill" tehnikom. Merenje boje spektrofotometrom vršeno je nakon restauracije i nakon potapanja uzoraka u obojeni medijum (vino). Treći deo istraživanja uključivao je zube restaurisane "sendvič" tehnikom koji su se koristili za merenje mikropropustljivosti metodom pasivnog prodora boje 50% rastvorom srebrno-nitrata. Dobijeni podaci su obrađeni metodama deskriptivne i komparativne statistike u softverskom paketu Minitab 16 (Minitab Inc.).

Rezultati: Nakon polimerizacije konvencionalnih i "bulk-fill" kompozitnih materijala dobijene su veće vrednosti TP, dok se promena boje ogledala u smanjenju vrednosti ΔE , odnosno boja polimerizovanog kompozita je postajala belja. HAP i Biodentin su pokazali najmanje vrednosti TP i visoke vrednosti ΔE , odnosno znatno veće odstupanje od bele boje u poređenju sa kompozitima ($p < 0,05$). TP vrednosti su opadale sa povećanjem debljine uzorka. Nakon slojevitog slaganja TP kontrolnih grupa je opadala sa povećanjem debljine uzorka, nezavisno od nijanse kompozita, dok je ΔE pokazala suprotan trend u odnosu na TP. Nijansa i debljina 'glednog' sloja kompozitnog materijala u kombinaciji sa svim 'dentinskim' materijalima uticale su na ΔE . Najtamniji, odnosno oni sa najvećom vrednošću ΔE , su bili uzorci debljine 2 mm nijanse A3, nezavisno od dentinskog zamenika. Fluorescencija ispitivanih kompozitnih materijala (Filtek Z250-471 nm, Filtek Z550-464 nm, Gradia-456 nm, TetricEvoCeram bulk fill-460 nm, Filtek bulk fill-452 nm) bila je približna fluorescenciji prirodnog zuba (473 nm). Inerti HAP-a i Biodentin nisu pokazali fluorescenciju, dok je EverX Posterior (445 nm) pokazao izrazito slabu fluorescenciju. Optičke karakteristike kombinovanih, "sendvič" ispuna izrađenih od dentinskih zamenika i završnog sloja konvencionalnog kompozita u kavitetima na ekstrahovanim zubima su se značajno menjale nakon stajanja u obojenom medijumu. Boja kompozita u svim grupama, osim grupe (Filtek Z550+HAP), bila je značajno tamnija nakon potapanja u vino ($p < 0,05$). Identifikovane razlike u ΔE su prevazišle klinički prihvatljiv prag od $\Delta E > 2,7$, tj. promene boje su bile uočljive i golim okom. Kod kompozita Filtek Z250 u kombinaciji sa dentinskim zamenicima nije postojala statistički značajna povezanost između materijala i

mikrocurenja ($p=0,1004$), dok je kod Filtek Z550 ($p<0,0001$) i Gradia kompozita ($p=0,0033$) postojala statistički značajna povezanost između grupa i intenziteta mikrocurenja.

Zaključak: Debljina završnog "glednog" sloja kompozita od 2 mm preko materijala za nadoknadu dentina, tzv. dentinskih zamenika sa nepovoljnom estetikom daje estetski komparabilne rezultate sa mono-kompozitnom restauracijom. Debljina kompozitnog materijala je obrnuto proporcionalna sa translucencijom restauracije. U regijama koje zahtevaju visoko-transluentni izgled, male promene u debljini kompozita, više utiču na finalni izgled restauracije od nijanse ili tipa materijala. Fluorescencija ispitivanih konvencionalnih i bulk-fill kompozitnih materijala bila je slična fluorescenciji prirodnog zuba, dok HAP i Biodentin nisu pokazali svojstvo fluorescencije. EverX je pokazao bolji marginalni integritet od ostalih dentinskih zamenika. Dubina mikrocurenja nije zavisila samo od dentinskog zamenika jer su Filtek Z550 i Gradia kontrolne grupe pokazale dublji prodor boje od očekivanog, ukazujući da dentinski zamenici nisu na ovaj način uticali na stabilnost boje kompozita.

KLJUČNE REČI: optička svojstva, kompozitni materijali, translucencija, boja, fluorescencija, Biodentin, kalcijum-silikatni cement, hidroksiapatit, kompozit ojačan vlaknima, EverX Posterior

NAUČNA OBLAST: Stomatološke nauke

UŽA NAUČNA OBLAST: Restaurativna odontologija

UDK broj: 615.46:616.314-74(043.3)

CHARACTERISTICS OF DENTAL COMPOSITES AND DENTIN RESTORATIVES RELEVANT FOR OPTICAL PROPERTIES OF THE FINAL RESTORATION

Abstract

Introduction: High esthetic requirements present a challenge in restorative dentistry due to the complex structure of dental tissues, micromorphology and composition of dentin and enamel. Dental composite material is characterized by its excellent esthetic properties despite significant structural differences from the dental tissues. Nevertheless, optimum esthetic results are not easy to achieve and require balancing several clinical factors.

The aim of this dissertation was to evaluate the effect of dentin restoratives with different optical properties than composite materials on the optical characteristics of the final restorations. This doctoral thesis investigates the optical characteristics (color and translucency) of such combined "sandwich" restorations related to their type, shade and thickness of the final composite layer. Fluorescence properties of materials, initial color and color stability and marginal integrity of combined restorations in prepared cavities in extracted teeth are also investigated in relation to the type of dentin restorative and final 'enamel' layer.

Materials and Methods: The following materials were used as dentin restoratives: tricalcium-silicate cements (Biodentine, Septodont), experimental hydroxyapatite inserts (HAP), fiber-reinforced composite (EverX Posterior, GC). Filtek Z250 (micro-hybrid with Bis-GMA, 3M ESPE), Filtek Z550 (nano-hybrid, 3M ESPE), Gradia Direct (micro-hybrid without Bis-GMA, GC), of A1 or A3 shade, were used as control groups. For bulk-fill restorations nano-hybrid bulk-fill composite materials were used: Filtek Bulk Fill Posterior (3M ESPE) and Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent). Adhesives: Single Bond Universal (3M ESPE), Adhese Universal (Ivoclar Vivadent), GC G-aenial Bond (GC) were used with the respective composites. In the first part of the study, optical parameters of all materials, prepared in different layer thickness and shades were measured. Samples were made in standardized cylindrical plastic molds. Color (ΔE) and translucency (TP) were measured using a spectrophotometer VITA Easyshade® Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik). The color, expressed as the deviation from 'ideal white', and translucency were determined according to the CIEL*a*b* color

system. Fluorescence properties of material were compared to human teeth (upper central incisors) and measured using a spectrophluorimeter Fluorolog Spex. In the second part of the study, initial color and color stability of "sandwich" and "bulk-fill" restorations were examined in cavities in extracted teeth. Color measurements were conducted immediately after restoration and after 48 h in immersion medium (red wine). In the third part of the study, marginal integrity of "sandwich" restorations in extracted teeth was tested using passive dye penetration of 50% solution of silver nitrate. Data were statistically analyzed using descriptive and comparative statistics in the software package Minitab 16 (Minitab Inc.)

Results: After polymerization of universal and bulk-fill composites TP values increased, while ΔE decreased, indicating that the composites became whiter. HAP inserts and Biodentine expressed the lowest TP values and significantly higher ΔE *i.e.* greater deviation from 'ideal white' than composites ($p < 0,05$). TP values decreased in all groups with increasing thickness. As for layered samples, TP values in the control groups decreased with increasing specimen thickness irrespective of the shade. ΔE has shown the opposite trend of TP. Shade and thickness of the 'enamel' layer of composite material in combination with all 'dentin' materials affected ΔE . The highest ΔE values *i.e.* the darkest specimens were 2 mm thick layers of composites A3 shade, irrespective of the underlying dentin restorative. Fluorescence of the tested materials (Filtek Z250-471 nm, Filtek Z550-464 nm, Gradia-456 nm, Tetric EvoCeram bulk fill-460 nm, Filtek bulk fill-452 nm) was similar to the fluorescence of a natural tooth (473 nm). HAP inserts and Biodentine did not show fluorescence, while EverX Posterior (445 nm) showed extremely low fluorescence. Optical characteristics of combined, "sandwich" restorations of composites and dissimilar dentin restoratives in cavities in extracted teeth changed significantly after immersion in the colored medium. In all groups, except (Filtek Z550+HAP), ΔE was significantly darker after immersion in wine ($p < 0,05$). Color changes were noticeable to the naked eye, *i.e.* ΔE exceeded the clinically acceptable threshold of $\Delta E > 2,7$. Filtek Z250 in combination with different dentin restoratives did not show significant relationship between material and microleakage/dye penetration ($p = 0,1004$), while this relationship of material and microleakage/dye penetration was significant for Filtek Z550 ($p < 0,0001$) and Gradia ($p = 0,0033$).

Conclusion: It can be concluded that 2 mm thick layer of composite covering dentin restoratives with unfavorable esthetics provides esthetically comparable results to a conventional, mono-composite control restoration. Composite thickness affects translucency of the restoration in an inverse relationship. In areas requiring high translucency, slight changes in composite thickness, affect the final restoration appearance much more than shade or material type. The fluorescence properties of conventional and bulk-fill composites was similar to fluorescence of natural teeth, while HAP and Biodentine did not showed characteristics of fluorescence. In terms of microleakage, EverX showed better marginal integrity than other dentin restoratives. Microleakage was not associated solely to the dentin restorative materials Filtek Z550 and Gradia Direct control groups showed greater dye penetration than expected, indicating that dentin restoratives did not affect color stability in this way.

KEY WORDS: optical properties, composite, translucency, color, fluorescence, Biodentine, calcium-silicate cement, hydroxyapatite, fiber-reinforced composite, EverX Posterior, hydroxyapatite

SCIENTIFIC FIELD: Dental Sciences

SPECIFIC SCIENTIFIC FIELD: Restorative odontology

UDC number: 615.46:616.314-74(043.3)

Sadržaj

1. UVOD	1
1.1. Interakcija svetlosti i materije	1
1.1.1. Optička svojstva zubnih tkiva	2
1.2. Boja i karakteristike boje.....	4
1.2.1. Određivanje boje u kliničkoj praksi	5
1.3. Kompozitni materijali	5
1.3.1. Sastav i vezivanje	5
1.3.2. Klasifikacija	7
1.3.3. Bulk-fill kompoziti	7
1.3.4. Aplikacija	11
1.3.5. Estetska svojstva kompozita.....	12
1.4. Bioaktivni materijali.....	16
1.4.1. Kalcijum-silikatni cement	16
1.4.2. Hidroksiapatit	18
1.5. Marginalni integritet ispuna	19
2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA.....	23
2.1. Zadaci istraživanja.....	23
2.2. Nulte hipoteze	24
3. MATERIJAL I METOD	25
3.1. Određivanje optičkih karakteristika materijala i njihovih kombinacija	29
3.1.1. Određivanje boje i translucencije.....	29
3.1.1.1. Određivanje boje i translucencije individualnih 'dentinskih' i 'glednih' slojeva ..	32
3.1.1.2. Određivanje boje i translucencije nakon slojevitog slaganja materijala	33
3.1.2. Merenje fluorescencije	34
3.2. Određivanje optičkih karakteristika ispuna u kavitetima na ekstrahovanim zubima ..	36
3.2.1. Restauracije "sendvič" tehnikom.....	36
3.2.2. Restauracije "bulk fill" tehnikom.....	41
3.3. Određivanje marginalnog integriteta ispuna u kavitetima na ekstrahovanim zubima.	42
3.4. Statistička analiza.....	44
4. REZULTATI.....	45
4.1. Boja i translucencija individualnih slojeva materijala.....	45

4.2.	Boja i translucencija nakon slojevitog slaganja materijala.....	53
4.3.	Fluorescencija	59
4.4.	Boja i translucencija ispuna u kavitetima na ekstrahovanim zubima.....	64
4.4.1.	Restauracije "sendvič" tehnikom.....	64
4.4.2.	Restauracije "bulk fill" tehnikom	67
4.5.	Mikropropustljivost.....	69
5.	DISKUSIJA.....	73
5.1.	Metodologija	73
5.2.	Boja i translucencija individualnih slojeva materijala.....	74
5.3.	Fluorescencija	79
5.4.	Boja i translucencija kombinovanih slojeva materijala.....	82
5.5.	Boja i stabilnost boje ispuna u kavitetima na ekstrahovanim zubima	84
5.6.	Marginalni integritet ispuna	86
6.	ZAKLJUČAK	89
7.	LITERATURA.....	91
8.	BIOGRAFIJA.....	107

1. UVOD

1.1. Interakcija svetlosti i materije

Svetlost obuhvata talasne dužine od 380 nm do 750 nm i predstavlja jedini deo elektromagnetnog zračenja vidljiv golim okom. U ovom opsegu talasnih dužina mogu se razlikovati ljubičasta (380-450 nm), plava (450-495 nm), zelena (495-570 nm), žuta (570-590 nm), narandžasta (590-620 nm) i crvena (620-750 nm) svetlost.

Pri prolasku svetlosti kroz neku optičku sredinu deo svetlosti može biti apsorbovan, deo će proći kroz samu sredinu (transmisija svetlosti), dok će preostali deo svetlosti biti reflektovan sa graničnih površina. Refleksija može biti spekularna i difuzna. Kada je površina objekta neravna dolazi do difuzne refleksije odnosno reflektovanja svetlosnih zrakova u različitim pravcima zbog različitih uglova pod kojima svetlost pada na neravnu (hrapavu) površinu. Spekularna refleksija ili prava se odnosi na refleksiju objekta ravne površine kada je ugao upadnog zraka jednak uglu reflektovanog zraka. Koji deo svetlosti će biti reflektovan, a koji refraktovan, u drugu sredinu, zavisi od prirode sredine, upadnog ugla i talasne dužine svetlosti.

Prelamanje ili refrakcija svetlosti je promena pravca kretanja svetlosti (ili neke druge vrste talasa) usled promene brzine svetlosti (talasa). Do prelamanja talasa, odnosno promene pravca kretanja, dolazi pri prolasku svetlosnih zraka iz jedne optičke sredine u drugu. Pri prolasku svetlosnog zraka menja se brzina i talasna dužina a samim tim i pravac prostiranja. Tada možemo reći da se talas prelomio na graničnoj površini optičkih sredina. Indeks prelamanja svetlosti ili refraktivni indeks je odnos između brzine prolaska svetlosti kroz vakuum i konkretnog medijuma. Kada se prelomni indeksi svetla u vakuumu i medijumu podudaraju za medijum (materijal) se može reći da je transparentan, dok u slučaju različitih indeksa materijal ima translucetne ili opakne karakteristike [1]. Prelamanje svetlosti pri prolasku iz jedne optičke sredinu u drugu može biti od normale i ka normali. Svetlosni zrak koji prelazi iz optički ređe u gušću sredinu (veći indeks prelamanja) se prelama ka normali, odnosno prelomni ugao je manji od upadnog ugla. Suprotno, iz optički gušće sredine u optički ređu sredinu svetlosni zrak se prelama od normale, odnosno prelomni ugao je veći od upadnog ugla.

Indeks prelamanja zavisi od talasne dužine tj. boje svetlosti, svetlost različitih boja se prelama pod različitim uglom. Ova pojava se naziva disperzijom svetlosti i koristi se za razlaganje bele svetlosti na boje (dobijanje spektra).

Sposobnost materijala da propušta svetlosne zrake predstavlja transmisiju, a u zavisnosti od karakteristike transmisije definiše se kao transparentan, translucentan ili opakni. Opakni materijal apsorbuje i/ili reflektuje svetlost, ali nema sposobnost transmisije. Transparentan materijal dozvoljava transmisiju svetlosti, ali bez promene pravca izlaznog snopa, dok u translucentnom materijalu svetlost menja pravac tokom transmisije. Tako se objekat posmatranja koji se nalazi iza transparentnog materijala vidi jasno, iza translucentnog izgleda zamučeno, dok se iza opaknog objekat ne vidi.

1.1.1. Optička svojstva zubnih tkiva

U interakciji zubnih tkiva i svetlosti, kao i restaurativnih materijala i svetlosti, dolazi do refleksije (odbijanja), apsorpcije (upijanja), difuzije (rasipanja) i transmisije (propuštanja) svetlosti. Kada su u pitanju kompozitni materijali, svetlost prolazi kroz optički nehomogenu sredinu koju čine organski monomeri i neorganski punioci. Na prelazu iz jedne faze u drugu svetlost se delom reflektuje, a delom difuzno rasipa u različitim pravcima i predstavlja difuznu transmisiju širokog spektra. Kada je kompozit u zuba svetlost se reflektuje i o površinu kaviteta i ponovo prolazi kroz kompozit [2].

Optička svojstva zubnih tkiva su boja, opalescencija, fluorescencija i translucencija. O boji će biti više reči u poglavlju 1.2. Boja i karakteristike boje.

Boja koju naše oko vidi zavisi od tri glavna parametra: 1) spektra izvora svetlosti, 2) refleksionog spektra predmeta i 3) spektralne osetljivosti oka. Pored refleksionog spektra svetlosti sa uzorka (predmeta), na boju može uticati i UV zračenje izvora, koje daje još jedan doprinos boji zuba. UV zračenje dovodi do pojave luminescencije, odnosno dodatne emitovane svetlosti u vidljivom delu spektra. Luminescentna emitovana svetlost zajedno sa reflektovanom svetlošću sa uzorka daje u zbiru konačnu boju zuba. Opalescencija je svojstvo objekta da pri prolasku svetlosti ima plavkastu boju u odbijenoj, a žućkasto-crvenkastu u propuštenoj svetlosti, poput dragog kamena opala, po čemu je i svojstvo dobilo ime. Luminescencija je emisija elektromagnetnog zračenja, mahom vidljive svetlosti, koje sledi posle prethodne apsorpcije energije.

Apsorbovana energija se emituje u obliku svetlosti većih talasnih dužina tj. manjih energija nego sama apsorbovana svetlost. Ova pojava predstavlja fotoluminescenciju, koju izaziva elektromagnetno zračenje. Prema vremenu provedenom u pobuđenom stanju, odnosno vremenu od momenta pobuđivanja do momenta emisije svetlosti, deli se na fluorescenciju i fosforescenciju. Fluorescencija traje koliko traje i samo osvetljavanje odnosno ozračivanje predmeta, dok fosforescencija traje duže tj. nakon prestanka dejstva elektromagnetnog zračenja [3]. Fluorescencija je svojstvo objekta da emituje elektromagnetno zračenje veće talasne dužine od upadnog zračenja, pa ovaj fenomen naročito dolazi do izražaja prilikom interakcije fluorescentne materije i UV zračenja jer se emituje svetlost iz vidljivog dela spektra. Fluorescencija zuba potiče od dentina (zbog veće količine aminokiselina kao što je triptofan u kolagenu) [4,5]. Prirodni zubi imaju svojstvo fluorescencije koja se manifestuje plavo-ljubičastim spektrom vidljive svetlosti pod UV zracima. UV svetlo se absorbuje, a plavo-ljubičasto emituje [6].

Translucencija kod prirodnih zuba varira od zuba do zuba, kao i od regije npr. incizalna i cervikalna [1,7]. Gled i dentin, kao odvojene celine, zbog svog sastava pokazuju različite proseke prolaska svetlosti kroz gled (70,1%), i dentin (52,6%) [8]. Gledne prizme koje čine bazu gleđi orijentisane su pod pravim uglom od površine dentina, dok su kod cervikalne regije prizme apikalno orijentisane, a kod incizalne skoro vertikalno. Zbog promene orijentacije glednih prizmi menja se i količina propuštene svetlosti, što utiče i na translucenciju gleđi [9]. Karakteristični raspored glednih prizmi i dentinskih tubula, kao i organske komponente, koja je u različitim količinama prisutna u gleđi i dentinu, daju različite optičke karakteristike ovih tkiva [10]. Gled se sastoji od kristala hidroksiapatita i organskih pigmenata kod kojih dolazi do reflektovanja i propuštanja svetlosti. Dentinski tubuli različitog prečnika, zbijenost i oblik slova "S" utiču na pojam prostora sa gustom i proređenom mineralizacijom što dovodi do rasejavanja svetlosti i nehomogene refleksije [1]. Osim toga, optička svojstva, kao što su translucencija i boja, u različitim delovima prirodnog zuba pokazuju znatne razlike [11]. Zbog opaciteta dentina i neprolaska svetlosti, svetlost se delom apsorbuje, a delom reflektuje kroz translucentnu gleđ [1]. Zbog translucencije gleđi, a opaciteta dentina boja zuba je uglavnom određena bojom dentina. Anizotropna i polihromatska priroda dentalnog tkiva utiče na izbor restaurativnih materijala [10].

1.2. Boja i karakteristike boje

Boja je psihofizički doživljaj indukovan ekscitacijom fotosenzitivnih receptora u oku usled interakcije sa svetlosnim signalom odbijenim od površine nekog objekta. Boja je subjektivan doživljaj, odnosno u zavisnosti od intenziteta svetlosti i prirode svetlosnog izvora, određeni predmet može biti različite boje. Boja predmeta je određena onom talasnom dužinom koja ima najveći intenzitet pada na površinu zenice oka iz pravca posmatranog predmeta.

Pri malom intenzitetu svetlosti osetljivost oka na crveni deo spektra jako opada, a na plavi deo raste. Objekat je beo u slučaju refleksije svetlosti svih talasnih dužina, a crn ukoliko apsorbuje svetlosti svih talasnih dužina [1].

Boje se mogu podeliti na hromatske i ahromatske boje. Ahromatske boje su bela, crna i siva između njih, i one kao takve nemaju nijanse i zasićenost. Hromatske boje su sve druge boje osim pomenutih ahromatskih ('color'). Boja se bliže opisuje tonom, svetlinom i zasićenošću [1]. Ton (hue) boje predstavlja osnovnu boju koja podrazumeva sam naziv boje. Svetlina (value) ili sjajnost predstavlja osvetljenost, pa s toga boja može biti svetlija ili tamnija. Zasićenost (chroma) je kolorimetrijska veličina koja određuje stepen zasićenosti neke boje u odnosu na belu boju. Svetlina i zasićenost su subjektivni osećaji.

Prema CIEL*a*b* sistemu, boja se iskazuje kroz tri parametra i to L* (svetlina), a* (crvena-zelena) i b* (žuta-plava) [12,13]. Parametar L* je ahromatski sa vrednostima od 0 do 100 (0=crna, 100=bela), dok su a* i b* parametri (koordinate) hromatske sa pozitivnim i negativnim vrednostima. Pozitivan parametar a* (+a) označava crvenu, a negativan (-a) zelenu boju, dok pozitivan parametar b* (+b) označava žutu, a negativan (-b) plavu boju. Razlike u boji, odnosno promena boje, se iskazuju kao ΔE i pokazuju koliko se svaki od pomenutih parametara razlikuje između posmatranih objekata (materijala, zubnih tkiva) ili menja kao posledica starenja ili kliničkih procedura. ΔE predstavlja kombinaciju promena u svakom od ovih parametara (L*a*b*) formirajući jednu jedinstvenu vrednost [12]. Kao prag klinički uočljive vrednosti promene boje ranije je navedeno $\Delta E \leq 3,3$ [14], mada su novija istraživanja ukazala na niži prag kliničke prihvatljivosti i to $\Delta E \leq 2,7$ [15].

Pored CIEL*a*b* sistema, drugi sistem za određivanje boje preporučen od strane Međunarodne komisije (International Commission on Illumination) je CIEDE2000. Ovi sistemi se razlikuju matematički, ali se mogu povezati. CIEL*a*b* i CIEDE2000 formule se još uvek upoređuju u mnogim istraživanjima, što ne isključuje primenu jednog ili drugog [16-18].

1.2.1. Određivanje boje u kliničkoj praksi

Određivanje boje zuba i stomatoloških materijala u kliničkoj praksi se rutinski obavlja pomoću tzv. ključeva boje, od kojih su najpoznatiji Vita i Vita 3D Master. Koncepti organizacije ključeva boja su dvojaki: koncept koji koristi jedan dominantni parametar, najčešće je u pitanju osnovna boja (hue) i koncept na osnovu tri parametra boje (osnovna boja, svetlina i zasićenost boje). Koncept ključa boje koji određuje boju zuba na osnovu tri parametra je zasnovan na principima kolorimetrijske klasifikacije.

U cilju preciznijeg određivanja nijanse pri restauraciji zuba koristi se i instrumentalno određivanje boje, a u te svrhe se koriste spektrofotometri i kolorimetri, digitalne kamere, kao i softverski sistemi koji koriste digitalnu fotografiju visoke rezolucije [6]. U istraživanjima su korišćeni različiti instrumenti kao što su Spectro shade [19], CM 3600d [20,21], Color Eye [22-25], Vita Easyshade [26-28].

1.3. Kompozitni materijali

1.3.1. Sastav i vezivanje

Kompozitni materijali se sastoje od organskog dela (polimerni matriks), neorganskog dela (punioci) i silanizirajućeg agensa (lepak) [29]. Organski deo kompozita čine monomeri (smole), a osnovni, najstariji i najčešće korišćeni umreživački monomer u kompozitnim materijalima je Bis-GMA (Bisfenol-A-glicidil-dimetakrilat) ili Bowenova smola, koja se zbog visoke viskoznosti meša sa TEGDMA (Trietilen-glikol-dimetakrilat) i UDMA (Uretan-dimetakrilat) ili nekim drugim monomerima, naročito onim koji predstavljaju modifikaciju UDMA. Smole čine 20% do 50% kompozitnog materijala.

Neorganski deo ili punioci su fine čestice praha koje poboljšavaju fizičko-mehaničke karakteristike materijala i to su kvarc, koloidni silicijum-dioksid, bor-silikatno staklo,

barijum-alumino-silikati, stroncijum, litijum, cirkonijum [30]. Čestice praha su različitog oblika i dimenzija, sferne ili iregularne, mikrometarskih (1-50 μm), submikronskih (0,1-1 μm) i nanometarskih dimenzija (5-100 nm). Procenat punilaca u kompozitnim materijalima je između 50% i 80%.

Silanizirajući agens ili lepak bolje povezuje punioce i smolu u kompozitnom materijalu, formirajući hemijsku vezu sa monomerima sa jedne strane i puniocima sa druge strane. Procenat silana u kompozitnim materijalima je između 1 i 5%.

Kompozitni materijali u svom sastavu sadrže i stabilizatore boje, inhibitore i inicijatore, rendgenski kontrastna sredstva i dr. [30]. Kako je procenat ovih sastojaka veoma mali, često manji od 0,1%, to ih proizvođači često ni ne navode konkretno u sastavu materijala.

Polimerizacija je reakcija vezivanja kompozitnih materijala tokom koje dolazi do njihovog očvršćavanja. Polimerizacija se odvija kroz tri faze: inicijacija, propagacija i terminacija. U prvoj fazi se pobuđuju molekuli inicijatora i koinicijatora stvarajući slobodne radikale. Slobodni radikali reaguju sa prvim monomerima smole koji postaju slobodni radikali, koji dalje reaguju sa drugim monomerima stvarajući polimerne lance preko dvogubih C=C veza. Zatim se dvostruke veze konvertuju u jednogube kovalentne C-C veze koje omogućavaju vezu dva molekula monomera. Stepem konverzije predstavlja procenat dvogubih C=C veza monomera koji se konvertuje u jednogube C-C veze u polimeru tokom polimerizacije. Ovo se dešava u fazi propagacije. U polimerizovanom kompozitu ne dolazi do konverzije svih dvogubih veza. U završnoj fazi polimerizacije dolazi do međusobne reakcije slobodnih radikala.

Svetlosno-polimerizujući kompoziti, kompoziti čija je polimerizacija inicirana elektromagnetnim zračenjem vidljivog dela spektra (plave svetlosti) [31], talasnih dužina od 450 nm i 495 nm, odvija se zahvaljujući pobuđivanju molekula inicijatora i koinicijatora koji stupaju u međusobnu reakciju i na taj način započinju polimerizaciju [29]. Najčešće korišćeni fotoinicijator je kamforhinon [32,33] koji predstavlja jedinjenje žute boje, tako da velike količine kamforhinona u kompozitnim materijalima, mogu dovesti do neželjene žute boje, i nepovoljnih estetskih karakteristika finalne restauracije

[34,35]. Na boju i optička svojstva kompozita utiče sastav same kompozitne smole, punioci, njihova veličina i raspored, kao i pigmenti i drugi aditivi [36].

1.3.2. Klasifikacija

Podela kompozitnih materijala je prvobitno bila zasnovana na veličini čestica punilaca, odnosno hemijskom sastavu kompozita [37], dok je danas smanjenjem veličine čestica i poboljšanjem samih karakteristika punilaca, prihvaćena podela na:

- kompozite sa makropuniocima ili tradicionalni kompoziti (dobra mehanička, ali loša estetska svojstva, zbog teškog poliranja). Veličina čestica punilaca je 10-50 μm .
- kompozite sa mikropuniocima (bolja estetska, ali slabija mehanička svojstva od kompozita sa makropuniocima). Veličina čestica punilaca je 40-50 nm.
- kompozite sa hibridnim puniocima (kombinacija kompozita sa makro- i mikropuniocima). Ovom kombinacijom omogućena su dobra mehanička svojstva kompozita sa makropuniocima i dobra estetska svojstva kompozita sa mikropuniocima. Hibridni kompoziti se mogu podeliti na: kompozite sa midipuniocima (čestice dimenzija 1-10 μm i 40 nm), kompozite sa minipuniocima (čestice dimenzija 0,6-1 μm i 40 nm) i kompozite sa nanopuniocima (0,1-100 nm). Mikrohibridni kompoziti su kompoziti sa minipuniocima. Nanohibridni kompoziti sadrže veći procenat punilaca nanometarskih dimenzija i manji procenat punilaca do veličine oko 1 μm [29]. Nanokompoziti sadrže čestice punilaca dimenzija od 0,1 do 100 nm [38].

1.3.3. Bulk-fill kompoziti

Primena kompozitnih materijala za restauraciju kaviteta na bočnim zubima se intenzivirala poslednjih godina [39]. Najnovije tehnologije kompozitnih materijala su omogućile skraćivanje radnog vremena i postavljanje jednog sloja u debljini do 4-5 mm [40-45]. Kaviteti dubine do 4-5 mm mogu se restaurirati u jednom sloju ("bulk" tehnika aplikacije). Ova klasa materijala tzv. bulk-fill kompozitni materijali, obuhvataju kako tečne, tako i visokoviskozne paste [40,46,47].

Jedan od prvih bulk-fill kompozita koji se pojavio je bio SureFil SDR Flow (Dentsply). U Evropi ovaj kompozit se pojavljuje 2011. godine kao SDR – Smart Dentin

Replacement. SDR kompozitna smola sadrži veću količinu monomera na bazi TEGDMA, zbog čega je i uslovljena niska viskoznost ovog materijala [48]. SDR je kompatibilan sa svim kompozitima i adhezivnim sistemima koji su na bazi metakrilata [49].

Po pravilu, kod tečnih bulk-fill kompozita potreban je završni sloj kompozitnog materijala, a to mogu biti konvencionalni metakrilatni kompozitni materijali. Modul elastičnosti i tvrdoće ovih materijala je niži u odnosu na mikrohibridne ili nanohibridne kompozite, pa se zato preko njih postavljaju konvencionalni kompoziti [50]. Pastozni bulk-fill kompoziti se mogu koristiti za restauraciju celog kaviteta, ali i kao završni sloj preko tečnih bulk-fill kompozita.

Prema podacima iz literature polimerizacija bulk-fill kompozita u preporučenoj debljini sloja (4-5 mm) je potvrđena različitim merenjima mikrotvrdoće [40,43,51] i stepena konverzije [43,52]. Bulk-fill kompoziti kao fotoinicijator sadrže kamforhinon kao i konvencionalni kompozitni materijali, osim Tetric EvoCeram Bulk Fill koji sadrži i Ivocerin, kao dodatni inicijator koji skraćuje vreme polimerizacije. Ivocerin je derivat benzoil-germanijuma i poseduje apsorpcioni spektar sličan kamforhinonu. Ivocerin ima prednost zbog toga što u manjoj količini inicira polimerizaciju bulk-fill kompozita i na taj način se može sprečiti uticaj njegove žute boje na finalnu boju restauracije [53]. Zbog veće apsorpcije vidljive svetlosti, Ivocerin poseduje veću polimerizacionu aktivnost [54]. Promene u odnosu na konvencionalne kompozitne materijale se ogledaju u povećanju dubine polimerizacije, koja je najverovatnije posledica povećane translucencije materijala u odnosu na konvencionalne kompozitne materijale, promena u hemijskom sastavu i kompozicije punilaca kao i fotoinicijatora [55].

Miletic i saradnici (2016) su ispitivali korelaciju stepena konverzije sa tvrdoćom po Vickers-u i odnos translucencije i dubine prosvetljavanja. U istraživanju je korišćeno 5 bulk-fill kompozita: Tetric EvoCeram Bulk Fill, SonicFill, SDR Smart Dentin Replacement, Xenius base (danas EverX Posterior), Filtek Bulk Fill flowable i Tetric EvoCeram kao kontrolni kompozit. Za aplikovanje bulk-fill kompozita ne preporučuje se debljina veća od 6 mm. Za polimerizaciju tečnih bulk-fill kompozitna bilo je dovoljno vreme od 10 sekundi LED lampom visokog intenziteta. Preporučeno je da za

optimalnu polimerizaciju pastoznih bulk-fill kompozita vreme prosvetljavanja treba produžiti na 20 sekundi [56].

Tarle i saradnici (2015) su ispitivali uticaj vremena polimerizacije (10, 20 i 30 sekundi) na stepen konverzije i mikrotvrdoću bulk-fill kompozita (Tetric EvoCeram Bulk Fill, extra fil, QuixFil, SonicFill) u poređenju sa nanohibridnim kompozitom (Tetric EvoCeram). Bulk-fill kompoziti su pokazali veću mikrotvrdoću i stepen konverzije u odnosu na nanohibridni kompozit. Pokazali su da produženo vreme polimerizacije povećava stepen konverzije i mikrotvrdoću, pogotovo u dubljim slojevima, kao i da vreme polimerizacije ispitivanih materijala ne bi trebalo da bude kraće od 30 sekundi, bez obzira na uputstvo proizvođača [57].

Dosadašnja istraživanja bulk-fill kompozita su za cilj imala ispitivanje prvenstveno mehaničkih svojstava ovih materijala, imajući u vidu da su indikovani za bočne zube [44]. Mehanička svojstva većine bulk-fill kompozita su se pokazala lošijim u poređenju sa nanohibridnim kompozitima [47]. Tečni bulk-fill kompozitni materijali su smanjene viskoznosti [21], manjeg modula elastičnosti kao i manjeg sadržaja punilaca u odnosu na hibridne kompozite [58]. Povećanje modula elastičnosti, otpornosti na savijanje kao i veća kompresivna tvrdoća postignuta je dodavanjem staklenih mikrovlakana nasumično orijentisanih u bulk-fill kompozitni materijal (EverX Posterior) [44,59]. Sama orijentacija staklenih vlakana kao i njihova dužina [44] utiču na polimerizacionu kontrakciju [60].

Sampath i saradnici (2008) su ispitivali promenu boje i svetlosnu propustljivost kompozita ojačanih staklenim vlaknima (Insta FRC) i konvencionalnih kompozita (DPI Curex, nijanse A1). Staklena vlakna u kompozitnom materijalu smanjuju količinu propuštene svetlosti, tako da izgledaju tamnije u odnosu na konvencionalni kompozit (mikrohibridni). Smanjene vrednosti L^* parametra kod kompozita ojačanih staklenim vlaknima bi se mogli objasniti manjom količinom reflektovanog svetla koje se zbog prisustva vlakana rasipa ili apsorbuje. U kliničkim uslovima je potrebno postaviti sloj konvencionalnog kompozitnog materijala preko kompozita ojačanog staklenim vlaknima u zavisnosti od restauracije, kako bi se izbegao efekat rasipanja svetlosnih zraka u kontaktu sa staklenim vlaknima [61]. Garoushi i saradnici su na osnovu testa mikropropustljivosti i opterećenja, istakli da je osnova sa kratkim staklenim vlaknima

(XENIUS base/EverX Posterior) i površinski sloj konvencionalnog kompozita preko njega najbolja kombinacija [62]. Isti autori su pokazali da kompozit sa kratkim staklenim vlaknima (EverX Posterior) ima bolja fizička svojstva (dubinu polimerizacije, modul elastičnosti, žilavost i manju kontrakciju) od drugih hibridnih i bulk-fill kompozita [44]. Zbog modifikacije u sadržaju punilaca kao i organskog matriksa, bulk-fill kompoziti pokazuju sličnu kontrakciju nakon polimerizacije u poređenju sa konvencionalnim kompozitima.

Van Dijken i saradnici su u trogodišnjoj kliničkoj studiji pokazali da je "bulk-filling" tehnika imala klinički prihvatljive rezultate u odnosu na tehniku slojevitog slaganja konvencionalnog kompozita [63].

Iako trenutno u stomatološkoj praksi postoji više tečnih bulk-fill kompozita, očigledna je tendencija dentalne industrije da unapredi ove materijale u pravcu pastoznih oblika jer se oni mogu koristiti za restauraciju kaviteta u celosti. Zbog lošijih mehaničkih osobina tečnih bulk-fill kompozita, neophodno je prekrivanje sa visoko-viskoznom kompozitom u sloju debljine od bar 2 mm [55]. Međutim, u slučajevima restauracije kaviteta pastoznim bulk-fill kompozitima zaobilazi se slojevito slaganje kompozitnih materijala. Zbog toga optička i estetska svojstva materijala moraju biti takva da se sa samo jednom nijansom materijala dobijaju komparabilni rezultati kao i prilikom tehnike slaganja boja konvencionalnim kompozitima.

U literaturi postoji vrlo malo podataka o estetskim karakteristikama bulk-fill kompozita [27,64]. S obzirom da je kod bulk-fill kompozita povećana dubina polimerizacije, zbog visoke transmisije svetla očekivano je i veća translucencija materijala [21,55,65,66] ali ona opada sa povećanjem debljine materijala [21,65]. Stabilnost boje finalne restauracije utiče i na njenu dugotrajnost i kliničku stabilnost, pa u slučaju promene dolazi do nezadovoljstva pacijenata i potrebna je delimična ili totalna zamena restauracije [67].

Slično kao i konvencionalni, i bulk-fill kompoziti pokazuju promene boje pre i posle polimerizacije i nakon potapanja u različite medijume. U nedavnom istraživanju Barutcgila i saradnika promena boje bulk-fill kompozita je bila izrazita nakon izlaganja crvenom vinu i kafi [68].

1.3.4. Aplikacija

Tehnika slaganja kompozita ili tzv. "slojevita tehnika" predstavlja standardnu tehniku aplikacije kompozita kada dubina kaviteta premašuje maksimalno preporučenu debljinu sloja kompozita. Preporučena debljina kompozita je ona debljina sloja materijala kod koje se postiže maksimalno moguća polimerizacija za date uslove koja je pritom ravnomerna celom debljinom sloja kompozita. Drugi faktor od značaja kod slojevite tehnike slaganja kompozita je smanjenje polimerizacione kontrakcije [29]. Povećavanjem broja slojeva obezbeđuje optimalna geometrija, koja povećava broj "slobodnih" površina [69]. Osim toga, slojevitim slaganjem boja postiže se podudarnost optičkih karakteristika materijala i zubnih tkiva [10,19,28].

Lee i saradnici (2004) su pokazali da je finalna boja restauracije određena kombinacijom optičkih karakteristika zasebnih slojeva. Optičke karakteristike gleđnog sloja su imale veći uticaj na boju restauracije od optičkih karakteristika sloja ispod gleđnog. Tehnikom slojevitog slaganja materijala, materijali veće translucencije se postavljaju preko opaknih kompozitnih slojeva u nastojanju stvaranja dubine unutar restauracije i smanjivanju boje koja dolazi samo sa površine restauracije [70].

Khashayar i saradnici (2014) su pokazali da koncept slojevitog slaganja boja može biti dvojak: (A) dentinski i gleđni sloj iste nijanse a različite translucencije i (B) dentinski i gleđni slojevi različite nijanse, s tim što je gleđna nijansa uvek univerzalna i visoko translucetna [19]. Optičke karakteristike, kao što su translucencija, hroma i svetlina mogu varirati u zavisnosti od debljine materijala i na taj način uticati na finalnu boju restauracije [1,28,71]. Različiti slojevi zajedno daju određenu boju koja je kombinacija optičkih karakteristika svakog sloja posebno, a ne samo završnog sloja [70]. U literaturi nema dovoljno informacija o odnosu debljine slojeva i optičkih svojstava kompozitnih materijala [70,72-74]. Ističe se nedostatak informacija o finalnoj boji restauracije nakon slojevite tehnike posle slaganja različitih nijansi.

Friebel i saradnici (2012) su ispitivali optičke karakteristike kod kompozitnih materijala (Artemis i Herculite XRV) kombinovanjem dentinskih i gleđnih nijansi tehnikom slojevitog slaganja kompozita. Korišćene su 4 nijasne (A2, A3, A3,5, A4) dok je ukupna debljina uzoraka iznosila 1,5 mm. Razlike u boji su bile veće, što je gleđni sloj bio tanji.

Uzorci čistog 'dentina', kao i oni sa najtanjim 'glednim' slojem su bili tamniji, sa parametrima koji su bili pomereni zelenoj i plavoj zoni CIEL*a*b* koordinatnog sistema. Na kompletan utisak boje restauracije uticala je debljina 'glednog' sloja, ukoliko je isti bio tanji od anatomske debljine gleđi samog zuba [75].

U istraživanju rađenom sa Filtek Supreme i Gradia Direct ispitivan je efekat glednog sloja različite debljine na finalnu boju restauracije nakon slojevitog slaganja. Kamishima i saradnici (2006) su pokazali da kod Filtek Supreme nije bilo većeg uticaja debljine dentinskog sloja na gleđni, dok je kod Gradia-e Direct postojala promena boje u odnosu na debljinu glednog sloja [76].

Primenom slojevite tehnike postiže se hemijska veza između slojeva. Donji polimerizovani sloj poseduje izvesnu količinu neizreagovanih metakrilnih grupa u samom polimeru ili u vidu slobodnih monomera zarobljenih u polimernom matriksu. Ove grupe se kopolimerizuju sa metakrilnim grupama nepolimerizovanog gornjeg sloja tokom reakcije polimerizacije [2].

1.3.5. Estetska svojstva kompozita

Estetski zahtevi predstavljaju izazov u restaurativnoj stomatologiji, pre svega zbog kompleksne strukture dentalnog tkiva, mikromorfologije i različite molekularne strukture dentina i gleđi [1]. Dentalni kompozitni materijali su najčešće korišćeni materijali u restaurativnoj stomatologiji, sličnih optičkih karakteristika kao i prirodni zubi, i pored toga što se razlikuju od prirodnih zubnih tkiva kako po molekularnom sastavu tako i po strukturi. Bitno je odabrati pravu nijansu i poznavati optička svojstva i zuba i materijala kako bi se dobila finalna restauracija koja zadovoljava estetske zahteve, kako pacijenata, tako i kliničara [1,20,28,71].

Lee Wook i saradnici (2014) ispitivali su efekte obojenih rastvora (voda, kafa, sok od grožđa) na stabilnost boje kompozita. U istraživanju su ispitivali četiri nijanse (A2, A3, B1, B2) mikrohibridnog kompozita Filtek Z350. Stabilnost boje se razlikovala u zavisnosti od nijanse i rastvora. Najveće promene boje su uočene za nijansu B1 i nakon stajanja uzoraka u kafi. Promene su bile vidljive i klinički neprihvatljive [20].

Yong K Lee i saradnici (2006) su ispitivali promenu opalescencije, fluorescencije i translucencije kod ubrzanog starenja kompozitnih materijala (Esthet X, Filtek Supreme,

ICE, Palfique Estelite, Estelite Sigma, Tetric Ceram, TPH Spectrum) nijanse A2. Nakon ubrzanog starenja uzoraka opalescencija se nije menjala, fluorescencija nije detektovana, a translucencija se značajno promenila tj. uzorci su bili manje transludentni [23].

U kliničkoj praksi izbor nijanse nije uvek jednostavan, s obzirom da se boja kompozitnog materijala menja nakon polimerizacije, kao što je već pomenuto [12,22,26,77]. Nakon polimerizacije kompozita dolazi do promene optičkih karakteristika materijala, a promene koje se javljaju zavise od karakteristika materijala, kao i od talasnih dužina svetlosti [22,78]. Na promenu boje nakon polimerizacije utiče vreme polimerizacije, kao i nijansa samog kompozita, što je kompozit svetliji promene su veće. Nakon polimerizacije boja postaje svetlija dok se translucencija povećava [79].

Sabatini i saradnici (2012) su procenjivali boju 10 komercijalnih kompozitnih materijala (Ceram X duo, Filtek Supreme, Four Season, Tetric EvoCeram, Point 4, Premise, Venus, Gradia Direct, Vit-I-Esence, Artiste) nakon polimerizacije, nakon 24h i posle mesec dana, kao i efekte nijanse (A3/bleach- gledna nijansa) i debljine (1 mm i 3 mm) na promenu boje. Najizrazitije promene boje bile su nakon polimerizacije ali su brend, nijansa i debljina uzoraka bili dodatni faktori od značaja za promenu boje. Odmah nakon polimerizacije kompozitni materijali su bili tamniji i manje žuti, dok su nakon 24h od polimerizacije kompozitni materijali postajali svetliji. Nakon mesec dana promene boje su bile zanemarljive što ukazuje da se boja kompozita stabilizuje [12].

U istraživanju Celika i saradnika (2011) ispitivana je promena boje i parametara boje u odnosu na tip i brend kompozita. Korišćena je A2 nijansa različitih tipova i brendova kompozitnih materijala. Promena boje je ispitivana nakon polimerizacije, kao i posle čuvanja uzoraka u vodi u trajanju od mesec dana. Pokazano je da dolazi do promene boje nakon polimerizacije kod svih kompozita nezavisno od brenda i tipa kompozita. Klinički prihvatljiva promena boje uočena je nakon mesec dana kod većine kompozita, osim kod ClearFil Majesty Esthetics (nanohibrid) i Gradia Direct (mikrohibrid) [26].

Promene u boji se dovode u vezu sa promenama u svetlini i hromi, sa sličnim uticajem [1]. Optičke karakteristike kompozitnih materijala nisu samo pod uticajem samog

sastava (smola i punioci), već i drugi faktori mogu da prouzrokuju promenu boje, kao što su dehidratacija, hemijska degradacija, mikropropuštanja, slabe veze, hrapava površina [25].

Ryan i saradnici (2010) su ispitivali 39 restaurativnih materijala različitih karakteristika brenda: gleđni, body ili univerzalni, dentin i/ili opakni kompozitni materijal (u zavisnosti od proizvođača) i to u 2 nijanse, A2 i B2 a u slučaju da nisu postojale korišćene su najpribližnije. Opakni i dentinski kompoziti imali su malu, body srednju, a gleđni visoku translucenciju. Granice između kategorija nisu bile oštre i negde je došlo i do preklapanja. Kompoziti za gleđni sloj pokazali su najpribližniju vrednost translucencije samoj gleđi zuba [66].

Ikeda i saradnici (2005) su ispitivali translucenciju i boju opaknih nijansi i upoređivali sa body nijansama istih proizvođača. L^* , a^* i b^* vrednosti su bile više kod opaknih nego body nijasni, dok je translucencija bila manja. Iste nijanse različitih proizvođača su pokazale klinički uočljivu razliku u boji ($\Delta E > 3,3$) [80].

Kamishima i saradnici (2005) su ispitivali uticaj debljine materijala na optička svojstva 3 nijanse kompozita [36]. Sa povećanjem debljine sloja, translucencija se smanjuje kod različitih nijansi i to sledećim redosledom: gleđna > body > opakna nijansa. Opakne nijanse kompozitnih materijala mogu umanjiti efekat tamne pozadine usne šupljine, zbog manje translucencije. Prema ovoj studiji preporučena debljina kompozitnog sloja od 2 mm do 3mm dovoljna kako bi se zamaskirao efekat tamne pozadine oralne šupljine [73].

Stabilnost boje kompozitnih materijala ne zavisi samo od njegovog sastava ili završne obrade, već su sami kompozitni materijali skloni promeni boje pod uticajem različitih faktora, pljuvačke, hrane, pića [81]. Sve ove promene su često posledica neadekvatne polimerizacije [13,25,77].

Del Mar Perez i saradnici (2009) su ispitivali uticaj tipa svetlosnog izvora na promenu boje i translucencije 16 nijansi kompozitnih materijala Artemis i Esthet-X nakon polimerizacije. Promene u boji kompozita nakon polimerizacije su bili posledica promena u hromi, dok su promene u translucenciji pripisane promenama u tonu.

Promene translucencije su slične kod prosvetljavanja i sa LED i sa halogenim svetlosnim izvorom [77].

Domingos i saradnici (2011) su ispitivali performanse LED (Ultralume LED5, Ultradent) u odnosu na halogene svetlosne izvore (XL 3000, 3M i JETLITE 4000Plus, Morita) u pogledu stabilnosti boje kompozita FiltekTM Supreme XT, nakon potapanja u obojene rastvore (veštačka pljuvačka, koka-kola, čaj, kafa). Ovo istraživanje je uključivalo različita vremena potapanja uzoraka od 24h do 60 dana. Nije bilo značajne razlike u promeni boje kompozita polimerizovanih različitim svetlosnim izvorima. Najveći uticaj na stabilnost boje pokazala je kafa, pa zatim čaj, dok je potapanje uzoraka u različitim vremenskim intervalima pokazalo da period do 30 dana postepeno utiče na stabilnost boje, sa najvećom aktivnošću u period od 30-og do 60-og dana [82].

Yong K Lee i saradnici (2011) su ispitivali stabilnost boje direktnih (Estelite Sigma) i indirektnih kompozita (Belle Glass i Sinfony), različitih nijansi (opakne, gleđne i translucetni dentin). Ispitivanje nakon termocikliranja odnosno starenja materijala je pokazalo promene boje i kod direktnih i indirektnih kompozita koje su bile u granicama kliničke prihvatljivosti. Nije bilo statistički značajne razlike u promeni boje [25].

Translucencija veoma varira kod kompozitnih materijala u zavisnosti od sastava. Ukoliko su indeksi refrakcije smole i punilaca isti materijal je translucentan [1], a ukoliko su različiti dolazi do prelamanja svetlosti na svakom od spojeva punilaca i smole. Takav materijal pokazuje manji ili veći stepen opaciteta, odnosno neprozirnosti. Malo je podataka u literaturi koji opisuju fluorescentna svojstva komercijalnih kompozitnih materijala različitih nijansi [6].

Gawriolek i saradnici (2012) su ispitivali fluorescenciju i boju kompozitnih materijala (keramički materijali IPS e.max and IPS Classic (Ivoclar Vivadent), Gradia (GC) i Sinfony (3M ESPE)) nijanse A2, nakon potapanja u obojena pića (kafa, čaj, crveno vino i destilovana voda) u trajanju od 5 dana. Mereni su i polirani i nepolirani uzorci. Uočena je veća promena boje kompozita nego keramičkih materijala. Nepolirani uzorci su pokazali manju stabilnost boje u odnosu na polirane uzorke. Luminescencija je bila manja nakon potapanja i to, ne zbog promene u samom materijalu, nego verovatno zbog emitovanja luminescencije same boje rastvora [83].

Catelan i saradnici (2015) su merili fluorescenciju kompozita različitim tehnikama slojevitog slaganja. Korišćena je A2-0 nijansa (opakni dentin), A2 (body shade) i YE (gledna nijansa) nanohibridnog kompozita Esthet-X (Dentsply) i površinski silant (BisCover). Uzorci su bili različitih debljina (0,5 mm, 0,75 mm, 1,5 mm). Fluorescencija je merena pre i nakon potapanja uzoraka u različite napitke u trajanju od 28 dana nakon čega su merenja ponovljena. Intenzitet fluorescencije je meren između talasnih dužina od 420 nm i 470 nm. Pokazali su da nijansa A2 (body shade) ima veću fluorescenciju od kombinacije A2-O (dentina) + A2 (gled). Intenzitet fluorescencije ispitivanih materijala zavisio je od tehnike slojevitog slaganja, kao i od imerzionih rastvora [84].

Perez i saradnici (2010) su upoređivali boju i translucenciju siloranskih (Filtek Silorane) i dimetakrilatnih kompozita (Filtek Supreme, Filtek Z250, Filtek Z100, Artemis, Tetric EvoCeram, Gradia Direct) nijanse A2. Siloran je pokazao drugačija optička svojstva u odnosu na dimetakrilatne kompozitne materijale, odnosno bolju polimerizaciono zavisnu hromatsku stabilnost i smanjenu translucenciju u odnosu na druge kompozite [13].

1.4. Bioaktivni materijali

1.4.1. Kalcijum-silikatni cement

Biodentin (Septodont, Saint Maur des Fosses, France) predstavlja cement na bazi kalcijum-silikata i pripada istoj grupi cemenata kao i mineral trioksid agregat (MTA) [85]. Biodentin je pakovan u kapsulama, čime je omogućen optimalan odnos praha i tečnosti. Prah čine trikalcijum-silikat, kalcijum-karbonat i cirkonijum-dioksid, a tečnost kalcijum-hlorid i voda. Prema uputstvu proizvođača 5 kapi tečnosti se dodaje u kapsulu sa prahom, a zatim meša u mikseru pri brzini od 4000-4200 rotacija/min u trajanju od 30 sekundi. Aplikovanje Biodentina u kavitete bi trebalo uraditi u roku od oko 1 minut, dok celokupno radno vreme ne bi trebalo da bude duže od 6 minuta, jer može doći do pucanja kristalne strukture i posledično do neadekvatnih mehaničkih karakteristika materijala. Inicijalno vreme vezivanja materijala je od 6 do 12 minuta od početka mešanja praha i tečnosti [86]. Potpuno vezivanje Biodentina ostvaruje se tokom 2 nedelje [87]. Cementi na bazi kalcijum-silikata (MTA, Biodentin) se za dentin vezuju

mikromehanički, prodorom precipitata hidroksiapatita u dentinske tubule [88]. Dobro rubno zaptivanje Biodentina omogućava spečavanje prodora bakterija i zaštitu pulpe [89]. U literaturi postoje brojna istraživanja koja su potvrdila bioaktivnost i biokompatibilnost Biodentina [90-92].

Jedna od indikacija za primenu Biodentina u restaurativnoj stomatologiji je nadoknada dentina, kada se još označava i terminom "dentinski zamenik". Koubi i saradnici (2013) su u trogodišnjoj kliničkoj studiji ispitivali postojanost Biodentina, kao dentinskog zamenika, na bočnim zubima. Pokazali su da je Biodentin pogodan i efikasan kao zamena dentina [93]. Osim za nadoknadu dentina u vidu baze, Biodentin se može primenjivati za prekrivanje pulpe [93-95], ali i kao privremeni ispun do 6 meseci [93]. Biodentin ima primenu i u endodonciji kod internih i eksternih resorpcija, prekrivanja perforacija na bilo kom nivou komore pulpe [96], u apeksnoj hirurgiji za retrogradno zatvaranje kanala korena i za stimulaciju apeksifikacije [97]. Zubi restaurisani slojevitom tehnikom sa Biodentinom i kompozitnim materijalom pokazali su određenu stabilnost boje, in vitro [98]. U literaturi su retki podaci o estetskim karakteristikama Biodentina, i o uticaju Biodentina kao dentinskog zamenika na finalnu boju restauracije [98-100].

Valles i saradnici (2015) su upoređivali stabilnost boje restaurisanih kruničnih delova zuba Biodentinom, MTA-om (mineral trioksid agregat) i konvencionalnim kompozitnim materijalom (Spectrum, Dentsply DeTrey) pod veštačkim svetlom. Merenja su vršena odmah nakon plasiranja materijala i u vremenskim intervalima do 6 meseci. Biodentin nije uticao na stabilnost boje zuba. MTA je prouzrokovao značajne promene boje krunice zuba [98].

Camilleri i saradnici (2014) su ispitivali stabilnost boje belog MTA-a u kombinaciji sa različitim rastvorima (voda, natrijum-hipohlorit, hidrogen) koji se koriste tokom endodontskog tretmana. Uočili su da beli MTA u kombinaciji sa rastvorom natrijum-hipohlorita dovodi do prebojavanja zuba. Formiranje tamno braon precipitata je zapravo posledica reakcije bizmut-oksida (rendgen kontrast) iz MTA-a i natrijum-hipohlorita. S obzirom da Biodentin umesto bizmut-oksida sadrži cirkonijum-oksid pokazano je da je prebojavanje manje nego kod primene MTA-a [101].

Beatty i saradnici (2015) su ispitivali stabilnost boje nakon restauracije zuba kalcijum-silikatnim cementima (Biodentin, MTA, EndoSequence). Merenja boje su vršena odmah nakon preparacije kanala, zatim nakon plasiranja materijala i u vremenskim intervalima do 2 meseca. Svi materijali korišćeni u ovoj studiji su pokazali nestabilnost boje u svim vremenskim intervalima [99].

1.4.2. Hidroksiapatit

Bioaktivni materijali imaju široku primenu u rekonstrukciji oštećenih delova koštanog tkiva čoveka. Inerti su industrijski proizvedene forme različitih oblika, veličine i boje. Tehnika korišćenja inserata u stomatološkoj praksi je pristup koji se može svrstati između direktnog kompozitnog ispuna i indirektno keramičke restauracije (inlej). Krajem osamdesetih godina, Bowen i saradnici su napravili kombinaciju kompozitne smole sa megapuniocima (eng. megafillers) u cilju smanjenja polimerizacione kontrakcije [102], a kasnije je usledila i pojava keramičkih inserata različitih veličina [103]. U istraživanjima je pokazano da keramički inserti imaju pozitivan efekat na marginalnu adaptaciju. Negativni aspekti primene inserata odnose se na aplikaciju više materijala različitih modula elastičnosti, imajući u vidu da je uz inserte neophodno koristiti i neki od manje viskoznih materijala (kompozit, glas-jonomer cement) za vezu sa zubnim tkivima [104,105].

U nedavnim eksperimentalnim studijama ispitivani su inserti sintetičkog hidroksiapatita (HAP) kao dentinskih zamenika, jer bi njihova primena skratila vreme rada kod kaviteta velikih zapremina, kao i smanjila količinu materijala koji podležu dimenzionim promenama. Mogli bi se koristiti u kombinaciji sa kompozitnim materijalima ili glas-jonomer cementima [106,107]. Inerti sintetičkog HAP-a pokazali su formiranje zadovoljavajuće veze sa kompozitnim materijalima i moguće smanjenje polimerizacionog napona prisustvom HAP inserta u finalnoj restauraciji. Ležaja i saradnici (2015) su ispitivali vezu restaurativnih materijala (Filtek Z250, tečni kompozit Filtek Ultimate i glas-jonomer cement Vitrebond) i HAP-a, kao i uticaj HAP-a na dimenzione promene tokom aplikovanja i polimerizacije materijala. Jačina adhezivne veze je merena univerzalnim meračem sile, tako što je vertikalna sila bila usmerena na mestu spoja inserta i dentalnih materijala. Kompoziti se adhezivno vezuju za površinu inserta HAP-a, primenom svenagrizujućeg ("total-etch") protokola, stvaranjem

mikromehaničke veze (glavni mehanizam veze). Samonagrizaajući ("self-etch") protokol takođe povećava kontaktnu površinu inserta na bazi HAP i ispitivanih materijala, ali znatno manje nego total-etch protokol. Univerzalni kompoziti su pokazali jaču vezu sa HAP insertima u odnosu na tečni kompozit i glas-jonomer cement. Tečni kompozit i glas-jonomer cement su korišćeni kao potencijalni materijal za cementiranje inserta u kavitetu. Pokazano je da je HAP insert uticao na smanjenje polimerizacione kontrakcije kompozitnih materijala dok je sâm bio dimenzionalno stabilan [106]. Podataka o boji i estetskim karakteristikama inserta HAP-a nema u literaturi.

1.5. Marginalni integritet ispuna

Kompozitni materijali u kliničkoj praksi i dalje imaju problem nastanka mikropukotine između zida kaviteta i ispuna zbog polimerizacione kontrakcije i neusklađenih koeficijenata termičke ekspanzije kompozita i zubnih tkiva.

Polimerizacija kompozitnog materijala je process kojim se restaurativni materijal prevodi iz viskoznog stanja u rigidno-plastično stanje [108]. Tokom polimerizacije kompozitnog materijala javlja se polimerizaciona kontrakcija kao posledica približavanja molekula monomera tokom polimerizacije, čime se smanjuje njihovo rastojanje [109]. Tokom polimerizacije svi komercijalni dentalni kompozitni materijali podležu kontrakciji [110]. Pre polimerizacije rastojanja između monomernih molekula iznose 0,3 nm do 0,4 nm (međumolekulske, van der Waalove sile), ali se tokom polimerizacije ovo rastojanje skraćuje na 0,154 nm zbog formiranje kovalentnih veza između C-C atoma [111].

Kompozitni materijali se preko adhezivnih sistema vezuju za površinu kaviteta. Bounocore (1955) uvodi koncept nagrizanja gleđi primenom 85% fosforne kiseline, u cilju stvaranja površine pogodne za mikromehaničku vezu sa adhezivnim sredstvom odnosno sa restaurativnim materijalom [112]. U kasnijim istraživanjima je pokazano da se i manjom koncentracijom fosforne kiseline (30% – 40%) može postići zadovoljavajući efekat [113]. Veza kompozitnih materijala i gleđi je zadovoljavajuća primenom dentalnih adheziva koji se primenjuju total-etch protokolom. Spoj adheziva i dentina još uvek predstavlja izazov u restaurativnoj stomatologiji. Dentin se po svojoj strukturi razlikuje od gleđi, prvenstveno jer sadrži veću količinu vode i organskih

materija što mu daje određenu vlažnost [114]. Rezidualna voda u interfibrilarnim prostorima i adhezivom neinkapsulirana kolagenih vlakna u hibridnom sloju nepovoljno utiču na kvalitet adhezivne veze zbog slabije polimerizacije adheziva i biodegradativne aktivnosti matriksih metaloproteinaza [115]. Osim toga, obradom dentina rotirajućim instrumentima stvara se razmazni sloj na površini dentina koji se sastoji od hidroksiapatita, čestica detritusa, denaturisanog kolagena. Površinski deo razmaznog sloja nije čvrsto vezan za površinu dentina dok dublji sloj može biti utisnut u dentinske tubule u vidu kratkih čepova ometajući prodor adheziva [116].

Tokom polimerizacije kompozita njegova slobodna površina, odnosno ona koja nije vezana za zidove kaviteta se može kontrahovati. Kontrakcija kompozita teži da materijal skupi ka njegovoj sredini. Površine koje su adhezivnim sistemom vezane za površinu zuba teže da zadrži kompozit vezan za zubno tkivo suprotstavljajući se silama kontrakcije kompozita. Usled ovog konkurentnog delovanja sila adhezije i kontrakcije na spoju materijala i zubnih tkiva se javlja kontrakcioni napon. Kada kontrakcioni napon nadvlada silu adheziva kojim se ostvaruje veza kompozita i zida kaviteta dolazi do gubitka marginalnog integriteta kompozitnog ispuna i stvaranja mikropukotine.

Mikropropustljivost (mikrocurenje) se može definisati kao klinički nevidljivo prodiranje salive i mikroorganizama između restaurativnog materijala i zidova kaviteta [117]. Kao posledica mikrocurenja dolazi do diskoloracije na rubovima kaviteta i ispuna, pojave sekundarnog karijesa, kao i post-restaurativne osetljivosti [110,118,119]. Kako bi se smanjila pojava ovih nedostataka kompozitnih ispuna, jedan od načina je primena dimenzionalno stabilnijih materijala kao dentinskih zamenika.

Nagrizanje rubova gleđi kiselinom i primena adhezivnih sistema redukuju problem mikropropustljivosti u zoni gleđnih rubova kaviteta. Međutim, u gingivalnoj zoni gde se ostvaruje veza materijala sa dentinom, mikropropustljivost predstavlja znatan problem.

U cilju smanjenja polimerizacione kontrakcije slojeva kompozita razvijeni su niskokontrakcioni kompozitni materijali, koji sadrže visok procenat punilaca i/ili modifikovan sastav monomera. Povećanje količine punilaca omogućeno je njihovim različitim veličinama. Ukoliko se niskokontrakcioni kompozitni materijal dobija modifikacijom sastava monomera, to može biti urađeno zamenom (BisEMA menja

TEGMA-u) ili dodavanjem novog monomernog sistema, kao npr. na bazi silorana. Siloran se sastoji od siloksanskog jezgra i oksiranskih prstenova čije otvaranje pri procesu polimerizacije nadoknađuje skraćivanje između monomernih jedinica. Siloksanski deo smanjuje kontrakciju pri polimerizaciji, dok oksiranski deo povećava hidrofobnost [120].

Kusgoz i saradnici (2011) su kompozite na bazi metakrilata uporedili sa Filtek Silorane kompozitom. U njihovom istraživanju Filtek Silorane je pokazao dobro rubno zaptivanje i stabilnu tvrdoću tokom vremena, ali manji stepen konverzije i pliću polimerizaciju [121].

Analiza spoja se opisuje prema kriterijumima različite složenosti. Prvo je identifikovano sedam kriterijuma marginalnog spoja, od savršenog do pukotine veličine od 5 μm . Ovaj broj kategorija je kasnije smanjen na dve kategorije, sa pukotinom ili bez pukotine [122].

Miletić i saradnici (2016) su merili kontrakciju bulk fill kompozita (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, Beautifil Bulk Restorative, EverX Posterior), niskokontrakcionog univerzalnog kompozita (Kalore) i univerzalnih kompozitnih materijala (Tetric EvoCeram, Filtek Z250), kao i okluzalno i gingivalno mikrocurenje. Univerzalni kompoziti su bili komparabilni sa bulk-fill kompozitima prema rezultatima ispitivanja kontrakcije nakon polimerizacije. Kod svih ispitivanih materijala dobijen je veći prodor boje na gingivalnom zidu u poređenju sa okluzalnim. Najveće gingivalno mikrocurenje uočeno je kod Beautifil Bulk Restorative, kompozita iz bulk-fill grupe [123].

Garoushi i saradnici (2015) su ispitivali efekat kratkih staklenih vlakana u kompozitnim materijalima na mikropropustljivost i opterećenje kod restauracija II klase dubine 4 mm na bočnim zubima u dva sloja. Najbolje rezultate marginalnog integriteta i mehaničke otpornosti pokazala je grupa sa kompozitom ojačanim staklenim vlaknima (EverX Posterior) i površinskim slojem konvencionalnog kompozita u poređenju sa hibridnim (Tetric-N-Ceram), bulk-fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill) kompozitom ili kombinovanim ispunima od tečnog konvencionalnog (Tetric EvoFlow) ili bulk-fill (SDR) sa univerzalnim kompozitom [62].

Analiza marginalnog integriteta ispuna odnosno mikropropustljivosti je od značaja prilikom ispitivanja optičkih svojstava estetskih materijala, naročito nakon artefijalnog starenja u obojenim medijumima. Ranije pomenute promene boje većine kompozitnih materijala u ovim uslovima mogu biti posledica adherencije i apsorpcije pigmenata [124,125], kao i promena u strukturi polimera usled apsorpcije tečnosti od strane kompozitnog materijala direktno izloženog medijumu [47,126-128]. Kod kombinovanih restauracija kaviteta primenom materijala različitih fizičko-hemijskih svojstava, ne bi trebalo isključiti uticaj dentinskog zamenika na estetiku restauracije. Dentinski zamenik nije direktno izložen obojenom medijumu kao površinski, 'gleđni' sloj kompozita. Međutim, gubitak marginalnog integriteta i prodor tečnosti i pigmenata iz medijuma kroz mikropukotinu mogu dovesti do neželjenog prebojavanja dentinskog zamenika, zbog koga bi površinski sloj kompozita mogao delovati još tamnije.

2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Osnovno pitanje na koje ova doktorska disertacija treba da odgovori je kako dentinski zamenici bitno različitih estetskih svojstava od kompozitnih materijala utiču na optičke karakteristike kompozitnih ispuna. Definisani su sledeći ciljevi istraživanja:

1. Odrediti optička svojstva boju, translucenciju i fluorescenciju materijala, u odnosu na debljinu dentinskog i gleđnog sloja materijala, nijansu i materijal (mikrohibridni, nanohibridni, bulk-fill kompozit)
2. Odrediti inicijalnu boju i postojanost boje ispuna u preparisanim kavitetima zuba u zavisnosti od materijala za nadoknadu dentina i završni gleđni sloj,
3. Izmeriti marginalnu propustljivost spoja materijala (mikrohibridni, nanohibridni) i zubnog tkiva

2.1. Zadaci istraživanja

U skladu sa postavljenim ciljevima određeni su sledeći zadaci:

1. Izmeriti L^* , a^* i b^* vrednosti pre i posle polimerizacije kompozitnih materijala
2. Izračunati i uporediti translucenciju (TP) i boju (ΔE) pre i posle polimerizacije kompozitnih materijala
3. Uporediti translucenciju (TP) i boju (ΔE) kompozitnih materijala različitih nijansi i debljine sloja
4. Izmeriti fluorescenciju kompozitnih materijala, dentinskih zamenika i zubnih tkiva
5. Uporediti translucenciju (TP) i boju (ΔE) "sendvič" ispuna kompozita i različitih dentinskih zamenika u preparisanim kavitetima na ekstrahovanim zubima
6. Uporediti boju (ΔE) "sendvič" ispuna kompozita i različitih dentinskih zamenika inicijalno i nakon potapanja u obojeni medijum
7. Izmeriti marginalnu mikropropustljivost "sendvič" ispuna kompozita i različitih dentinskih zamenika u kavitetima na ekstrahovanim zubima

2.2. Nulte hipoteze

Nulta hipoteza 1: Nema razlike u boji i translucenciji kompozita kod različitih debljina slojeva dentinskog zamenika i gleđne boje.

Nulta hipoteza 2: Boja i translucencija kompozita su iste pre i posle polimerizacije.

Nulta hipoteza 3: Nema razlike u fluorescenciji kompozita u zavisnosti od nijanse i vrste materijala, kao i između ispitivanih materijala i zubnih tkiva.

Nulta hipoteza 4: Materijali za nadoknadu dentina ne utiču na boju finalne restauracije prirodnih zuba.

Nulta hipoteza 5: Na stabilnost boje finalne restauracije prirodnih zuba kombinovanim materijalima za nadoknadu dentina i gleđi ne utiče obojeni medijum.

Nulta hipoteza 6: Nema statistički značajne razlike u marginalnoj mikropropustljivosti između kompozitnih restauracija i "sendvič" restauracija kompozita i specifičnog dentinskog zamenika.

3. MATERIJAL I METOD

U Tabelama 1-4 su predstavljeni materijali korišćeni u ovom istraživanju. Materijali su podeljeni prema indikacijama. Svi komercijalni materijali su korišćeni prema uputstvima proizvođača i bez modifikacije originalnog sastava.

Tabela 1. Dentinski restaurativni zamenici

Materijal	Proizvođač	Tip	Sastav*
everX Posterior (Skrraćena oznaka: everX)	GC	Bulk-fill kompozit	Bis-GMA; TEGDMA; Silikon-dioksid; barijumovo staklo; staklena vlakna; polimetil-metakrilat; foto inicijator
Biodentine (Biodentin)	Septodont	Trikalcijum-silikatni cement	<u>Prah</u> : trikalcijum-silikat (3CaO.SiO ₂); kalcijum-karbonat (CaCO ₃); cirkonijum-dioksid (ZrO ₂) <u>Tečnost</u> : kalcijum-hlorid (CaCl ₂ .2H ₂ O); Voda redukujući agens; voda
Hidroksiapatitni insert (HAP insert)	Tehnološko-metalurški fakultet Univerziteta u Beogradu	Insert na bazi sintetičkog HAP-a	Hidroksiapatit kao dominantna faza, uz prisustvo manje količine α- i β- trikalcijum-fosfata (sekundane kristalne faze) [129]
BisGMA – Bisfenol A-diglicidil etar-dimetakrilat; TEGDMA – trietilenglikol-dimetakrilat			

*Podaci iz tehničke dokumentacije proizvođača

Tabela 2. Dentinski i gleđni restaurativni materijal (konvencionalni kompoziti)

Materijal	Proizvođač	Tip	Sastav*
Filtek Z250 (Z250)	3M ESPE	Mikro-hibrid sa Bis-GMA-om	BisGMA; TEGDMA; UDMA; BisEMA 6; aluminijum-oksid; benzotriazol; EDMAB; punioci; inicijatori; stabilizatori; pigmenti
Filtek Z550 (Z550)	3M ESPE	Nano-hibrid	BisGMA; UDMA; BisEMA; PEGDMA; TEGMA; površinski modificovane cirkonija/silikatne čestice (3000 nm ili manje); neaglomerisane površinski modificovane čestice (20 nm);
Gradia Direct Posterior (Gradia)	GC	Mikro-hibrid bez Bis- GMA-e	Organski matriks na bazi UDMA; silikat; prepolimerizovni punioci; fluoro-alumino-silikatno staklo
<p>BisGMA - Bisfenol A-diglicidil etar-dimetakrilat; TEGDMA – trietilenglikol-dimetakrilat; UDMA – diuretan-dimetakrilat; BisEMA - bisfenol A-polietilen glikol-dieter-dimetakrilat; PEGMA – polietilen glikol-dimetakrilat; EDMAB - etil 4-dimetil-aminobenzoat</p>			

*Podaci iz tehničke dokumentacije proizvođača

Tabela 3. Dentinski i gleđni restaurativni materijali (bulk-fill kompoziti)

Materijal	Proizvođač	Tip	Sastav*
Filtek Bulk Fill Posterior (Filtek Bulk)	3M ESPE	Nano-hibrid bulk fill	Aromatični uretan-dimetakrilat; YbF3; UDMA; silan zasićen silikom, keramikom i cirkonijom 1; DDDMA; voda; modificovani metakrilatni monomer; EDMAB; benzotriazol; titanijum-dioksid
Tetric EvoCeram Bulk Fill (TEC Bulk)	Ivoclar Vivadent	Nano-hibrid bulk fill	BisGMA; UDMA; BisEMA; punioci barijum-alumino-silikatno staklo; YbF3 i mešoviti oksidi; prepolimeri; aditivi; inicijatori; stabilizatori; pigmenti; fotoinicijator Ivocerin
<p>YbF3 – iterbijum-trifluorid; UDMA – diuretan-dimetakrilat; DDDMA - 12-dodekan-dimetakrilat; EDMAB - etil4-dimetil-aminobenzoat; BisGMA - Bisfenol A-diglicidil etar-dimetakrilat; UDMA – diuretan-dimetakrilat; BisEMA - bisfenol A-polietilen glikol dieter-dimetakrilat</p>			

*Podaci iz tehničke dokumentacije proizvođača

Tabela 4. Adhezivna sredstva

Materijal	Proizvođač	Tip	Sastav*
Single Bond Universal	3M ESPE	Jednokomponentni univerzalni svetlosnopolimerizujući adheziv	MPD fosfatni monomer; dimetakrilatne smole; HEMA; vitrebond kopolimer; fileri; etanol; voda; inicijatori; silan
Adhese Universal	Ivoclar Vivadent	Jednokomponentni samonagrizajući svetlosnopolimerizujući adheziv	HEMA; BisGMA; etanol; DDDA; Metakrilovani estri fosforne kiseline; kamforhinon; DMAEA;
GC G-aenial Bond	GC EUROPE	Jednokomponentni samonagrizajući svetlosnopolimerizujući adheziv	Aceton; 2-hidroksi-1,3 dimet-akriloksi-propan; metakriloiloksidecil dihidrogen-fosfat; 2,2'-etilen-dioksi-dietil dimetalkrilat; difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfinski oksid; 2,6-di-terc-butil-p-kresol
<p>HEMA - 2- hidroksietil-metakrilat; BisGMA - Bisfenol A-diglicidil etar-dimetakrilat; DDDA - 1,10-dekandiol-dimetakrilat; DMAEA - 2- dimetilaminoetil-metakrilat</p>			

*Podaci iz tehničke dokumentacije proizvođača

3.1. Određivanje optičkih karakteristika materijala i njihovih kombinacija

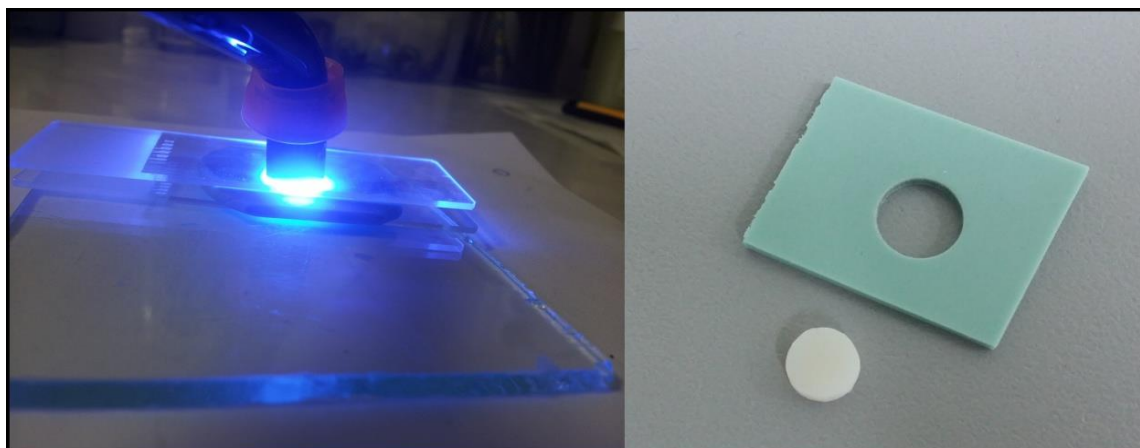
3.1.1. Određivanje boje i translucencije

Priprema uzoraka

Uzorci materijala su pravljene u plastičnim kalupima cilindričnog oblika, prečnika 8 mm i različitih debljina (Slika 1). Kalupi debljine 2 mm korišćeni su za pravljenje uzoraka za dentinski restaurativni materijal tj. dentinski zamenik, dok su kalupi za uzorke gleđnog sloja bili prečnika 0,6 mm, 1 mm i 2 mm. Svaki uzorak je pripremljen stavljanjem materijala u kalupe na celuloidnu traku postavljenu na staklenoj pločici. Sa gornje strane uzorka postavljena je celuloidna traka sa drugom staklenom pločicom radi istiskivanja viška materijala, postizanja ravnomerne debljine, kao i visokog sjaja površine uzorka (Slika 2).



Slika 1. Kalupi za izradu uzoraka

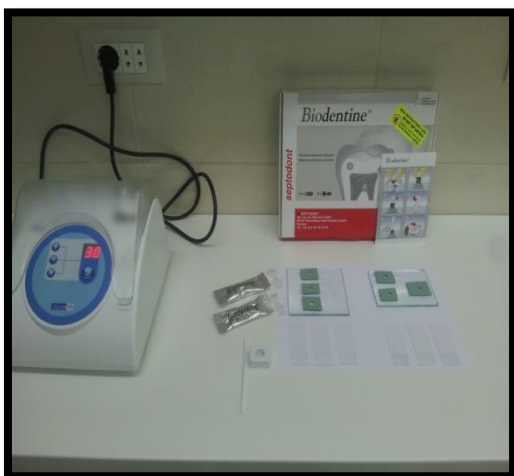


Slika 2. Polimerizacija kompozitnog materijala i uzorak izvađen iz kalupa



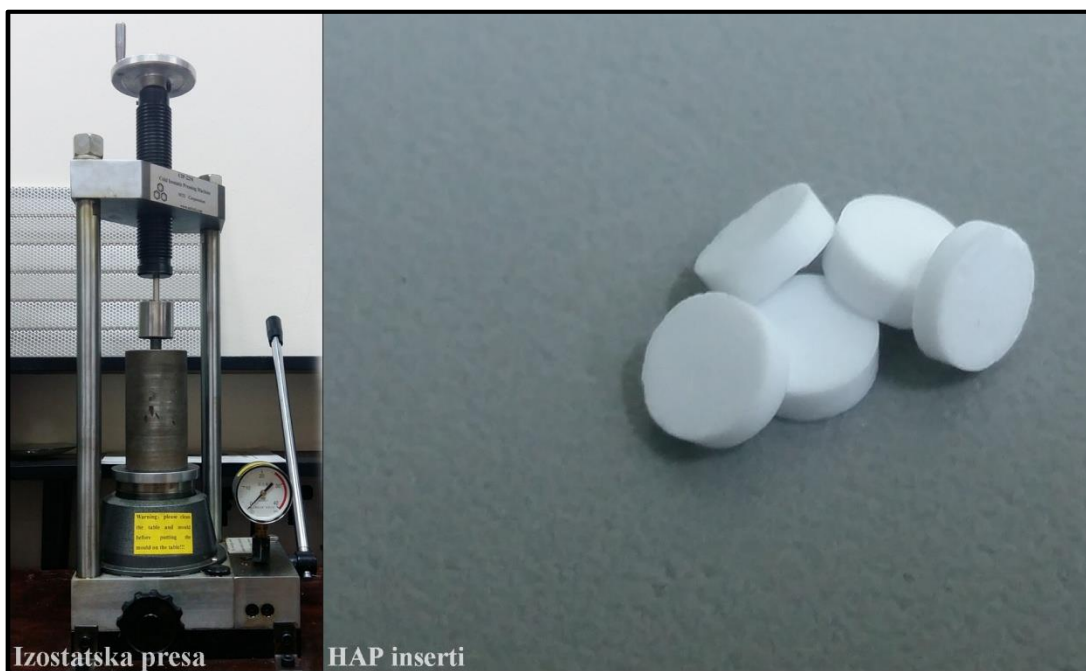
Slika 3. Bluephase polywave lampa

1. everX – Materijal je aplikovan "bulk fill" tehnikom, tako da u potpunosti ispuni plastični kalup prečnika 8 mm i debljine 2 mm. Sa gornje strane svakog uzorka postavljena je celuloidna traka, a višak je istisnut drugom staklenom pločicom. Uzorci su polimerizovani lampom Bluephase polywave (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), u trajanju od po 20 s, obostrano, pri čemu je vrh lampe fiksiran na standardizovanoj udaljenosti od 1 mm od površine uzorka. Nakon polimerizacije uzorak je izvađen iz kalupa i višak materijala uklonjen skalpelom.
2. Biodentin –U kapsulu sa prahom stavljeno je 5 kapi tečnosti i kapsula je postavljena u amalgamator i miksirana u trajanju od 30 s pri brzini od 4000-4200 obrt/min. Nakon miksiranja plastičnim instrumentom (špatulom) materijal je aplikovan u kalupe (Slika 4). Posle očvršćavanja materijala (12 min) uzorak je izvađen iz kalupa i višak materijala uklonjen skalpelom.



Slika 4. Priprema uzoraka Biodentina

3. HAP inserti – Hidrotermalnom sintezom, polazeći od rastvora dobijenog rastvaranjem $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (15,96 g), $\text{Na}_2\text{H}_2\text{EDTA} \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (14,8 g), $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (12 g) i uree (12 g) u 1,5 l dejonizovane vode [129], dobijen je početni prah kalcijum-hidroksiapatita, koji se sastojao od primarnih štapićastih nano-čestica dimenzija ispod 100 nm [130,131]. Rastvor je zagrevan na 160°C tokom 3h u autoklavu, filtriran, ispran toplom destilovanom vodom i osušen na 105°C tokom 2h. Polazni kompakti cilindričnog oblika su dobijeni izostatskim presovanjem dobijenog praha, u kalupima od nerđajućeg čelika pri pritisku od 400 MPa u trajanju od 30s. Dobijeni su uzorci prečnika 8 mm i debljine 2 mm (Slika 5). Za pripremu jednog uzorka korišćeno 0,18 g praha kalcijum-hidroksiapatita. Finalno sinterovanje inserata je vršeno na 1200°C tokom 2h, pri brzini zagrevanja od $20^\circ\text{C}/\text{min}$ u visoko-temperaturnoj peći proizvođača "Elektron". Nakon završenog sinterovanja uzorci su izvađeni i ohlađeni na sobnoj temperaturi. HAP inserti su kao dominantnu fazu imali hidroksiapatit, uz prisustvo manje količine α - i β -TCP (trikalcijum-fosfata), kao sekundarnih kristalnih faza [129].



Slika 5. Izostatska presa i uzorci HAP inserta

4. Bulk-fill kompoziti - Filtek Bulk, TEC Bulk – Materijali su aplikovani "bulk" tehnikom, tako da u potpunosti ispune plastične kalupe prečnika 8 mm i debljine 4 mm. U svemu ostalom priprema uzoraka bulk-fill kompozita je bila prema

prethodno opisanom postupku za everX (Slika 2). Nakon polimerizacije uzorak je izvađen iz kalupa i višak materijala uklonjen skalpelom.

5. Z250, Z550 i Gradia – Kompozitni materijali sva tri proizvođača korišćeni su u dve različite nijanse (A1 i A3). Odgovarajuća količina kompozita aplikovana je u kalupe prečnika 8 mm i debljine 0,6 mm, 1 mm ili 2 mm. U svemu ostalom priprema uzoraka konvecionalnih kompozita je bila identična pripremi uzoraka bulk-fill kompozita, prema prethodno opisanom postupku za everX.

3.1.1.1. Određivanje boje i translucencije individualnih 'dentinskih' i 'glednih' slojeva

Uzorci Biodentina i HAP-a su mereni nakon pripreme i vezivanja (Biodentin) odnosno sinterovanja (HAP). Uzorci svih kompozitnih materijala su mereni pre i nakon svetlosne polimerizacije. Svi uzorci su nakon pripreme izvađeni iz kalupa i čuvani u staklenim tamnim bočicama na suvom, tokom 24h na temperaturi od 37°C. Uzorci HAP-a su sintetisani na Tehnološko-metalurškom fakultetu Univerziteta u Beogradu i čuvani u staklenim bočicama na suvom.

Merenje optičkih parametara je vršeno spektrofotometrom VITA Easysshade Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). Uređaj je kalibrisan prema uputstvu proizvođača. Napravljena je zaštitna kutija sa prostorom kroz koji je provučena sonda uređaja kako bi se izbegao uticaj dnevnog svetla pre i tokom samog merenja uzoraka.

Boja je merena u odnosu na standard osvetljenja D65. Svaki uzorak je meren četiri puta (dva puta u odnosu na belu i dva puta u odnosu na crnu pozadinu). Dobijene vrednosti su izražene prema CIEL*a*b* koordinatnom sistemu boja. Promene u parametrima boje su izračunati prema formuli:

$$\Delta E = \sqrt{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2}$$

gde je $\Delta L = L$ uzorka – L standard za idealno belu boju (100)

$\Delta a = a$ uzorka – a standard za idealno belu boju (0)

$\Delta b = b$ uzorka – b standard za idealno belu boju (0)

Translucencija (TP) je izračunata prema formuli:

$$TP = \sqrt{(L1 - L2)^2 + (a1 - a2)^2 + (b1 - b2)^2}$$

gde su L1 i L2, a1 i a2, odnosno b1 i b2 vrednosti L, a i b u odnosu na crnu i belu pozadinu, respektivno.

3.1.1.2. Određivanje boje i translucencije nakon slojevitog slaganja materijala

Priprema uzoraka

Najpre su pripremljeni uzorci dentinskog sloja od različitih materijala koji su označeni kao 'dentinski' sloj (Biodentin, EverX Posterior, HAP insert, Z250 (nijansa A3), Z550 (nijansa A3) i Gradia (nijansa A3). Z250/Z550/Gradia su predstavljali kontrolne grupe uzoraka, dok su eksperimentalne 'dentinske' grupe uzoraka predstavljali Biodentin, HAP i everX.

Nakon završene pripreme uzoraka 'dentinskog' sloja prema prethodno opisanom postupku pre vađenja uzoraka iz kalupa na gornju stranu uzorka postavljani su kalupi prečnika 8 mm različitih debljina (0,6 mm, 1 mm i 2 mm). U postavljene kalupe aplikovani su kompozitni materijali Z250, Z550 ili Gradia, a ovi uzorci su označeni kao 'gleđni' sloj. Kompozitni materijali 'gleđnog' sloja pripremljeni su u A1 i A3 nijansi. Svaki 'gleđni' sloj je prekriven celuloidnom trakom i staklenom pločicom radi istiskivanja viška materijala, postizanja ravnomerne debljine, kao i visokog sjaja površine uzorka. Uzorci su polimerizovani lampom Bluephase polywave, u trajanju od po 20 s pri čemu je vrh lampe od površine uzorka bio udaljen 1 mm.

Dobijeni uzorci su izvađeni iz kalupa i podeljeni u grupe u zavisnosti od različitih dentinsko-gleđnih kombinacija (Tabela 5). Svaka grupa je imala po 5 uzoraka.

Tabela 5. Debljine (mm) i kombinacije uzoraka pripremljene slojevitom tehnikom

Dentin (D)	Gleđ (G) Nijansa A1/A3	Kombinacije u zavisnosti od debljine i nijanse gleđnog i dentinskog sloja
2,0	0,6	D 2,0 + G 0,6 (nijansa A1 ili A3)
	1,0	D 2,0 + G 1,0 (nijansa A1 ili A3)
	2,0	D 2,0 + G 2,0 (nijansa A1 ili A3)

Uzorci su čuvani u staklenim tamnim bočicama na suvom tokom 24 h na temperaturi od 37°C, nakon čega se pristupilo merenju optičkih parametara spektrofotometrom VITA Easysshade Advance 4.0, kao što je napred objašnjeno.

3.1.2. Merenje fluorescencije

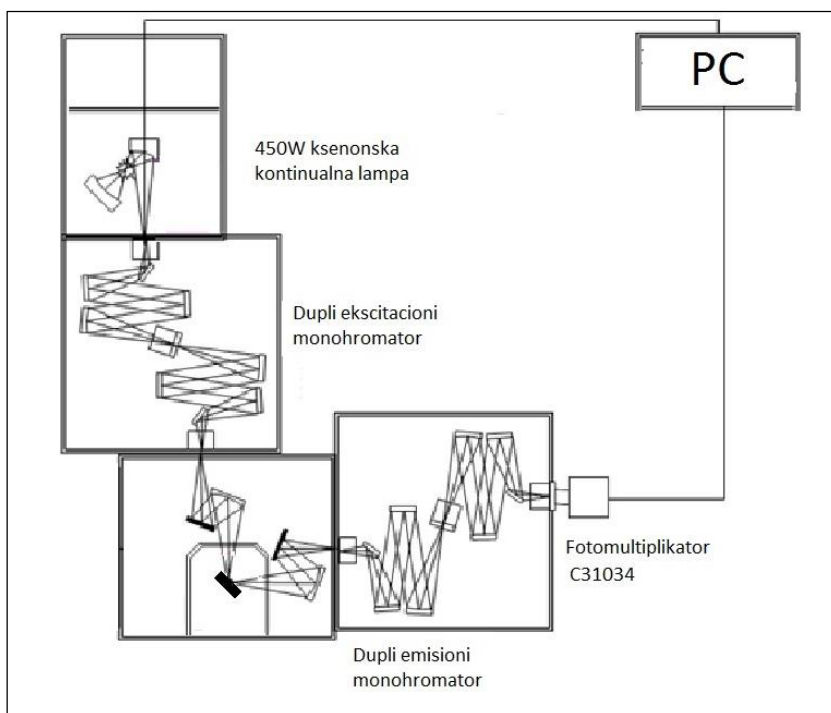
U ovom delu istraživanja merena je fluorescencija materijala korišćenih u dosadašnjem istraživanju (Z250/ Z550/ Gradia/ Biodentin/ HAP/ everX / Filtek Bulk/ TEC Bulk). Kao kontrola su korišćeni humani zubi (gornji centralni sekutići), ekstrahovani iz parodontalnih, protetskih ili oralno-hirurških razloga.

Fluorescentna merenja izvršena su spektrofluorimetrom Fluorolog Spex. Delovi spektrofluorimetra su:

1. IZVOR ZRAČENJA – ksenonska lampa koja daje intezivan kontinuiran spektar od 200 do 800 nm;
2. EKSCITACIONI MONOHROMATOR – optički delovi koji izdvajaju određenu talasnu dužinu. Glavni delovi monohromatora su prizme i difrakcione rešetke;
3. KUĆIŠTE ZA UZORAK omogućava 2 režima snimanja u zavisnosti od ugla između pobudnog (ekscitacionog) snopa i emisionog snopa. Emitovana luminescentna svetlost iz ispitivanog uzorka se širi u svim pravcima, pa je moguće izvršiti njenu detekciju pod bilo kojim uglom u odnosu na zrak. Ovaj deo obezbeđuje mogućnost promene geometrije snimanja uzorka i to kada su upadni i emitovani snop normalni na uzorak, kao i geometriju pravog ugla kada se pobudni i emitovani snop nalaze pod pravim uglom. Merenja u ovom istraživanju su izvršena kada su upadni i emitovani snop pod uglom od 90°;
4. EMISIONI MONOHROMATOR - optički delovi koji izdvajaju određenu talasnu dužinu i prosleđuju na detektor. Glavni delovi monohromatora su prizme i difrakcione rešetke;
5. DETEKTOR – fotomultiplikatorska elektronska cev (vrlo osetljiv fotoelektronski uređaj) koji pretvara svetlost u električni signal, koji dolazi do računara.

Kao pobuda korišćena je ksenonska lampa sa monohromatorom koji ima mogućnost biranja talasne dužine pobude u opsegu 200 nm do 800 nm. Detekciona grana se sastoji od izlaznog monohromatora i fotomultiplikatora (BURLE C31034) koji ima mogućnost

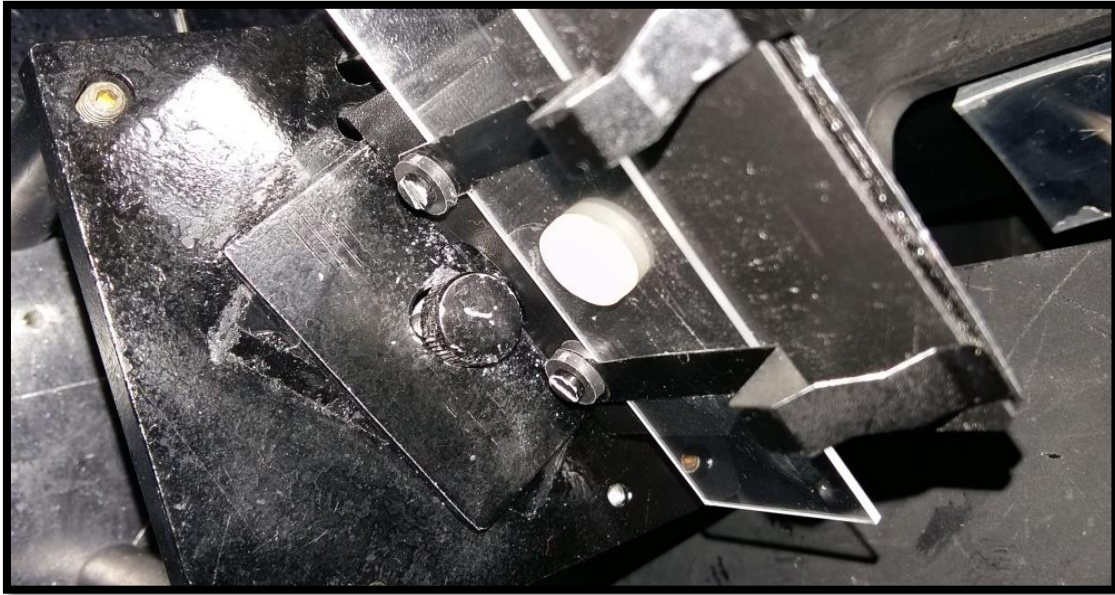
snimanja emisionog spektra u opsegu 300 nm do 900 nm. Šema uređaja za merenje luminescencije je prikazana na slici 6.



Slika 6. Šema uređaja za merenje luminescentnih karakteristika uzoraka

Uzorci materijala su pravljani u plastičnim kalupima kružnog oblika prečnika 8 mm i debljine 1 mm, na način kako je to opisano u delu o pripremi uzoraka za određivanje boje (deo 3.1.1). Uzorci kompozitnih materijala su polimerizovani lampom Bluephase polywave u trajanju od po 20 s, obostrano, pri standardnoj udaljenosti vrha lampe od površine uzorka od 1 mm. Uzorci su podeljeni u grupe prema materijalu koji je korišćen, kao i prema nijansi. Univerzalni kompozitni materijali korišćeni u ovom istraživanju su bili u dve nijanse, A1 i A3.

Fluorescencija materijala je merena pod istim eksperimentalnim uslovima spektrofluorimetrom Fluorolog Spex kao pri merenju prirodnih zuba (Slika 7). Izmereni su ekscitacioni i emisioni spektri svih materijala korišćenih u istraživanju. Kod kompozitnih materijala ekscitacioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 300 nm do 450 nm, a emisioni spektar u opsegu talasnih dužina od 425 nm do 700 nm.



Slika 7. Merenje fluorescencije materijala spektrofluorimetrom Fluorolog Spex

Fluorescencija je merena na intaktnom zubu i na obrađenom zubu tj. nakon uklanjanja gleđi spektrofluorimetrom Fluorolog Spex. Mereni su ekscitacioni i emisioni spektri zuba. Kod intaktnog zuba merena je fluorescencija u opsegu talasnih dužina od 400 nm do 700 nm. Nakon uklanjanja gleđi pod istim eksperimentalnim uslovima merena je fluorescencija dentina zuba.

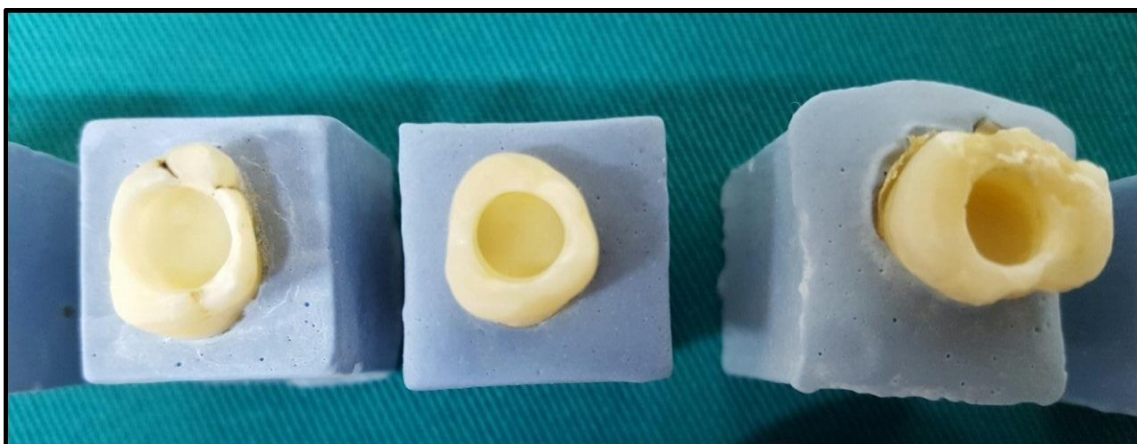
3.2. Određivanje optičkih karakteristika ispuna u kavitetima na ekstrahovanim zubima

3.2.1. Restauracije "sendvič" tehnikom

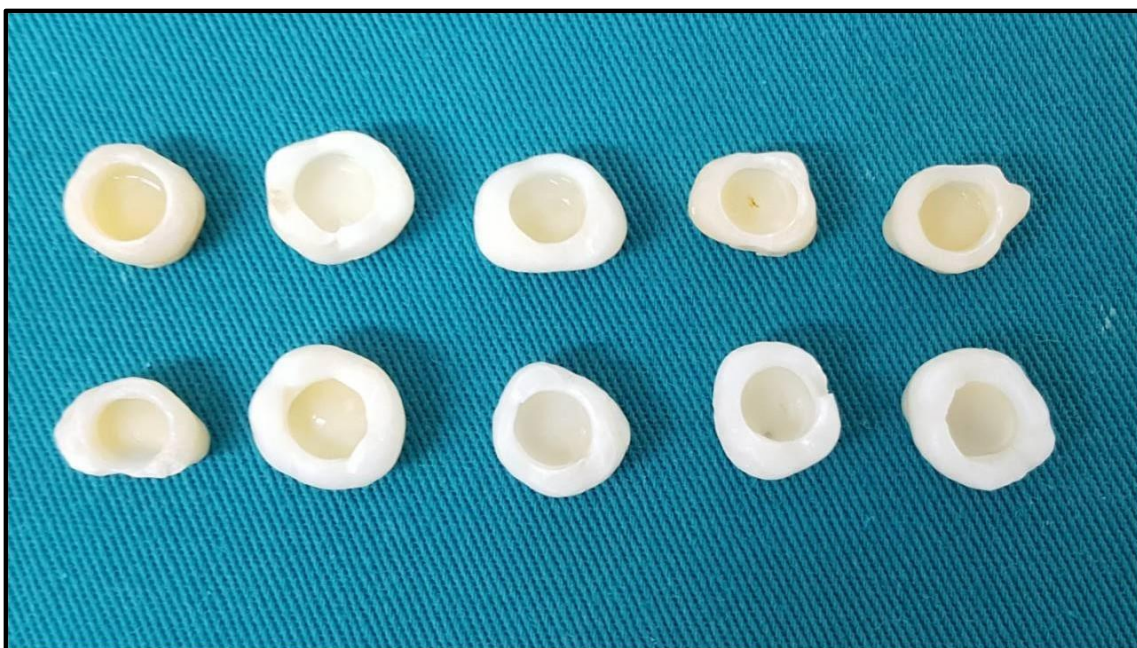
Priprema uzoraka

U ovom delu istraživanja korišćeno je 120 intaktnih humanih molara ekstrahovanih iz ortodontskih razloga. Zubi su nasumičnim izborom podeljeni u 12 grupa (N=10/grupa). Zubi su korenovima uronjeni u gips do gleđno-cementne granice i/ili su korenovi zuba odstranjeni. Kvržice na zubima su bile odsečene kako bi se dobila ravna okluzalna površina zuba. Na okluzalnoj površini zuba preparisani su kaviteti adhezivnog tipa I klase, dubine 4 mm i prečnika do 7 mm. Dublji deo preparacije (2 mm od pulpnog zida), namenjen za 'dentinski' sloj ispuna bio je za 1 mm manjeg prečnika od 'gleđnog' sloja ispuna. Preparacija u gleđi vršena je dijamantskim okruglim svrdlima

visokoturažnom bušilicom sa vodenim hlađenjem. Preparacija u dentinu je rađena kolenjakom pomoću karbidnih okruglih svrdala (Slika 8a i 8b).



Slika 8a. Preparisani kaviteti I klase na intaktnim humanim molarim uronjenim u gips



Slika 8b. Preparisani kaviteti I klase na intaktnim humanim molarim nakon uklanjanja korenova zuba

Nakon završene preparacije u kavitete su aplikovani materijali 'sendvič tehnikom' korišćenjem materijala za 'dentinski' i 'gleđni' sloj. Materijali za 'dentinski' sloj Biodentin/HAP/everX/Z250/Z550/Gradia su postavljeni u kavitete do dubine od 2 mm (Slika 9). Korišćene su nijanse A3 kompozita Z250, Z550 i Gradia i ovi uzorci su predstavljali kontrolne grupe. Pre postavljanja kompozita svaki kavitet je tretiran

adhezivom Single Bond Universal i G-aenial Bond koji je polimerizovan lampom Bluephase polywave u trajanju od 10 s pri udaljenosti od 1 mm vrha lampe od okluzalne površine zuba. Nakon postavljanja i završene polimerizacije 'dentinskog' sloja, slojevitom tehnikom je aplikovan 'gleđni' sloj kompozita Z250/Z550/Gradia, nijanse A1, do ivice kaviteta. Kompozit je prekriven celuloidnom trakom preko koje je postavljena staklena pločica, radi istiskivanja viška materijala, postizanja ravnomerne debljine, kao i visokog sjaja površine uzorka (Slika 10). Polimerizacija je vršena istom lampom u trajanju od 20 s. Zubi su isečeni dijaminskom linearnom testerom IsoMet 4000 (Buehler Lake Bluff, IL, USA) u nivou gleđno-cementne granice kako bi se odstranili korenovi (Slika 11).

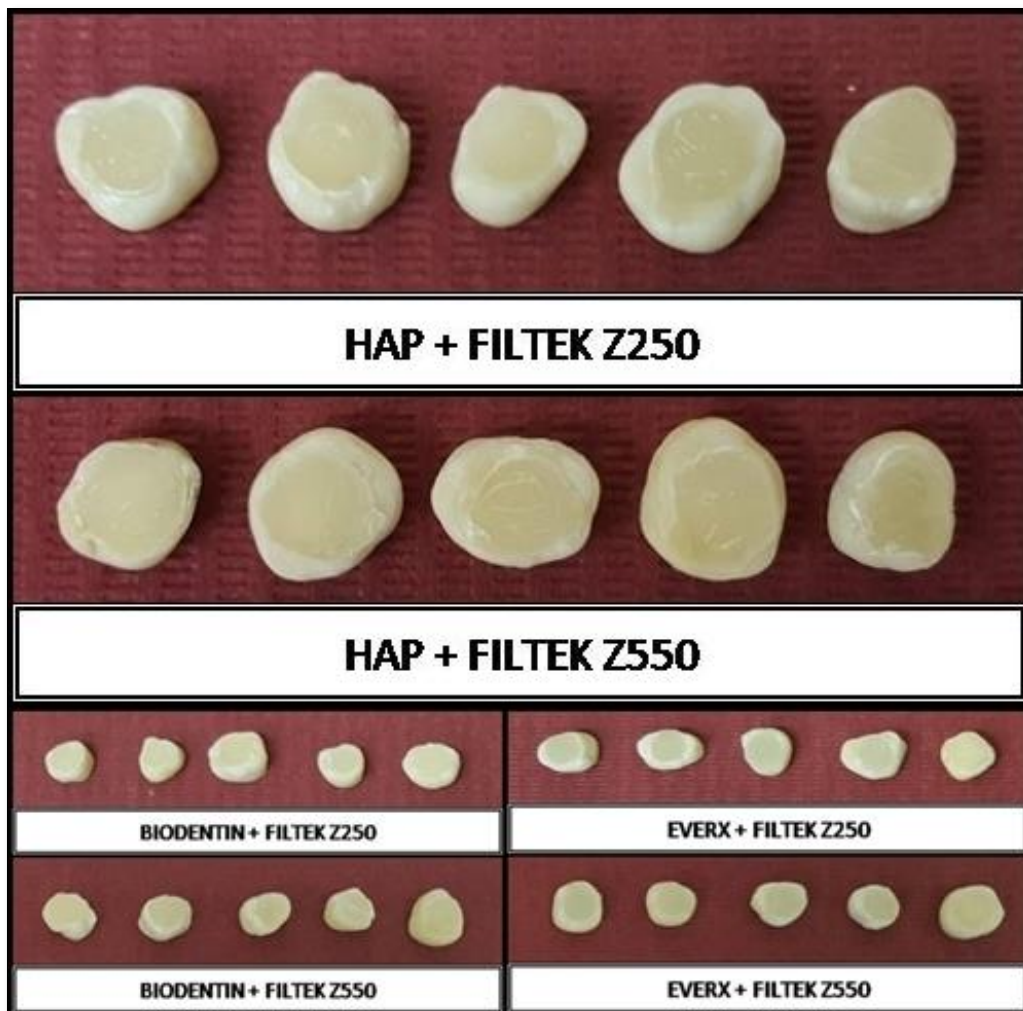
Nakon odstranjivanja korenova, uzorci su podeljeni u grupe prema odgovarajućim gleđno-dentinskim kombinacijama i čuvani u staklenim tamnim bočicama na suvom, tokom 24h na temperaturi od 37°C.



Slika 9. Sloj dentinskog zamenika debljine 2mm u preparisanom kavitetu na ekstrahovanim zubima.



Slika 10. Restauracija kaviteta kompozitnim materijalom



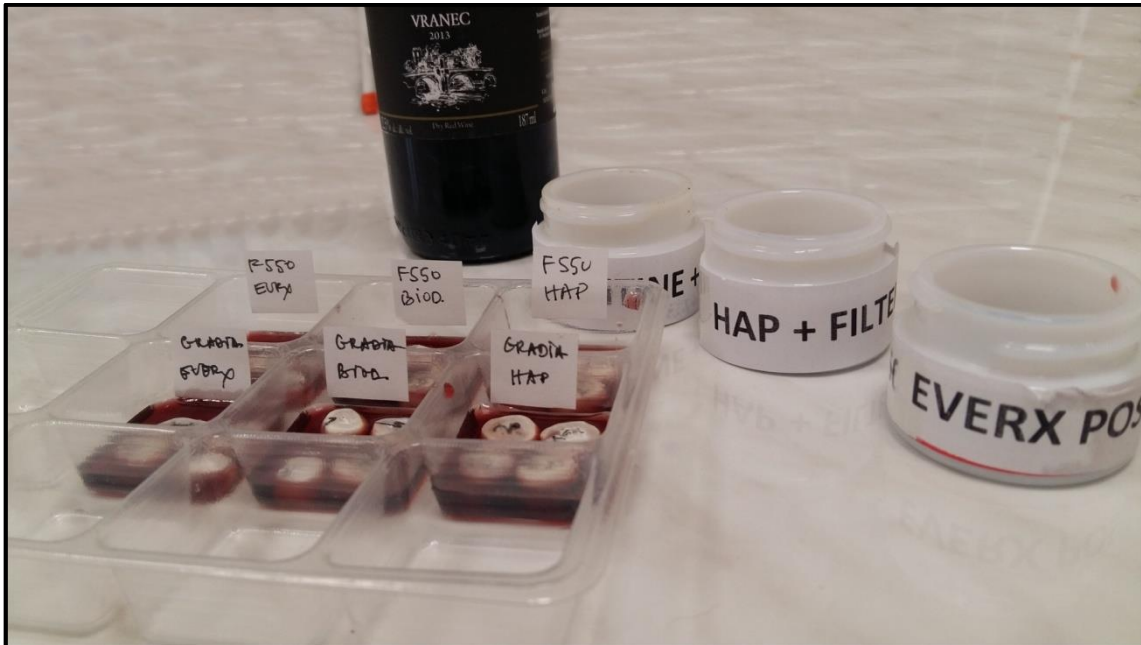
Slika 11. Restaurisani zubi i odstranjeni korenovi zuba

Merenje optičkih parametara je vršeno nakon 24h spektrofotometrom VITA Easyshade Advance 4.0 prema prethodno opisanom postupku (Slika 12).



Slika 12. VITA Easyshade Advance 4.0

Nakon inicijalnog merenja, uzorci su potapani u crveno vino u trajanju od 48h, na temperaturi od 37°C (Slika 13). Uzorci su zatim izvađeni iz medijuma, isprani, osušeni papirnim ubrusom, nakon čega je ponovljeno spektrofotometrijsko merenje.

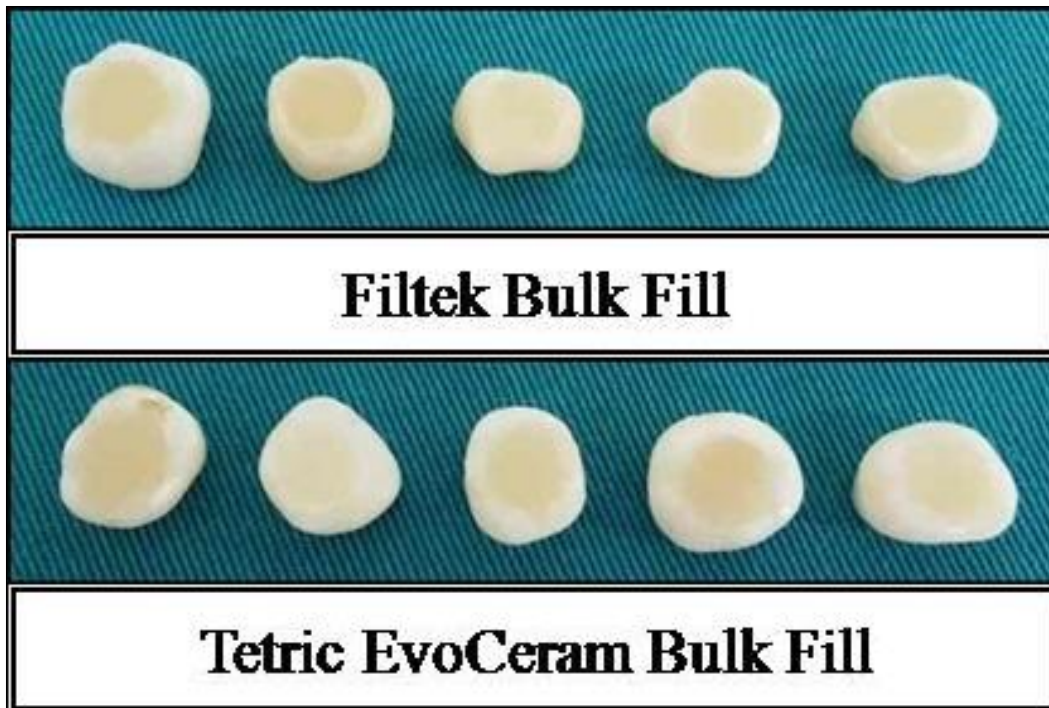


Slika 13. Uzorci potopljeni u obojeni medijum (crveno vino)

3.2.2. Restauracije "bulk fill" tehnikom

Priprema uzoraka

U ovom delu istraživanja korišćeno je 20 ekstrahovanih intaktnih humanih molara (po 10 zuba u svakoj grupi). Nakon ulaganja u gips, na okluzalnoj površini zuba preparisani su modifikovani kaviteti adhezivnog tipa klase I, dubine 4 mm i prečnika do 7 mm, kao što je opisano u prethodnom delu. Nakon završene preparacije u kavitete su aplikovani materijali 'bulk fill' tehnikom. Materijali korišćeni u ovom delu istraživanja su Filtek Bulk i TEC Bulk. Prvo su površine kaviteta tretirane odgovarajućim adhezivom od istog proizvođača: Single Bond Universal i Adhese Universal. Adheziv je svetlosno polimerizovan lampom Bluephase polywave u trajanju od 10 s. Jednim slojem kompozita je popunjen ceo kavitet, prekriven celuloidnom trakom, preko koje je postavljena staklena pločica, radi istiskivanja viška materijala, postizanja ravnomerne debljine, kao i visokog sjaja površine uzorka. Zatim je svetlosno polimerizovan 20 s istom lampom. Nakon odsecanja korenova dijamantskom testerom, uzorci su podeljeni u grupe prema odgovarajućim kombinacijama kompozita (Slika 14). U staklenim tamnim bočicama čuvani su na suvom, tokom 24h na temperaturi od 37°C, nakon čega je sprovedeno spektrofotometrijsko merenje prema prethodno opisanom postupku.

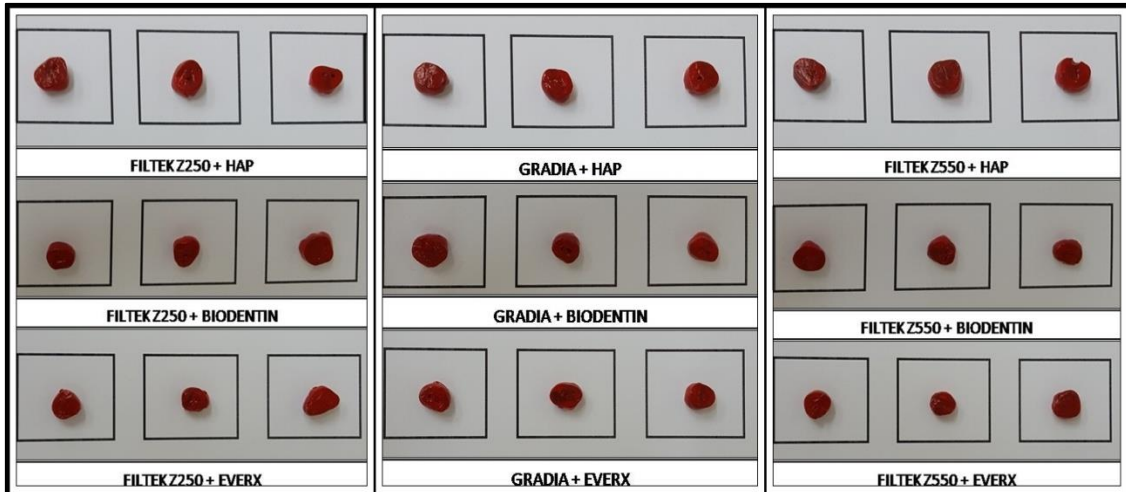


Slika 14. Restaurisani zubi 'bulk-fill' tehnikom i odstranjeni korenovi

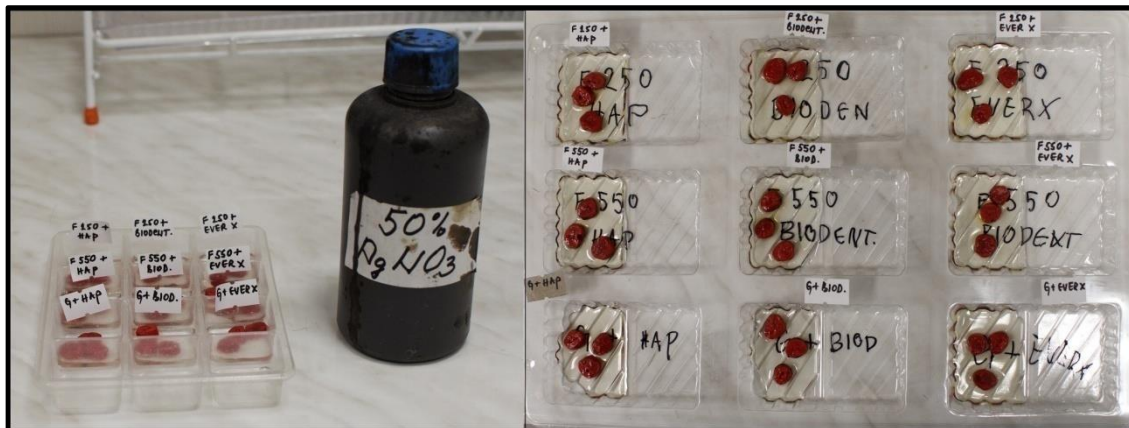
Nakon inicijalnog merenja optičkih parametara, uzorci su potapani u crveno vino u trajanju od 48h, na temperaturi od 37°C, a zatim su izvađeni, isprani, osušeni i ponovo mereni VITA Easyshade spektrofotometrom.

3.3. Određivanje marginalnog integriteta ispuna u kavitetima na ekstrahovanim zubima

Nakon potapanja u vino, po 3 uzorka iz svake grupe je korišćeno za merenje mikropropustljivosti. Uzorci su prelakirani crvenim lakom za nokte u dva sloja do 1 mm od okluzalne površine zuba, odnosno od površine prekrivene kompozitnim materijalom (Slika 15). Zatim su uzorci potopljeni u 50% rastvor srebrno-nitrata u trajanju od 2h, isprani pod mlazom vode i potopljeni u foto-razvijač u trajanju od 6h (Slika 16). Isprani pod mlazom vode i osušeni papirnim ubrusima uzorci su uloženi u kalupe u gips.

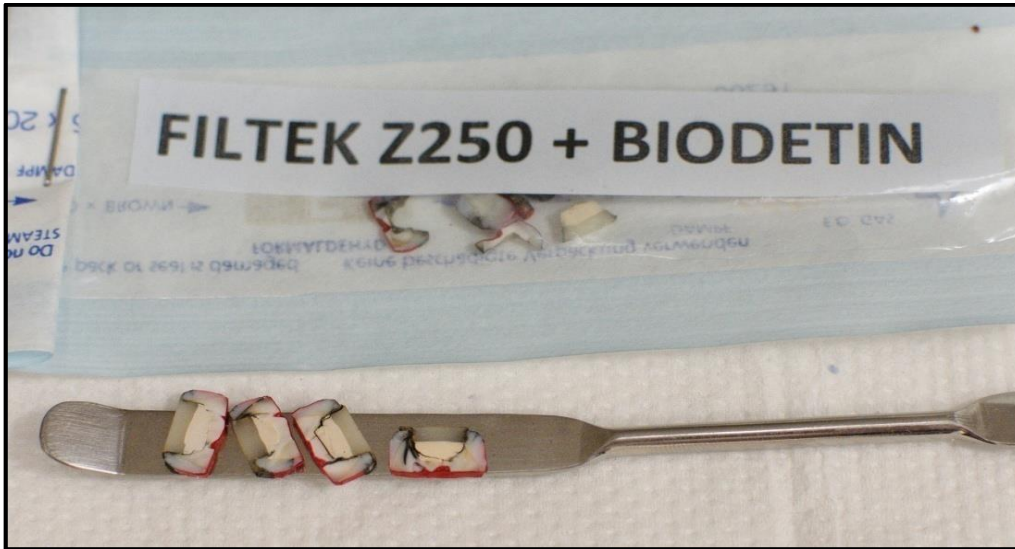


Slika 15. Prelakirani uzorci i podeljeni po grupama



Slika 16. Uzorci potopljeni u 50% rastvor srebrno-nitrata (2h) i u foto-razvijač (6h)

Dobijeni gipsani blokovi sa uzorcima su sečeni duž aksijalne osovine zuba dijamantskom testerom IsoMet 4000 u cilju dobijanja diskova debljine 1 mm. Svaki disk se sastojao od zubnog tkiva i materijala. Od svakog uzorka je dobijeno po tri diska tako da je u svakoj grupi bilo po devet diskova (Slika 17). Prodor boje je analiziran pod stereomikroskopom (BSZ-405 Stereo Microscope, Boeco, Germany) na uveličanju x30. Pod istim uveličanjem je fotografisan uzorak i izvršeno je merenje ugrađenom i kalibrisanom milimetarskom skalom.



Slika 17. Uzorci isečeni duž aksijalne osovine zuba dijamantskom testerom IsoMet 4000

3.4. Statistička analiza

Podaci su obrađeni metodama deskriptivne i komparativne statistike u softverskom paketu Minitab 16 (Minitab Inc. State College, PA, USA). Jednofaktorska ANOVA sa Tukey post-hoc testom korišćena je za ispitivanje razlika, u promeni boje i translucencije, kod slojevotog slaganja uzoraka, u okviru svake grupe kompozita, kao i između kompozitnih grupa iste nijanse i debljine. Podaci za boju i translucenciju uzoraka pre i posle svetlosne polimerizacije, kao i uzoraka na ekstrahovanim zubima pre i posle potapanja u vino analizirani su t-testom za zavisne uzorke. Podaci za boju i translucenciju restauracija na ekstrahovanim zubima analizirani su GLM (General linear model) analizom za faktore "materijal" i "vreme", pri čemu je ispitana i interakcija između dva navedena faktora. U slučaju da je interakcija dva faktora pokazala statističku značajnost, rađena je jednofaktorska ANOVA sa Tukey post-hoc testom i Bonferroni korekcijom p vrednosti. Podaci za mikropropustljivost analizirani su χ^2 testom. Nivo značajnost za sve statističke testove je iznosio 0,05.

4. REZULTATI

4.1. Boja i translucencija individualnih slojeva materijala

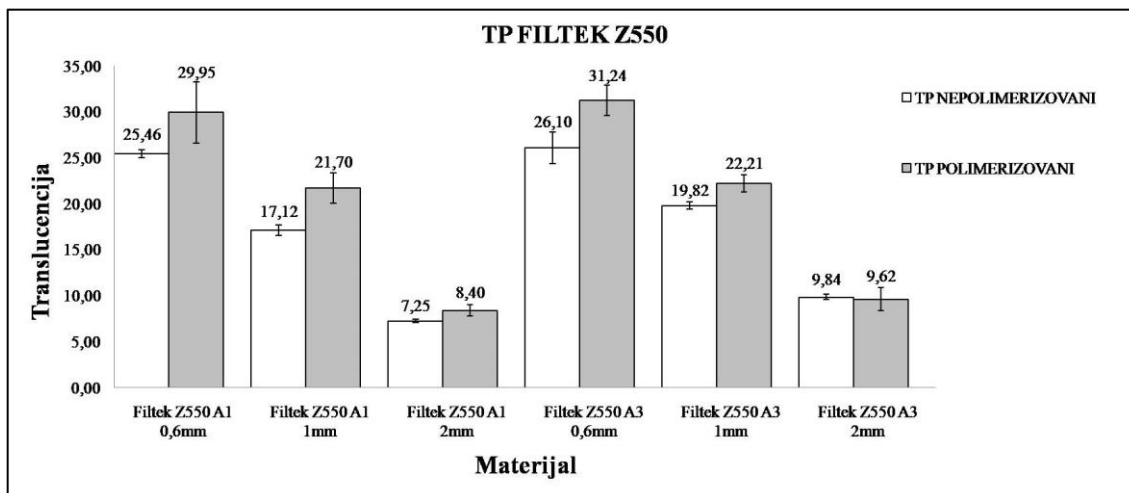
Tabela 6 prikazuje srednje vrednosti CIEL*a*b* sistema ispitivanih materijala. Svi ispitivani kompoziti su imali veće L* (svetlina) vrednosti od uzoraka HAP-a i Biodentina. Ispitivani kompozitni materijali su imali i veće b* vrednosti od uzoraka HAP-a, dok su A1 nijanse, kao i tanki uzorci A3 nijanse kompozitnih materijala imale komparabilne b* vrednosti sa Biodentinom. Uzorci debljine 1 mm su imali najveće L* vrednosti, dok su b* vrednosti rasle sa povećanjem debljine uzorka, tako da su uzorci debljine 2 mm imali najveće b*. Uzorke everX-a nije bilo moguće izmeriti Vita Easyshade spektrofotometrom.

Tabela 6. Vrednosti CIEL*a*b* sistema ispitivanih materijala

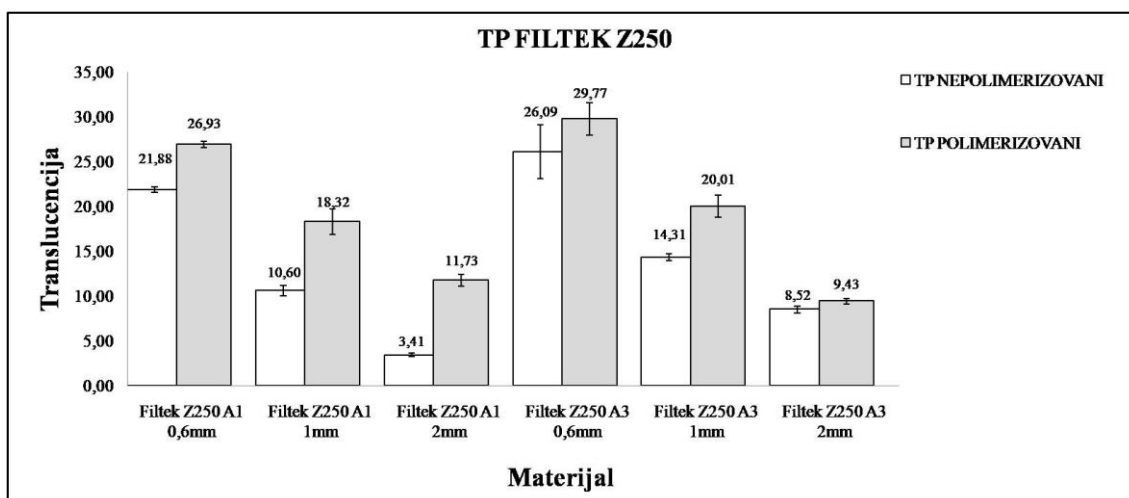
Grupa	L*	a*	b*
Z550 A1 (0,6 mm)	81,44	-1,95	10,85
Z550 A1 (1 mm)	85,54	-1,58	17,37
Z550 A1 (2 mm)	80,08	-1,76	18,89
Z550 A3 (0,6 mm)	75,57	-1,56	19,98
Z550 A3 (1 mm)	81,68	0,08	29,03
Z550 A3 (2 mm)	76,28	1,13	30,59
Z250 A1 (0,6 mm)	80,21	-2,03	2,86
Z250 A1 (1 mm)	81,01	-1,73	11,74
Z250 A1 (2 mm)	75,79	-1,42	12,43
Z250 A3 (0,6 mm)	72,91	-2,02	7,95
Z250 A3 (1 mm)	78,10	-0,22	19,23
Z250 A3 (2 mm)	74,38	0,44	20,24
Biodentin	18,94	3,09	13,46
Gradia A1 (0,6 mm)	79,46	-1,88	3,16
Gradia A1 (1 mm)	85,13	-1,98	10,35
Gradia A1 (2 mm)	81,13	-2,13	12,53
Gradia A3 (0,6 mm)	75,60	-0,80	13,92
Gradia A3 (1 mm)	79,69	0,12	19,27
Gradia A3 (2 mm)	74,53	1,54	21,95
HAP	70,81	0,12	5,61

Grafikoni 1-3 pokazuju TP pre i nakon polimerizacije individualnih slojeva univerzalnih kompozita različite debljine i nijanse. Zbog malog broja uzoraka u svakoj grupi, nije rađeno međugrupno poređenje, već su sve vrednosti za konkretni materijal grupisane pre i posle polimerizacije. Zatim su statistički upoređivane grupe "pre" i "posle"

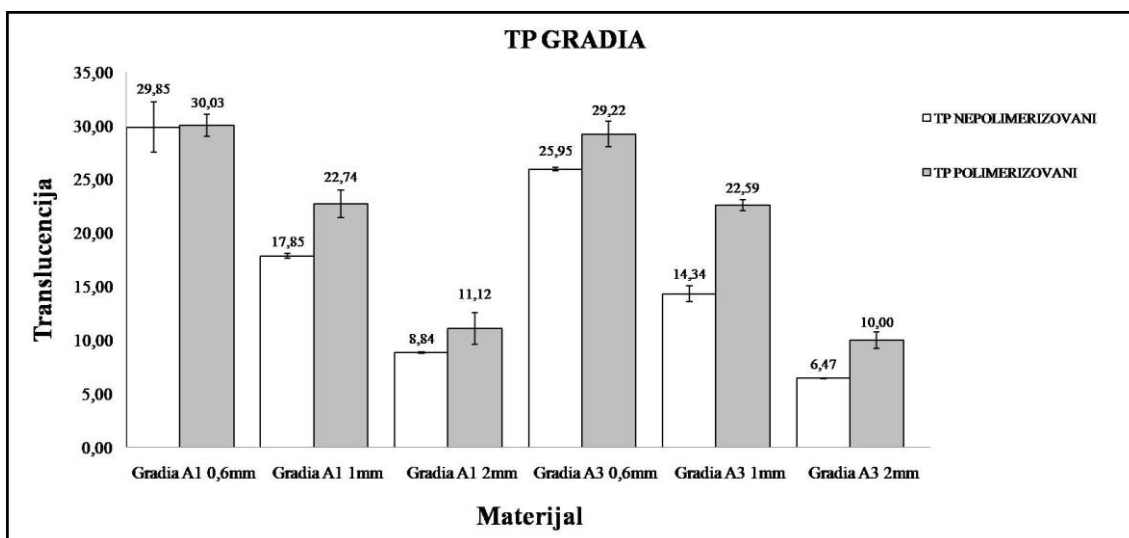
polimerizacije. Nakon polimerizacije vrednosti za TP su rasle kod svih ispitivanih grupa ($p=0,003$ za Z550, $p<0,0001$ za Z250 i $p=0,0005$ za Gradia). Iz grafikona se vidi da je porast vrednosti TP u pojedinim grupama bio manji ili veći, ali bez uticaja na generalni trend.



Grafikon 1. Translucencija kompozita Z550 pre i posle polimerizacije

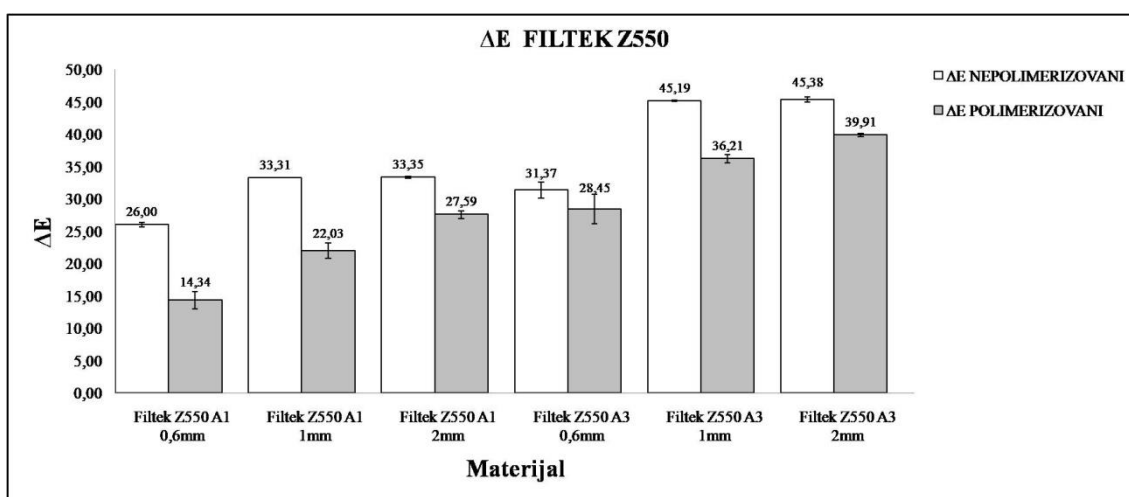


Grafikon 2. Translucencija kompozita Z250 pre i posle polimerizacije

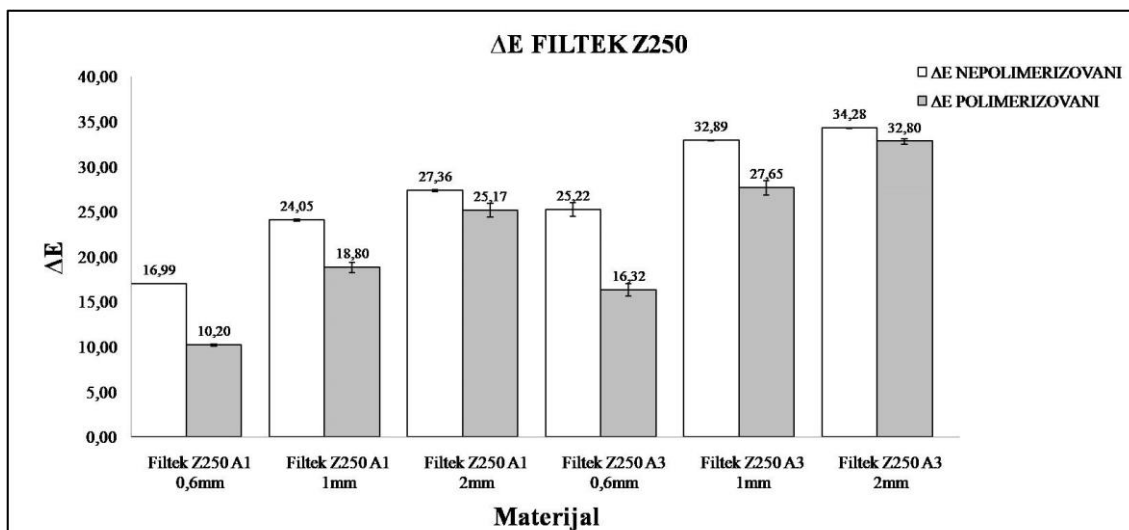


Grafikon 3. Translucencija kompozita Gradia pre i posle polimerizacije

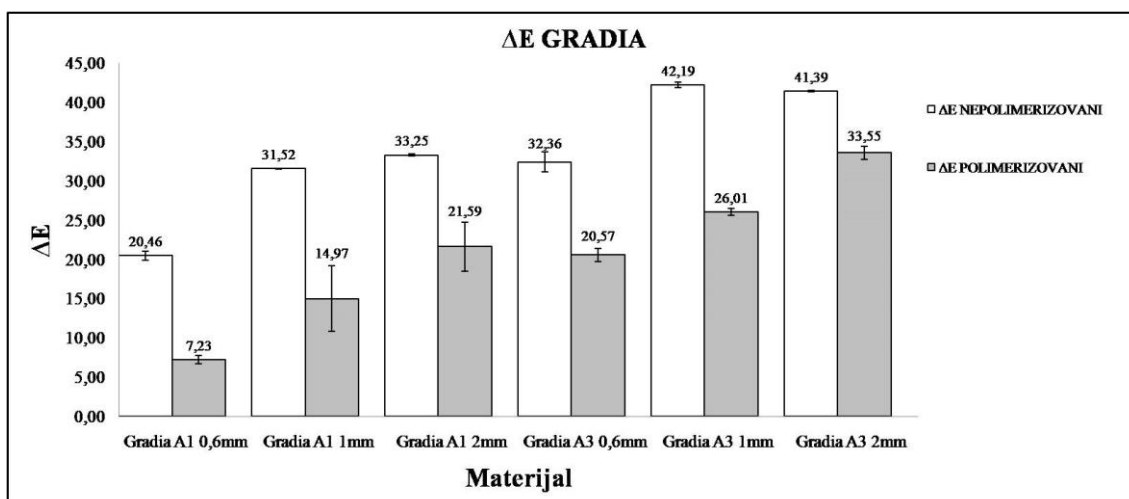
Grafikoni 4-6 pokazuju promenu boje (ΔE) pre i nakon polimerizacije individualnih slojeva univerzalnih kompozita različite debljine i nijanse. Nakon polimerizacije vrednosti ΔE su pokazale trend opadanja kod svih ispitivanih grupa, odnosno materijal je postajao belji nakon polimerizacije. Zbog malog broja uzoraka u svakoj grupi, nije rađeno međugrupno poređenje, već su sve vrednosti za konkretni materijal grupisane pre i posle polimerizacije. Vrednost p date ispod svakog grafikona odnose se na poređenje grupa "pre" i "posle" polimerizacije.



Grafikon 4. ΔE u odnosu na idealno belu boju kompozita Z550 pre i posle polimerizacije ($p < 0,0001$)



Grafikon 5. ΔE u odnosu na idealno belu boju kompozita Z250 pre i posle polimerizacije ($p < 0,0001$)



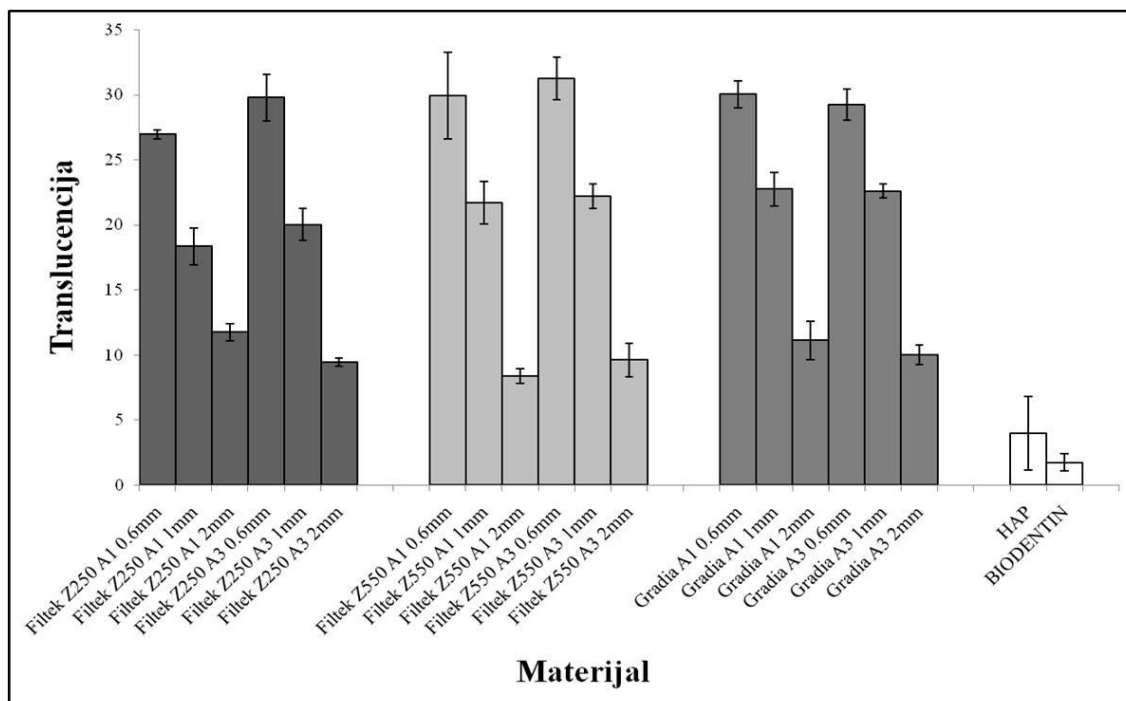
Grafikon 6. ΔE u odnosu na idealno belu boju kompozita Gradia pre i posle polimerizacije ($p < 0,0001$)

U tabeli 7 prikazane su razlike u boji ΔE unutar svake grupe pre i posle polimerizacije. Sve vrednosti $\Delta E < 2,7$ mogu se smatrati klinički uočljivim. Primetno je da je na promene boje veći uticaj imala vrsta kompozita nego nijansa i debljina sloja, s tim da je unutar svakog materijala intenzitet promene boje opadao sa porastom debljine sloja.

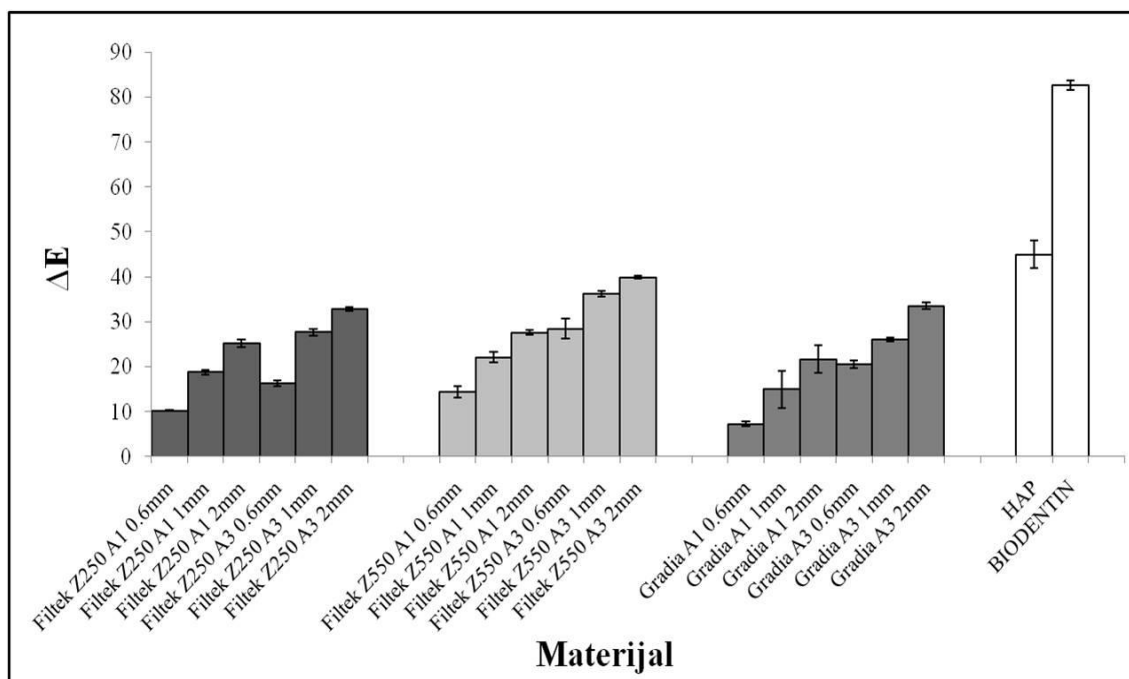
Tabela 7. ΔE unutar svake grupe pre i posle polimerizacije

Materijal	ΔE	Materijal	ΔE
Z250 A1 0,6mm	6,79	Z550 A3 1mm	8,99
Z250 A1 1mm	5,26	Z550 A3 2mm	5,47
Z250 A1 2mm	2,19	Gradia A1 0,6mm	13,23
Z250 A3 0,6mm	8,90	Gradia A1 1mm	16,55
Z250 A3 1mm	5,24	Gradia A1 2mm	11,66
Z250 A3 2mm	1,48	Gradia A3 0,6mm	11,79
Z550 A1 0,6mm	11,66	Gradia A3 1mm	16,18
Z550 A1 1mm	11,28	Gradia A3 2mm	7,84
Z550 A1 2mm	5,76	Filtek Bulk	1,13
Z550 A3 0,6mm	2,92	TEC Bulk	7,28

Grafikoni 7 i 8 prikazuju vrednosti TP i ΔE ispitivanih materijala u odnosu na nijansu i debljinu sloja.



Grafikon 7. Translucencija ispitivanih materijala različitih nijansi i debljina

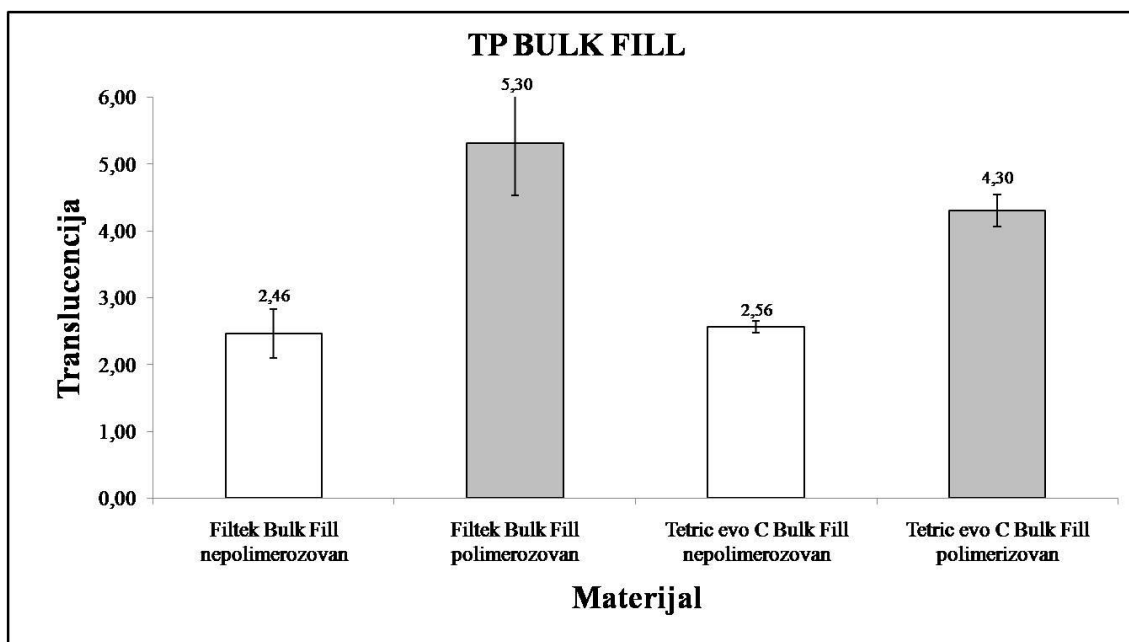


Grafikon 8. ΔE u odnosu na idealno belu boju ispitivanih materijala različitih nijansi i debljina

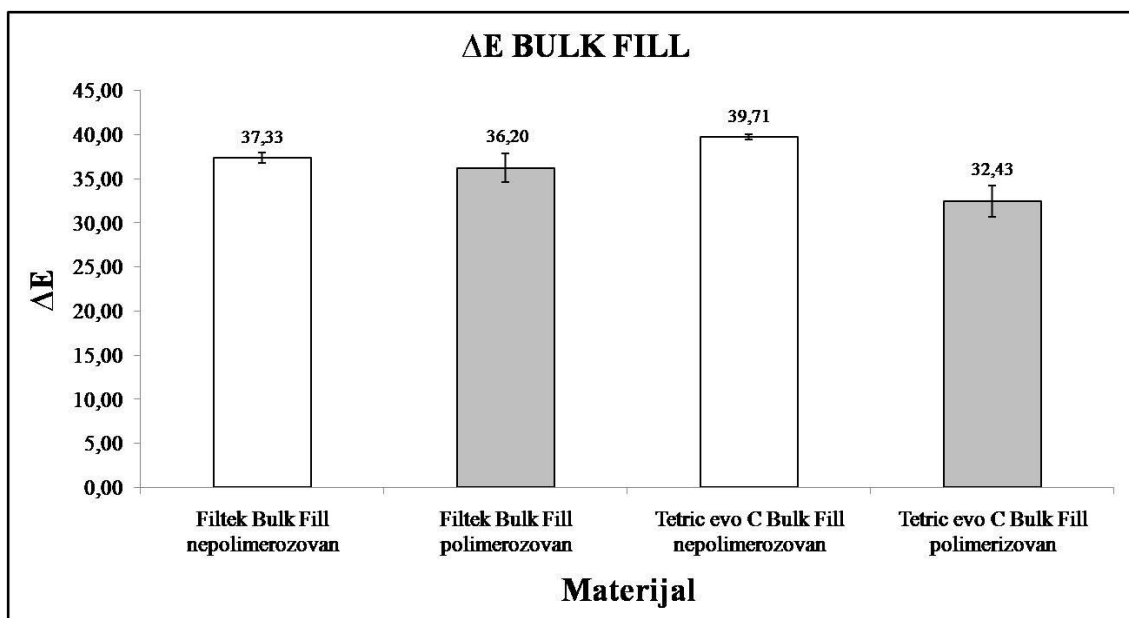
Debljina uzorka u mnogome utiče na TP, više nego sama nijansa i vrsta materijala. TP vrednosti za sve grupe materijala opadaju sa povećanjem debljine. Vrednosti translucencije su slične kod uzoraka različite nijanse ali iste debljine u okviru grupe određenog kompozita. HAP i Biodentin su pokazali značajno niže vrednosti TP u odnosu na kompozitne materijale. Za razliku od TP, promena boje je bila pod uticajem i nijanse i debljine samog uzorka kompozitnog materijala. Sa povećanjem debljine uzorka kao i kod tamnijih nijansi (A3), vrednosti ΔE su se povećavale, što ukazuje na veće odstupanje od 'idealno bele'. Takođe, na ΔE je imao i uticaj brend kompozita. HAP i Biodentin su pokazali značajno visoke vrednosti ΔE u poređenju sa bilo kojom grupom ispitivanih kompozitnih materijala.

Grafikoni 9 i 10 pokazuju TP i ΔE vrednosti merenja individualnih slojeva bulk fill kompozita, Filtek Bulk i TEC Bulk pre i posle polimerizacije. TP vrednosti su rasle nakon polimerizacije. Kod oba materijala uočena je statistički značajno veća translucencija nakon polimerizacije ($p=0,0215$ za Filtek Bulk i $p=0,0037$ za TEC Bulk). S druge strane, vrednosti ΔE su pokazale trend smanjivanja, odnosno materijal je postajao belji nakon polimerizacije. Razlika je bila statistički značajna u grupi TEC

Bulk ($p=0,0002$), dok u grupi Filtek Bulk nije registrovana statistička značajnost ($p=0,1239$).



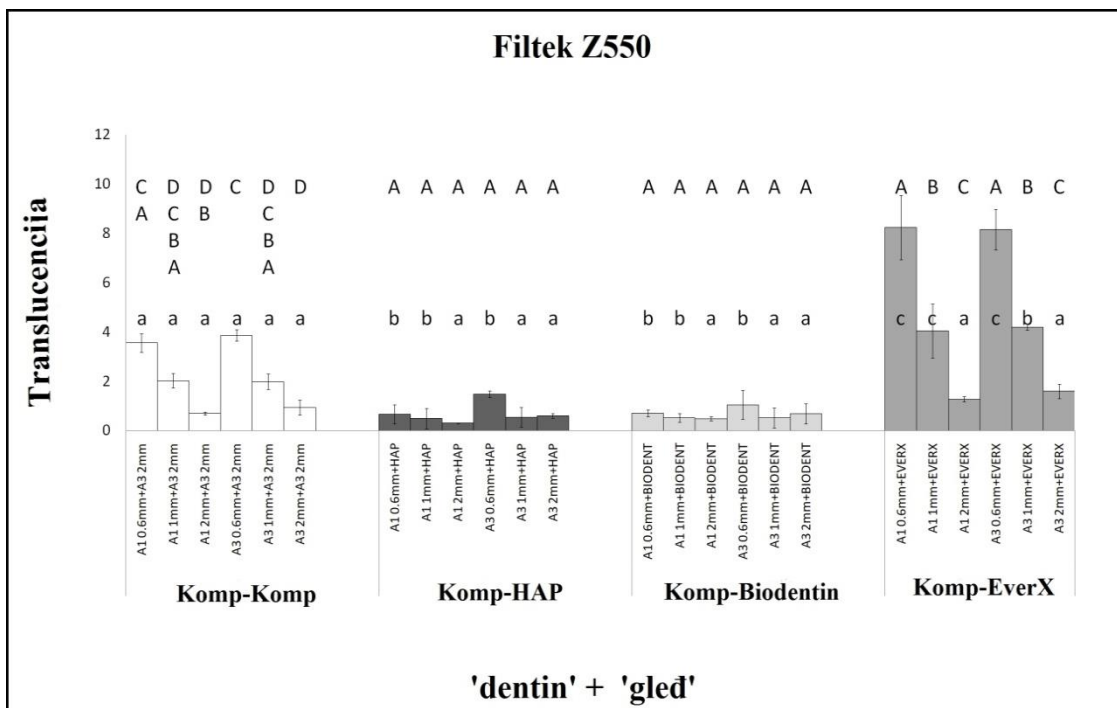
Grafikon 9. TP Filtek Bulk i TEC Bulk pre i posle polimerizacije



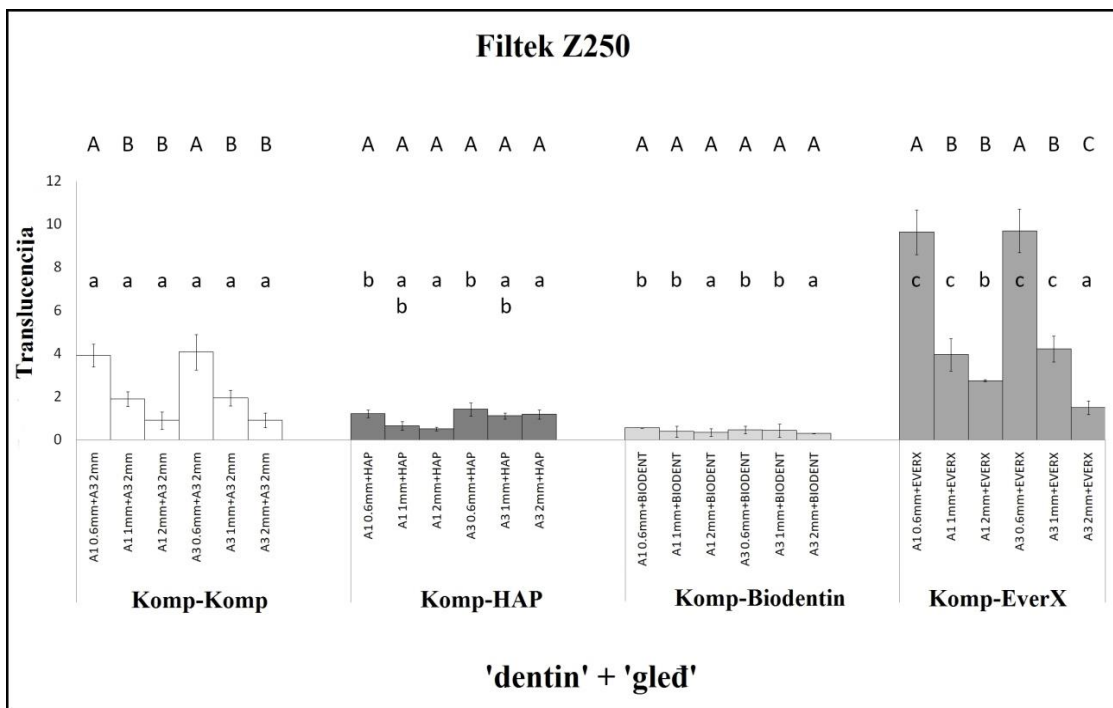
Grafikon 10. ΔE u odnosu na idealno belu boju Filtek Bulk i TEC Bulk pre i posle polimerizacije

4.2. Boja i translucencija nakon slojevitog slaganja materijala

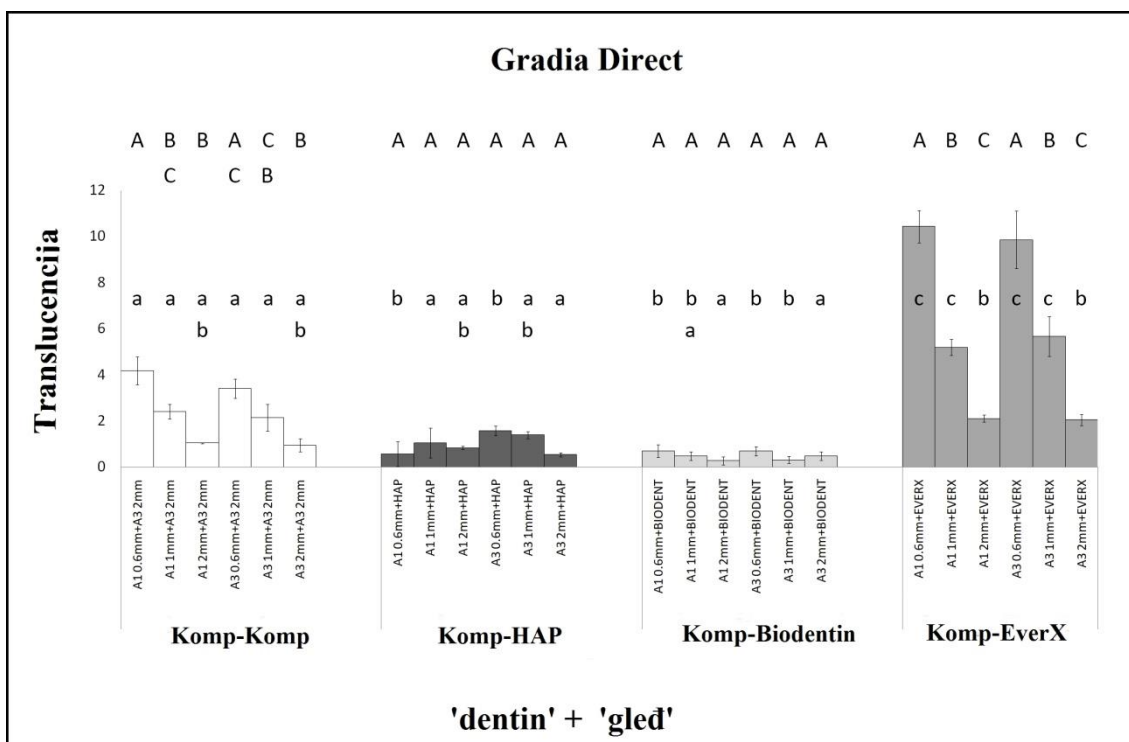
Grafikoni 11-13 prikazuju TP vrednosti ispitivanih kompozitnih materijala, Z550, Z250 i Gradia, u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicama. TP vrednosti kontrolnih grupa su opadale sa povećanjem debljine uzorka, nezavisno od nijanse kompozita. Uzorci istih debljina, bez obzira na nijansu, A1 ili A3, su pokazali slične vrednosti TP. Isti trend je pokazala i grupa uzoraka gde je kao dentinski zamenik korišćen everX nezavisno od kompozita koji je postavljan kao 'gleđni' sloj, ali su razlike u vrednostima između debljine 'gleđnog' sloja bile veće nego kod kontrolne grupe. Izuzetak je kombinacija everX sa 'gleđnim' slojem kompozita Z250 debljine 2 mm i nijanse A3, koja je pokazala niže vrednosti TP od odgovarajuće kontrolne grupe Z250 nijanse A1. Za svaki ispitivani kompozit veće vrednosti TP je imala grupa koja je kao 'dentin' sadržala everX, u odnosu na kontrolnu grupu iste nijanse i debljine. EverX sa slojem kompozita debljine 2 mm dao je rezultate koji se mogu uporediti sa odgovarajućom kontrolnom grupom kompozitnog materijala. Kombinacije, koje su kao 'dentin' imale HAP ili Biodentin sa svim ispitivanim kompozitnim materijalima, pokazale su vrlo niske vrednosti TP (ispod 2), bez značajnog uticaja nijanse ili debljine kompozitnog materijala. Vrednosti TP ovih kombinacija su bile niže od odgovarajućih kontrolnih grupa.



Grafikon 11. TP Z550 u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicima. Velika slova predstavljaju poređenja u okviru svake grupe, mala slova predstavljaju poređenja između različitih grupa materijala iste nijanse i debljine uzorka. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$)

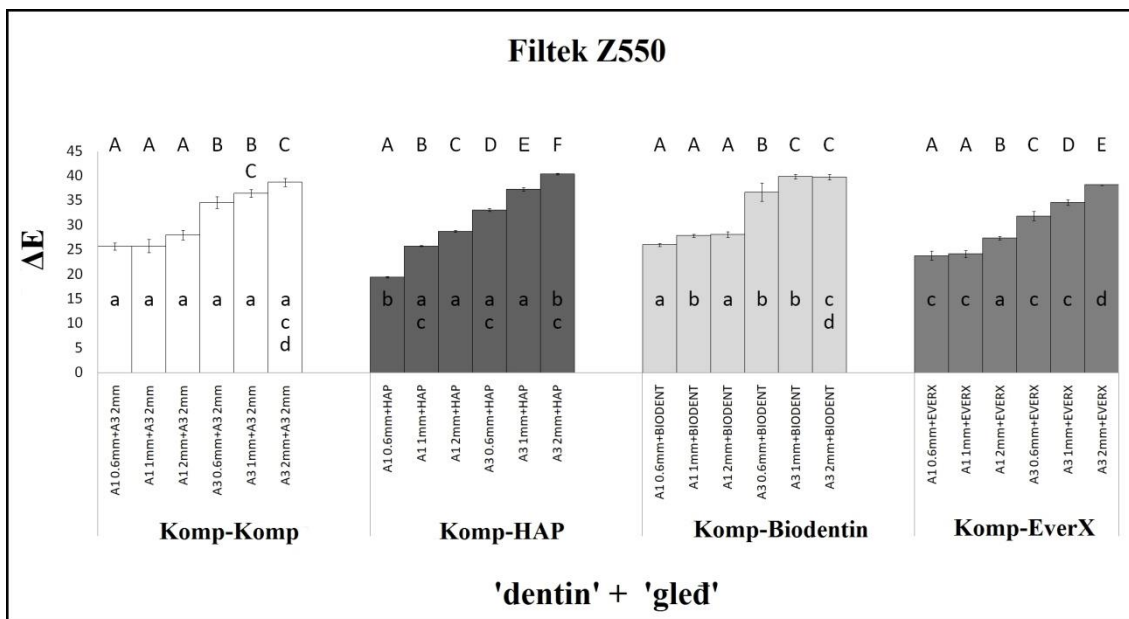


Grafikon 12. TP Z250 u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicima. Velika slova predstavljaju poređenja u okviru svake grupe, mala slova predstavljaju poređenja između različitih grupa materijala iste nijanse i debljine uzorka. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$)

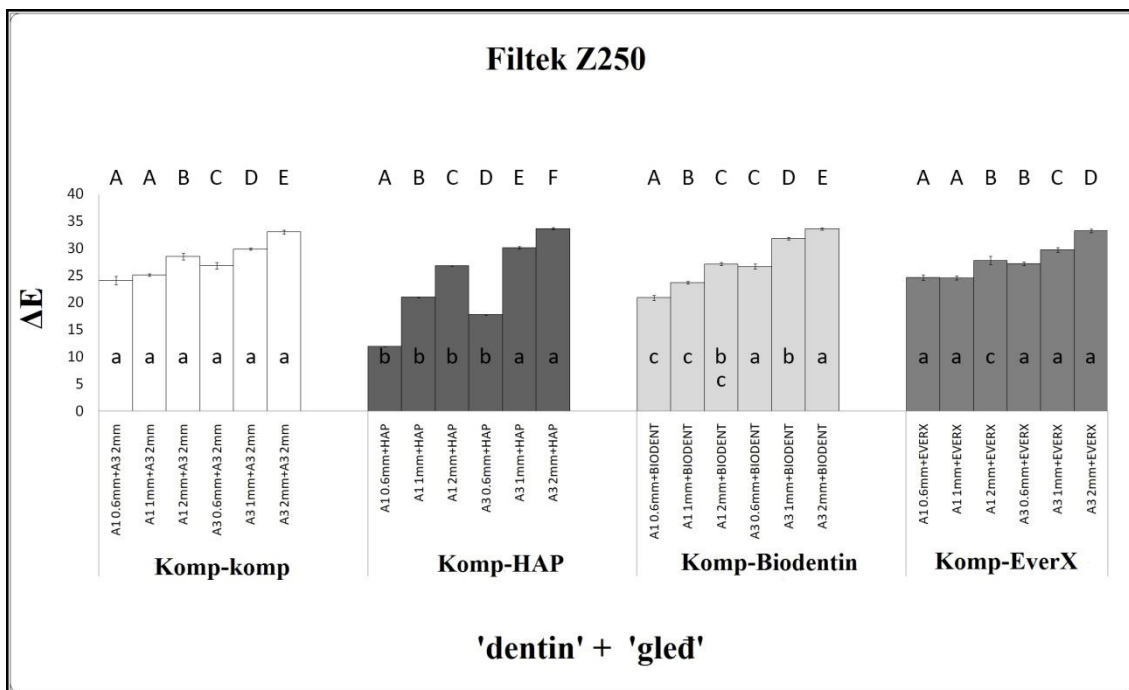


Grafikon 13. TP Gradia u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicima. Velika slova predstavljaju poređenja u okviru svake grupe, mala slova predstavljaju poređenja između različitih grupa materijala iste nijanse i debljine uzorka. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$)

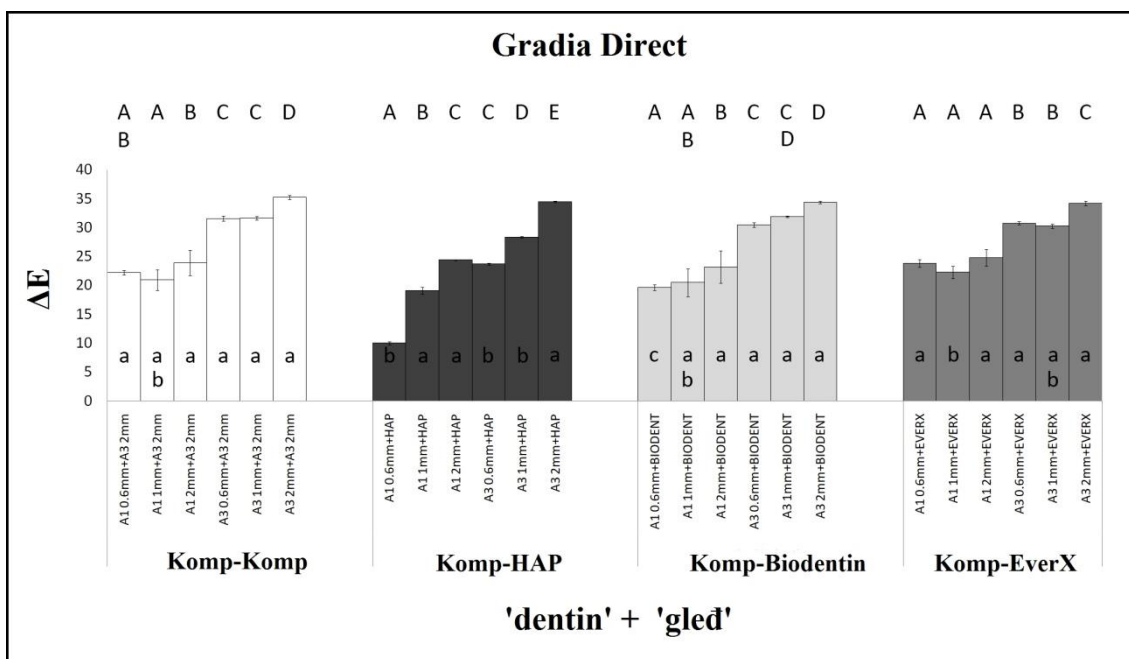
Grafikoni 14-16 pokazuju vrednosti promene boje ΔE ispitivanih kompozitnih materijala, Z550, Z250 i Gradia, u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicima. ΔE pokazuje suprotan trend u odnosu na TP. Nijansa i debljina slojeva 'glednog' sloja kompozitnog materijala sa svim materijalima koji su se u istraživanju koristili za 'dentinski' sloj, uticale su na ΔE . Najtamniji, odnosno oni sa najvećom vrednošću ΔE , su bili uzorci debljine 2 mm nijanse A3, nezavisno od dentinskog zamenika. U okviru grupa dentinskih zamenika najveće razlike u pogledu ΔE je pokazala grupa uzoraka sa HAP-om i kompozitom. Grupe everX + Gradia i everX + Z250 su imale vrednosti ΔE najbližnje za upoređivanje sa odgovarajućom kontrolnom grupom (parovi). HAP i Biodentin u kombinaciji sa ispitivanim kompozitima su imali približno isti broj parova za upoređivanje sa odgovarajućom kontrolnom grupom. Debljina 'glednog' sloja od 2 mm je imala najveći broj parova sa odgovarajućom kontrolnom grupom nezavisno od 'dentina', a zatim i debljina od 1 mm, pa 0,6 mm.



Grafikon 14. ΔE u odnosu na idealno belu boju Z550 u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicima. Velika slova predstavljaju poređenja u okviru svake grupe, mala slova predstavljaju poređenja između različitih grupa materijala iste nijanse i debljine uzorka. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$)



Grafikon 15. ΔE u odnosu na idealno belu boju Z250 u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicima. Velika slova predstavljaju poređenja u okviru svake grupe, mala slova predstavljaju poređenja između različitih grupa materijala iste nijanse i debljine uzorka. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$)

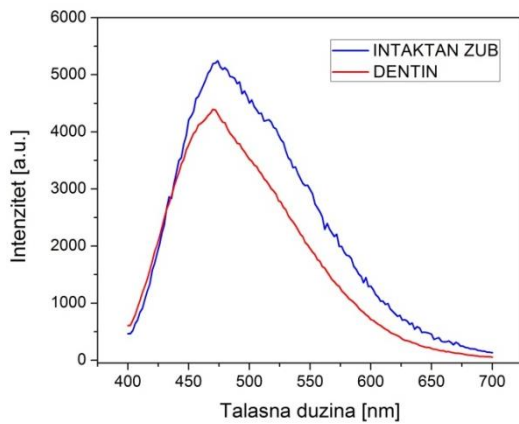


Grafikon 16. ΔE u odnosu na idealno belu boju Gradia u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicima. Velika slova predstavljaju poređenja u okviru svake grupe, mala slova predstavljaju poređenja između različitih grupa materijala iste nijanse i debljine uzorka. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$)

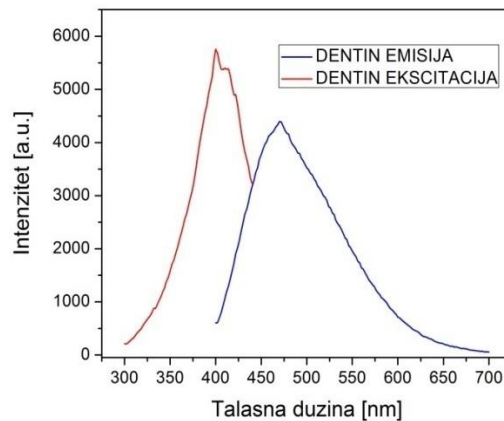
4.3. Fluorescencija

Fluorescencija je merena na intaktnom zubu i obrađenom zubu tj. nakon uklanjanja gleđi (Grafikon 17), u opsegu talasnih dužina od 400 nm do 700 nm, sa maksimumom emisije od 473 nm za intaktni zub i 471 nm za obrađen zub. Nije primećena razlika u obliku spektara intaktnog zuba i zuba nakon uklanjanja gleđi, već je samo detektovana razlika u intenzitetu luminescencije koja je posledica prisustva gleđnog sloja.

Meren je ekscitacioni i emisioni spektar obrađenog zuba tj. nakon uklanjanja gleđi (Grafikon 18). Širok ekscitacioni spektar zuba počinje od talasnih dužina od 300 nm i ide preko 450 nm sa ekscitacionim maksimumom na 400 nm. Izmeren je i emisioni spektar dentina sa pobudom od 380 nm. Merena je fluorescencija dentina zuba u opsegu talasnih dužina od 400 nm do 700 nm, širokog emisionog pika sa maksimumom emisije na 471 nm.



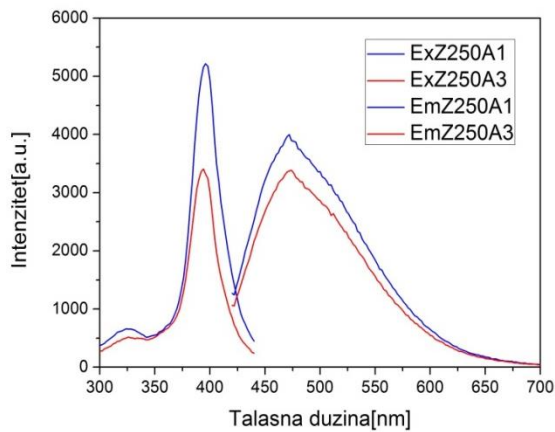
Grafikon 17. Emisioni spektri intaktnog zuba i nakon uklanjanja gleđi sa površine



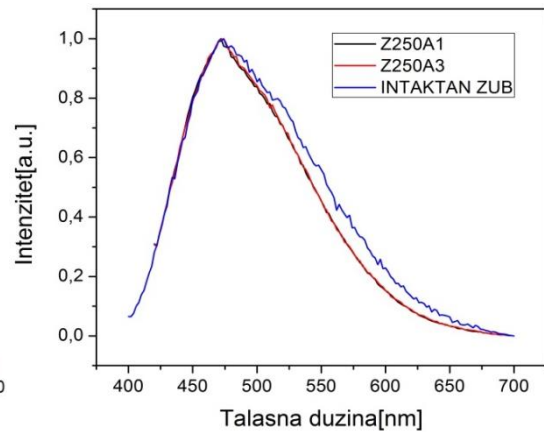
Grafikon 18. Emisioni i ekscitacioni spektar dentina

Fluorescencija kompozitnih materijala je merena pod istim eksperimentalnim uslovima. Meren je ekscitacioni i emisioni spektar svih kompozitnih materijala korišćenih u istraživanju.

Kod kompozita Z250, debljine 1 mm, nijanse A1 i A3, ekscitacioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 300 nm do 450 nm, širokog ekscitacionog pika sa maksimumom na 394 nm. Emisioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 425 nm do 700 nm, širokog emisivnog pika sa maksimumom na 471 nm (Grafikon 19). Ekscitacija i emisija su slabije po intenzitetu u odnosu na nijansu. Nijansa A1 je pokazala veći intenzitet u odnosu na nijansu A3. Luminescencija kompozitnog materijala Z250 u poređenju sa luminescencijom zuba pokazuje minimalne razlike emisivnog spektra sa maksimumom kod kompozita na 471 nm, a kod zuba na 473 nm (Grafikon 20).

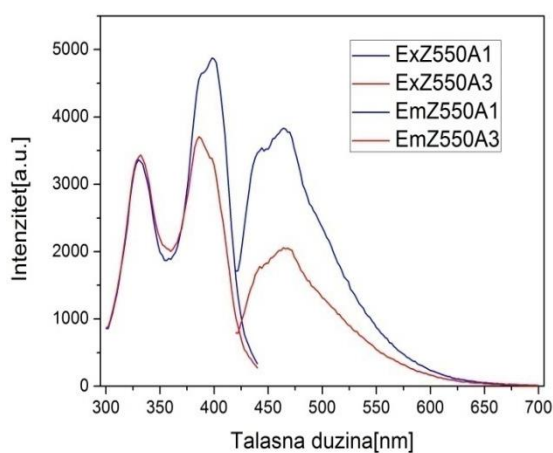


Grafikon 19. Emisioni i ekscitacioni spektar Z250

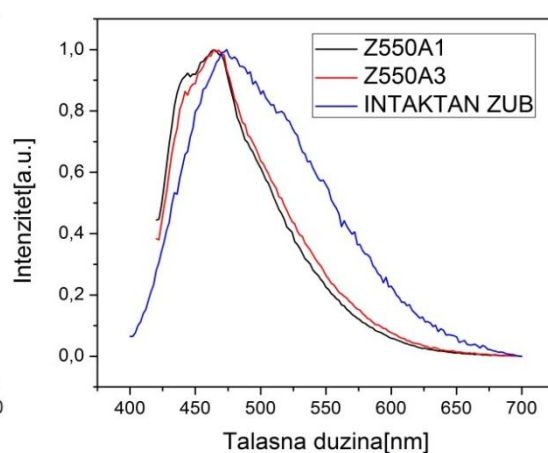


Grafikon 20. Emisioni spektar Z250 i intaktnog zuba

Kod kompozita Z550, debljine 1 mm, nijanse A1 i A3, ekscitacioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 300 nm do 450 nm, sa 2 ekscitaciona pika sa maksimumom na 331 nm i 397 nm. Emisioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 425 nm do 700 nm, širokog emisivnog pika sa maksimumom na 464 nm (Grafikon 21). Kao i kod prethodnog kompozita, ekscitacija i emisija su slabije po intenzitetu u odnosu na nijansu. Nijansa A1 je pokazala veći intenzitet u odnosu na nijansu A3. Luminescencija kompozitnog materijala Z550 u poređenju sa luminescencijom zuba ima pomereni oba svoja pika (maksimum na 464 nm) ka manjim talasnim dužinama (Grafikon 22). Može se primetiti da je širina emisivnog spektra zuba veća od širine emisivnih pikova materijala Z550.

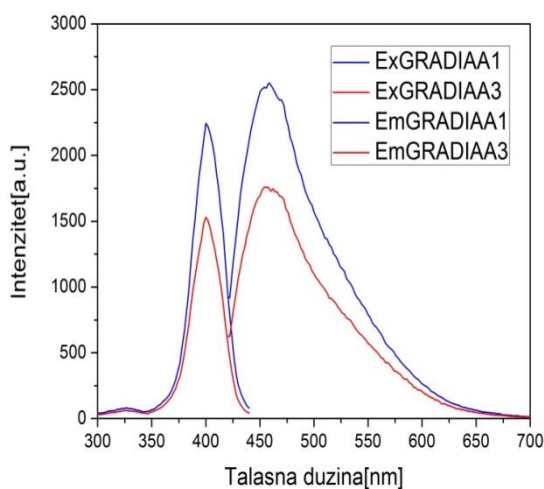


Grafikon 21. Emisioni i ekscitacioni spektar Z550

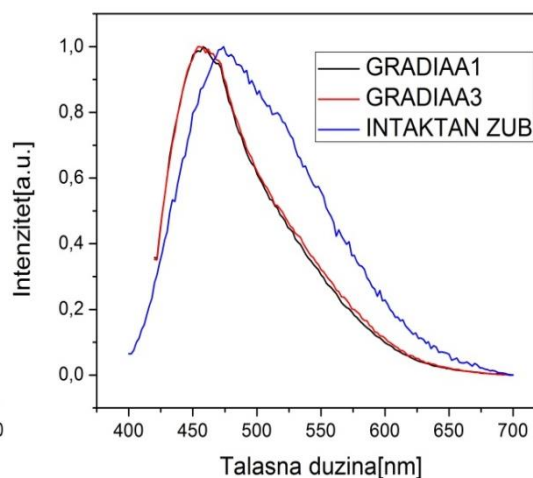


Grafikon 22. Emisioni spektar Z550 i intaktnog zuba

Kod kompozita Gradia debljine 1 mm, nijanse A1 i A3, ekscitacioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 300 nm do 450 nm, sa 2 ekscitaciona pika sa maksimumom na 320 nm i 400 nm. Emisioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 425 nm do 700 nm, širokog emisionog pika sa maksimumom na 458 nm (Grafikon 23). I u slučaju Gradia-e nijansa A1 je pokazala veći intenzitet ekscitacije i emisije u odnosu na nijansu A3.



Grafikon 23. Emisioni i ekscitacioni spektar Gradia-e



Grafikon 24. Emisioni spektar Gradia-e i intaktnog zuba

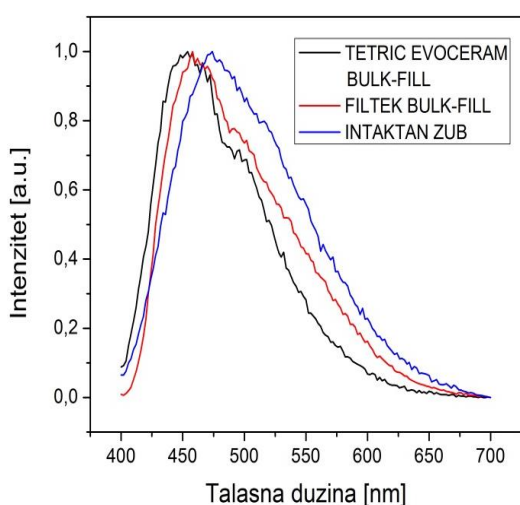
Kada se uporedi luminescencija kompozitnog materijala Gradia sa luminescencijom zuba (Grafikon 24), primećuje se razlika u položaju maksimuma emisionog spektra koji je pomeren ka manjim talasnim dužinama (456 nm). Širina emisionog pika kompozita Gradia manja je od širine emisionog pika zuba.

Prema dobijenim rezultatima, nakon merenja kompozitnih materijala korišćenih u ovom istraživanju, može se videti da je luminescencija ispitivanih kompozitnih materijala približna luminescenciji prirodnog zuba. Z250 ima najpribližniji maksimum emisionog pika (471 nm) prirodnom zubu (473 nm), dok su Z550 (464 nm) i Gradia (456 nm) udaljeni ka manjim talasnim dužinama.

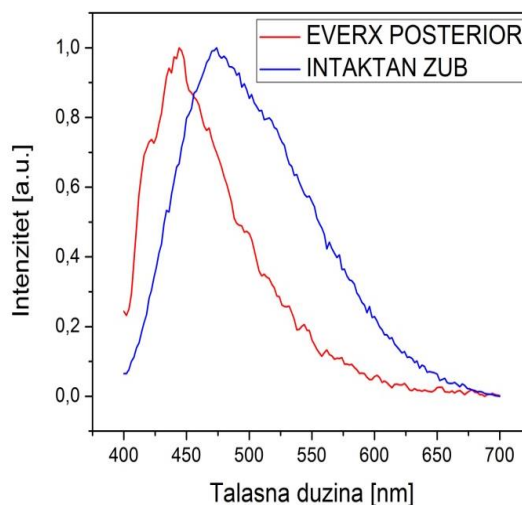
Bulk-fill kompoziti su pokazali određenu luminescenciju. Filtek Bulk čiji je emisioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 425 nm do 700 nm, pokazao je širok

emisioni pik sa maksimumom na 452 nm (Grafikon 25). TEC Bulk čiji je emisioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 425 nm do 700 nm, pokazao je širok emisioni pik sa maksimumom na 460 nm. Kada se upoređi luminescencija bulk-fill kompozitasa luminescencijom zuba primećuje se razlika u položaju maksimuma emisionog spektra koji je pomeren ka manjim talasnim dužinama. Širina emisionih pikova bulk-fill kompozita manja je od širine emisionog pika zuba. TEC Bulk ima približniji maksimum emisionog pika (460 nm) prirodnom zubu (473 nm) u odnosu na Filtek Bulk (452 nm).

U ovom istraživanju je merena i luminescencija materijala koji su korišćeni kao dentinski zamenici za restauraciju zuba. Kod inserta sintetičkog HAP i Biodentina nije registrovana luminescencija. EverX je pokazao izrazito slabu luminescenciju. Emisioni spektar je sniman u opsegu talasnih dužina od 425 nm do 700 nm, širokog emisionog pika sa maksimumom na 445 nm i upoređen je sa luminescencijom intaktnog zuba čiji je maksimum emisije 473 nm (Grafikon 26).



Grafikon 25. Emisioni spektar bulk-fill kompozita i intaktnog zuba

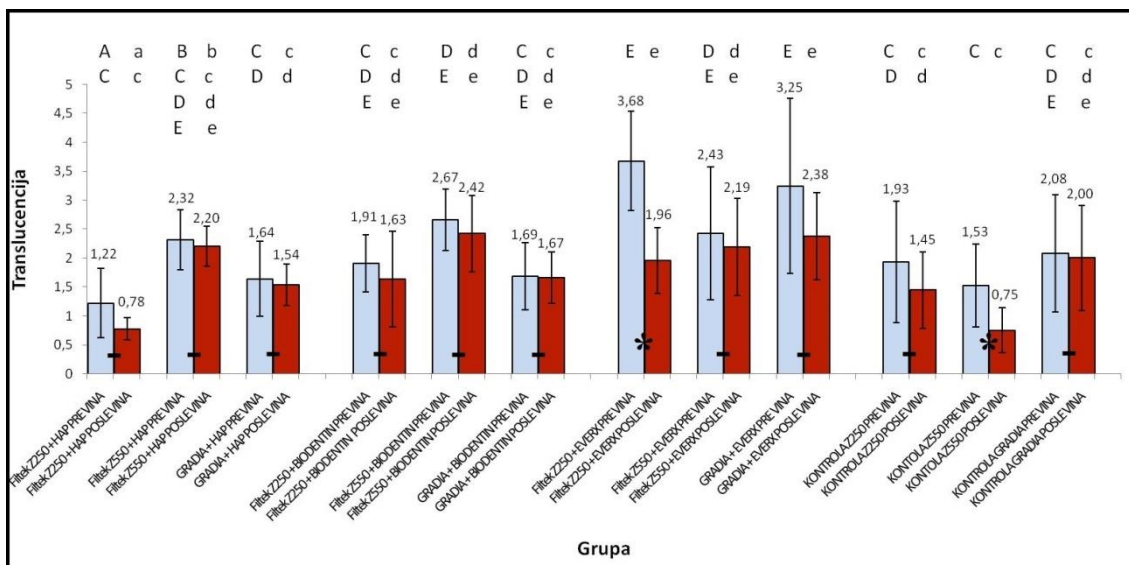


Grafikon 26. Emisioni spektar kompozita everX

4.4. Boja i translucencija ispuna u kavitetima na ekstrahovanim zubima

4.4.1. Restauracije "sendvič" tehnikom

Grafikon 27 prikazuju TP vrednosti ispitivanih kompozitnih materijala, Z550, Z250 i Gradia, u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicama pri restauraciji kaviteta na ekstrahovanim zubima, pre i posle potapanja u crveno vino. Nakon potapanja u obojeni medijum (crveno vino) TP vrednosti su opadale. GLM analiza TP vrednosti odnosno dvofaktorska ANOVA za faktore "materijal" i "vreme" je pokazala značajno manju TP kompozita posle potapanja u vino ($p=0,001$) kao i značajne razlike između grupa ($p<0,001$). Kako interakcija ovih faktora nije bila statistički značajno različita ($p=0,410$), to ukazuje da su uočene razlike između grupa bile iste i pre i posle potapanja u vino. Što znači da kada se uporede TP vrednosti svih uzoraka pre potapanja u vino i njihove razlike može se zaključiti da su iste međugrupne razlike prisutne i nakon potapanja u crveno vino. Urađeni su i t-testovi za zavisne uzorke da bi se ispitale razlike u TP za svaku grupu pre i posle potapanje uzoraka u vino. Međugrupne razlike komparirane t-testom za zavisne uzorke pokazale su da nema statistički značajne razlike u TP pre i posle potapanja u vino ($p>0,05$), osim u grupama " Z250+everX" ($p=0,0434$) i "Z550 kontrola" ($p=0,0411$) gde su postojale statistički značajne razlike pre i posle potapanja u crveno vino.

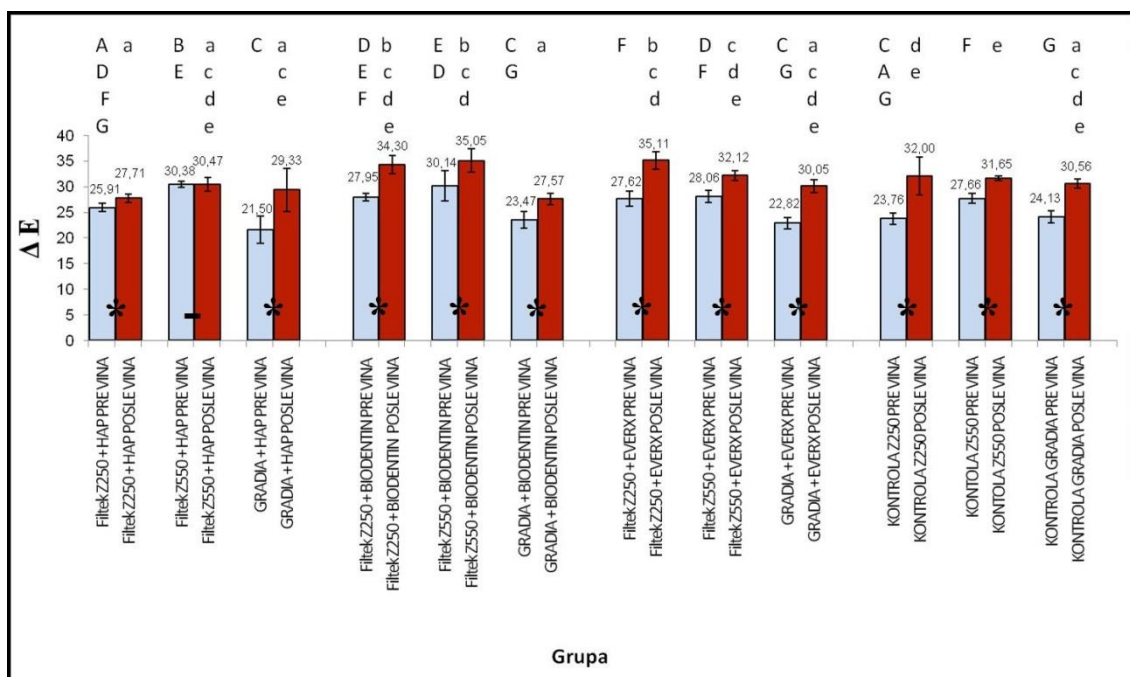


Grafikon 27. TP sendvič tehnike na ekstrahovanim zubima. Velika slova predstavljaju poređenja između svih materijala pre potapanja u vino, mala slova predstavljaju poređenja između svih materijala posle potapanja u vino. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$). Zvezdica ukazuje na značajnu razliku između odgovarajućih grupa istog materijala pre i posle potapanja u vino ($p < 0,05$). Crtica pokazuje da ne postoji statistički značajna razlika između odgovarajućih grupa istog materijala pre i posle potapanja u vino ($p > 0,05$)

Grafikon 28 pokazuje vrednosti promene boje ΔE ispitivanih kompozitnih materijala, Z550, Z250 i Gradia, u kombinaciji sa različitim dentinskim zamenicama pri restauraciji kaviteta na ekstrahovanim zubima, pre i posle potapanja u crveno vino. Vrednosti promene boje ΔE u odnosu na idealno belu boju pokazuju suprotan trend u odnosu na TP. GLM analiza ΔE vrednosti odnosno dvofaktorska ANOVA za faktore "materijal" i "vreme" pokazala je značajne razlike za oba faktora. Međutim, kako je interakcija ovih faktora bila statistički značajna ($p < 0,001$), to su dalje urađene zasebne jednofaktorske ANOVA sa Tukey post-hoc testom međugrupnih razlika i Bonferroni korekcijom p vrednosti za ispitivane grupe pre i posle potapanja u vino.

Dalje, urađeni su i t-testovi za zavisne uzorke da bi se ispitale razlike u ΔE za svaku grupu pre i posle potapanje uzoraka u vino. U svim grupama, osim Z550+HAP ($p = 0,861$), ΔE vrednosti su bile statistički značajno veće posle potapanja u vino u

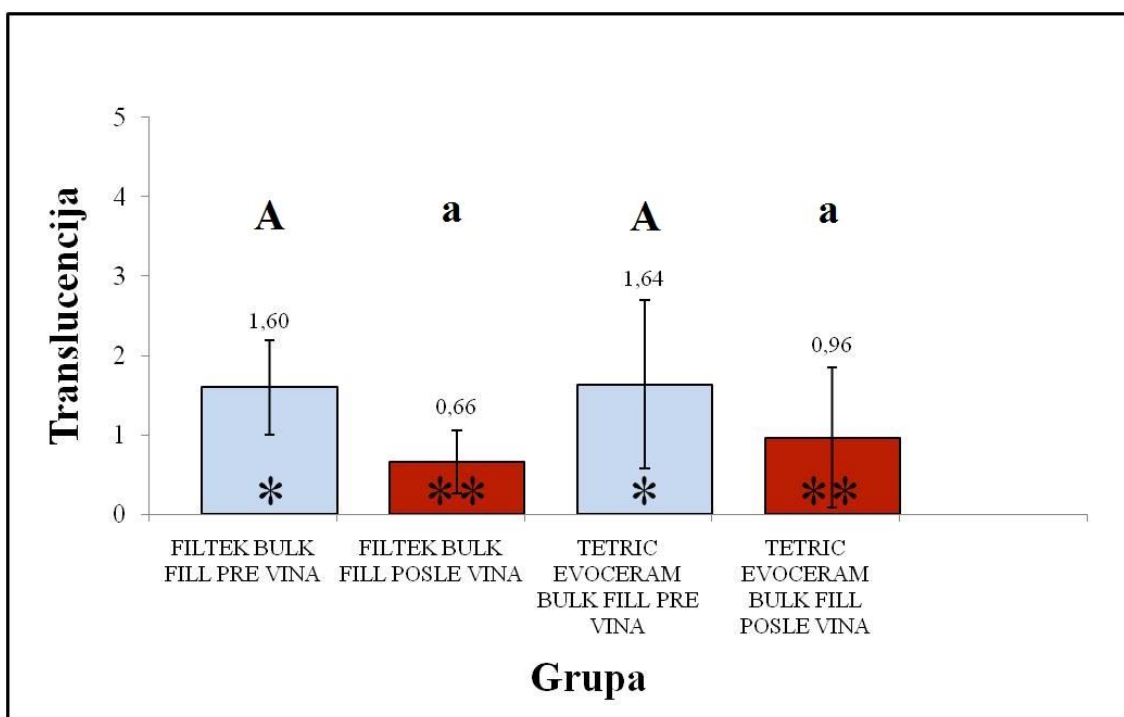
odnosu na početne vrednosti ($p < 0,001$). To znači da je boja kompozita u svim grupama, osim navedene grupe (Z550+HAP), bila značajno tamnija nakon potapanja u vino. Identifikovane razlike u ΔE su prevazišle klinički prihvatljiv prag od $\Delta E > 2,7$ ukazujući da su promene boje bile uočljive i golim okom.



Grafikon 28. ΔE u odnosu na idealno belu boju kombinovanih (“sendvič”) ispuna na ekstrahovanim zubima. Velika slova predstavljaju poređenja između svih materijala pre potapanja u vino, mala slova predstavljaju poređenja između svih materijala posle potapanja u vino. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$). Zvezdica ukazuje na značajnu razliku između odgovarajućih grupa istog materijala pre i posle potapanja u vino ($p < 0,05$). Crtica pokazuje da ne postoji statistički značajna razlika između odgovarajućih grupa istog materijala pre i posle potapanja u vino ($p > 0,05$)

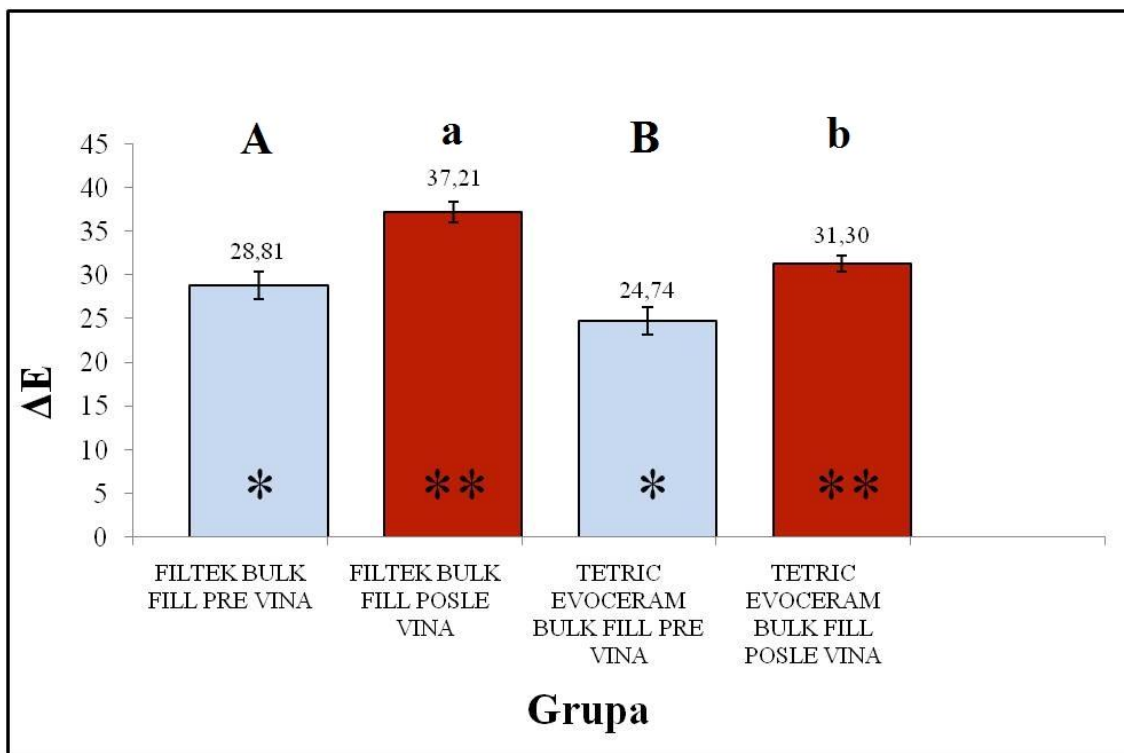
4.4.2. Restauracije "bulk fill" tehnikom

Grafikon 29 prikazuje TP vrednosti nakon restauracije kaviteta na ekstrahovanim zubima bulk-fill kompozitima, Filtek Bulk i TEC Bulk, pre i posle potapanja u crveno vino. GLM analiza TP vrednosti odnosno dvofaktorska ANOVA za faktore "materijal" i "vreme" je pokazala značajno manju TP oba bulk-fill kompozita posle potapanja u vino ($p=0,035$), dok između bulk-fill kompozita nije bilo statistički značajne razlike ($p=0,630$). Kako interakcija ovih faktora nije bila statistički značajno različita ($p=0,709$), to ukazuje da je odsustvo razlika između bulk-fill kompozita postojalo i pre i posle potapanja u crveno vino, a da su kod oba materijala TP vrednosti bile značajno niže posle potapanja.



Grafikon 29. TP ispuna od bulk-fill kompozita na ekstrahovanim zubima. Velika slova predstavljaju poređenja između materijala pre potapanja u vino, mala slova predstavljaju poređenja između materijala posle potapanja u vino. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p>0,05$). Zvezdica ukazuje na značajnu razliku između odgovarajućih grupa istog materijala pre i posle potapanja u vino ($p<0,05$)

Grafikon 30 prikazuje ΔE vrednosti nakon restauracije kaviteta na ekstrahovanim zubima bulk-fill kompozitima, Filtek Bulk i TEC Bulk, pre i posle potapanja u crveno vino. GLM analiza ΔE vrednosti, odnosno dvofaktorska ANOVA za faktore "materijal" i "vreme" pokazala je značajne razlike za oba faktora. Međutim, kako je interakcija ovih faktora bila statistički značajna ($p=0,037$), to su dalje urađeni zasebni t-testovi za nezavisne uzorke radi međusobnog poređenja bulk-fill kompozita, dok su t-testovi za zavisne uzorke primenjeni radi poređenja ΔE vrednosti unutar svakog bulk-fill kompozita pre i posle potapanja u vino. Uočene su statistički značajno veće vrednosti za Filtek Bulk odnosu na TEC Bulk i pre i posle potapanja. Oba bulk-fill kompozita su pokazala značajno veće ΔE vrednosti posle potapanja u vino u odnosu na početne vrednosti ($p<0,001$). To znači da su i bulk-fill kompoziti, kao i konvencionalni kompoziti iz prethodne analize, bili značajno tamniji nakon potapanja u vino.



Grafikon 30. ΔE u odnosu na idealno belu boju ispuna bulk-fill kompozita na ekstrahovanim zubima. Velika slova predstavljaju poređenja između materijala pre potapanja u vino, mala slova predstavljaju poređenja između materijala posle potapanja u vino. Ista velika ili mala slova – nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$). Zvezdica ukazuje na značajnu razliku između odgovarajućih grupa istog materijala pre i posle potapanja u vino ($p < 0,05$)

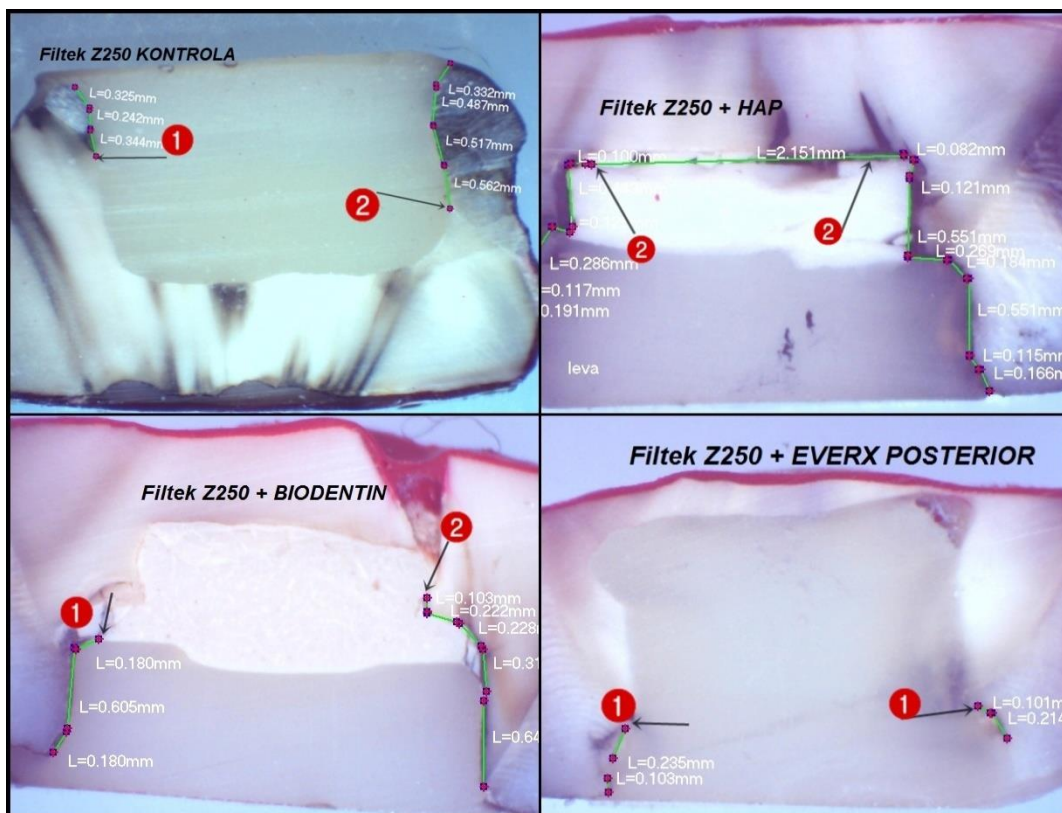
4.5. Mikropropustljivost

Rezultati dobijeni ispitivanjem mikropropustljivosti metodom pasivnog prodora boje na uzorcima restaurisanim 'sendvič' tehnikom su opisivani skorom. Korišćeni su sledeći skorovi: 0 - nema mikropropustljivosti; 1 - mikropropustljivost u zoni kompozita; 2 - mikropropustljivost u zoni dentinskog zamenika; 3 – mikropropustljivost u zoni pulpnog zida. Međutim statistička analiza χ^2 testom je ukazala na nedovoljan broj uzoraka za svaki skor. Zbog toga je urađeno pregrupisanje skorova na sledeći način: skor 1 - mikropropustljivost bez zahvatanja dentinskog zamenika i skor 2 - mikropropustljivost sa zahvaćenim dentinskim zamenikom (Tabela 8).

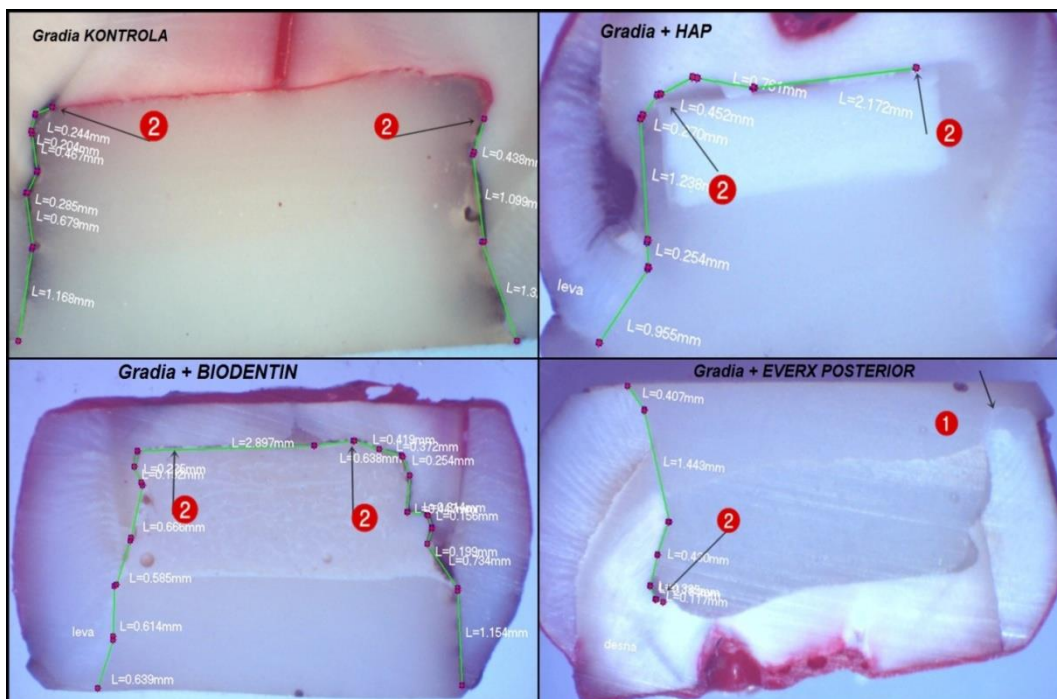
Tabela 8. Skor mikrocurenja

Materijal	Skor 1	Skor 2
Z250 kontrola	35,71 % (5)	64,29 % (9)
Z250 + HAP	0 % (0)	100 % (6)
Z250 + Biodentin	12,5 % (1)	87,5 % (7)
Z250 + everX	50 % (6)	50 % (6)
Z550 kontrola	0 % (0)	100 % (14)
Z550 + HAP	0 % (0)	100 % (14)
Z550 + Biodentin	20 % (2)	80 % (8)
Z550 + everX	75 % (9)	25 % (3)
Gradia kontrola	6,25 % (1)	93,75 % (15)
Gradia + HAP	30 % (3)	70 % (7)
Gradia + Biodentin	0 % (0)	100 % (14)
Gradia + everX	50 % (7)	50 % (7)

Za materijal Z250 i njegove kombinacije sa dentinskim zamenicima nije uočena statistički značajna povezanost između materijala i mikrocurenja ($p=0,1004$). Ipak, uočena je za nijansu manja učestalost dubljeg mikrocurenja od očekivanog (Slika 18).



Slika 18. Mikrocurenje kompozita Z250



Slika 20. Mikrocurenje kompozita Gradia

Analiza mikrocurenja ukazuje na odsustvo jasne razlike u mikrocurenju između ispitivanih grupa gde su dentinski zamenici prekriveni kompozitom Z250. Za druga dva kompozita, Z550 i Gradia postojala je povezanost između ispitivanih grupa i dubine mikrocurenja. U pogledu mikrocurenja, everX se pokazao kao najbolji dentinski zamenik, jer je u sve tri grupe uočena manja učestalost dubljeg prodora boje od očekivanog, i to statistički značajno u kombinaciji sa Z550 i Gradia, mada je sličan trend postojao i u kombinaciji sa Z250. Da se dubina mikrocurenja ne može povezati sa dentinskim zamenikom ukazuje nalaz da su kod Z550 i Gradia kontrolne grupe pokazale učestaliji dublji prodor boje od očekivanog.

5. DISKUSIJA

5.1. Metodologija

Izbor materijala korišćenih u ovom istraživanju imao je za cilj ispitivanje uticaja više kliničkih parametara na optičke karakteristike finalne kompozitne restauracije. Ispitali smo uticaj tipa materijala, nijanse, debljine sloja, kao i uticaj dentinskih zamenika. Izabrali smo tri vrste kompozitnih materijala kako bi predstavili različite materijale u odnosu na sastav samog materijala, sadržaj punilaca i organskog matriksa. U studiji su korišćeni mikrohibridni ili nanohibridni kompoziti, sa BisGMA-om ili bez BisGMA-e. Nijansa kompozitnog materijala je izabrana na osnovu uziverzalnog Vita ključa boja. U istraživanju su korišćene A1 i A3 nijansa, zbog svoje široke primene u kliničkoj praksi, iako se osobine ovih nijansi ne razlikuju mnogo u Vitinom ključu boja. Kao predstavnik svetlije nijanse korišćena je A1, a tamnije A3. Dentinski zamenici ekstremnih optičkih karakteristika korišćeni u studiji su kalcijum-silikatni cement i eksperimentalni HAP, kao i komercijalni kompozit ojačan staklenim vlaknima.

Kompozit ojačan staklenim vlaknima (EverX Posterior) ima približnije estetske osobine konvencionalnim kompozitnim materijalima, u odnosu na dentinske restaurativne materijale ekstremnih optičkih karakteristika kao sto su Biodentin i eksperimentalni HAP. Potrebno je bilo utvrditi da li će određena debljina gleđnog sloja, različitih nijansi, koja se postavlja preko nekog od dentinskih zamenika, moći da poništi neželjene estetske karakteristike ovih materijala.

Klinički spektrofotometar je korišćen za određivanje boje, s obzirom da se smatra pouzdanim, ne samo u kliničkoj praksi, već i u ispitivanju boje prirodnih zuba i dentalnih materijala [132]. Vita Easyshade, korišćen u ovoj studiji, može se koristiti za upoređivanje nijansi jednako oblikovanih uzoraka bilo kog materijala koji odgovara nijansi Vitinog ključa boja, što je potvrđeno od strane proizvođača.

Vrednosti promene boje (ΔE) se određuju oduzimanjem vrednosti merenja između grupa ili merenja pre i posle [13,26,128]. S obzirom da u delu istraživanje gde se ispitivala tehnika slojevitog slaganja nije bilo merenja pre i posle, korišćen je novi pristup. Novi pristup podrazumeva da se boja svakog uzorka, u koordinatnom sistemu boja, određuje samo jednim merenjem tj. ΔE je mereno u odnosu na 'idealno belu' boju

prema standardima praga L^* , a^* i b^* vrednosti gde je $L^*=100$, $a^*=0$ and $b^*=0$ [127]. Shodno tome, moguće je bilo uporediti vrednosti u okviru grupe i između grupa. Poređenje između grupa može se postići i jednostavnim oduzimanjem ΔE vrednosti u cilju dobijanja vrednosti koje su klinički prihvatljive ($\Delta E > 3,3$ ili $\Delta E > 2,7$). Boja se može odrediti korišćenjem CIEL*a*b* ili CIEDE2000 formulama, preporučenim od strane International Commission on Illumination (CIE). Iako je CIEDE2000 novija formula, obe formule se koriste i dalje upoređuju u raznim istraživanjima [16,17].

5.2. Boja i translucencija individualnih slojeva materijala

U prvom delu su ispitivane optičke karakteristike, boja i translucencija, individualnih slojeva materijala. Rezultati su pokazali da se nakon polimerizacije vrednosti translucencije povećavaju, dok se promena boje ogledala u smanjenju vrednosti ΔE u odnosu na idealno belu boju. Uzorci su nakon polimerizacije bili translucentniji i svetliji. Imajući u vidu dobijene rezultate nulta hipoteza je odbačena.

Rezultati ovog istraživanja su u skladu sa ispitivanjima drugih autora u smislu generalnog trenda promene boje i translucencije kompozita nakon polimerizacije [22,26,77]. Analizom pomenutih radova uočljive su razlike u apsolutnim vrednostima optičkih karakteristika, imajući u vidu razlike u materijalima, debljini sloja, svetlosnim izvorima.

Celik i saradnici su pokazali da veliki broj komercijalnih kompozita (mikrohibridnih, nanohibridnih i nanopunjenih) u debljini sloja od 2 mm značajno i klinički uočljivo menja boju nakon polimerizacije (ΔE je bio u rasponu od 4,59 do 14,13) [26]. Il Yang Kim i saradnici su komparirali 41 nijansu 8 komercijalnih kompozita pre i posle polimerizacije na uzorcima debljine 1 mm. Raspon vrednosti ΔE u odnosu na nijansu, pre i posle polimerizacije, je bio od 1,1 do 7,9. Raspon vrednosti ΔE kod različitih brendova kompozita je bio do 1,8 do 7,2. Kod svakog brenda kompozita, promena boje nakon polimerizacije varirala je prema nijansi [22]. Manje vrednosti promene boje su utvrdili Del Mar Perez i saradnici ispitujući 16 nijansi 2 komercijalna kompozita polimerizovana LED ili halogenim svetlosnim izvorom koristeći uzorke 2 mm debljine. Oba tipa polimerizacionog svetla su uticala na smanjenje L^* i C^* vrednosti, dok su h^* vrednosti ili rasle ili opadale. Raspon promene boje je bio nešto veći kod polimerizacije

LED svetlom. ΔE vrednosti su bile u rasponu od 0,6 do 5,5 (LED) i 0,6 do 4,2 (QTH). U ovom radu su vrednosti translucencije rasle posle polimerizacije, slično rezultatima našeg istraživanja [77].

Translucencija se pokazala zavisnom od debljine uzoraka tj. sa povećanjem debljine uzorka vrednosti translucencije su opadale. Međutim, nije se mogao uočiti trend u intenzitetu promene translucencije nakon polimerizacije u odnosu na nijansu i debljinu. Npr. uzorci debljine 2 mm nijanse A1 kompozita Z250 su pokazali skoro 4 puta veću translucenciju nego uzorci kompozita Z550 iste debljine i nijanse kod kojih je translucencija bila tek neznatno veća. Ili, uzorci kompozita Gradia debljine 1 mm nijanse A1 su pokazali manji porast translucencije nego uzorci istog kompozita i debljine, ali druge nijanse (A3). Ovi rezultati ukazuju na nepredvidljivost ove optičke karakteristike kompozita što može nepovoljno uticati na kliničku praksu. Naime, kliničari koji primenjuju određeni kompozit i tehniku aplikacije mogu dobiti vidno drugačiji rezultat istom tehnikom aplikacije sa drugim kompozitom. Nerazumevanje ponašanja materijala u praksi može dovesti do neosnovanog odbacivanja određenog materijala kao lošijeg u situaciji kada je potrebno promeniti ili prilagoditi tehniku da bi se dobio optimalan estetski efekat. Osim toga, smanjena translucencija (tj. povećan opacitet) kompozita sa povećanjem debljine sloja u bočnoj regiji može redukovati ili eliminisati estetski nepoželjno prebojavanje dentina starim amalgamskim ispunima.

Nakon polimerizacije boja kompozitnog materijala se menja [12,22,26,77]. Promena boje nakon polimerizacije bila je uglavnom uslovljena promenama u svetlini i hromi, dok su najmanje promene uočljive kod CIE a^* vrednosti [22]. Dolazi do promene optičkih karakteristika materijala, a promene koje se javljaju zavise od karakteristika materijala, kao i od talasnih dužina svetlosti [22,78]. Karakteristike transmisije svetlosti igraju ulogu u boji kompozitnog materijala [61]. Transmisija svetlosti u toku polimerizacija se dovodi u vezu sa neusklađenim indeksima refrakcije između smole i punilaca [133]. Samim tim, translucencija materijala zavisi od indeksa refrakcije. Pri prolasku svetlosti kroz kompozit, ukoliko su indeksi refrakcije punilaca i smole isti, material je translucentan. Ukoliko su indeksi refrakcije različiti dolazi do prelamanja svetlosti na svakom od spoja smole i punilaca. Za takav kompozitni materijal kazemo da je opacitetan. Shortall i saradnici su u istraživanju koristili eksperimentalne smole sa

matriksom na bazi BisGMA-e i TEGDMA-e, pomešane u različitim odnosima (85:15, 70:30, 41:59, ili 10:90). Kao fotoinicijator korišćen je kamforhinon (0,3%) i DMAEMA (NN-dimetilamin 0,6%), a od punilaca barijumovo staklo i stroncijum. Metodom Bekeove linije, tzv imerzionom metodom određivali su indekse refrakcije. Primenom imerzionog ulja poznatog indeksa refrakcije posmatralo se poklapanje ivica čestica kompozitnog praha i imerzionog ulja. Kompozitni prah analizira se u seriji imerzionih ulja, dok se ne postigne poklapanje indeksa refrakcije ulja i praha, odnosno dok ivica kompozitnih čestica ne postane nevidljiva u ulju. Pre i posle polimerizacije merene su CIEL*a*b* vrednosti i određena je translucencija. Pokazali su da sastav matriksa i tip punilaca, kao i njihova interakcija, značajno utiču na parametar translucencije. Transmisija svetlosti se sa vremenom smanjivala, kako su indeks refrakcije matriksa rasli iznad vrednosti indeksa punilaca posle polimerizacije. Kada su se indeksi refrakcije matriksa i punilaca skoro poklopili dobijen je najviši parametar translucencije. Shodno tome, moguće je napraviti kompozitni material, čija će translucencija ostati ista i nakon polimerizacije, ukoliko se indeks refrakcije monomernog sistema razlikuje od punilaca u istoj meri pre i posle polimerizacije [133]. Široko je poznato da što su bliži indeksi refrakcije smole i punilaca, kompozit je translucetniji [134].

Fujita i saradnici su ispitivali efekat transmisije vidljive svetlosti kroz kompozitni materijal tokom polimerizacije. Kako se vreme zračenja povećavalo, vrednost transmisije se postepeno se smanjivala. Ovaj efekat se pripisuje razlici u indeksima refrakcije, koja postaje sve veća tokom polimerizacije. Količina vidljive svetlosti bila je u velikoj meri zavisna od razlike u indeksima refrakcije koji je postojao između smole i punilaca. Razlike u indeksima refrakcije zavise od hemijske strukture monomera i punilaca, kao i same organske smeše [135]. Npr. BisGMA ima znatno viši indeks refrakcije (1,548) od UDMA (1,484), a indeks refrakcije matriksa se dodatno menja, tj. opada dodatkom TEGDMA. Takođe je pokazana pozitivna korelacija indeksa refrakcije organskog matriksa i na njemu baziranog kompozita nakon polimerizacije [136]. Lehtinen i saradnici su koristeći 4 tipa BisGMA/TEGDMA monomer u različitim odnosima sa kamforhinonom kao fotoinicijatorom pokazali da indeks refrakcije raste tokom polimerizacije kompozitnog materijala [137].

Pored debljine sloja, translucencija kompozitnog materijala je zavisna i od indeksa refrakcije organskog matriksa i punilaca, na šta utiče sastav materijala [36]. Ferraris i saradnici su pronašli negativnu linearnu korelaciju između kompozitnih slojeva visokih i niskih indeksa refrakcije i debljine sloja [138]. Del Mar Perez i saradnici su ispitivanjem optičkih karakteristika 16 nijansi 2 komercijalna kompozita, nakon polimerizacije, na uzorcima debljine 2 mm, pokazali da vrednosti TP rastu nakon polimerizacije. Oba tipa polimerizacionog svetla su pokazala određeni trend rasta TP parametra, sa nešto manjim promenama kod LED svetla [77]. Perez i saradnici su upoređivanjem dimetakrilatnih i siloranskih kompozitnih materijala, nijanse A2, debljine 1 mm, pokazali povećanje vrednosti L^* , a^* i b^* posle polimerizacije. Opseg ΔE je bio od 4,7 do 9,1, dok su vrednosti TP rasle posle polimerizacije (ΔTP 3,5 do 6,3). Filtek Siloran je pokazao drugačija optička svojstva u odnosu na dimetakrilatne kompozitne materijale, odnosno bolju polimerizaciono zavisnu hromatsku stabilnost i smanjenu translucenciju u odnosu na druge kompozite [13].

Boja kompozita je postajala svetlija nakon polimerizacije kod svih vrsta, nijansi i debljina materijala. Između materijala su postojale razlike u odnosu na idealno belu boju i pre i nakon polimerizacije što ukazuje da ista nijansa različitih kompozita ima različitu boju u koordinatnom sistemu boje. Ovaj rezultat potvrđuje da je neophodno koristiti ključeve boje prilagođene određenom kompozitu. Ukoliko kliničar ne poseduje proizvođački ključ boje za kompozit koji koristi, preporuka je da napravi sopstveni ključ boje za dati kompozit, umesto da za procenu boje koristi ključ za drugi materijal, čak i ako je materijal od istog proizvođača.

Analizom rezultata za boju može se uočiti sličan trend kod svih materijala da sa povećanjem debljine sloja i tamnine nijanse materijala intenzitet promene boje opada, sa izuzetkom kompozita Z550 nijanse A3 u sloju od 0,6 mm. Ovo ukazuje da se u kliničkim uslovima nakon polimerizacije mogu očekivati drastičnije promene boje kompozita svetlijih nijansi koji se koriste u tanjim slojevima. Zbog toga je preporuka da se za određivanje boje kompozita "button" tehnikom tj. prislanjanjem kuglice materijala na zub, pravi kuglica debljine oko 2 mm koja se obavezno svetlosno polimerizuje pre procene njene boje u odnosu na boju zuba. Nikako ne bi trebalo procenu boje kompozita

u odnosu na zub vršiti prislanjanjem tankog sloja kompozita bez svetlosne polimerizacije.

Efekat i uticaj potrošnje fotoinicijatora na translucenciju, tokom procesa polimerizacije, tek treba potvrditi, ali može se dovesti u vezu sa znatno "beljim" izgledom polimerizovanog kompozita. Kamforhinon utiče na boju kompozitnih materijala, pa se kao jedan od njegovih nedostataka navodi negativan uticaj na estetska svojstva zbog intenzivno žute boje [139,140]. Na osnovu podataka proizvođača, kamforhinon se dodaje u kompozite, ali čak i u malim koncentracijama, intenzivno žuti kamforhinon značajno povećava b^* na žuto-plavoj osi, u poređenju sa npr. svetlo-žutim fotoinicijatorom, kao što je Lucirin TPO [140,141]. Schneider i saradnici su ispitivali uticaj odnosa koncentracije koinicijatora (amini EDMAB) i inicijatora (CQ, PPD ili CQ/PPD) na promenu boje. Amini u većem procentu poboljšavaju svojstva polimera, ali daju žuću boju kompozitu (veće b^* vrednosti) kad se koriste u kombinaciji sa CQ i CQ/PPD kao inicijatorima [142]. Ranije je pokazano da tokom polimerizacije do 17% slobodnih radikala može biti proizvedeno po energiji (J/cm^2) izvora svetlosti u zavisnosti od koinicijatora i izvora svetlosti [143]. Ovo ukazuje na to da se fotoinicijatori uglavnom troše tokom polimerizacije, čime se smanjuje žuti izgled polimerizovanog materijala. Sadašnji rezultati su potvrdili da se $CIEb^*$ vrednost smanjuje nakon polimerizacije. Vrednost $CIEb^*$ su rasle sa povećanjem debljine uzorka, tako da su uzorci debljine 2 mm imali najveće $CIEb^*$ vrednosti. Najvišu $CIEb^*$ vrednost od 30,59 su pokazali uzorci Z550 nijanse A3 debljine 2 mm. Ovaj rezultat je u skladu sa istraživanjem Arikawa i saradnika [140] koji su koristili 3 puta veću koncentraciju kamforhinona u eksperimentalnim kompozitima debljine 1 mm. Obe studije pokazuju da kamforhinon snažno utiče na boju kompozita pre i posle polimerizacije i u niskim i visokim koncentracijama. Debljina sloja nije uticala na boju nepolimerizovanog materijala, ali je prilikom polimerizacije povećala odstupanje od "idealno bele". Ovaj rezultat se može objasniti promenom vrednosti u $CIE L^*a^*b^*$ koordinatnom sistemu boja pre i posle polimerizacije. Između ispitivanih optičkih karakteristika (TP i ΔE) može se zaključiti da translucetniji uzorci odaju utisak "beljeg" materijala.

Pregled $CIE L^*a^*b^*$ vrednosti ispitivanih materijala pokazao je da je boja kompozita određena visokim L^* i b^* vrednostima. Kao što je i očekivano tamnije nijanse

kompozita su određene smanjenom svetlinom (manje L* vrednosti) i izraženijom žutom komponentom (veće b*vrednosti) u odnosu na svetlije nijanse istih kompozita. Biodentin je pokazao niske L* vrednosti koje se golim okom vide kao njegova siva prebojenost. HAP se zbog visoke svetline i smanjenih ostalih vrednosti boje vidi kao izrazito beo. Uzorci debljine 1 mm su pokazali najviše L* vrednosti. Najmanje L* vrednosti su registrovane kod tanjih uzoraka (0.6 mm) što može biti razlog određivanja srednjih L* vrednosti na osnovu merenja u odnosu na crnu i belu pozadinu. Veoma tanki uzorci su verovatno bili pod uticajem crne pozadine zbog veće translucencije ovih uzoraka.

5.3. Fluorescencija

Fluorescencija nastaje usled spontane emisije svetlosnog zračenja, tako što molekuli iz najnižeg vibracionog nivoa pobuđenog elektronskog stanja, prelaze na bilo koji vibracioni nivo osnovnog elektronskog stanja. Emitovana svetlost iz vidljivog dela spektra je niže frekvencije tj. veće talasne dužine od upadne (ekscitirajuće) svetlosti. Ekscitirajuća svetlost je najčešće deo UV spektra. Fluorescencija traje dok ne prestane izvor ekscitirajuće svetlosti i određena je vremenom pobuđenog stanja. Materijal koji poseduje osobinu fluorescentnosti emituje vidljiviju svetlost više nego što primi, što odaje utisak "svetlijeg" od nefluorescentnog materijala, koji u najboljem slučaju, može emitovati samo onu količinu svetlosti koju primi tj. koja pada na njega [144]. Za ispitivanje fluorescencije koristi se metoda fluorescentne spektrometrije (pobuđivanje elektrona UV svetlošću). Fluorescentna spektrometrija (fluorometrija ili spektrofluorometrija) je vrsta elektromagnetne spektroskopije koja meri fluorescenciju uzorka. Uzorak se osvetljuje snopom UV svetlosti koja pobuđuje elektrone, a nakon čega dolazi do relaksacije (emisije apsorbovane energije) tj. oslobađanja energije u obliku svetlosti, odnosno fluorescencije. Savremena fluorescentna spektrometrija počela se razvijati pedesetih godina prošlog veka.

Gawriolek i saradnici su određivanjem fluorescencije kompozitnih materijala nakon potapanja u obojena pića (kafa, čaj, crveno vino i destilovana voda) u trajanju od 5 dana pokazali da je nakon potapanja smanjena luminescencija. Razlog može biti emitovanje luminescencije same boje rastvora, pre nego promene u samom materijalu nastale usled apsorbovanja obojenih rastvora [83]. Catelan i saradnici su merili fluorescenciju

kompozita sa različitim tehnikama slojevitog slaganja i nakon potapanja u obojene rastvore u trajanju od 28 dana (koka kola, đus, crveno vino, destilovana voda). Ekscitacija je merena na talasnoj dužini od 380 nm, koja izaziva emisioni pik fluorescencije zuba. Pokazali su da je intenzitet fluorescencije kompozita zavistan i od tehnike slojevitog slaganja, aplikacije silanta, kao i od obojenih rastvora. Takođe pokazano je da je najveću fluorescenciju pokazala gleđna nijansa (YE), dok je slojevitom tehnikom pokazano da body shade (A2) ima veću fluorescenciju od kombinacije nijanse opaknog dentina i body shade [84]. U našem istraživanju su izmereni ekscitacioni i emisioni spektri svih materijala. Ekscitacioni spektar kompozitnih materijala je sniman u opsegu talasnih dužina od 300 nm do 450 nm, a emisioni spektar u opsegu talasnih dužina od 425 nm do 700 nm.

Koncepti slojevite restauracije koji se primenjuju, korišćenjem opaknih dentinskih i translucenčnih gleđnih nijansi kompozitnih materijala, omogućavaju prirodni izgled nakon restauracije nedostajućeg dela zuba. Idealan restaurativni material bi trebalo da poseduje slična fluorescentna svojstva kao i prirodan zub. Međutim osnovni sastojci kompozitnih smola ne fluoresciraju. Da bi se poboljšala estetika kompozita u svim uslovima osvetljenja, kompozitnim materijalima su dodati fluorescentni aditivi. Silikatno staklo koje se nalazi u sastavu kompozitnih materijala je dobar rastvarač za druge okside, koji imaju sposobnost fluorescencije. Uo i saradnici su u cilju dobijanja restauracije bez promene boje, sa što boljom estetikom, pripremali fluorescentni stakleni punilac. Punilac je dodat u smešu smole UDMA i kamforhinona kao fotoinicijatora (0,3 wt%) u različitim odnosima (odnos punilac: UDMA; 1:1, 2:1 i 3:1). Uzorci su bili 2 mm debljine i nepolirani. Kompozitna smeša sa Eu_2O_3 , kao fluorescentnim aditivom je pokazala izrazito fluorescentno svojstvo, što je bilo vidljivo i golim okom. Uticaj na boju Eu_2O_3 je bio neznan u količini fluorescentnih punilaca do 10 wt%. Ovo ukazuje na mogućnost snimanja podataka fluorescencije promenom kombinacija u sastavu tj. dodavanjem ovih staklenih punilaca koji sadrže okside sa fluorescentnim svojstvom [145].

Meller i saradnici su ispitivali fluorescentna svojstva 16 komercijalnih kompozitnih materijala (među njima i Filtek Z250 nijanse A2, A3,5, A4, B3) u 241 nijansi, upoređujući ih sa dentinom i gleđi kao kontrolom [6]. Uzorci prirodnih zuba su pokazali

širi emisijski pik tj. širu distribuciju fluorescencije od ispitivanih kompozitnih materijala. U našem istraživanju takođe je pokazano da je distribucija fluorescencije prirodnog zuba šira u odnosu na kompozitne materijale. Fluorescentna svojstva se mogu opisati maksimalnom fluorescencijom i njihovim odgovarajućim talasnim dužinama ekscitacije i emisije. Meller i saradnici su dobili da je maksimalna talasna dužina ekscitacije bila 398 ± 5 nm, dok je vrednost rezultirajuće emisije bila na talasnim dužinama 452 ± 9 nm, za sve ispitivane kompozitne materijale. U pogledu prirodnog zuba, dentin je pokazao fluorescenciju detektovanu na talasnoj dužini ekscitacije od 354 ± 14 nm i talasna dužina emisije 406 ± 20 nm, dok je kod gleđi zabeležena na talasnoj dužini ekscitacije od 397 ± 5 nm i emisije 472 ± 8 nm [6]. U našem istraživanju meren je ekscitacioni i emisijski spektar intaktnog i obrađenog zuba tj. nakon uklanjanja gleđi. Dobijeni rezultati merenja na intaktnom zubu i obrađenom zubu, u opsegu talasnih dužina od 400 nm do 700 nm, pokazali su maksimum emisije od 473 nm za intaktni zub i 471 nm za obrađen zub. Ekscitacioni i emisijski spektar obrađenog zuba tj. nakon uklanjanja gleđi pokazao je širok ekscitacioni spektar sa maksimumom na 400 nm. Izmeren je i emisijski spektar dentina tj. obrađenog zuba, sa maksimumom emisije na 471 nm. Nije primećena razlika u obliku spektara intaktnog zuba i zuba nakon uklanjanja gleđi, već je samo detektovana razlika u intenzitetu luminescencije koja je verovatno posledica prisustva gleđnog sloja. Meller i saradnici su 2015 godine ponovo ispitivali fluorescenciju komercijalnih kompozitnih materijala različitih nijansi, među kojima i Filtek Z250 (A2, A3,5, A4, B3). Dobili su da je emisijski pik ovog kompozitnog materijala za sve nijanse bio sa maksimumom u rasponu od 450 nm do 460 nm [146].

Dobijeni rezultati u našem istraživanju su pokazali da su maksimumi emisijskog pika, nakon izlaganja UV svetlosti, približni emisijskom pik prirodnog zuba. Te minimalne razlike (Z250-471 nm, Z550-464 nm, Gradia-458 nm) ukazuju na to da je fluorescencija ispitivanih kompozitnih materijala komparabilna prirodnom zubu. Takođe pokazano je da postoji razlika, ukoliko se posmatra nijansa ispitivanih kompozita. Svetlija nijansa A1 pokazala je veći intenzitet fluorescencije u odnosu na tamniju A3 nijansu, što je u saglasnosti sa prethodnim istraživanjem (A i B nijanse su pokazale veću fluorescenciju u odnosu na C i D nijanse Vita ključa boja) [6]. Bulk-fill kompoziti su pokazali određenu fluorescenciju, i to Filtek Bulk širok emisijski pik sa maksimumom na 452 nm

i TEC Bulk širok emisioni pik sa maksimumom na 460 nm. Kao i kod konvencionalnih kompozitnih materijala širina emisionog pika prirodnog zuba je veća od bulk-fill kompozita. EverX je takođe pokazao određenu luminescenciju ali dosta slabiju u odnosu na zub (445 nm). HAP i Biodentin, kao dentinski zamenici nepovoljnih optičkih karakteristika, nisu pokazali karakteristike fluorescencije. Kompozitni materijali koji imaju jasno manju ili veću fluorescenciju od prirodnog zuba, mogu se primeniti kao dentinska baza u kavitetu ili kod restauracija koje ne zahtevaju visoku estetiku. Nasuprot tome, restauracije na prednjim zubima su, po pravilu, visoko estetski zahtevne, pa se u takvim situacijama preporučuju kompoziti sa fluorescentnim svojstvima bliskim zubnom tkivu.

5.4. Boja i translucencija kombinovanih slojeva materijala

Rezultati dobijeni nakon ispitivanja optičkih karakteristika materijala tehnikom slojevitog slaganja, pokazali su razlike u zavisnosti od materijala koji je korišćen kao dentinski zamenik, kao i od 'glednog' kompozitnog sloja. Nijansa, debljina, kao i tip kompozitnog materijala 'glednog' sloja uticala je na optičke karakteristike finalne kombinacije. Zbog toga je nulta hipoteza odbačena.

Generalno gledano, gleđni sloj debljine 2 mm je potreban kako bi se smanjio uticaj dentinskog zamenika bez obzira na vrstu dentinskog zamenika, vrstu i nijansu kompozita. Slojevito slaganje materijala različitih optičkih karakteristika pod ovim uslovima je pokazalo estetske karakteristike koje se mogu porediti sa estetskim karakteristikama restauracije u celosti izrađene od konvencionalnih kompozita.

Podaci ukazuju na značajnu razliku translucencije individualnih slojeva materijala i njihovih kombinacija kod slojevitog slaganja. Slične razlike su prisutne i u promeni boje, naročito kod HAP-a i Biodentina, kao individualnih slojeva, i u kombinaciji sa kompozitima. Činjenica da gleđni sloj kompozita u velikoj meri menja optička svojstva restauracije urađene slojevitom tehnikom ukazuje na potencijal mikrohibridnih i nanohibridnih kompozita da se dobije restauracija zadovoljavajućih estetskih karakteristika, čak i korišćenjem dentalnih materijala ekstremnih optičkih osobina.

U ranijim istraživanjima pokazan je sličan efekat debljine sloja na translucenciju za gleđne nijanse mikrohibridnog kompozita Gradia (GC) i nanokompozita Filtek Supreme

(3M) [73,76]. U našoj studiji analizirane su univerzalne nijanse tri kompozita. Klinička značajnost aktuelnog i prethodnih istraživanja ogleda se u tome da kliničar može sa sigurnošću očekivati da tanji sloj bilo kog kompozita ima veću translucenciju od debljih slojeva bez obzira da li je materijal od strane proizvođača klasifikovan kao gleđni, dentinski ili univerzalni. Za kliničku praksu bitno je znati da nezavisno od kompozitnog materijala koji se koristi, što je deblji sloj kompozita, to je njegova translucencija manja tj. odaje utisak većeg opaciteta. Tanji 'gleđni' sloj je pod većim uticajem boje 'dentinskog' sloja ili zubnih tkiva.

U aktuelnom istraživanju boja je bila pod uticajem i nijanse i debljine kompozita. Povećanje debljine slojeva tamnijih nijansi uticalo je na dobijanje tamnije finalne restauracije. Prethodne studije su takođe pokazale da nijansa i debljina kompozita utiče na boju kod slojevitog slaganja, ali samo u okviru kombinovanja gleđnih i dentinskih nijansi kompozita [19,75]. U ovom istraživanju je pokazano da dentinski zamenici na bazi kalcijum-silikatnih cemenata, HAP-a i kompozita ojačanih staklenim vlaknima imaju veći uticaj na boju gleđnog sloja kompozita, različitih nijansi i debljina. Najtanji gleđni sloj (0.6 mm) svetlije nijanse (A1) je pokazao najveće odstupanje boje u odnosu na kontrolnu grupu u kombinaciji sa ispitivanim dentinskim zamenicima. Može se zaključiti da su dentinskih zamenici ekstremnih estetskih osobina ograničeni na primenu u bočnoj regiji kada je neophodan završni sloj kompozita debljine 1-2 mm kako bi se izbegao njihov efekat na estetiku finalne restauracije. Zbog visokih estetskih zahteva u regiji prednjih zuba, velike defekte na prednjim zubima treba nadoknaditi isključivo materijalima sa izvanrednom estetikom kakvi su kompoziti, a ne kombinovati sa materijalima nepovoljnijih estetskih karakteristika.

Translucencija i boja nisu mogle biti određene za everX zbog nemogućnosti merenja CIEL*a*b* vrednosti, čak i pri korišćenju različitih pozadina. U prethodnoj studiji translucencija je bila određena za Xenius, prethodnika everX-a, primenom drugog spektrofotometra [56]. U ovom istraživanju veće odstupanje TP vrednosti slojevitih uzoraka u grupi sa everX-om, u odnosu na druge dentinske zamenike, može biti uzrokovano povećanom translucencijom ovog kompozita ojačanog staklenim vlaknima. Finalna restauracija sa everX-om i gleđnim slojem debljine 0,6 mm imala je oko 5 puta veću translucenciju u odnosu na gleđni sloj debljine 2 mm, nezavisno od tipa i nijanse

kompozitnog materijala. Debljina sloja od 2 mm je generalno bila dovoljna da se vrednosti translucencije dobijene restauracije uporede sa kontrolnom grupom.

S druge strane, efekat everX-a na boju završnog sloja kompozita je bio manji nego na translucenciju. Boja finalne restauracije u grupi everX+Gradia i everX+Z250 je bila najsličnija odgovarajućim kontrolnim grupama restauracija od kompozitnih materijala, nezavisno od nijanse i debljine sloja. U grupi everX+Z550 pokazana su veća odstupanja boje u odnosu na kontrolnu grupu. Ova odstupanja u registrovanju boje bi se mogla objasniti većim uticajem dimenzija čestica punilaca. Naime, kompoziti sličnih dimenzija punilaca a različitog organskog sastava (Gradia i Z250) pokazala su bolje slaganje boja za razliku od kompozita Z250 i Z550, istog organskog matriksa, a različite veličine punilaca. Kao što je prethodno pokazano čak i relativno male razlike u veličini punilaca mogu uticati na refleksiju svetla i koeficijent rasipanja svetlosnih zraka [24].

Biodentin i HAP su se pokazali kao materijali visokog opaciteta u restauracijama sa različitim kompozitima, sa vrednostima TP ispod 2, dok su kompoziti sami za sebe imali TP vrednosti od 10 do 30. Kao što je primećeno kod everX-a uticaj na boju je bio manje izražen nego na translucenciju. Veoma tanki slojevi, naročito svetlije nijanse, bili su pod izraženim uticajem Biodentina i HAP-a. Dobijeni rezultati se, zbog nedostatka podataka u literaturi, ne mogu uporediti, ali se može zaključiti da završni sloj kompozita debljine manje od 1 mm nije preporučljiv, nezavisno od kompozita i nijanse. Kompozitni sloj debljine 2 mm bi trebalo da bude dovoljan za najbolje estetske rezultate restauracije slojevite tehnike sa Biodentinom ili HAP-om.

5.5. Boja i stabilnost boje ispuna u kavitetima na ekstrahovanim zubima

Stabilnost boje podrazumeva unutrašnju stabilnost boje, ali i stabilnost nakon izlaganja materijala. Prebojenost materijala, zbog promena unutar samog materijala, mogu biti posledica oksidacije amina i neizreagovanih C=C veza. Promene zavise od strukture organskog matriksa, veličine i distribucije čestica punilaca, dubine polimerizacije, koncentracije i tipa inicijatora i inhibitora. Spoljašnji faktori, kao što je izlaganje različitim medijumima dovode do adsorpcije ili apsorpcije pigmenta. U usnoj duplji restaurativni materijali su izloženi uticaju raznih napitaka i hrane. Tokom vremena, zbog sorpcije, dolazi do bubrenja polimernog matriksa, hidrolitičke razgradnje spoja

matriks-punilac a zatim i izluživanja neizreagovanih monomera. Sa absorpcijom vode absorbuju se i pigmenti koju prodorom kroz pukotinu između čestica punilaca i smole dovode do diskoloracije [147].

Prema dosadašnjim podacima iz literature, na osnovu prethodnih istraživanja o stabilnosti boje, kao medijum koji najviše prebojava kompozitne materijale, pokazalo se crveno vino [148-150], koje je korišćeno i u našem istraživanju. Ertas i saradnici su ispitivanjem stabilnosti boje nanohibridnih, univerzalnih i kompozita za bočne zube, pokazali da, nakon potapanja u čaj, koka kolu, kafu, crveno vino i destilovanu vodu u trajanju od 24h, najveće promene boje uočene su nakon potapanja u crveno vino, a zatim u kafu, čaj, koka kolu. Najmanje promene boje su bile nakon potapanja u vodu za sve testirane materijale [149]. Bagheri i saradnici su ispitivanjem promene boje kompozitnih materijala, nakon potapanja, u trajanju od 7 dana u destilovanoj vodi a zatim narednih 14 dana u rastvorima (crveno vino, kafa, čaj, soja sos, koka kola) pokazali da crveno vino, kafa i čaj prebojavaju materijale više nego koka kola i soja sos [81]. Barutcgil i saradnici su ispitivali spoljašnje i unutrašnje promene boje 5 kompozitnih materijala (Filtek Siloran, LS Low Shrink Posterior Restorative, nanokompozit Filtek Suprime XT, mikrohibridni Filtek Z250 i Filtek P60 i ormocera Admira). Crveno vino, kafa, čaj i koka kola su korišćeni kao obojeni rastvori. Promena boje merena je nakon 24 h i 30 dana. Najveće promene boje izazvalo je stajanje u crvenom vinu, a zatim kafi, čaju, koka kolu i destilovanoj vodi (kontrola) [150]. Gawriolek i saradnici su ispitivali stabilnost boje kompozitnih keramičkih materijala nakon potapanja u crveno vino, kafu, čaj i destilovanu vodu u trajanju od 5 dana. Testirani su nepolirani i polirani uzorci svih materijala. Kompozitni materijali su pokazali manju stabilnost boje u odnosu na keramičke materijale, dok su polirani uzorci imali veću stabilnost boje od nepoliranih. Posle perioda od 5 dana promena boje kompozitnih materijala nakon potapanja u obojene rastvore bila je iznad granice kliničke prihvatljivosti ($\Delta E > 3,3$) i kod poliranih i kod nepoliranih uzoraka [83]. U našem istraživanju uzorci nisu polirani serijom abrazivnih diskova i gumica zbog nepostojanja standardnog kliničkog protokola, nego je postavljena celuloidna traka pri polimerizaciji u cilju dobijanja uzoraka visoko ispolirane površine.

U ovom istraživanju na ekstrahovanim zubima (molarima) su modifikovani kaviteti prve klase restaurisani 'sendvič' i 'bulk fill' tehnikom aplikacije potopljeni u crveno vino u trajanju od 48h. Dobijeni rezultati ukazuju na značajne razlike u optičkim karakteristikama testiranih materijala nakon stajanja u crvenom vinu. Boja kompozita u svim grupama kod restauracije 'sendvič' tehnikom, osim grupe Z550+HAP, je bila značajno tamnija nakon potapanja u vino. Dobijene razlike u ΔE su prevazišle klinički prihvatljiv prag od $\Delta E=2,7$ što ukazuje da su promene boje bile uočljive i golim okom. Suprotno od promene boje, TP vrednosti su opadale i smanjivala se translucencija.

5.6. Marginalni integritet ispuna

Najčešće korišćene boje u ispitivanju mikrocurenja su 5% eozin, 2% metilensko plavo, 50% srebro nitrat i Indian ink boja. Dosadašnja ispitivanja prodora boje oko ispuna i kroz presečeni dentin pokazala su da nema statistički značajne razlike između ispitivanih boja (pH boje je bila u rangu od 6,9 do 7,2) i tehnike sečenja uzoraka. Rastvor Indian ink dodatno je ispitan analizom veličine čestica da bi se odredio raspon veličine čestica unutar rastvora. Čestice su se kretale od <1 mikrona do 600 mikrona. Prodor boje rastvora u dentinske tubule rezultirala je površinom obojenog dentina, koja je naknadno merena metodom analize slike [151]. Dubina prodora boje se izražava u milimetrima u odnosu na debljinu ispuna [152].

Raskin i saradnici su upoređivali rubno zaptivanje Biodentina sa dva adhezivna sistema i smolom modifikovanim glas jonomer cementom. Biodentin je bio postavljen zasebno, zatim je korišćen u "sendvič" tehnici postavljanja sa Filtek Z250 uz Optibond Solo Plus u jednoj i Septobond SE u drugoj grupi. Pokazali su da se Biodentin može koristiti kao dentinski zamenik cervikalnih aproksimalnih kaviteta bez predhodnog kondicioniranja dentina ili kao privremeni restaurativni ispun gde se rubovi kaviteta prostiru ispod gleđno-cementne granice [153]. Camilleri i saradnici su na fluorescentnoj mikroskopiji pokazali jasan prodor boje i nagriženih i nenagriženih kaviteta Biodentina. Oni su ispitivali uticaj nagrizanja dentina 35% fosfornom kiselinom na mikrocurenje tri dentinska zamenika; konvencionalnog GJC (Fuji IX), smolom modifikovanog GJC (Vitrebond) i trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin). Biodentin je pokazao i strukturne i hemijske promene kada je tretiran 35% rastvorom fosforne kiseline. Kada

se koristi kao dentinski zamenik "sendvič" tehnikom sa slojem kompozita preko njega uočeno je značajno mikročurenje [85].

U predhodnim istraživanjima je pokazano da jačina veze Biodentina sa dentinom nije bila značajno različita u odnosu na vezu konvencionalnog GJC i dentina, kao i da ostvaruje dobru marginalnu adaptaciju koja se ispoljava smanjenom mikropropustljivošću. Biodentin se mora direktno postaviti na dentin bez postavljanja bilo kakvog sloja, npr. u kombinaciji sa adhezivnim sredstvom (između biodentina i dentina) gde je uočena najveća prodornost boje [154]. Biodentin kao dentinski zamenik i kao jedan od komercijalnih materijala novije generacije, u daljim istraživanjima, bi bilo potrebno dodatno ispitati. S obzirom da je pokazano da Biodentin ostvaruje dobru vezu sa zubnim tkivom, istraživanja treba da pokažu sa kojim kompozitom bi trebalo kombinovati Biodentin u slučaju "sendvič" restauracija kako kompromitovani marginalni integritet kompozita ne bi kompromitovao vezu Biodentina sa dentinom.

Dobijeni rezultati u ovom istraživanju su pokazali da mikropopustljivost nije uticala na finalnu boju ispuna. Analiziranjem dobijenih rezultata pokazano je da mikropropustljivost nije bila u vezi sa materijalom koji je korišćen kao dentinski zamenik, jer nije bilo razlike u mikropropustljivosti sa kontrolnim grupama koje su bile u celosti izrađene od kompozitnog materijala. Treba napomenuti da je samo posmatrana okluzalna mikropropustljivost, jer su ispuni rađeni u kavitetima prve klase. Cilj je bio da se utvrdi u kojoj meri bi izražena mikropropustljivost kod ispuna prve klase uz primenu dentinskih zamenika ispod kompozitnog sloja uticala na boju restauracije nakon izlaganja obojenom medijumu. Iako je odabran medijum sa izrazitom sposobnošću prebojavanja, potrebno je ustanoviti kako i drugi obojeni medijumi ili voda kao osnova salivarnog medijuma utiču na optičke karakteristike kombinovanih ispuna. Ovo bi mogao biti predmet daljih istraživanja.

EverX kao dentinski zamenik, pokazao je najbolje osobine po pitanju mikropropustljivosti, i to od 50% do 75 % ispitivanih uzoraka u svim kombinacijama nije bio zahvaćen, jer je u sve tri kombinacije (Z250, Z550, Gradia) uočena manja učestalost dubljeg prodora boje od očekivanog. Ovaj rezultat je bio i statistički značajan u kombinaciji sa Z550 (nanohibrid) i Gradia (mikrohibrid), mada je sličan trend postojao i u kombinaciji sa Z250 (mikrohibrid). Bolji rezultati za everX u odnosu na

HAP nisu iznenađujući imajući u vidu mikromehaničku vezu sa dentinom preko adhezivnog sistema kod everX-a i odsustvo bilo kakve veze HAP-a sa dentinom. Donekle je neočekivan bolji rezultat everX-a u odnosu na Biodentin, za koga je takođe utvrđen izvestan stepen mikromehaničkog umrežavanja sa dentinom preko kratkih produžetaka u dentinskim tubulima [155]. Ovaj rezultat bi se mogao objasniti time da kavitet nije bio kondicioniran pre nanošenja Biodentina zbog čega su dentinski tubuli većinom ostali nedostupni za mikromehaničko umrežavanje.

Prethodno ispitivanje je pokazalo relativno dobre rezultate marginalnog integriteta everX-a u različitim eksperimentalnim postavkama. Marginalni integritet everX-a je bio komparabilan sa drugim bulk-fill kompozitima pri čemu je i kod ove grupe kompozita, kao i kod konvencionalnih, gingivalni rub kaviteta podložniji mikrocorenju u odnosu na okluzalni [123]. EverX je pokazao bolji marginalni integritet od tečnog bulk-fill i konvencionalnog kompozita, ali i tendenciju izraženijeg mikrocorenja sa dužim izlaganjem medijumu [62].

6. ZAKLJUČAK

Debljina završnog "glednog" sloja kompozita od 2 mm preko materijala za nadoknadu dentina, tzv. dentinskih zamenika sa nepovoljnom estetikom, daje estetski komparabilne rezultate sa mono-kompozitnom restauracijom. U nekim slučajevima sloj od 1 mm može biti dovoljan za optimalan estetski rezultat, i to tamnije nijanse kompozita u kombinaciji sa everX-om ili materijalom na bazi HAP-a. Završni sloj kompozita tanji od 1 mm nije preporučljiv ni za jedan od ispitivanih dentinskih zamenika, ni kompozitnih materijala.

Debljina kompozitnog materijala je obrnuto proporcionalna translucenciji restauracije. U regijama koje zahtevaju visoko-transluentni izgled, male promene u debljini kompozita, više utiču na finalni izgled restauracije od nijanse ili tipa materijala.

Fluorescencija ispitivanih konvencionalnih i bulk-fill kompozitnih materijala bila je slična fluorescenciji prirodnog zuba u pogledu intenziteta maksimalnog emisionog pika. Širina emisionog pika prirodnog zuba se pokazala nešto većom u odnosu na kompozitne materijale. Bez obzira na vrstu i sastav, ispitivani kompozitni materijali imaju optimizovano svojstvo fluorescencije kao i prirodni zub. HAP i kalcijum-silikatni cement (Biodentin) nemaju svojstvo fluorescencije.

Ispitivani konvencionalni i bulk-fill kompoziti, nezavisno od vrste, nijanse i debljine sloja postajali su svetliji i translucentniji nakon polimerizacije. Translucencija je manje predvidivo optičko svojstvo u odnosu na boju, jer nije uočen trend u intenzitetu promene translucencije prema materijalu, nijansi i debljini sloja. S druge strane, promena boje je bila manja kod tamnijih nijansi i debljih slojeva kompozita.

Imajući u vidu optičke karakteristike: boju, translucenciju i fluorescenciju HAP-a i kalcijum-silikatnog cementa, odnosno boju i translucenciju everX-a, može se zaključiti da su ovi materijali preporučljivi za nadoknadu dentina bočnih zuba.

EverX povećava ukupnu translucenciju kombinovane restauracije sa kompozitom u odnosu na HAP i Biodentin. Različiti kompoziti istih nijansi imaju značajno različite

vrednosti parametara u CIEL*a*b* koordinatnom sistemu boja. Zbog toga je preporučljivo koristiti individualne ključeve boje za svaki kompozit.

Starenje materijala u obojenom rastvoru veći uticaj ima na boju, nego na translucenciju kompozita. Kao što je i očekivano, boja svih kompozita, nezavisno od dentinskog zamenika, je postajala tamnija, dok se translucencija smanjivala. Prebojavanje kompozita je najverovatnije posledica strukturalnih promena u polimeru i interakcije sa pigmentima. Dentinski zamenici nisu uticali na stabilnost boje kompozita, jer je marginalni integritet, odnosno mikropropustljivost, kombinovanih ispuna bio komparabilan sa monokompozitnim, kontrolnim restauracijama.

7. LITERATURA

1. Villarroel M, Fahl N, Jr., de Sousa AM, de Oliveira OB, Jr. Direct Esthetic Restorations Based on Translucency and Opacity of Composite Resins. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23:73-87.
2. Horie KN, Masatoshi; Hosaka, Keiichi; Kainose, Kimisuke; Tanaka, Azusa; Foxton, Richard M.; Tagami, Junji. Influences of composite-composite join on light transmission characteristics of layered resin composites. *Dent Mater.* 2012;28:204-11.
3. Yamamoto. H. Phosphor handbook: Fundamentals of luminescence. CRC Press LLC, Boca Raton. 1999.
4. Vanini L. Light and color in anterior composite restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996;8:673-82; quiz 84.
5. Takahashi MKV, S.; Rached, R. N.; de Almeida, J. B.; Aguiar, M.; de Souza, E. M. Fluorescence intensity of resin composites and dental tissues before and after accelerated aging: a comparative study. *Oper Dent.* 2008;33:189-95.
6. Meller C, Klein C. Fluorescence properties of commercial composite resin restorative materials in dentistry. *Dent Mater J.* 2012;31:916-23.
7. McLaren EA. Luminescent veneers. *J Esthet Dent.* 1997;9:3-12.
8. Vargas MA, Lunn, P.S., Fortin, D. Translucency of human enamel and dentin. *J Dent Res* 1994;73:320.
9. Bhaskar S. Orban's oral histology and embryology. 10th ed St Louis (MO): Mosby. 1986.
10. Dietschi D. Optimising aesthetics and facilitating clinical application of free-hand bonding using the 'natural layering concept'. *Br Dent J.* 2008;204:181-5.

11. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent.* 2000;83:418-23.
12. Sabatini C, Campillo M, Aref J. Color Stability of Ten Resin-Based Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent.* 2012;24:185-99.
13. Perez MM, Ghinea R, Ugarte-Alvan Laura I., Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent.* 2010;38:E110-E6.
14. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987;3:246-51.
15. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. Color Difference Thresholds in Dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015;27:S1-S9.
16. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Perez MM, Della Bona A. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dent Mater.* 2016;32:82-92.
17. Gomez-Polo C, Portillo Munoz M, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martin Casado AM. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent.* 2016;115:65-70.
18. Miotti LL, Santos IS, Nicoloso GF, Pozzobon RT, Susin AH, Durand LB. The Use of Resin Composite Layering Technique to Mask Discolored Background: A CIELAB/CIEDE2000 Analysis. *Oper Dent.* 2017;42:165-74.
19. Khashayar G, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Roeters J. The influence of varying layer thicknesses on the color predictability of two different composite layering concepts. *Dent Mater.* 2014;30:493-8.
20. Lee W, Jae Eun Jung, Kyoung-Hwa Jung, Sung-Ae Son, Bock Hur, Yong Hoon Kwon, Park J-K. The translucent and color change of nanofilled composite resin according to resin shades and staining solutions. *J Korea Res Soc Dent Mater.* 2014;41:121-8.

21. Eun-Ha Kim, Kyoung-Hwa Jung, Sung-Ae Son, Bock Hur, Yong-Hoon Kwon, Park J-K. Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk-fill resin composites. *Restor Dent Endod*. 2015;40:128-35.
22. Kim IJ, Lee YK. Changes in color and color parameters of dental resin composites after polymerization. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;80:541-6.
23. Lee YK, Lu H, Powers JM. Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dent Mater*. 2006;22:653-60.
24. Lim YK, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites. *Dent Mater*. 2008;24:67-73.
25. Lee Y-K, Yu B, Lim H-N, Lim JI. Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *J Appl Oral Sci*. 2011;19:154-60.
26. Celik EU, Aladag A, Turkun LS, Yilmaz G. Color changes of dental resin composites before and after polymerization and storage in water. *J Esthet Restor Dent*. 2011;23:179-88.
27. Karadas M, Demirbuga S. Evaluation of Color Stability and Surface Roughness of Bulk-Fill Resin Composites and Nanocomposites. *Meandros Med Dent J*. 2017;18:199-205.
28. Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M. Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dent Mater*. 2010;26:737-42.
29. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*. 2011;27:29-38.
30. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*. 1992;6:44-9.
31. Fouassier JP, Allonas X, Burget D. Photopolymerization reactions under visible lights: principle, mechanisms and examples of applications. *Prog Org Coat*. 2003;47:16-36.

32. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 2000;12:300-8.
33. Shin DH, Rawls HR. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dent Mater.* 2009;25:1030-8.
34. Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE. Effect of photoinitiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. *Dent Mater.* 1997;13:360-4.
35. Brackett MG, Brackett WW, Browning WD, Rueggeberg FA. The effect of light curing source on the residual yellowing of resin composites. *Oper Dent.* 2007;32:443-50.
36. Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater.* 1997;13:89-97.
37. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994;125:687-701.
38. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.* 2010;89:549-60.
39. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:353-61.
40. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42:977-85.
41. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2013;30:149-54.
42. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, Ferrari M. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater.* 2014;30:688-94.

43. Ilie N, Kessler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent.* 2013;41:695-702.
44. Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 2013;29:835-41.
45. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater.* 2011;27:348-55.
46. Petrovic LM, Zorica DM, Stojanac IL, Krstonosic VS, Hadnadjev MS, Atanackovic TM. A model of the viscoelastic behavior of flowable resin composites prior to setting. *Dent Mater.* 2013;29:929-34.
47. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42:993-1000.
48. Ellakwa A, Cho N, Lee IB. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dent Mater.* 2007;23:1229-35.
49. Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent.* 2011;39:643-7.
50. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Oper Dent.* 2013;38:618-25.
51. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17:227-35.
52. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater.* 2013;29:e213-7.

53. Manhart J, Ilie N. State-of-the-art restorations for posterior teeth Tetric EvoCeram® Bulk Fill. www.ivoclarvivadent.com/Special+Edition.
54. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater.* 2007;24:901-7.
55. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig.* 2014;18:1991-2000.
56. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* 2017;21:1201-12.
57. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Taubock TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig.* 2015;19:831-40.
58. Li Q, Jepsen S, Albers HK, Eberhard J. Flowable materials as an intermediate layer could improve the marginal and internal adaptation of composite restorations in Class-V-cavities. *Dent Mater.* 2005;22:250-7.
59. Garoushi S, Mangoush E, Vallittu M, Lassila L. Short fiber reinforced composite: a new alternative for direct onlay restorations. *Open Dent J.* 2013;7:181-5.
60. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites. *Dent Mater.* 2006;22:610-6.
61. Sampath S, Ramachandra GS. Effects of glass fibers on light transmittance and color of fiber-reinforced composite. *Dent Mater.* 2008;24:34-8.
62. Garoushi SK, Hatem M, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2015;1:6-12.

63. van Dijken JWV, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of "bulk-filled" posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dent Mater.* 2014;30:E245-E51.
64. Tuncdemir AR, Guven ME. Effects of Fibers on Color and Translucency Changes of Bulk-Fill and Anterior Composites after Accelerated Aging. *Biomed Res Int.* 2018:1-8
65. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chin J Dent Res.* 2012;15:31-5.
66. Ryan EA, Tam LE, McComb D. Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. *J Can Dent Assoc.* 2010;76:a84.
67. Strassler HE, Serio CL. Single-visit natural tooth pontic fixed partial denture with fiber reinforcement ribbon. *Compendium of continuing education in dentistry.* 2004;25:224-30.
68. Barutçigil C, Barutçigil K, Ozarslan MM, Dundar A, Yilmaz B. Color of bulk-fill composite resin restorative materials. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30:E3-E8.
69. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008;24:1501-5.
70. Lee YK, Powers JM. Calculation of colour resulting from composite/composer layering techniques. *J Oral Rehabil.* 2004;31:1102-8.
71. Schmeling M, Meyer-Filho A, Andrada MAC, Baratieri LN. Chromatic Influence of Value Resin Composites. *Oper Dent.* 2010;35:44-9.
72. Fujita M, Kawakami S, Komatsu H, Sano H. Translucency and characteristics of newly developed polymer-based dental tooth coating material. *Dent Mater J.* 2005;24:111-6.
73. Kamishima N, Ikeda T, Sano H. Color and translucency of resin composites for layering techniques. *Dent Mater J.* 2005;24:428-32.

74. Johnston WM. Review of Translucency Determinations and Applications to Dental Materials. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26:217-23.
75. Friebel M, Pernell O, Cappius HJ, Helfmann J, Meinke MC. Simulation of color perception of layered dental composites using optical properties to evaluate the benefit of esthetic layer preparation technique. *Dent Mater.* 2012;28:424-32.
76. Kamishima N, Ikeda T, Sano H. Effect of enamel shades on color of layered resin composites. *Dent Mater J.* 2006;25:26-31.
77. del Mar Perez M, Saleh A, Pulgar R, Paravina RD. Light polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites. *Am J Dent.* 2009;22:97-101.
78. Taira M, Okazaki M, Takahashi J. Studies on optical properties of two commercial visible-light-cured composite resins by diffuse reflectance measurements. *J Oral Rehabil.* 1999;26:329-37.
79. Terry DA, Geller W, Tric O, Anderson MJ, Tourville M, Kobashigawa A. Anatomical form defines color: function, form, and aesthetics. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2002;14:59-67; quiz 8.
80. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:170-3.
81. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 2005;33:389-98.
82. Domingos PA, Garcia PP, Oliveira AL, Palma-Dibb RG. Composite resin color stability: influence of light sources and immersion media. *J Appl Oral Sci.* 2011;19:204-11.
83. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *J Prosthodont.* 2012;21:112-22.

84. Catelan A, Guedes AP, Suzuki TY, Takahashi MK, Souza EM, Briso AL, Santos PH. Fluorescence intensity of composite layering combined with surface sealant submitted to staining solutions. *J Esthet Restor Dent*. 2015;27 Suppl 1:S33-40.
85. Camilleri J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *J Dent*. 2013;41:600-10.
86. 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:E5.
87. Wang X, Sun H, Chang J. Characterization of Ca₃SiO₅/CaCl₂ composite cement for dental application. *Dent Mater*. 2008;24:74-82.
88. Santos AD, Moraes JC, Araujo EB, Yukimitu K, Valerio Filho WV. Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. *Int Endod J*. 2005;38:443-7.
89. Wang Y, Li X, Chang J, Wu C, Deng Y. Effect of tricalcium silicate (Ca₃SiO₅) bioactive material on reducing enamel demineralization: an in vitro pH-cycling study. *J Dent*. 2012;40:1119-26.
90. Laurent P, Camps J, De Méo M, Déjou J, About I. Induction of specific cell responses to a Ca₃SiO₅ - based posterior restorative material. *Dent Mater*. 2008;24:1486-94.
91. 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;38:1220-6.
92. Laurent P, Camps J, About I. Biodentine(TM) induces TGF-beta1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *Int Endod J*. 2011;45:439-48.
93. Koubi G, Colon P, Franquin JC, Hartmann A, Richard G, Faure MO, Lambert G. 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;17:243-9.

94. Hashem D, Mannocci F, Patel S, Manoharan A, Brown JE, Watson TF, Banerjee A. Clinical and Radiographic Assessment of the Efficacy of Calcium Silicate Indirect Pulp Capping: A Randomized Controlled Clinical Trial. *J Dent Res.* 2015;94:562-8.

95. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, et al. Response of Human Dental Pulp Capped with Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod.* 2013;39:743-7.

96. Sinkar RC, Patil SS, Jogad NP, Gade VJ. Comparison of sealing ability of ProRoot MTA, RetroMTA, and Biodentine as furcation repair materials: An ultraviolet spectrophotometric analysis. *J Conserv Dent.* 2015;18:445-8.

97. Vidal K, Martin G, Lozano O, Salas M, Trigueros J, Aguilar G. Apical Closure in Apexification: A Review and Case Report of Apexification Treatment of an Immature Permanent Tooth with Biodentine. *J Endod.* 2016;42:730-4.

98. Valles M, Roig M, Duran-Sindreu F, Martinez S, Mercade M. Color Stability of Teeth Restored with Biodentine: A 6-month In Vitro Study. *J Endod.* 2015;41:1157-60.

99. Beatty H, Svec T. Quantifying Coronal Tooth Discoloration Caused by Biodentine and Endo Sequence Root Repair Material. *J Endod.* 2015;41:2036-9.

100. Marconyak LJ, Kirkpatrick TC, Roberts HW, Roberts MD, Aparicio A, Himel VT, Sabey KA. A Comparison of Coronal Tooth Discoloration Elicited by Various Endodontic Reparative Materials. *J Endod.* 2016;42:470-3.

101. Camilleri J. Color stability of white mineral trioxide aggregate in contact with hypochlorite solution. *J Endod.* 2014;40:436-40.

102. Bowen RL, Eichmiller FC, Marjenhoff WA. Glass-ceramic inserts anticipated for 'megafilled' composite restorations. Research moves into the office. *J Am Dent Assoc.* 1991;122:71, 3, 5.

103. Strobel WO, Petschelt A, Kemmoona M, Frankenberger R. Ceramic inserts do not generally improve resin composite margins. *J Oral Rehabil.* 2005;32:606-13.
104. Zaytsev D, Ivashov AS, Mandra JV, Panfilov P. On the deformation behavior of human dentin under compression and bending. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;41:83-90.
105. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17:185-93.
106. Lezaja M, Veljovic D, Manojlovic D, Milosevic M, Mitrovic N, Janackovic D, Miletic V. Bond strength of restorative materials to hydroxyapatite inserts and dimensional changes of insert-containing restorations during polymerization. *Dent Mater.* 2015;31:171-81.
107. Lezaja M, Veljovic DN, Jokic BM, Cvijovic-Alagic I, Zrilic MM, Miletic V. Effect of hydroxyapatite spheres, whiskers, and nanoparticles on mechanical properties of a model BisGMA/TEGDMA composite initially and after storage. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2013;101:1469-76.
108. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997;25:435-40.
109. Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent.* 2015;43:430-9.
110. Soares CJ, Bicalho AA, Verissimo C, Soares P, Tantbirojn D, Versluis A. Delayed Photo-activation Effects on Mechanical Properties of Dual Cured Resin Cements and Finite Element Analysis of Shrinkage Stresses in Teeth Restored With Ceramic Inlays. *Oper Dent.* 2017;41:491-500.
111. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:97-116.

112. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34:849-53.
113. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent.* 1992;17:229-42.
114. Marshall GW, Jr. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int.* 1993;24:606-17.
115. Miletic V, Sauro S. Bonding to tooth tissues. In Miletic V (Editor):*Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Springer International Publishing, 1st edition, Germany. 2018.
116. Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl.* 1984;3:2-12.
117. Kidd EA. Microleakage: a review. *J Dent.* 1976;4:199-206.
118. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 2011;90:402-16.
119. Stojanac I., Drobac M., Zarkovic B., Petrovic L. One-year clinical evaluation of toothcoloured materials in non-cariou cervical lesions. *Med Pregl* 2011;64:15-20.
120. Miletic V. Siloran tehnologija u restaurativnoj stomatologiji- osobine materijala i specifičnosti kliničke primene. *Stomatolog.* 2010;2/3:37-47.
121. Kusgoz A., Ulker M., Yesilyurt C., Yoldas O.H. , Ozil M., Tanriver M. Silorane-based composite: depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in Class II cavities. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23:324-35.
122. Sabatini C., Blunck U., Denehy G., Munoz C. Effect of pre-heated composites and flowable liners on Class II gingival margin gap formation. *Oper Dent* 2010;35:663-71.

123. Miletic V, Peric D, Milosevic M, Manojlovic D, Mitrovic N. Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk-fill, low-shrinkage and conventional composites. *Dent Mater.* 2016;32:1441-51.
124. Manojlovic D, Lenhardt L, Milićević B, Antonov M, Miletic V, Dramićanin MD. Evaluation of Staining-Dependent Colour Changes in Resin Composites Using Principal Component Analysis. *Sci Rep.* 2015;5:14638.
125. Aguiar FH, Georgetto MH, Soares GP, Catelan A, Dos Santos PH, Ambrosano GM, et al. Effect of different light-curing modes on degree of conversion, staining susceptibility and stain's retention using different beverages in a nanofilled composite resin. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23:106-14.
126. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N, Watts DC. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *J Oral Sci.* 2011;53:413-9.
127. Manojlovic D, Dramicanin MD, Lezaja M, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, Miletic V. Effect of resin and photoinitiator on color, translucency and color stability of conventional and low-shrinkage model composites. *Dent Mater.* 2016;32:183-91.
128. Fonseca AS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PP, de Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LF. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater.* 2017;33:394-401.
129. Veljovic D, Jancic-Hajneman R, Balac I, Jokic B, Putic S, Petrovic R, Janackovic D. The effect of the shape and size of the pores on the mechanical properties of porous HAP-based bioceramics. *Ceram Int.* 2011;37:471-9.
130. Janackovic D, Petrovic-Prelevic I, Kostic-Gvozdenovic L, Petrovic R, Jokanovic V, Uskokovic D. Influence of synthesis parameters on the particle sizes of nanostructured calcium-hydroxyapatite. In: Giannini S, Moroni A, editors. *Bioceram.* 2000. p. 203-6.

131. Veljovic D, Palcevskis E, Dindune A, Putic S, Balac I, Petrovic R, Janackovic D. Microwave sintering improves the mechanical properties of biphasic calcium phosphates from hydroxyapatite microspheres produced from hydrothermal processing. *J Mater Sci.* 2010;45:3175-83.
132. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38 Suppl 2:e2-16.
133. Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res.* 2008;87:84-8.
134. Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater.* 2009;25:1564-8.
135. Fujita K, Nishiyama N, Nemoto K, Okada T, Ikemi T. Effect of base monomer's refractive index on curing depth and polymerization conversion of photo-cured resin composites. *Dent Mater J.* 2005;24:403-8.
136. Miletic V, Jakovljevic N, Manojlovic D, Marjanovic J, Rosic AA, Dramicanin MD. Refractive indices of unfilled resin mixtures and cured composites related to color and translucency of conventional and low-shrinkage composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2017;105:7-13.
137. Lehtinen J, Laurila T, Lassila LV, Vallittu PK, Raty J, Hernberg R. Optical characterization of bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate-triethylene-glycol-dimethacrylate (BisGMA/TEGDMA) monomers and copolymer. *Dent Mater.* 2008;24:1324-8.
138. Ferraris F, Diamantopoulou S, Acunzo R, Alcidi R. Influence of enamel composite thickness on value, chroma and translucency of a high and a nonhigh refractive index resin composite. *Int J Esthet Dent.* 2014;9:382-401.
139. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Ban S, Homma T, Takahashi H. Optical and color stabilities of paint-on resins for shade modification of restorative resins. *Dent Mater J.* 2004;23:155-60.

140. Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dent Mater J*. 2009;28:454-60.
141. Salgado VE, Borba MM, Cavalcante LM, de Moraes RR, Schneider LF. Effect of photoinitiator combinations on hardness, depth of cure, and color of model resin composites. *J Esthet Restor Dent*. 2015;27 Suppl 1:S41-8.
142. Schneider LF, Cavalcante LM, Consani S, Ferracane JL. Effect of co-initiator ratio on the polymer properties of experimental resin composites formulated with camphorquinone and phenyl-propanedione. *Dent Mater*. 2009;25:369-75.
143. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomater*. 2003;24:2097-103.
144. Berns RS, Billmeyer FW, Saltzman M, Billmeyer FW. *Billmeyer and Saltzman's principles of color technology*. 3rd-ed. NY: Wiley. 2000.
145. Uo M, Okamoto M, Watari F, Tani K, Morita M, Shintani A. Rare earth oxide-containing fluorescent glass filler for composite resin. *Dent Mater J*. 2005;24:49-52.
146. Meller C, Klein C. Fluorescence of composite resins: A comparison among properties of commercial shades. *Dent Mater J*. 2015;34:754-65.
147. Mair LH. Staining of in vivo subsurface degradation in dental composites with silver nitrate. *J Dent Res*. 1991;70:215-20.
148. Arocha MA, Mayoral JR, Lefever D, Mercade M, Basilio J, Roig M. Color stability of siloranes versus methacrylate-based composites after immersion in staining solutions. *Clin Oral Investig*. 2012;17:1481-7.
149. Ertas E, Guler AU, Yucel AC, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J*. 2006;25:371-6.

150. Barutçigil C, Yildiz M. Intrinsic and extrinsic discoloration of dimethacrylate and silorane based composites. *J Dent.* 2012;40 Suppl 1:e57-63.
151. Youngson CC, Jones JC, Manogue M, Smith IS. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. *Int Endod J.* 1998;31:90-9.
152. Stojanac I, Drobac M, Petrovic L, Stojsin I. Microleakage of contemporary composite systems in dentin cavities. *Med Pregl.* 2009;62:295-303.
153. 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;14:535-42.
154. Savić-Stanković T. Ispitivanje trikalcijum silikatnog cementa (Biodentin) u funkciji dentinskog zamenika ispod kompozitnih ispuna na bočnim zubima. Doktorska disertacija. 2014;Univerzitet u Beogradu.
155. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J.* 2013;46:808-14.

8. BIOGRAFIJA

Dr stom. Jovana Marjanović, rođena je u Beogradu 1985. godine, gde je završila osnovnu školu i srednju Zubotehničku školu. Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu upisala je školske 2004/05 i diplomirala 2012. godine sa prosečnom ocenom 8,52 (osam 52/100). Obavezan pripravnički radni staž obavila je na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu u periodu od 2012. do 2013. godine. Stručni ispit za doktora stomatologije položila je u junu 2013. godine. Doktorske akademske studije upisala je školske 2012/13. godine. Položila je sve ispite predviđene nastavnim planom i programom doktorskih sudija, sa prosečnom ocenom 9,75 (devet 75/100). Učestvovala je na međunarodnim naučnim skupovima, autor je i koautor naučnih radova od kojih su dva objavljena u naučnim časopisima indeksiranim u bazi SCI (jedan M21a i jedan M21).

Bibliografija:

1. **Marjanovic J**, Veljovic Dj, Stasic J, Savic-Stankovic T, Trifkovic B, Miletic V. Optical properties of composite restorations influenced by dissimilar dentin restoratives. Dental Materials 2018; 34:737-745. (IF=4.039; M21a)
2. Miletic V, Jakovljevic N, Manojlovic D, **Marjanovic J**, Rosic AA, Dramicanin MD. Refractive indices of unfilled resin mixtures and cured composites related to color and translucency of conventional and low-shrinkage composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2017;105:7-13. (IF=3.189; M21)
3. **Jovana Marjanovic**, Djordje Veljovic, Tatjana Savic-Stankovic, Branka Trifkovic, Djordje Janackovic , Vesna Miletic. Color of dental composite restorations related to dentin substituents. YUCOMAT 2016, Herceg Novi, September 5-10, 2016.
4. **Marjanovic J**, Komlenic V, Manojlovic D, Trifkovic B, Jakovljevic N, Miletic V. Effect of enamel shade thickness and dentin shade base on optical properties of a BisGMA-based composite. J Dent Res 94 (Spec Iss B): 516 (CED-IADR), 2015 (www.iadr.org). 47th CED-IADR Conference, Antalya, Turkey, October 14-17, 2015.

5. Komlenic V, **Marjanovic J**, Trifkovic B, Miletic V. Effect of finishing, polishing and staining on esthetic properties of resin-based composites. J Dent Res 94 (Spec Iss B): 519 (CED-IADR), 2015 (www.iadr.org). 47th CED-IADR Conference, Antalya, Turkey, October 14-17, 2015.

6. Jakovljevic N, Manojlovic D, **Marjanovic J**, Dramicanin M, Rosic A, Miletic V. Color and translucency of composites related to the refractive indices of unfilled resins and filled polymer. J Dent Res 94 (Spec Iss B): 515 (CED-IADR), 2015 (www.iadr.org). 47th CED-IADR Conference, Antalya, Turkey, October 14-17, 2015.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а **Јована Д. Марјановић**

број индекса **4008/12**

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

Карактеристике композита и дентинских заменика од значаја за оптичка својства финалне рестаурације

- 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.

Потпис докторанда

У Београду, _____

Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора **Јована Д. Марјановић**

Број индекса **4008/12**

Студијски програм **Докторске академске студије**

Наслов рада **Карактеристике композита и дентинских заменика од
значаја за оптичка својства финалне рестаурације**

Ментор **Проф. др Весна Милетић**

Потписани/а **Јована Д. Марјановић**

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.

Потпис докторанда

У Београду, _____

Прилог 3.

Изјава о коришћењу

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

Карактеристике композита и дентинских заменика од значаја за оптичка својства финалне рестаурације

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).

Потпис докторанда

У Београду, _____

1. Ауторство - Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. Ауторство – без прераде. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.