

Suvremeni bulk-fill kompozitni materijali s ultrakratkim vremenom polimerizacije

Lisica, Lucija

Master's thesis / Diplomski rad

2022

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:872532>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-10**



Repository / Repozitorij:

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





SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Lucija Lisica

**SUVREMENI *BULK-FILL* KOMPOZITNI
MATERIJALI S ULTRAKRATKIM
VREMENOM POLIMERIZACIJE**

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2022.

Rad je ostvaren na Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkoga fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentorica rada: izv. prof. dr. sc. Danijela Marović, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskoga jezika: Mia Filajdić, prof. hrvatskog jezika i književnosti

Lektor engleskoga jezika: Marta Glavan, mag.educ.philol.angl. et mag.educ.philol.ital.

Sastav povjerenstva za obranu diplomskoga rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 29 stranica

2 slike

1 tablicu

1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo, koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu izvorni su doprinos autorice diplomskog rada. Autorica je odgovorna za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njezin izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

Zahvala

Zahvaljujem svojim roditeljima na bezuvjetnoj podršci svih ovih godina i što su mi omogućili da se ostvarim na životnom putu.

Hvala mojim prijateljima što su uvijek bili tu za mene i pružili mi ljubav i podršku kada mi je najviše trebalo.

Svojoj najboljoj fakultetskoj grupi želim zahvaliti na svih lijepim trenucima kroz ovih šest godina koje ću zauvijek pamtiti s osmijehom na licu.

Veliko hvala i mojoj divnoj mentorici, izv. prof. dr. sc. Danijeli Marović koja mi je neizmjeno pomogla svojim savjetima i uvelike mi olakšala pisanje ovog rada.

Suvremeni *bulk-fill* kompozitni materijali s ultrakratkim vremenom polimerizacije

Sažetak

Smolasti kompozitni materijali jesu materijali izbora u svakodnevnom kliničkom radu zahvaljujući konstantnom poboljšanju njihovih fizičko-mehaničkih i estetskih svojstava. Unatoč brojnim uvjetima koje su zadovoljili, ostao je problem kompleksne i dugotrajne izrade ispuna zbog nužnog postavljanja slojeva debljine 2 mm. To je dovelo do pojave nove vrste kompozitnih materijala nazvanih *bulk-fill*, odnosno debeloslojni po načinu postavljanja. Izmjenama u sastavu *bulk-fill* materijala omogućena je polimerizacija do dubine 4 mm i postavljanje materijala u jednom sloju, čime se skratilo trajanje restaurativnog postupka i umanjio rizik jatrogenih pogrešaka. Daljnjom željom da se još više skрати postupak izrade ispuna i time olakša rad terapeutu, na tržištu su se pojavili suvremeni *bulk-fill* kompozitni materijali koji podržavaju ultrakratku polimerizaciju bez narušavanja svojstva samog materijala. Visokoviskozni Tetric PowerFill i niskoviskozni Tetric PowerFlow proizvođača Ivoclar Vivadent predstavljeni su kao materijali koji se polimeriziraju unutar 3 sekunde uporabom lampe intenziteta 3050 mW/cm² zahvaljujući inovativnim komponentama u njihovom sastavu. β -alil-sulfon koji se nalazi u sastavu materijala adicijski je fragmentacijski reagens s prijenosom lanca (AFCT) koji potiče tzv. skokovitu polimerizaciju. On dovodi do reakcije između slobodnog radikala i dvostruke veze β -alil-sulfona, čime se jedan polimerni lanac terminira, a oslobađa se sulfonilni radikal koji može započeti novu reakciju polimerizacije, što rezultira nastankom homogenijih kratkolančanih polimera i oligomera potpunije polimerizacije. Visoka translucencija materijala potrebna za prodor svjetlosti na početku polimerizacije ostvarena je bliskim indeksom loma svjetlosti organske matrice i čestica punila, a za vrijeme polimerizacije materijal postaje opakniji te postiže prirodan izgled. Indicirani su kod izrade ispuna u stražnjem segmentu trajne denticije, dok su kontraindicirani u slučajevima dubokih kaviteta kad postoji mogućnost zagrijavanja zubne pulpe i posljedičnog ireverzibilnog oštećenja.

Dosadašnja laboratorijska ispitivanja pokazuju kako su brzopolimerizirajući *bulk-fill* kompoziti jednakovrijedna zamjena konvencionalnim kompozitima u izradi direktnih ispuna stražnje regije usne šupljine.

Ključne riječi: suvremeni *bulk-fill* kompozitni materijali, ultrakratka polimerizacija, *in vitro* ispitivanja

Contemporary *bulk-fill* composite materials with ultra-short polymerization time

Summary

Resin-based composite materials are the materials of choice in everyday clinical work owing to the constant improvement of their physical-mechanical and aesthetic properties. Despite the numerous requirements they met, the problem of complex and time-consuming filling production remained due to the necessary installation of 2 mm thick layers. This led to the emergence of a new type of composite material called *bulk-fill*, according to the placement method. Changes in the composition of the *bulk-fill* material enabled polymerization to a depth of 4 mm and placement of the material in one layer, which shortened the duration of the restoration procedure and reduced the risk of iatrogenic errors. With the desire to further shorten the process of making fillings and thus facilitate the work of the therapist, modern *bulk-fill* composite materials have appeared on the market that support ultra-short polymerization without compromising the material's properties. The high-viscosity Tetric PowerFill and the low-viscosity Tetric PowerFlow from Ivoclar Vivadent are presented as materials that can be polymerized within 3 seconds using a 3050 mW/cm² curing unit due to innovative components in their composition. The β -allyl sulfone contained in the material is a chain-transfer fragmentation addition reagent (AFCT) that promotes the so-called step- polymerization. It leads to a reaction between the free radical and the double bond of β -allyl sulfone, thus terminating one polymer chain and releasing a sulfonyl radicals which can start a new polymerization reaction resulting in more homogeneous short-chain polymers and oligomers of fuller polymerization. The high translucency of the material required for light penetration at the beginning of polymerization is achieved by a close refractive index of light of the organic matrix and filler particles. In contrast, the material takes on a more opaque appearance during polymerization and acquires a natural appearance. They are indicated for restorations in the posterior region of permanent dentition, whereas they are contraindicated in cases of deep cavities when there is a possibility of heating of the dental pulp and consequent irreversible damage.

Previous laboratory tests show that rapid polymerizing *bulk-fill* resin composites are an equivalent substitute to conventional composite materials for direct fillings in the posterior region of the oral cavity.

Keywords: contemporary *bulk-fill* composite materials, ultrashort polymerization, *in vitro* test

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. BULK-FILL KOMPOZITNI MATERIJALI.....	3
2.1. Vrste <i>bulk-fill</i> kompozitnih materijala.....	4
2.2. Redukcija polimerizacijskog skupljanja i stresa <i>bulk-fill</i> kompozitnih materijala.....	5
2.3. Dubina polimerizacije <i>bulk-fill</i> kompozitnih materijala.....	6
3. POLIMERIZACIJSKE LAMPE.....	7
3.1. Vrste polimerizacijskih uređaja.....	8
3.2. Snaga i intenzitet svjetlosti.....	9
3.3. Razvoj temperature tijekom polimerizacije.....	9
3.4. Homogenost izlaznog svjetla iz polimerizacijskih uređaja.....	10
3.5. Intenzitet svjetlosti polimerizacijskih uređaja.....	10
3.6. Kratkotrajna polimerizacija.....	11
3.6.1. Povijest kratkotrajne polimerizacije.....	11
3.6.2. Kratkotrajna polimerizacija danas.....	11
4. KEMIJSKE MODIFIKACIJE U 3S KOMPOZITIMA.....	13
5. RASPRAVA.....	16
6. ZAKLJUČAK.....	22
7. LITERATURA.....	24
8. ŽIVOTOPIS.....	28

Popis skraćenica

AFCT – engl. *addition fragmentation chain transfer reagent*, adicijski fragmentacijski reagens s prijenosom lanca

AFM – engl. *addition fragmentation monomer*, adicijski fragmentacijski monomer

AUDMA – aromatski uretanski dimetakrilat

Bis-EMA – bisfenol-A-etilmetakrilat

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil metakrilat

DCP – engl. *tricyclodecane dimethanol dimethacrylate*, triciklodekan-dimetanol dimetakrilat

LED – engl. *light emitting diode*, poluvodička svjetleća dioda

SDR – SDR Plus Bulk Fill Flowable

UDMA – uretan dimetakrilat

Smolasti kompozitni materijali našli su primjenu u svim granama dentalne medicine i materijal su izbora u svakodnevnom radu. Kombinacija smolaste organske matrice i anorganskih čestica punila, međusobno povezana međugraničnim sredstvom čini temelj strukture kompozitnih materijala. U malim količinama prisutni su fotoinicijatori, pigmenti, inhibitori i stabilizatori boje. Brojna fizička i optička svojstva kompozita određena su različitim kombinacijama monomera, udjelom čestica punila te njihovom veličinom i oblikom. Vezanje za tvrda zubna tkiva kemijskom i mikromehaničkom vezom omogućuje izradu minimalno invazivnih restauracija bez nepotrebnog uklanjanja zdravog tvrdog zubnog tkiva i preventivnog širenja kaviteta u svrhu retencije materijala. Od svoje primjene u stomatologiji otkrićem bisfenol-A glicidil metakrilata (Bis-GMA) organske matrice 1960-ih godina do danas sustavno se poboljšavala njihova dugotrajnost i estetika (1).

Kompoziti osim dobrih posjeduju i neka neželjena svojstva od kojih najveći značaj ima polimerizacijsko skupljanje koje u prosjeku iznosi 1,5 – 5%. Volumetrijsko skupljanje nastaje umrežavanjem monomera u polimernu mrežu tijekom procesa polimerizacije. Skupljanje je odgovorno za pojavu naprezanja unutar kompozita i na njegovim rubovima kada slobodno skupljanje bude spriječeno adhezijskim spojem s tvrdim zubnim tkivima. Posljedično dolazi do nastanka rubne pukotine s marginalnom diskoloracijom, mikropopuštanjem, mogućom preosjetljivošću i sekundarnim karijesom. Osim dimenzijskih promjena kompozita, koje narušavaju njihovu dugovječnost, u neželjena svojstva pripadaju još hidropska i termička ekspanzija te složenost izrade. Naime, kompoziti su materijali koji zahtijevaju suho radno polje i kosu aplikaciju materijala u slojevima debljine do 2 mm kojima se nastoji postići adekvatna polimerizacija i kompenzacija stresa na kavopovršinskim rubovima. Kompleksna i dugotrajna izrada ispuna od konvencionalnih kompozita dovela je do razvitka nove vrste kompozitnih materijala nazvanih *bulk-fill*, odnosno debeloslojni, po načinu uporabe, te je uvelike ubrzala proces izrade ispuna (1).

Svrha je ovog rada dati pregled nove generacije *bulk-fill* kompozitnih materijala posebno dizajniranih za ultrakratku polimerizaciju, njihov sastav i primjenjivost u kliničkome radu.

2. *BULK-FILL* KOMPOZITNI MATERIJALI

Bulk-fill kompozitni materijali uvelike su pojednostavili proces izrade direktnih ispuna. Izmjenama u sastavu omogućili su postavljanje u slojevima debljine 4 – 5 mm (1). Osim ubrzane izrade, smanjili su rizik zaostajanja mjehurića zraka i nečistoća između slojeva koji nastaju standardnom tehnikom postavljanja kompozita u kavitet (2). Visoka translucencija materijala omogućila je povećanje dubine polimerizacije, a samim time i aplikaciju u jednom sloju, ali pak negativno utječe na estetska svojstva, stoga nisu indicirani za ispune u prednjem segmentu zubnog niza. Osim translucencije, *bulk-fill* kompozitni materijali razlikuju se od konvencionalnih kompozita i po smanjenom polimerizacijskom skupljanju i stresu zahvaljujući inovativnim komponentama u svom sastavu (1). Fizičko-mehanička svojstva na temelju dosadašnjih istraživanja slična su svojstvima konvencionalnih kompozita. Tekući *bulk-fill* kompozitni materijali posjeduju znatno bolja svojstva od konvencionalnih tekućih kompozita, dok viskoviskozni *bulk-fill* kompoziti imaju ista ili nešto lošija svojstva u odnosu na viskoviskozne konvencionalne kompozite (3).

2.1. Vrste *bulk-fill* kompozitnih materijala

Razlikujemo četiri vrste *bulk-fill* kompozita (4):

1. niskoviskozne
2. viskoviskozne
3. dualno polimerizirajuće
4. sonično aktivirane.

Niskoviskozni materijali, odnosno tekući *bulk-fill* kompoziti zahtijevaju nadsloj od 2 mm debelog sloja viskoviskoznog *bulk-fill* ili konvencionalnog kompozita zbog niske površinske tvrdoće i modula elastičnosti zbog čega su manje otporni na trošenje. Lako se unose i adaptiraju u kavitet te pokazuju dobru polimerizaciju. Za razliku od njih, viskoviskozni *bulk-fill* kompoziti ne zahtijevaju postavu nadsloja jer posjeduju zadovoljavajuća mehanička svojstva. Dualno polimerizirajući *bulk-fill* kompozitni materijali na površini se stvrdnjavaju svjetlosnom polimerizacijom, dok se u dubini odvija proces kemijske polimerizacije. To im omogućuje postavljanje ispuna u slojevima dubljima od 5 mm. Sonično aktivirani *bulk-fill* kompoziti uporabom ultrazvučnih vibracija za vrijeme aplikacije materijala prelaze iz viskoviskoznog u manje viskozno stanje što im omogućuje adekvatnu i lakšu prilagodbu kavitetu. Poslije

aplikacije vraćaju se u viskoviskozno stanje i omogućuju oblikovanje okluzalne morfologije na površini (4).

Neki od komercijalno dostupnih materijala na tržištu navedeni su u tablici, (Tablica 1.).

Tablica 1. Komercijalno dostupni *bulk-fill* materijali

Viskoviskozni	Niskoviskozni	Dualno polimerizirajući	Sonično aktivirani
Filtek Bulk-Fill Posterior Restorative (3M ESPE, St. Paul, SAD)	SDR (Dentsply, Konstanz, Njemačka)	Fill Up (Coltene, Altstätten, Switzerland)	SonicFill 3 (Kerr Orange, SAD)
Tetric EvoCeram Bulk-Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Filtek Bulk-Fill Flowable (3M ESPE)	HyperFill (Parkell, New York, SAD)	
Xtra fil (Voco, SAD)	Tetric EvoFlow Bulk-Fill (Ivoclar Vivadent)		
	X-tra base (Voco)		

2.2. Redukcija polimerizacijskog skupljanja i stresa *bulk-fill* kompozitnih materijala

Polimerizacijsko skupljanje i modul elastičnosti materijala glavni su uzročnici pojave polimerizacijskog stresa. Njihov iznos ovisi o količini organskog i anorganskog dijela. Veći udio monomera u organskom dijelu, pri istom sastavu i udjelu monomera, uobičajeno dovodi do povećanog stupnja polimerizacije i posljedično povećanog polimerizacijskog skupljanja (1). Nasuprot tome, povećana količina anorganskih čestica punila dovodi do smanjenja polimerizacijskog skupljanja, ali istovremeno povećava modul elastičnosti materijala što dovodi do razvoja stresa (5). Volumetrijske promjene mogu se kompenzirati u prijelaznoj fazi gdje je još uvijek moguće otjecanje materijala. U poslijelaznoj fazi skupljanje je

povezano s modulom elastičnosti. U toj fazi otjecanje materijala nije moguće, materijal postaje žilaviji i dolazi do pojave stresa na rubovima (6).

Razne inovativne komponente uključene su u sastav *bulk-fill* kompozitnih materijala kako bi se postiglo smanjenje volumetrijskog skupljanja uz istovremeno odgovarajući modul elastičnosti materijala. Neke od komponenti su: prepolimerizirane čestice punila, modificirani monomeri visoke molekularne mase, adicijski fragmentacijski monomer (AFM), fotoinicijatori na bazi germanija (Ivocerin) i dr (4). Prepolimerizirane čestice punila djeluju poput elastične opruge za vrijeme stvaranja stresa u procesu polimerizacije. Nastaju miješanjem sitnih čestica punila s monomerom, njihovom polimerizacijom, a zatim usitnjavanjem do željenih veličina (7). Modificirani monomeri posjeduju veliku molekularnu masu s malim brojem reaktivnih mjesta, čime se smanjuje gubitak inermolekularne udaljenosti prilikom polimerizacije, a samim time je smanjeno i polimerizacijsko skupljanje. U uporabi je najčešće aromatski uretan dimetakrilat (AUDMA). Adicijski fragmentacijski monomeri jesu monomeri čije se slabe unutarmolekulske veze prekidaju pri velikom naprezanju te ponovno polimeriziraju u niže stresnom stanju. Oba monomera nalaze se u sastavu materijala Filtek One Bulk Fill Restorative (3M, St. Paul, SAD) (2).

2.3. Dubina polimerizacije *bulk-fill* kompozitnih materijala

Visoka translucencija *bulk-fill* kompozitnih materijala omogućuje povećanu dubinu polimerizacije, a samim time i postavljanje u slojevima debljine 4 – 5 mm (7). Povećanje translucencije postiže se smanjenjem udjela čestica punila uz povećanje njihovih dimenzija. Pri istom volumnom udjelu, veće čestice punila imaju manju površinu od manjih čestica. Time se smanjuje dodirna površina između čestica punila i matriksa, čime je smanjena refleksija i raspršivanje svjetlosti, a prodiranje svjetla u dubinu povećano je zahvaljujući povećanju dimenzija čestica (7). Povećanju dubine polimerizacije pridonosi i inovativni fotoinicijator Ivocerin koji se nalazi u sastavu određenih *bulk-fill* kompozita. Učinkovitiji je i manje žut fotoinicijator u odnosu na kamforkinon (2). Kod nekih materijala prodor svjetlosti ostvaruje se zahvaljujući bliskim refraktornim indeksima organske matrice i punila, koja se pri polimerizaciji mijenja te dobiva opakni izgled poželjan s estetskog aspekta (7). Svojstvo postupnog povećanja opaciteta tijekom procesa polimerizacije može dovesti do nedovoljne polimerizacije dubljih slojeva materijala jer dolazi do atenuacije svjetlosti u površinskim slojevima. Negativna strana povećane translucencije *bulk fill* kompozita jest ta da ih ona limitira kod uporabe u prednjem segmentu zubnog niza (2).

3. POLIMERIZACIJSKE LAMPE

Svjetlosna polimerizacija zajedno s adhezijskom tehnologijom i kompozitnim materijalima čini temelj suvremene dentalne medicine. Izlaganjem plavom svjetlu valne duljine između 400 i 500 nm kompozitni materijali prelaze iz plastičnog stanja u čvrsti materijal, tj. dolazi do umrežavanja molekula monomera u polimernu mrežu. Osvjetljavanjem fotoinicijatori u sastavu kompozitnih materijala apsorbiraju određene valne duljine, prelaze u aktivno stanje i stvaraju radikale koji su zaslužni za aktivaciju dvostrukih veza monomera i njihovo umrežavanje u polimere (1). Često se ovom koraku ne pridaje dovoljno pozornosti iako je iznimno važan za klinička svojstva materijala. Neodgovarajuća polimerizacija kompozitnih materijala dovodi do sljedećih nedostataka: ograničena stabilnost boje, mala tvrdoća i veća abrazija, smanjena retencija na tvrdim zubnim tkivima, povećana citotoksičnost, genotoksičnost, postoperativna preosjetljivost, sekundarni karijes i dr (7). Nakratko osvjetljen kompozitni materijal na površini se čini stvrdnutim, iako u dubini nije došlo do odgovarajućeg stvaranja polimernog mreže, stoga kompozitni materijal ne može u potpunosti razviti svoja svojstva (1). Osim samog rukovanja izvorom svjetla, sastav i boja materijala te karakteristike samog izvora svjetla (intenzitet, veličina spektra, vrijeme ekspozicije) također imaju učinak na stupanj i dubinu polimerizacije te na fizičko-mehanička svojstva kompozitnih materijala (8).

3.1. Vrste polimerizacijskih uređaja

U današnjoj suvremenoj dentalnoj medicini poznate su četiri vrste izvora svjetlosti za polimerizaciju smolastih kompozitnih materijala. To su: kvarc-volfram-halogene lampe, plazma izvori svjetlosti, LASER izvori svjetlosti (kontinuirani, argonski, pulsni), te plave visokosjajne svijetleće diode (engl. *Light-emitting diode*, LED). LED tehnologija današnji je standard u dentalnoj medicini (9). Poluvodički su, stabilan i kontinuiran izvor svjetlosti uskog spektra. Za uporabu su optimalne plave diode s maksimumom emisije na 470 nm jer odgovaraju maksimumu apsorpcije kamforkinona, fotoinicijatora koji se najčešće nalazi u kompozitnim materijalima. Do danas su dostupne četiri generacije LED uređaja (1). U odnosu na ostale izvore svjetlosti, LED lampe imaju brojne prednosti: ne zahtijevaju uporabu filtra, imaju uzak spektar proizvedene energije, zahtijevaju niži intenzitet uz optimalnu valnu duljinu, pretvaraju veći postotak energije u svjetlost, prenosive su i lake za korištenje uz rad na baterije (10). Svjetlo u području plave valne dužine ima štetan učinak na mrežnicu oka i može doći do kumulativnog učinka i narušavanja vida, stoga je potrebno uvijek koristiti narančaste filtre tijekom provjere položaja izvora svjetlosti (11).

3.2. Snaga i intenzitet svjetlosti

Snaga ili jakost svjetlosti polimerizacijskog uređaja odnosi se na energiju koju emitira sam izvor svjetlosti i izražava se u milivatima (mW). Intenzitet svjetlosti odnosi se na količinu energije po površini i izražava se u mW/cm^2 (12). Pri odabiru polimerizacijskog uređaja potrebno je obratiti pozornost na jakost svjetlosti, ali i na promjer svjetlosnog vodiča. Naime, kod uređaja jednake jakosti, ali različitog promjera vodiča, vrijednost intenziteta neće biti ista. Pri istim jakostima manji promjeri imaju veći intenzitet svjetlosti, dok veći promjeri imaju manji (12). Preporučeni intenzitet svjetlosti za polimerizaciju kompozitnih materijala jest između 800 i $1500 \text{ mW}/\text{cm}^2$ (12). Niži intenzitet indiciran je pri postupcima kod kojih je potrebno izbjeći porast temperature, posebice u blizini zubne pulpe. Preporučuje se za polimerizaciju adheziva, početnog sloja kompozita te petih razreda. Visoki intenzitet primjenjuje se kod osvijetljavanja kompozitnih cemenata te kaviteta I. i II. razreda kada je izvor svjetlosti za polimerizaciju udaljen nekoliko milimetara od materijala (1).

Porastom dubine kaviteta dolazi do eksponencijalnog smanjenja intenziteta svjetlosti. Na udaljenosti od 6 mm pada za 50% , dok na udaljenost od 10 mm pada za 80% . Stoga je potrebno produžiti vrijeme polimerizacije kod dubokih kaviteta ili teško dostupnih aproksimalnih stijenki kod kojih se ne može spriječiti velika udaljenost (14).

3.3. Razvoj temperature tijekom polimerizacije

Egzotermna reakcija polimerizacije i zagrijavanje polimerizacijskim uređajem zajedno pridonose porastu temperature unutar materijala. Porast temperature ovisi o brzini polimerizacije uvjetovanoj intenzitetom uređaja i udjelu smolaste matrice koja određuje količinu dvostrukih ugljikovih veza dostupnih za reakciju. Korištenjem uređaja visokog intenziteta iznad $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ doprinosi se izravnom zagrijavanju i ubrzanju egzotermne reakcije polimerizacije (1). Treba imati na umu da kod dubokih kaviteta, visoki porast temperature može dovesti do ireverzibilnih oštećenja pulpe. Temperatura pulpe ne bi smjela rasti više od $5,5^\circ\text{C}$ (15). U takvim situacijama preporuka je povećati udaljenost izvora svjetlosti ili izabrati modus nižeg intenziteta svjetlosti u kombinaciji s produljenjem vremena osvijetljenja (12). Također, prilikom polimerizacije u blizini gingive treba imati na umu da crveno tkivo dobro apsorbira valne dužine plavog svjetla i dolazi do jačeg razvoja topline s mogućim nastankom opekline gingive (15).

3.4. Homogenost izlaznog svjetla iz polimerizacijskih uređaja

Beam profile analiza opisuje koliko je homogeno svjetlo koje izlazi iz polimerizacijskog uređaja. LED polimerizatori treće generacije imaju ugrađene plave i ultraljubičaste diode kako bi omogućili polimerizaciju kompozitnih materijala s alternativnim fotoinicijatorima. Ultraljubičaste diode obično su slabijeg intenziteta svjetlosti od plavih. Kao posljedica njihove pozicije, izlazni snop svjetla ima nejednaki intenzitet, što rezultira bolje i lošije polimeriziranim dijelovima kompozitnog ispuna (12, 13). Područja s višim intenzitetom mogu imati nepoželjno djelovanje na vitalnost zubne pulpe zbog većeg zagrijavanja. S druge strane, područja nižeg intenziteta zbog nedostatne polimerizacije mogu dovesti do otpuštanja rezidualnog monomera i samim time imati citotoksično i genotoksično djelovanje. Stoga je pri uporabi viševalnih uređaja nakon svakog ciklusa osvjetljavanja potrebno mijenjati položaj izlaznog dijela polimerizatora kako bi se kompozitni materijal jednakomjerno stvrdnuo (1).

3.5. Intenzitet svjetlosti polimerizacijskih uređaja

Intenzitet polimerizacijskih uređaja potrebno je redovito kontrolirati. U tu svrhu koriste se radiometri. Njihovom uporabom dobivamo uvid u učinkovitost izvora svjetlosti za polimerizaciju. Radiometri mogu biti samostalni aparati ili u sklopu polimerizatora (16). To su uređaji koji kvantificiraju izlazni intenzitet svjetla valnih duljina područja 400 – 550 nm na kraju svjetlovoda (12, 13). Njihova točnost osporavana je ako se uspoređuju različiti uređaji, no smatraju se pouzdanima u praćenju pada intenziteta svjetlosti jednog uređaja tijekom vremena. Kad intenzitet svjetlosti počne opadati, mogu upozoriti doktora dentalne medicine da produži vrijeme iluminacije kako bi materijal bio adekvatno polimeriziran (12, 13). Također, s padom intenziteta ispod 300 mW/cm^2 , upozorava da je vrijeme za zamjenu polimerizacijskog uređaja. Bluephase Meter II (Ivoclar Vivadent) može provjeriti sve uređaje trenutno dostupne na tržištu, a prilikom mjerenja moguće je unijeti i promjer svjetlosnog vodiča kako bi se dobio intenzitet svjetlosti na izlaznom prozoru. Pažnju treba obratiti na oštećenja i onečišćenja svjetlosnog vodiča koja također imaju utjecaj na rezultat polimerizacije, poput ostataka kompozita na izlaznoj površini koji smanjuju intenzitet (15).

3.6. Kratkotrajna polimerizacija

3.6.1. Povijest kratkotrajne polimerizacije

Na tržištu su se 1998. godine pojavili plazma uređaji za polimerizaciju (1). Predstavljani su kao uređaji za kratkotrajnu polimerizaciju koji polimeriziraju svaki kompozit unutar nekoliko sekundi uz smanjeno polimerizacijsko skupljanje i temperaturu. Intenzitet plazma uređaja iznosio je između 1300 do 2500 mW/cm², a valna duljina između 380 i 500 nm (11). Unatoč visokom intenzitetu, stupanj konverzije materijala nije bio dostatan. Visoki intenzitet svjetlosti oslobađao je veliki broj fotona koji su istodobno aktivirali mnogobrojne molekule fotoinicijatora i doveli do vrlo kratke prijelazne faze i brze imobilizacije polimerne mreže. Tako su radikalski monomeri zaostali zarobljeni u polimernoj mreži bez mogućnosti konformacijske mobilnosti i kontakta s funkcionalnim metakrilnim skupinama drugih monomera ili polimernih lanaca. Stoga je niži porast temperature i smanjeno skupljanje zapravo rezultat nedostatne polimerizacije materijala, a ne učinkovitijeg izvora svjetlosti. Visoki intenzitet predstavljao je problem i kod kratkog trajanja argonske žarulje zbog precipitiranja srebra na prozoru svjetiljke, što je s vremenom smanjivalo intenzitet svjetlosti. Isto tako, bilo je potrebno 10 sekundi čekanja između svake uporabe. Plazma uređaji nisu ispunili očekivanja (1).

3.6.2. Kratkotrajna polimerizacija danas

Smanjenje vremena polimerizacije na samo 3 sekunde korištenjem uređaja visoke emisije zračenja temelji se na principu „potpunog energijskog koncepta“. Označava se kao umnožak jačine iradijacije i vremena ekspozicije, a u idealnim uvjetima iznosi 16 000 mW/cm². Drugim riječima, smatra se kako je ovisno o vrijednosti svjetlosnog intenziteta polimerizacijskog uređaja potrebno različito trajanje osvjetljavanja (16). Intenzitet uređaja od 400 mW/cm² iziskuje vrijeme polimerizacije od 40 sekundi, a za intenzitet od 800 mW/cm² dostatno je upola manje vremena iluminacije (1). Najveći izazov kratkotrajne 3s polimerizacije predstavlja stupanj konverzije monomera jer je teško postići zadovoljavajući stupanj konverzije u kratkom periodu, tj. zbog prerane pojave gel točke ograničena je fleksibilnost i reaktivnost preostalih molekula monomera. Ipak, kinetika polimerizacije ne ovisi samo o intenzitetu svjetlosti i dužini ekspozicije nego i o sastavu materijala (17). Kada bi se konvencionalni kompoziti i neki *bulk-fill* materijali polimerizirali samo 3 sekunde korištenjem uređaja visokog intenziteta svjetlosti, zbog naglog skraćivanja prijelazne faze i smanjenog tečenja materijala razvio bi se visok stupanj polimerizacijskog stresa. Nova generacija *bulk-fill* kompozitnih materijala podržava 3s polimerizaciju bez narušavanja svojstva materijala (2, 18).

Bluephase PowerCure (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) polimerizacijska je LED lampa 4. generacije s intenzitetom svjetlosti od 3050 mW/cm^2 , (Slika 1.). Viševalna tehnologija, odnosno plave i ljubičaste LED diode sa spektrom od 385 do 515 nm i dva vrhunca na 410 nm i 460 nm omogućuju aktivaciju tradicionalnog fotoinicijatora kamforkinona, ali i svih ostalih fotoinicijatora koji se mogu naći u sastavu kompozitnih materijala (2, 19). Idealan položaj lampe prema materijalu osigurava se zvučnim signalima i vibracijama. Može se koristiti za osvjetljavanje svih kompozitnih materijala i adhezijskih sustava, ali osvjetljavanje od 3 sekunde intenzitetom svjetla od 3050 mW/cm^2 koristi se kod kaviteta klase I i II stražnjih zubi. Kontraindicirana je uporaba visoke emisije zračenja kod cervikalnih ispuna i dubokih kaviteta zbog mogućeg štetnog učinka na stanice pulpe (19).

Istraživanje provedeno Bluephase PowerCure lampom nije ukazalo na promjene temperature pulpe iznad $5,5^\circ\text{C}$, ali iz sigurnosnih razloga nije indicirano koristiti 3s polimerizaciju kod dubokih kaviteta te kod V. razreda. Indicirano je jedino kod direktnih restauracija klase I i II koje mogu biti polimerizirane iz okluzalnog aspekta (18).



Slika 1. Bluephase PowerCure polimerizacijska LED lampa (Ivoclar Vivadent). Preuzeto s dopuštenjem autora: izv. prof. dr. sc. Danijele Marović.

4. KEMIJSKE MODIFIKACIJE U 3S KOMPOZITIMA

Posljednju generaciju *bulk-fill* kompozitnih materijala čine 3s kompoziti: viskoviskozni TetricPowerFill (Ivoclar Vivadent) i niskoviskozni Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent). Predstavljani su kao materijali koji podržavaju ultrakratku polimerizaciju svjetlom intenziteta 3050 mW/cm². Polimerizacija u trajanju od 3 sekunde ne utječe na svojstva samog materijala zahvaljujući inovativnim komponentama u njegovom sastavu (2).

Smolastu matricu čini kombinacija bis-GMA, bis-EMA, UDMA, aromatski dimetakrilat i triciklodekan-dimetanol dimetakrilat (DCP) koja omogućava smanjeno volumetrijsko skupljanje. Tetric PowerFill sadržava oko 18% monomerne matrice, dok Tetric PowerFlow oko 34%. Od čestica punila u sastavu se nalazi izofiler, barij-aluminij-silikatno staklo, iterbijev trifluorid i sferni miješani oksidi. Udio punila u Tetric PowerFillu iznosi 79%, dok Tetric PowerFlow sadržava približno 71% punila. Izofiler čine prepolimerizirane čestice punila niskog modula elastičnosti (10 GPa) koje djeluju poput elastične opruge za vrijeme procesa polimerizacije i time osiguravaju smanjeno polimerizacijsko skupljanje uz očuvanje marginalnog integriteta. Osim kamforkinona, u sastavu se nalazi i fotoinicijator temeljen na germaniju, bis-(4-metoksibenzoil) dietilgermanij, komercijalno nazvan Ivocerin. Omogućava veću dubinu prodiranja svjetla te je učinkovitiji od kamforkinona, fotoinicijatora u konvencionalnim kompozitnim materijalima (19).

Inovativna komponenta uvrštena u sastav Tetric PowerFilla jest β -alil-sulfon, adicijski fragmentacijski reagens s prijenosom lanaca (AFCT) koji osim standardne kemijske reakcije između slobodnih radikala i dvostruke veze monomera dovodi do reakcije između radikala i dvostruke veze β -alil-sulfona. On potiče tzv. skokovitu polimerizaciju tako da nastavlja polimerizaciju s novim nukelusom polimerizacije. Kad slobodni radikal stupi u kemijsku reakciju s β -alil-sulfonom, jedan se polimerni lanac terminira, a oslobađa se sulfonilni radikal koji može započeti novu reakciju polimerizacije. Time se produžuje prijelazna faza bez obzira na brzu inicijaciju polimerizacije svjetlom vrlo visokog intenziteta (18, 19). Rezultat su stabilni kratki polimerni ili oligomerni lanci koji uključuju više metakrilnih skupina ako se materijal aktivira tijekom kratkog razdoblja visokom svjetlosnom energijom (2). Za razliku od klasične radikalske polimerizacije kojom nastaju unakrsno umreženi dugi polimerni lanci s mikroarealima gušće i rjeđe polimerizacije i gradijentom od više prema nižoj polimerizaciji u dubljim slojevima, skokovitom polimerizacijom nastaju homogeniji kratkolančani polimeri i oligomeri potpunije polimerizacije (18, 19).

Kod obaju materijala, Tetric PowerFlow i Tetric PowerFill, indeks loma svjetlosti organske matrice i čestica punila jako je blizak. Zbog toga su jako transparentni za svjetlost na početku

iluminacije (2, 19). Za vrijeme polimerizacije dolazi do promjene indeksa loma svjetlosti polimerne mreže u odnosu na monomere, pa se indeks loma svjetlosti udaljuje od onoga punila. Tako ti materijali postaju opakniji, dolazi do smanjenja translucencije, čime se postiže prirodan izgled restauracije (2).

Indicirani su u stražnjoj regiji trajne denticije, dok su kontraindicirani u vrlo dubokim kavitetima zbog mogućnosti zagrijavanja zubne pulpe i posljedičnog ireverzibilnog oštećenja (2, 19). Nakon dva ciklusa 3s polimerizacije potrebna je pauza od 30 sekundi prije sljedeće iradijacije zbog izbjegavanja pregrijavanja. To je mjera opreza kako bi se izbjeglo oštećenje pulpe ili mukozne membrane. Tetric PowerFlow potrebno je zaštititi nadslojem visokoviskoznog konvencionalnog ili *bulk-fill* kompozita (19). Može se koristiti i kao amortizirajući sloj ispod Tetric PowerFill materijala, (Slika 2.). Oba materijala dostupna su u tri međusobno kompatibilne nijanse (IVA, IVB, IVW) (19).



Slika 2. Tetric PowerFill i Tetric PowerFlow u nijansi IVA (Ivoclar Vivadent). Preuzeto s dopuštenjem autora: izv. prof. dr. sc. Danijele Marović.

Suvremeni *bulk-fill* materijali inovativnog sastava nedavno su predstavljani na tržištu kao materijali koji podržavaju ultrakratku polimerizaciju u trajanju od 3 sekunde, čime se pojednostavljuje postupak izrade ispuna i smanjuje rizik ijtrogenih pogrešaka. No, unatoč značajnom olakšanju u radu kliničara, i dalje postoje različita mišljenja o njihovoj učinkovitosti. Također, 3s polimerizacija visokim intenzitetom pretpostavlja određenu dozu skepticizma po pitanju postignuća zadovoljavajućeg stupnja konverzije u tako kratkom vremenu te djelovanju na polimerizacijsko skupljanje, stres i zagrijavanje u blizini pulpe.

U istraživanju Para i sur. (20) ispitivao se utjecaj vrste polimerizacijskog protokola na polimerizacijsko skupljanje konvencionalnih i *bulk-fill* kompozita. Provedene su dvije vrste polimerizacije: 3s polimerizacija visokim intenzitetom zračenja od 3440 mW/cm^2 i standardna polimerizacija intenzitetom od 1340 mW/cm^2 u trajanju od 10 sekundi. Polimerizacijski protokol provodio se pomoću LED lampe Bluephase PowerCure (Ivoclar Vivadent). U istraživanje je bilo uključeno sedam kompozitnih materijala, od kojih su dva materijala (Tetric PowerFill i Tetric PowerFlow) posebno dizajnirana za brzu polimerizaciju visokim intenzitetom. Utvrđeno je da je polimerizacijsko skupljanje u uvjetima 3s polimerizacije materijala specifično. Kinetika razvoja sila bila je više pogođena polimerizacijom visokim intenzitetom u odnosu na ostale parametre. Polimerizacija visokim intenzitetom rezultirala je 61% većim maksimalnim silama skupljanja i 53% kraćim vremenom postizanja tih istih sila u odnosu na standardnu polimerizaciju. Protokol polimerizacije nije imao značajan utjecaj na konačne vrijednosti polimerizacijskog skupljanja i iznos sile polimerizacijskog stresa kod materijala Tetric PowerFill, dok su kod Tetric PowerFlow materijala zabilježene niže vrijednosti. Za materijal Tetric PowerFlow vrijeme potrebno da bi se postigla maksimalna sila skupljanja bilo je značajno manje u odnosu na ostale tekuće kompozite koji su bili istraživani. Uporaba dodatnih fotoinicijatora i adicijskog fragmentacijskog prijenosa lanca pokazala se korisnom kod smanjenja sila skupljanja u uvjetima polimerizacije visokim intenzitetom, no potrebno je i dalje istraživati moguće posljedice brze 3s polimerizacije. Autori navode da usprkos poželjnom 3s protokolu, treba imati na umu da dolazi do bržeg razvoja sila skupljanja u ranoj fazi polimerizacije (20).

U nastavku istraživanja, Para i sur. (21) usporedili su utjecaj standardne polimerizacije (10s , 1340 mW/cm^2) i polimerizacije visokim intenzitetom (3s , 3440 mW/cm^2) na mikromehanička svojstva konvencionalnih i *bulk-fill* kompozitnih materijala, uključujući i dva ranije spomenuta kompozita posebno dizajnirana za brzu polimerizaciju visokim intenzitetom. Ispitivanje *in vitro* mehaničkih svojstava materijala bitno je kako bismo mogli predvidjeti njihovo ponašanje u

nepovoljnim uvjetima oralne šupljine kao što su: stalna vlažnost, jake mastikatorne sile, enzimatska razgradnja, promjene temperature i dr. Testirani kompozitni uzorci bili su klinički realne debljine sloja od 4 mm. Polimerizacija visokim intenzitetom i njezin utjecaj na mikrotvrdoću također je bio materijal specifičan. Kod tekućih kompozitnih materijala, visoki intenzitet doveo je do smanjenja mikrotvrdoće (do 48%), dok je istodobno doveo do poboljšanja gustoće umreženosti (do 30%). Nasuprot tome, kod krutih kompozitnih materijala nije bilo značajnijeg utjecaja na mikrotvrdoću, a gustoća umreženosti bila je umjereno smanjena (do 15%). Razlike u mobilnosti molekula zbog njihove različite viskoznosti smatraju se odgovornima za smanjenje učinkovitosti 3s polimerizacije kod tekućih kompozitnih materijala. Ovaj fenomen dokazan je kod svih tekućih kompozitnih materijala korištenih u ovom istraživanju, uključujući i posebno dizajniran Tetric PowerFlow materijal za 3s polimerizaciju kod kojeg je došlo do opadanja mikrotvrdoće 28 – 33% u odnosu na protokol standardne polimerizacije. Mikromehanička svojstva Tetric PowerFlowa i Tetric PowerFilla, materijala specijalno dizajniranih za 3s polimerizaciju, bila su unutar raspona dobivenih za ostale kompozitne materijale odgovarajuće viskoznosti. S obzirom na komplicirani utjecaj na mikromehanička svojstva, zaključeno je da je potrebno s dozom opreza pristupati u kliničkom radu sa svjetlom visokog intenziteta, naročito kod tekućih kompozitnih materijala (21).

U istraživanju provedenom 2021. godine (22) proučavani su stupanj konverzije, modul elastičnosti i savojna čvrstoća nove generacije *bulk-fill* kompozitnih materijala na 0 – 2 mm i 2 – 4 mm debljine uzorka, 3s polimerizacijom visokog intenziteta naspram standardnog ISO protokola na 2 mm debelom uzorku. Testirana su četiri *bulk-fill* materijala. Od toga su dva visokoviskozna, Tetric PowerFill i Filtek One Bulk Fill Restorative (3M ESPE, St. Paul, SAD) i dva niskoviskozna materijala, Tetric PowerFlow i SDR Plus Bulk Fill Flowable. Savojna čvrstoća i modul elastičnosti mjereni su nakon 1 dana, 30 dana i 30+3 dana u etanolu, a stupanj konverzije izmjeren je nakon 33 dana. Test savijanja u tri točke korišten je za mjerenje savojne čvrstoće i modula elastičnosti, dok je stupanj konverzije mjeran Ramanovom spektroskopijom. Svi testirani materijali imali su zadovoljavajuć stupanj konverzije na 2 mm debljine, preko 80%, bez obzira na protokol polimerizacije. Nije bilo razlike u polimerizaciji ISO protokolom i 3s polimerizacijom za materijale SDR i Tetric PowerFill. Filtek One Bulk Fill Restorative i Tetric PowerFlow pokazali su veći stupanj konverzije kod ISO protokola. Na debljini od 4 mm Filtek One Bulk Fill Restorative bio je najslabije polimerizirani materijal s najvećom razlikom u stupnju konverzije između gornjeg i donjeg uzorka. Kod ostala tri testirana materijala donji uzorci imali su statistički jednak stupanj konverzije. Modul elastičnosti bio je veći za sve

materijale kod ISO protokola te su gornji uzorci imali veći modul elastičnosti od donjih uzoraka. Filtek One Bulk Fill Restorative je imao najveći iznos modula elastičnosti. Nakon njega Tetric PowerFill i Tetric PowerFlow, a SDR je imao najniže vrijednosti modula elastičnosti. Također, Filtek One Bulk Fill Restorative je jedini materijal bez smanjenja modula elastičnosti u usporedbi nakon 1 dana i 30+3 dana, valjano za gornji i donji uzorak. Također, Filtek One Bulk Fill Restorative imao je i najveću vrijednost savojne čvrstoće u svim vremenskim intervalima. Prate ga SDR, Tetric PowerFill i Tetric PowerFlow. Smanjenje savojne čvrstoće zbog starenja bilo je više izraženo u donjem uzorku, pogotovo u skupini od 30+3 dana. SDR i Tetric PowerFlow imali su najniže vrijednosti, ispod minimalno preporučene vrijednosti od 80 MPa (22). Razlike u iznosu savojne čvrstoće među materijalima pripisuju se karakteristikama čestica punila poput njihove veličine, oblika, volumena i silanizacije (7, 22). Jasno je da je materijal s najmanjim volumenom čestica (Tetric PowerFlow s 46%) imao i najmanju vrijednost savojne čvrstoće, dok je Filtek One Bulk Fill Restorative s najvišim volumenom čestica punila imao najveću savojnu čvrstoću.

U spomenutom istraživanju (22), gornji uzorci bili su bolje polimerizirani od donjih kod svih testiranih materijala, a razlog tomu bila je transparentna polietilenska folija koja je razdvajala gornje i donje uzorke u svrhu pripreme za mehanička testiranja. Folija je mogući uzrok razlike u mehaničkim svojstvima gornjih i donjih uzoraka jer je priječila tranziciju slobodnih radikala od površine prema dnu uzorka, što je najvjerojatnije zaustavilo proces polimerizacije, a što je ujedno i najveći nedostatak ovog istraživanja. Na temelju rezultata ovog istraživanja, možemo zaključiti da ultrakratka polimerizacija visokim intenzitetom dovodi do redukcije modula elastičnosti svih testiranih *bulk-fill* kompozitnih materijala. Nadalje, sva testirana mehanička svojstva i stupanj konverzije opadali su s udaljenošću od izvora svjetlosti, a starenje i izlaganje etanolu dovelo je kod nekih materijala do smanjenja savojne čvrstoće i modula elastičnosti koje je više bilo naglašeno u dubljim dijelovima. Kompozitni materijali dizajnirani za brzu polimerizaciju visokim intenzitetom koji sadržavaju AFCT reagens inicijalno su pokazali jednaku savojnu čvrstoću i stupanj konverzije kao kod ISO protokola polimerizacije, ali 3s polimerizacija imala je negativan utjecaj na njihov modul elastičnosti (22).

Zadovoljavajući stupanj konverzije pri 3s polimerizaciji dokazali su Palin i Hadis u svojoj studiji (23). Ispitan je stupanj konverzije Tetric PowerFill i Tetric PowerFlow materijala pri polimerizaciji od 3 sekunde PowerCure lampom intenziteta 3050 mW/cm² i standardnoj polimerizaciji od 10 sekundi uporabom Bluephase Style lampe. Stupanj konverzije temeljno je svojstvo kompozitnih materijala koje utječe praktički na sva svojstva kompozita kao što su

tvrdća, čvrstoća, elastičnost, topljivost, apsorpcija vode, stabilnost boje, dimenzijska stabilnost i biokompatibilnost. Mjerenje stupnja konverzije provedeno je pomoću spektroskopije s Fourierovom transformacijom infracrvenog spektra. Rezultati stupnja konverzije bili su vrlo slični bez obzira na polimerizacijski protokol i materijal (23).

Također važno svojstvo kompozitnog materijala je i dobro rubno brtvljenje. Marginalna adaptacija i brtvljenje u caklini i dentinu poželjni su iz biološkog, funkcijskog i estetskog razloga. U istraživanju Bluncka i sur. iz 2018. godine (24) cilj je bio usporediti marginalnu adaptaciju materijala Tetric PowerFill i njegovog prethodnika Tetric EvoCeram Bulk Fill pri upotrebi 3s PowerCure polimerizacijskog uređaja intenziteta 3050 mW/cm². Istraživanje je provedeno na ekstrahiranim ljudskim sjekutićima na kojima su načinjene restauracije pete klase koje su se protezale kroz caklinu i dentin u jednom sloju. Snimke dobivene SEM mikroskopom pokazale su kontinuiranu marginalnu adaptaciju oba materijala u caklini i dentinu, tj. nije bilo statistički značajne razlike između materijala. Kratkotrajna polimerizacija i visoki intenzitet rezultirali su visokim postotkom marginalne adaptacije Tetric PowerFill materijala. Slično istraživanje Par M. i sur. na V. razredima umnjaka dovelo je do istih zaključaka, no navodi slabljenje marginalnog integriteta testiranih tekućih kompozita nakon termocikliranja koje nije utvrđeno na visokoviskoznim materijalima (25). Stoga se 3s polimerizacija ne preporučuje za restauracije V. razreda tekućim kompozitima, što ionako nije indicirano za 3s kompozite od strane proizvođača (25).

Enggist i Peschke 2018. godine (26) proveli su šestomjesečnu kliničku studiju 3s PowerCure sistema kod terapije direktnim ispunima. U istraživanju je bio restauriran 81 zub. Sve restauracije napravljene su uz korištenje Adhese Universal materijala, Tetric PowerFlowa u jednom sloju od 4 mm i nadsloja od Tetric PowerFill materijala u jednom ili dva sloja od minimalno 1 mm. Svaki sloj bio je polimeriziran 3 sekunde 3s programom Bluephase PowerCure lampe (3050 mW/cm²). Tretirano je 50 kutnjaka i 25 pretkutnjaka, a od toga je 12 ispuna klase I, a ostatak klase II. Procjena je rađena 3 – 12 dana nakon tretmana, te nakon 6 mjeseci. Kriteriji koji su bili važni su: pacijentovo mišljenje, postoperativna preosjetljivost, vitalnost, površinska kakvoća, boja, translucencija, površinska diskoloracija, marginalna diskoloracija, trošenje, mezijalna i distalna kontaktna točka. Većina kriterija ocijenjena je vrlo dobrim ili dobrim rezultatom na početku i nakon 6 mjeseci. Svi su zubi ostali vitalni. Kod 4 zuba zabilježena je postoperativna osjetljivost zbog temperature ili pritiska. Nelagoda je bila blaga i procijenjena je pomoću vizualno-analogne skale, a trajala je duže od jednog mjeseca (26).

Dr. Cesar Arrais proveo je istraživanje (27) u kojem se analizirala temperatura zubne pulpe i upalni odgovor na emisijsko zračenje viševalnog LED uređaja. Od pacijenata, koji su bili uključeni u istraživanje, u svrhu ortodontske terapije zahtijevala se ekstrakcija prvih gornjih i donjih pretkutnjaka. Mjerenja temperature zubne pulpe bila su provedena *in vivo* prije ekstrakcije, dok su histološka istraživanja uključivala iradijaciju *in vivo*, praćenu ekstrakcijom i istraživanjem *in vitro*. Histološka ispitivanja krvnih žila i odontoblasta rađena su pomoću optičkog mikroskopa i bojanja preparata kako bi se utvrdila ekspresija upalnih medijatora citokina: IL1 β , TNF α i IL-1 β . Nije bilo statistički značajne razlike u postignutoj temperaturi između 3s polimerizacijskog protokola i upotrebom Bluephase 20i lampe kroz 10 sekundi. Sve vrijednosti bile su ispod maksimalno prihvaćenog temperaturnog porasta od 5,5 C°. Imunohistokemijska analiza ukazala je na blagu prisutnost oba upalna medijatora (IL β i TNF α), no njihova prisutnost odgovor je na blago zagrijavanje što je i očekivano, ali nema dokaza o štetnom djelovanju na pulpu (27).

Suvremeni *bulk-fill* kompozitni materijali mogu biti vrlo korisni pri izradi direktnih ispuna na stražnjim zubima. Njihov inovativni sastav koji podržava 3s polimerizaciju reducira vrijeme trajanja kliničkog postupka, a samim time i osjetljivost tehnike. Tetric PowerFill i Tetric PowerFlow imaju slične kliničke performanse kao i njihovi prethodnici Tetric EvoCeram i Tetric EvoFlow Bulk Fill. Pokazali su zadovoljavajući stupanj konverzije, iznad 80% na 4 mm dubine, nisko polimerizacijsko skupljanje uz bržu reakciju polimerizacije i izvrsnu savojnu čvrstoću. Treba uzeti u obzir da je standardna polimerizacija dala više rezultate stupnja konverzije za materijal Tetric PowerFlow. Također, Tetric PowerFill pokazuje dobru poliranost i estetiku pri 3s polimerizaciji. Bluephase PowerCure sistem osigurava ono što i zagovara, u smislu intenziteta zračenja i spektra valnih duljina. Iako su se pokazali kao jednakovrijedna alternativa u nadoknadi tvrdih zubnih tkiva posteriorne regije u *in vitro* ispitivanjima, potrebna su daljnja *in vivo* klinička istraživanja *bulk-fill* kompozitnih materijala kako bi se ispitala njihova dugoročna kvaliteta jer su dugogodišnja klinička ispitivanja ove vrste materijala još uvijek malobrojna.

1. Tarle Z i sur. Restaurativna dentalna medicina. Zagreb: Medicinska naklada; 2019.
2. Miloš M, Pavić D, Marović D. Suvremeni debeloslojni (*bulk-fill*) kompoziti s ultrakratkim vremenom polimerizacije. Sonda. 2021;39/40:58-63.
3. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Pysicomechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. J Dent. 2014;42:993-1000.
4. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. Br Dent J. 2017;222:337-44.
5. Canjuga M. *Bulk-fill* kompozitni restaurativni materijali [diplomski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2018. 16 p.
6. Knežević A, Tarle Z, Meniga A, Šutalo J, Pichler G, Ristić M. Polimerizacija kompozitnih materijala plavim visokosjajnim svijetlećim diodama. Acta Stomatol Croat. 1999;33:337-43.
7. Haugen HJ, Marović D, Par M, Thieu MK, Reseland JE, Johnsen GF. Bulk fill composites have similar performance to conventional dental composites. Int J Mol Sci. 2020;21:5136.
8. Knežević A, Meniga A, Tarle Z, Šutalo J, Pichler G. Mjerenje jakosti fotopolimerizacijskih uređaja u kliničkoj uporabi. Acta Stomatol Croat. 1999;33:35-40.
9. Tarle Z. Izvori svjetlosti za fotopolimerizaciju dentalnih materijala. Sonda. 2002;1:60-2.
10. Tarle Z. Intenzitet svjetlosti polimerizacijskih uređaja u ordinacijama dentalne medicine u Zagrebu. Acta Stomatol Croat. 2011;45:31-40.
11. Price RB, Labrie D, Bruzell EM, Sliney DH, Strassler HE. The dental curing light: a potential health risk. J Occup Environ Hyg. 2016;13:639-46.
12. Price RB. Light curing guidelines for practitioners: a consensus statement from the 2014 symposium on light curing in dentistry, Dalhousie University, Halifax, Canada. J Can Dent Assoc. 2014;80:e61.

13. Price RB. Illuminating the resin: What you need to know [Internet]. 2018 [cited 15.5.2022.]. Available from: <https://www.oralhealthgroup.com/features/illuminating-resin-need-know/>.
14. Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent*. 2000;12:320-7.
15. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Int J Paediatr Dent*. 2009;19:48-54.
16. Shimokawa CA, Harlow JE, Turbino ML, Price RB. Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. *J Dent*. 2016;54:48-55.
17. Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion and degree of polymerization. *Am J Dent*. 1998;11:17-22.
18. Ilie N, Watts DC. Outcomes of ultra-fast (3s) photo-cure in a RAFT-modified resin-composite. *Dent Mater*. 2020;36:570-9.
19. Ivoclar Vivadent. 3s PowerCure product system Scientific documentation. [Internet]. Schaun: Ivoclar Vivadent; 2019 [cited 31.5.2022.]. Available from: https://issuu.com/ivoclarvivadent/docs/scientific_documentation_3scure_pow.
20. Par M, Marovic D, Attin T, Tarle Z, Tauböck TT. Effect of rapid high-intensity light-curing on polymerization shrinkage properties of conventional and bulk-fill composites. *J Dent*. 2020;101:103448.
21. Par M, Marovic D, Attin T, Tarle Z, Tauböck TT. The effect of rapid high-intensity light-curing on micromechanical properties of bulk-fill and conventional resin composites. *Sci Rep*. 2020;10:10560.
22. Marovic D, Par M, Crnadak A, Sekelja A, Negovetic Mandic V, Gamulin O, Rakić M, Tarle Z. Rapid 3s curing: what happens in deep layers of new bulk-fill composites? *Mater*. 2021;14:515.
23. Palin W, Hadis M. High irradiance polymerization of "flash-cured" resin composites. October 2018. Presentation of data for Ivoclar Vivadent. Data on file. [Internet]. Schaun: Ivoclar Vivadent; 2019 [cited 31.5.2022.]. Available from: https://issuu.com/ivoclarvivadent/docs/scientific_documentation_3scure_pow.

24. Blunck U. In vitro-Prüfung der Wirksamkeit des Adhäsivsystems Adhese Universal in Kombination mit dem Kompositmaterial Tetric PowerFill unter Verwendung des Lichtgerätes Bluephase PowerCure an Klasse V Kavitäten. November 2018. Study for Ivoclar Vivadent. Data on file. [Internet]. Schaan: Ivoclar Vivadent; 2019 [cited 31.5.2022.]. Available from:
https://issuu.com/ivoclarvivadent/docs/scientific_documentation_3score_pow.
25. Par M, Spanovic N, Marovic D, Attin T, Tarle Z, Tauböck TT. Rapid high-intensity light-curing of bulk-fill composites: a quantitative analysis of marginal integrity. J Dent. 2021;111:103708.
26. Enggist L, Peschke A. 6-Monats-Recall der Studie "Klinische Untersuchung des F-Composite 2 Systems in der direkten Füllungstherapie. September 2018. Internal Report. Data on file. [Internet]. Schaan: Ivoclar Vivadent; 2019 [cited 31.5.2022.]. Available from:
https://issuu.com/ivoclarvivadent/docs/scientific_documentation_3score_pow.
27. Arrais C. Analysis of pulp temperature and inflammatory response to radiant exposure from an experimental polywave LED light curing unit. October 2018. Presentation for Ivoclar Vivadent. Data on file. [Internet]. Schaan: Ivoclar Vivadent; 2019 [cited 31.5.2022.]. Available from:
https://issuu.com/ivoclarvivadent/docs/scientific_documentation_3score_pow.

Lucija Lisica rođena je 2. ožujka 1997. godine u Zadru. Osnovnoškolsko obrazovanje stekla je u OŠ Stjepana Radića u Bibinjama, a srednjoškolsko u Općoj gimnaziji Jurja Barakovića u Zadru. Studij Dentalne medicine na Stomatološkom fakultetu u Zagrebu upisuje 2016. godine. Za vrijeme studiranja sudjeluje u brojnim Simpozijima studenata dentalne medicine. Kao dio odbojkaške ekipe Stomatološkog fakulteta na sportskom natjecanju Humanijada 2019. osvojila je srebrnu medalju. Od 2019. do kraja studija asistira u privatnoj stomatološkoj ordinaciji.