Kompozitni materijali: povijest, sadašnjost, budućnost

Mladenović, Ivan

Master's thesis / Diplomski rad

2018

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

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:185046

Rights / Prava: Attribution-NonCommercial 3.0 Unported/Imenovanje-Nekomercijalno 3.0

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

Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Ivan Mladenović

KOMPOZITNI MATERIJALI: POVIJEST, SADAŠNJOST, BUDUĆNOST

Diplomski rad

Zagreb, 2018.

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

Mentor rada: prof. dr. sc. Zrinka Tarle, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Katarina Kosić, mag. lingvistike i kroatistike

Lektor engleskog jezika: Elena Žugec, prof. hrvatskog i engleskog jezika i književnosti

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 39 stranica

2 slike

1 CD

Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu su izvorni doprinos autora diplomskog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

Zahvala

Najljepše hvala mojim roditeljima i bratu koji su mi bili oslonac, pružili neizmjernu potporu, razumijevanje i ljubav tijekom cijelog mog obrazovanja.

Velika hvala mojoj mentorici prof. dr. sc. Zrinki Tarle na pomoći i pristupačnosti, stručnim savjetima i prenesenom znanju prilikom izrade ovoga rada, kao i za vrijeme studija.

Zahvaljujem i svojim prijateljima te kolegama zbog kojih će mi studentski dani ostati u lijepom sjećanju.

Kompozitni materijali: povijest, sadašnjost, budućnost

Sažetak

Kompozitni materijali počeli su se koristiti u stomatologiji šezdesetih godina prošloga stoljeća. Sastoje se od organske smolaste matrice i čestica anorganskog punila međusobno povezanih međugraničnim veznim sredstvom. Odlikuju ih odlična estetska i zadovoljavajuća fizičko-mehanička svojstva, stoga su prikladni materijal za restauracije u području cijeloga zubnoga luka. Stvrdnjavaju se svjetlosnom polimerizacijom, biokompatibilni su i iznimno rijetko mogu izazvati sustavne ili lokalne nuspojave. Osim u području restaurativne dentalne medicine, našli su svoju primjenu i u brojnim drugim granama. Postoji nekoliko različitih klasifikacija kompozitnih materijala, od kojih se najviše koristi ona prema količini i veličini čestica anorganskog punila. Kompozitni materijali neprestano se razvijaju. Razlikujemo materijale poput makropunjenih, mikropunjenih i hibridnih kompozita koji su nastali među prvima i danas se manje koriste. Visokoviskozni mikrohibridni i nanohibridni kompoziti, kao i tekući te debeloslojni (bulk) kompoziti koriste se najčešće. Postoje i materijali temeljeni na nekonvencionalnim monomerima uglavnom s ciljem smanjenja polimerizacijskog skupljanja, vlaknima ojačani kompoziti i kompozitni cementni sustavi. Budući da su polimerizacijsko skupljanje i stres i dalje glavni nedostaci ovih materijala, dovodeći do pojave poslijeoperativne preosjetljivosti, marginalnog diskontinuiteta i mikropropuštanja s posljedičnim zubnim obojenjem i pojavom sekundarnog karijesa, istraživanja novih materijala teku u tim, ali i u drugim smjerovima. Razvoj je usmjeren daljnjem unapređenju postojećih samoadhezivnih tekućih kompozita, kao i ostvarenju kompozitnih materijala sa samoreparacijskim, antibakterijskim i remineralizacijskim sposobnostima.

Ključne riječi: kompozitni materijali; restaurativna dentalna medicina; polimerizacijsko skupljanje; razvoj kompozitnih materijala

Composite materials: past, present, future

Summary

The usage of composite materials in dentistry began in the sixties of the last century. They consist of an organic resin matrix and anorganic filler particles joined together by a interfacial coupling agent. They posses excellent aesthetic and sufficient physico-mechanical properties which makes them suitable as a restoration material in entire dental arch. They are cured by a light activated polymerization, biocompatible and could cause sistemic or local side effects in extremely rarely ocasions. Except in the field of restorative dentistry, they have found their aplication in many other branches as well. There are several different clasifications of composite materials, but the most used one is according to the filler amount and size of its particles. Composite materials are constantly evolving. Today there are materials like macrofilled, microfilled and hybrid composites which were among first ones and now are rarely used. Micro-hybrid and nano-hybrid composites, flowable composites and bulk composites are frequently used. There are also materials based on unconventional monomers whose purpose is mostly to prevent or decrease polymerization shrinkage, fiber reinforced composites and composite cements. Since shrinkage and stress present the main dissadvantages of composite materials relating to possible postoperative sensitivity, marginal discrepancies and microleakeage resulting in tooth discoloration and secondary caries occurance, new researches goes in those, and other directions as well. The development is focused towards further improvement of already existing self-ahesive composites, and search for materials capable of self-repairing (healing), remineralization and antibacterial action against microorganisms.

Keywords: composite materials; restorative dentistry; polymerization shrinkage; development of composite materials

SADRŽAJ

1. UVOD 1
2. KOMPOZITNI MATERIJALI - OPĆENITOSTI 3
2.1. Sastav i struktura kompozitnih materijala 3
2.1.1. Organska smolasta matrica 3
2.1.2. Anorgansko punilo 5
2.1.3. Vezno sredstvo 5
2.1.4. Ostale komponente 6
2.2. Polimerizacija kompozitnih materijala 6
2.3. Svojstva kompozitnih materijala 8
2.3.1. Fizičko-mehanička svojstva 8
2.3.2. Polimerizacijski stres i skupljanje 9
2.4. Odgovor tkiva na kompozitne materijale 10
2.5. Indikacije za primjenu kompozitnih materijala u stomatologiji 11
2.6. Klasifikacija kompozitnih materijala 11
3. KOMPOZITNI MATERIJALI - POVIJEST 13
3.1. Makropunjeni kompozitni materijali 13
3.2. Mikropunjeni kompozitni materijali 13
3.3. Hibridni kompozitni materijali 14
3.4. Pakirajući kompozitni materijali 14
4. KOMPOZITNI MATERIJALI - SADAŠNJOST 15
4.1. Mikrohibridni i nanohibridni kompozitni materijali 15
4.2. Tekući kompozitni materijali 15
4.3. Debeloslojni (bulk) kompozitni materijali 16
4.4. Kompozitni materijali temeljeni na nekonvencionalnim monomerima 19
4.4.1. Kompomeri 19

4.4.2. Ormoceri 19
4.4.3. Kompozitni materijali temeljeni na siloranu 20
4.4.4. Niskoskupljajući kompozitni materijali velike molekulske težine 20
4.5. Vlaknima ojačani kompozitni materijali 21
4.6. Cementni sustavi temeljeni na kompozitnim materijalima 22
4.7. Samoadhezijski kompozitni materijali 24
5. KOMPOZITNI MATERIJALI - BUDUĆNOST 25
6. RASPRAVA 28
7. ZAKLJUČAK 32
8. LITERATURA 34
9. ŽIVOTOPIS 38

Popis skraćenica

Bis-GMA – bisfenol A glicidil dimetakrilat

UDMA – uretan dimetakrilat

TEGDMA – trietilenglikol dimetakrilat

EGDMA – etilenglikol dimetakrilat

DEGDMA – dietilenglikol dimetakrilat

MMA – metil metakrilat

HEMA – 2-hidroksietilmetakrilat

AUDMA – aromatski uretan dimetakrilat

AFM – adicijski fragmentacijski monomeri

PMMA – polimetil metakrilat

GDPM – glicerol fosfat dimetakrilat

4-META – 4- metakriloksietil trimelitična kiselina

ACP – amorfni kalcij fosfat

1. UVOD

Dentalni amalgam dugo je bio materijal izbora pri restauracijama tvrdih zubnih tkiva, no zbog neestetskih svojstava danas je ograničen na uporabu kod stražnjih zuba. Akrilne smole počele su se upotrebljavati za ispune prednjih zuba sredinom prošloga stoljeća te su zamijenile silikatne cemente kao jedine estetske materijale dotad dostupne. No problem njihove adhezije i vezivanja za zubne strukture dao je poticaj za daljnji razvoj i napredak (1).

Ključni događaji u razvoju kompozitnih materijala bili su Buonocoreovo otkriće mikromehaničke retencije smole u caklini nakon njezina jetkanja ortofosfornom kiselinom, 1955. godine, te Bowenovo otkriće bisfenol A glicidil dimetakrilata (Bis-GMA), nove kompozitne smole 1962. godine. Kompozitni materijali počeli su se tako primjenjivati u dentalnoj medicini šezdesetih godina prošloga stoljeća. Još jedan ključni događaj odvio se nekoliko desetljeća kasnije, točnije 1982. godine kada je Nakabayashi otkrio mikromehaničku retenciju u dentinu, odnosno dokazao postojanje hibridnog sloja, čime je omogućena adhezija materijala i u caklini i u dentinu (2).

Prvi kompozitni materijali bili su kemijski polimerizirajući, dolazili su u dvije odvojene tube čiji se sadržaj miješao u ordinaciji netom prije postavljanja u kavitet. Nedostatak takvog postupka bio je u nestalnim proporcijama, pogreškama u miješanju te stabilnosti boje materijala. Potom se sedamdesetih godina pojavljuju svjetlosno polimerizirajući materijali kod kojih se prvo koristio izvor UV svjetlosti koji je zbog slabog učinka i jatrogenih posljedica zamijenjen izvorima vidljive svjetlosti kakvi se koriste i danas (3).

Kompozitni materijali neprestano se razvijaju. U početku su promjene obuhvaćale isključivo anorgansku komponentu materijala, tj. raznolikosti u sastavu punila, vrsti i veličini njegovih čestica radi optimiziranja mehaničkih i estetskih svojstava. Kasnije, promjene su zahvatile i organsku komponentu materijala razvojem brojnih novih monomera s ciljem smanjenja polimerizacijskog skupljanja i stresa, kao jednog od glavnih nedostataka ovih materijala (4).

Svrha ovoga rada je pojasniti općenita svojstva kompozitnih materijala te sustavno prikazati razlike u materijalima koji se više ne koriste te onih koji se koriste danas, kao i mogućnosti budućeg razvoja i napretka

2. KOMPOZITNI MATERIJALI - OPĆENITOSTI

2.1. Sastav i struktura kompozitnih materijala

Kompozitni materijali definiraju se kao spojevi dvaju ili više materijala međusobno različitih karakteristika i svojstava, s jasno izraženim graničnim spojem između sastavnih materijala i ukupnim svojstvima materijala boljim od svojstava pojedinačnih sastavnica (5).

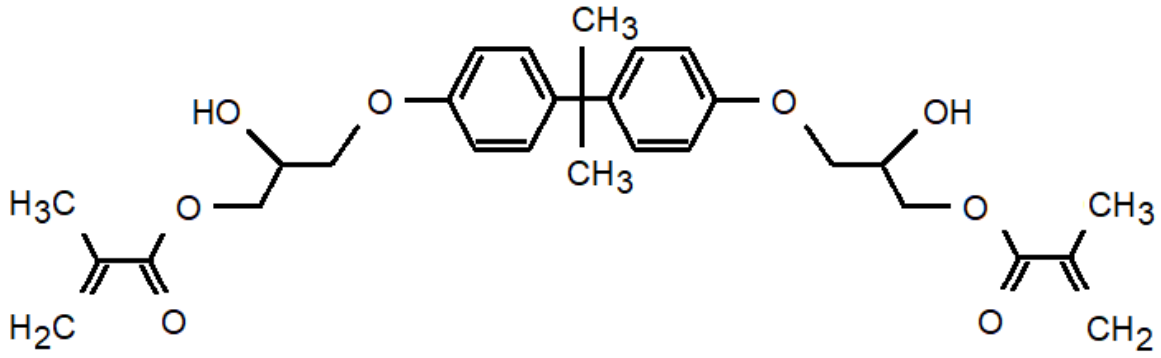
Sastavljeni su od tri glavna dijela: organske smolaste matrice, anorganskog punila s česticama različite veličine i sastava te veznog sredstva. Osim ovih osnovnih komponenti, u sastav kompozitnih materijala ulaze također i mnogi drugi dodaci poput različitih pigmenata, UV stabilizatora, tj. stabilizatora boje, inicijatora, aktivatora te inhibitora polimerizacije, rendgenskih kontrastnih spojeva itd. (2,5).

2.1.1. Organska smolasta matrica

Organska smolasta matrica najčešće je građena od monomera velike molekulske težine poput Bis-GMA ili uretan dimetakrilata (UDMA). Oni predstavljaju dvije osnovne organske komponente na kojima su utemeljeni različiti komercijalni kompozitni sustavi (2,5).

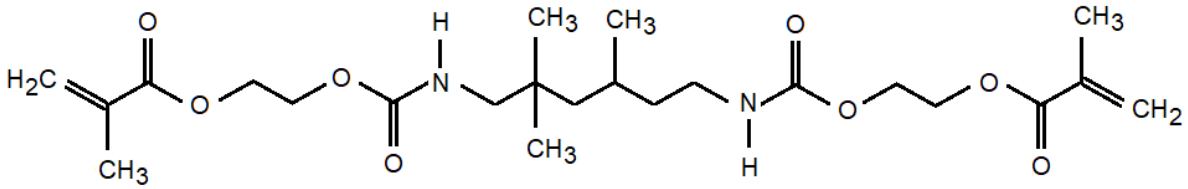
Bis-GMA je aromatski metakrilat s dva benzenska prstena smještena blizu središta, vinilnim (alilnim) skupinama koje su esterskom vezom (-COO) povezane s brojnim organskim molekulama i terminalnim metakrilatnim skupinama na kojima se odvija radikalska polimerizacija (Slika 1.) (2,6). Sadrži također i brojne hidroksilne (OH^-) skupine međusobno povezane vodikovim vezama u alkilnom lancu, a upravo te veze pridonose velikoj viskoznosti koja je glavni nedostatak Bis-GMA monomera. Viskoznost poput meda limitira udio čestica punila u materijalu, smanjuje stupanj konverzije i otežava rukovanje i oblikovanje materijala pri izradi ispuna. Kako bi se viskoznost umanjila, dodaju mu se niskomolekulski monomeri kratkih lanaca poput trietilenglikol dimetakrilata (TEGDMA), etilenglikol dimetakrilata (EGDMA), dietilenglikol dimetakrilata (DEGDMA), metil metakrilata (MMA), 2-hidroksietilmetakrilata (HEMA) itd. Što je veći udio TEGDMA, a manji Bis-GMA u kopolimernoj smjesi, to je veći stupanj konverzije, čime se stvara više križnih veza između monomera, a to u konačnici rezultira većom čvrstoćom materijala. No s druge strane, veći udio TEGDMA-e uzrokuje i veće polimerizacijsko skupljanje (2,5,7).

Molekulska težina Bis-GMA iznosi 512 g/mol (4).



Slika 1. Kemijska struktura Bis-GMA

UDMA je monomer niske viskoznosti, molekulske težine 471 g/mol (Slika 2.) (2,4).



Slika 2. Kemijska struktura UDMA

2.1.2. Anorgansko punilo

Anorgansko punilo smjesa je relativno inertnih anorganskih materijala. U njegov sastav ulaze kvarc, čestice koloidnog silicija i borosilikatnog stakla s barijevim, stroncijevim, cinkovim i litij-aluminijevim silikatima, barijev sulfat, itrijev i iterbijev trifluorid itd. (2,5-7).

Različite vrste kompozitnih materijala imaju i različit udio punila, kao i različitu veličinu čestica unutar punila. Veličina čestica utječe na stupanj poliranosti materijala i posljedično stabilnost boje, pa što su čestice manjeg promjera, bit će moguće postići bolju poliranost i sjaj površinskoga sloja. Udio, odnosno količina punila s druge strane određuje fizička svojstva materijala, direktno utječući na njih ili indirektno smanjenjem udjela organske matrice. Veći udio punila doprinosi većoj vlačnoj i tlačnoj čvrstoći, modulu elastičnosti, otpornosti na abraziju i trošenje, dimenzijskoj stabilnosti, a smanjuje polimerizacijsko skupljanje, koeficijent termičke ekspanzije i apsorpciju vode (2,5-8).

Udio punila izražava se u volumnom ili težinskom udjelu. Veličina čestica varira u velikom rasponu od svega nekoliko nanometara do nekoliko desetaka mikrometara, a postoji više načina klasifikacije materijala prema veličini čestica punila (2).

2.1.3. Vezno sredstvo

Uloga veznog sredstva jest osigurati stabilnu vezu između anorganskog punila i organske matrice sprečavajući tako degradaciju materijala i posljedično puknuće i lom materijala. Kvalitetna veza između komponenti osigurava dulji vijek materijala i smanjuje njegovo trošenje raspodjeljujući naprezanja između matrice i punila. Vezno sredstvo jest organosilan, odnosno ɣ-metaksiloksipropiltrimetoksi silan ili jednostavnije silan. Silan je bifunkcijska molekula sa silanizirajućim skupinama na jednom, a metakrilatnim na drugom kraju molekule. Metakrilatne skupine na jednom kraju prilikom svjetlosne ili kemijske aktivacije polimerizacije smole podliježu adicijskoj polimerizaciji i na taj se način vezuju s organskom matricom. Silanizirajuće skupine na drugom kraju ostvaruju siloksanske veze reakcijom kondenzacije s hidroksilnim skupinama anorganskog punila (2,5,7).

2.1.4. Ostale komponente

Inicijatori polimerizacije razlikuju se ovisno o kemijskoj ili svjetlosnoj polimerizaciji kompozitnih materija. Za kemijsku polimerizaciju koristi se benzoil peroksid u kombinaciji s tercijarnim aminima kao izvorom slobodnih radikala (N,N-dihidroksietil-p-toluidin i N,N-dimetil-p-toluidin). Kod svjetlosne polimerizacije najčešće se koristi kamforkinon (max. apsorpcije pri 468 nm) zajedno s aromatskim tercijarnim aminom (N,N-dimetil aminoetil metakrilat). Osim njega koriste se i fenilpropandion (max. apsorpcije pri 410 nm), lucirin TPO (max. apsorpcije pri 385 nm) i Irgacure 819 (max. apsorpcije pri 397 nm) koji su manjeg intenziteta žute boje nego kamforkinon te tako manje utječu na boju materijala (2,5). U novije vrijeme preporuča se i uporaba dodatnog fotoinicijatora kao što je OPPI (p-oktiloksi-fenil-fenil-jod-heksafluoroantimonat) s obzirom na to da je pokazao dobre eksperimentalne rezultate (4).

Inhibitori polimerizacije dodaju se kako bi se spriječila spontana polimerizacija monomera, kao i ona pri danjem svjetlu ili svjetlu reflektora. Najčešći inhibori su monometil eter i hidrokinon, čiji je nedostatak potencijalna diskoloracija. Koriste se još i monometil eter hidrokinon te butilhidroksitoluen.

UV stabilizatori dodaju se radi stabilnosti boje materijala jer apsorbiraju elektromagnetno zračenje koje može uzrokovati diskoloraciju. Najčešći predstavnik je 2-hidroksi-4-metoksi benzofen (2,5).

2.2. Polimerizacija kompozitnih materijala

Kompozitni materijal prelazi iz viskoznog u kruto stanje reakcijom radikalske polimerizacije metakrilatnih skupina monomera, a koja može biti aktivirana kemijskim putem ili osvjetljavanjem vidljivim (plavim) svjetlom halogen ili LED žarulje. Rezultat reakcije je konverzija monomera u polimere križnim povezivanjem i inkorporacijom čestica punila u nastalu mrežu (2,6).

Sama reakcija odvija se u tri faze. Prva faza je inicijacija, a započinje homolitičkom razgradnjom fotoinicijatora i reakcijom s koinicijatorom, što dovodi do oslobađanja primarnog radikala. Primarni radikal adicijskom reakcijom s neizreagiranim monomerom stvara novi slobodni radikal. Tako dolazi do sljedeće faze, odnosno propagacije lančane reakcije, adicije velikog broja monomera uz stvaranje makromolekulskih radikala. Kako reakcija napreduje,

dolazi do redukcije procesa polimerizacije uslijed steričkih smetnji koje nastaju jer se znatno povećava veličina molekula. Također dolazi do bimolekularnih reakcija između nastalih slobodnih radikala, čime nastupa posljednja faza odnosno terminacija rasta lančanih makromolekula (2,6).

Faza polimerizacije u kojoj je matrica u viskoznom plastičnom stanju jest prijegelacijska faza. U njoj je moguće pomicanje monomera unutar matrice te je na taj način moguća i kompezacija polimerizacijskog skupljanja. Daljnjom polimerizacijom dolazi do gel točke, u kojoj kretanje unutar materijala više nije moguće te dolazi do ireverzibilnog polimerizacijskog skupljanja. Ukupno polimerizacijsko skupljanje materijala upravo je i određeno prijegelacijskom fazom, dok postgelacijska faza određuje pojavu napetosti i stresa (2,9).

Nakon završene polimerizacije dio dvostrukih veza monomera ostaje neizreagiran, što se izražava stupnjem konverzije. Stupanj konverzije tako se može definirati kao postotak dvostrukih ugljikovih veza konvertiran u jednostruke veze i obično iznosi 55% – 75% (5,10).

Stupanj konverzije ovisi o debljini sloja materijala, izvoru svjetlosti i vremenu ekspozicije materijala izvoru svjetlosti te udaljenosti materijala od izvora svjetlosti. Maksimalna dubina polimerizacije ovisi o sastavu materijala, a uobičajeno iznosi oko 2 mm kod većine materijala, te 4 mm kod „bulk“ materijala (5-6).

Stupanj konverzije ovisi i o sastavu materijala. Proporcionalan je udjelu anorganskog punila, kao i veličini čestica punila. U odnosu na organsku matricu, kod kompozitnih materijala s konvencionalnim monomerima stupanj konverzije je obrnuto proporcionalan udjelu Bis-GMA koji zbog velike viskoznosti ograničava mobilnost i reaktivnost čestica, a proporcionalan udjelu TEGDMA koji snižava viskoznost i omogućuje stvaranje većeg broja križnih veza (5-7). Stupanj konverzije svjetlosno polimerizirajućih materijala s kamforkinonom kao inicijatorom polimerizacije, ovisi i o težinskom omjeru kamforkinona i N,N-dimetil aminoetil metakrilata, a najveći je kada taj omjer iznosi 1:3 (6).

2.3. Svojstva kompozitnih materijala

Svojstva materijala određuju restaurativnu vrijednost materijala, specifične indikacije za njegovu primjenu, a imaju veliku ulogu i na samu trajnost restauracije umanjujući tako mogućnosti loma i pojave sekundarnog karijesa (2).

Razlikujemo poželjna i nepoželjna svojstva te svojstva na koja u većoj mjeri utjecaj ima anorganska ili organska komponenta materijala.

2.3.1. Fizičko-mehanička svojstva

U fizičko-mehanička svojstva materijala ubrajamo tlačnu, vlačnu i savojnu čvrstoću, tvrdoću, elastičnost i koeficijent elastičnosti, toplinsku i električnu provodljivost, otpornost na lom i trošenje te hidropsku i termičku ekspanziju s pripadajućim koeficijentom (2,11).

Na većinu svojstava ponajprije utječe količina čestica punila, dok tip čestica ima značajniju ulogu tek na tlačnu čvrstoću.

Prema istraživanjima procjene funkcije gustoće Epanechnikovom jezgrom na različitim kompozitnim materijalima, ustanovljeno je da se mehanička svojstva poboljšavaju kako se povećava i volumni udio punila do ukupno 60%. Povećanje preko tog iznosa dovest će do povećanja defekata u materijalu i posljedično smanjenja mehaničkih svojstava (11).

Uspoređujući svojstva kompozitnih materijala poput vlačne, tlačne i savojne čvrstoće te otpornosti na lom vidimo kako su ona slična svojstvima amalgama i porculana, slabija od svojstava keramike, a bolja u odnosu na staklenoionomerne materijale. Jedino svojstvo u kojem je amalgam superiorniji od kompozita jest modul elastičnosti, koji je kod kompozita nekoliko puta niži, što se dovodi u vezu s dimenzijskim promjenama, deformacijama i trošenjem restauriranih okluzalnih površina u područjima jačeg žvačnog stresa (4).

2.3.2. Polimerizacijski stres i skupljanje

Polimerizacijsko skupljanje kompozitnih smola uzrokovano je skupljanjem monomera prilikom pretvorbe u polimer. Možemo ga definirati kao omjer promjene dužine ili volumena i početnih vrijednosti (9-10). Ovisi o mnogo faktora, poput broja dvostrukih veza, stupnja konverzije i prosječnoj molekularnoj težini monomera. Kod kompozitnih materijala s konvencionalnim metakrilatnim monomerima, polimerizacijom se razmak između monomera od prosječno 0,3-0,4 nm smanjuje pretvorbom dvostrukih veza u jednostruke veze čija je prosječna duljina 0,15 nm. Upravo to predstavlja podlogu polimerizacijskom skupljanju (7,10).

Pri polimerizaciji slobodnog bloka materijala, polimerizacija se događa prema centru mase objekta, a unutarnje naprezanje u materijalu uzrokuju polimerizacijsko skupljanje prema izvoru svjetlosti, no neće doći do pojave stresa. U slučaju ispuna to nije tako jer na skupljanje i stres utječe konfiguracija kaviteta, kao i površinska privlačnost između njegovih zidova i materijala. Skupljanje se tada događa isključivo od slobodnih površina ispuna. Ako sile skupljanja prevladaju sile na zidovima kaviteta koje im se suprotstavljaju, dolazi do pojave stresa i neuspjele adhezijske veze te nastanka kohezijskih i adhezijskih fraktura ili pukotine na marginalnim rubovima ispuna te daljnjeg nesputanog polimerizacijskog skupljanja (10,12).

Prema Hookeovu zakonu polimerizacijski stres se izračunava prema izvedenoj formuli: stres = skupljanje x Youngov modul elastičnosti. Faktori koji utječu na polimerizacijski stres jesu: volumen materijala, svojstva materijala, tehnika postavljanja materijala slojevanjem i konfiguracijski faktor. Konfiguracijski C-faktor predstavlja omjer između vezujućih i slobodnih površina kaviteta; najveći je za I., a najmanji za IV. razred po Blacku. Tehnikom postavljanja ispuna u slojevima ne debljim od 2 mm i ne obuhvaćajući nasuprotne stranice kaviteta slojem, svaki pojedini sloj ima vlastiti različiti C-faktor i volumen manji od vrijednosti ukupnog ispuna (9).

Konačni rezultat jest pojava mikropropuštanja tekućine, molekula, iona, bakterija itd. između zuba i ruba ispuna, čime su ostvareni preduvjeti za pojavu poslijeoperativne preosjetljivosti i nastanka sekundarnog karijesa (7,10).

2.4. Odgovor tkiva na kompozitne materijale

Nakon postavljanja kompozitne restauracije može doći do otpuštanja njenih komponenti u usnu šupljinu. Te komponentne mogu biti neizreagirani zaostatni monomeri, ili produkti degradacije materijala nastali tijekom duljeg razdoblja (2). Degradacija materijala može biti mehanička uslijed erozije ili gubitka trošenjem materijala ili kemijska hidrolitičkom razgradnjom potpomognutom enzimima (6). Hidrolitičkom razgradnjom polimeri se cijepaju na oligomere i potom monomere, a velik utjecaj na nju ima apsorpcija vode ili otapala (2).

Utjecaj produkata biodegradacije na staničan metabolizam i funkciju bio je tema mnogih istraživanja. Jednim istraživanjem (Caughman et al. 1990., 1991.) dokazano je kako kompozitni materijali bazirani na Bis-GMA i UDMA utječu na RNA i promjene u sintezi proteina u gingivalnim fibroblastima i epitelnim stanicama smanjujući je za čak do 50%, no ne utječući znatno na samu vitalnost stanica. Također, istraživanjem Ola i suradnika iz 1996. godine dokazano je kako derivati bisfenola A iz Bis-GMA mogu utjecati na estrogensku aktivnost. Upitno je mogu li na ovakav način značajnije utjecati i otpušteni produkti biodegradacije kompozitnih materijala s obzirom na njihovu malu koncentraciju (6).

Primjena kompozitnih materijala može uzrokovati lokalne i sustavne nuspojave kao posljedice toksičnih i alergijskih reakcija. Na oralnoj sluznici mogu se pojaviti lihenoidne reakcije i površinska oštećenja praćena pojačanom proliferacijom epitela. Reakcije preosjetljivosti, kao sustavne reakcije, vrlo su rijetke, no moguće.

U svrhu prevencije negativnog djelovanja i otpuštanja komponenti iz kompozita, potrebno je osigurati adekvatnu polimerizaciju materijala prema svim pravilima struke (polimerizacija uređajima potrebne snage i na optimalnoj udaljenosti, slojevanje materijala u prikladnim slojevima ovisno o vrsti materijala) jer jedino na taj način osobno možemo na njih utjecati (2).

2.5. Indikacije za primjenu kompozitnih materijala u stomatologiji

S vremenom je primjena kompozitnih materijala prerasla indikacije zbog kojih su materijali u prvom planu i osmišljeni – za ispune na zubima u stražnjem i prednjem segmentu usne šupljine. Danas se kompozitni materijali koriste za zbrinjavanje karijesnih i nekarijesnih oštećenja zubi, minimalnih nepravilnosti u obliku, položaju i boji zubi te kao „lineri“ (prvi zaštitni sloj kod dubokih kaviteta) u sklopu restaurativne dentalne medicine, za preventivno pečaćenje fisura i jamica u pedodonciji, za brtvljenje kanala u endodonciji, za izradu provizorija, nadogradnji i nadoknadu bataljaka (post and core), kompozitnih faseta, indirektnih ispuna – inlaya i onlaya te njihovo adhezivno cementiranje u fiksnoj protetici, pričvršćivanje bravica za zube u ortodonciji (2,4,7).

Kliničke indikacije pojedinog materijala ovise o njegovu sastavu, a o njima će više biti rečeno pri opisivanju pojedinih skupina u sljedećim poglavljima.

2.6. Klasifikacija kompozitnih materijala

Kompozitni materijali mogu se podijeliti temeljem više kriterija.

Jedna od podjela je ona temeljena na veličini čestica anorganskog punila. Prema ustaljenoj podjeli Lutza & Philipsa iz 1983. godine, postoje tri kategorije materijala: tradicionalni ili makropunjeni kompoziti, mikropunjeni kompoziti i hibridni kompoziti. No razvojem i usavršavanjem tehnologije proizvodnje došlo je pojave čestica nano veličine.

Kompozitne materijale danas se tako mogu podijeliti u sljedeće skupine:

a) kompozitni materijali s makropunilom i veličinom čestica 10-100 μm (prosječna veličina 50 μm)
b) kompozitni materijali s mikropunilom i veličinom čestica 0,01-0,1 μm (prosječna veličina 40 nm=0,04 μm)
c) hibridni kompozitni materijali s midi veličinom punjenja i česticama veličine 1-10 μm s udjelom mikročestica veličine 40 nm
d) hibridni kompozitni materijali s mini veličinom punjenja i česticama veličine 0,1-1 μm s udjelom mikročestica veličine 40 nm, odnosno mikrohibridni kompozitni materijali

e) kompozitni materijali s nanopunilom, odnosno nanohibridni kompozitni materijali nastali iz mikrohibridnih uključivanjem čestica još manjih veličina (0,005-0,01 μm) (4-5,11).

Još jedna podjela s obzirom na čestice anorganskog punila jest i podjela po Willemsu et al. iz 1993. godine koja dijeli kompozitne materijale ovisno o volumnom udjelu punila, veličini čestica i Youngeovu modulu elastičnosti na: zasićene (guste), mikrofine, raznovrsne, tradicionalne i vlaknima ojačane kompozite. Zasićeni kompoziti dijele se nadalje u srednje punjene s volumnim udjelom punila <60% i kompaktno punjene s udjelom >60% s podskupinama ultrafinih i finih ovisno o veličini glavnih čestica većoj ili manjoj od 3μm. Mikrofini kompoziti odgovaraju mikropunjenim kompozitima, tradicionalni makropunjenim, dok raznovrsni predstavljaju kombinaciju mikrofinih i zasićenih materijala (3,11).

Sljedeća podjela je prema kliničkoj primjeni materijala gdje razlikujemo kompozitne materijale za pečaćenje fisura i jamica, kompozitne materijale za ispune, za laboratorijsku izradu ljuskica, krunica i mostova, za izradu konfekcijskih nadogradnji i nadoknadu izgubljenog tvrdog zubnog tkiva, materijale za privremene restauracije itd. (2).

Prema konzistenciji možemo ih podijeliti na tekuće kompozitne materijale i kompozitne materijale visoke viskoznosti (1,5).

Prema boji i transparentnosti razlikujemo opakne dentinske boje, translucentne caklinske boje, transparente boje za incizijske bridove i kvržice, cerviksne boje za zubne vratove te specijalne boje, tj. pigmente. Opacitet i translucenciju određuje indeks refrakcije između organske matrice i čestica punila, kao i valna duljina čestica punila. Ako je indeks refrakcije matriksa veći od indeksa refrakcije punila, materijal je translucentan, dok je u suprotnom slučaju opakan. Opakan je također ako je valna duljina čestica približna valnoj duljini svjetla jer u tom slučaju svjetlo je adsorbirano od strane čestica (2,5).

Prema broju komponenti dijele se na dvokomponentne sustave s kemijskom polimerizacijom i jednokomponentne sustave koji polimeriziraju svjetlosnim putem (2).

3. KOMPOZITNI MATERIJALI - POVIJEST

3.1. Makropunjeni kompozitni materijali

Prvi kompozitni materijali s makropunilom izmišljeni su sedamdesetih godina prošlog stoljeća i sadržavali su čestice prosječne veličine promjera vlasi kose, odnosno 50 mikrona (4). Težinski udio punila iznosio je 70-80%. Odlikovala su ih zadovoljavajuća mehanička svojstva za primjenu u posteriornoj regiji, no unatoč tome nisu bili velike trajnosti i otporni na trošenje uzrokovano jačim žvačnim i okluzijskim silama. Polimerna matrica trošila bi se brže od čvrstih čestica punila koje bi ostajale stršati s površine. Njihov najveći nedostatak bila je slaba mogućnost poliranja uvjetovana veličinom čestica punjenja, povećana apsorpcija vode i pojava diskoloracija te nemogućnost primjene u prednjem segmentu zbog neadekvatne estetike. Nisu sadržavali radiopakna sredstva. Danas se više ne upotrebljavaju (13-14).

3.2. Mikropunjeni kompozitni materijali

Mikropunjeni materijali nastali su kasnih sedamdesetih godina prošlog stoljeća kao odgovor na nemogućnost korištenja makropunjenih u restauracijama prednjih zubi (restauracije III. i IV. razreda po Blacku). Sadrže čestice prosječne veličine 0,04 mikrona, dok je težinski udio punila ograničen na 35% jer čestice male veličine imaju nekoliko tisuća puta veću površinu, što zahtijeva i veću količinu organske matrice kako bi se postigla homogena smjesa. Odlikuju se mogućnošću visoke poliranosti i estetskog izgleda, no i lošijim fizičkim svojstvima punila poput niže tlačne i vlačne snage, otpornosti na lom te većeg polimerizacijskog skupljanja. Upravo zbog toga dodaju im se prepolimerizirane čestice nastale mljevenjem polimeriziranih blokova na čestice veličine 25 mikrona. Na taj način moguće je povećati težinski udio punila do ukupno 60%, poboljšati mehanička svojstva, smanjiti polimerizacijski stres, a zadržati dobre estetske odlike. Neki od predstavnika ove skupine kompozita su: Heliomolar radiopaque (Ivoclar Vivadent), Durafill (Kulzer), Silux Plus (3M-ESPE) (4,13-14).

3.3. Hibridni kompozitni materijali

Prvi hibridni kompozitni materijali pojavili su se krajem osamdesetih godina prošlog stoljeća kako bi ujedinili mehanička svojstva makropunjenih i estetska svojstva mikropunjenih kompozita. Sadržavali su tako makročestice veličine 10-50 μm i mikročestice veličine 0,04 μm. Razvojem tehnologije i usitnjavanjem osnovnih čestica na prosječnu veličinu malo veću od 1 μm s udjelom mikročestica nastali su hibridni kompoziti s midi punilom, te daljnjim usitnjavanjem današnji mikrohibridni kompoziti s mini punjenjem i nanohibridni kompoziti (4).

3.4. Pakirajući kompozitni materijali

U drugoj polovici devedesetih godina prošloga stoljeća pojavili su se materijali koji su zamišljeni kao zamjena amalgamu u restauracijama stražnjih zubi, a nazvani su pakirajući ili kondenzibilni kompoziti. Odlikuje ih povećan udio anorganskog punila i veća viskoznost. Proizvođači su navodili kako su materijali zbog većeg udjela punila i zahvaljujući tome manjem polimerizacijskom skupljanju prikladni za postavljanje u slojevima debelim i do 5 mm (bulk tehnika). Također, tvrdili su da imaju veću otpornost na lom i trošenje te postizanje boljeg interproksimalnog kontakta u odnosu na tadašnje hibridne materijale. No mnoga ispitivanja dokazala su suprotno – neodgovarajuću polimerizaciju tako debelih slojeva, a otpornost na lom, mikrotvrdoću i skupljanje slično nepakirajućim kompozitima, kao i slabiju adaptaciju na rubovima kaviteta te povećano mikropropuštanje uslijed veće krutosti materijala. Zbog toga se preporučalo postavljanje podsloja od tekućeg kompozita ili tehnika otvorenog sendviča kod restauracije II. razreda, no time se gubi početna ideja zbog koje su materijali i nastali. S obzirom na to da nisu dokazali superiornost za predviđene indikacije u odnosu na mikrohibridne materijale, nisu doživjeli širu upotrebu (15-16).

4. KOMPOZITNI MATERIJALI - SADAŠNJOST

4.1. Mikrohibridni i nanohibridni kompozitni materijali

Ovi materijali nastali su sredinom devedesetih godina i svojevremeno su smatrani univerzalnim kompozitnim materijalom s obzirom na to da su kombinirajući čvrstoću i estetiku bili prigodni za uporabu i u prednjem i stražnjem segmentu usne šupljine (2) Na prijelazu stoljeća modifikacijom mikrohibridnih kompozita uključivanjem nanočestica i prepolimeriziranih čestica poput onih u kompozita s mikropunilom nastali su nanohibridni materijali. Nanočestice omogućuju dobru poliranost, a nanokompleksi dobra mehanička svojstva (4,8). Odlikuje ih dobra savojna i vlačna čvrstoća, ali i nešto niži modul elastičnosti. Težinski udio punila makrohibridnih i nanohibridnih kompozita sličan je onome kod hibridnih kompozita i iznosi 70-80%. Iako su prema nekim istraživanjima u mehaničkim svojstvima (savojna čvrstoća, tvrdoća i modul elastičnosti) nanohibridni kompoziti blago superiorniji u odnosu na mikrohibridne, što se tiče stabilnosti pri pohrani i dužem izlaganju različitim medijima poput vode, sline i alkohola, neka istraživanja pokazuju veće opadanje mehaničkih vrijednosti kod nanohibridnih, neka kod mikrohibridnih, a neka jednaku osjetljivost starenju.

Neki od predstavnika mikrohibridnih kompozita su: Tetric, Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent), Esthet X (Dentsply Sirona), Filtek Z250 (3M-ESPE), a nanohibridnih: Filtek Supreme XT i Plus (3M-ESPE), Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent) i Premise (Kerr) (4,11).

4.2. Tekući kompozitni materijali

Tekući kompozitni materijali pojavili su se na tržištu sredinom devedesetih godina prošlog stoljeća (4). Odlikuje ih niža viskoznost postignuta dodatkom različitih modificirajućih agensa i surfaktanata te smanjeni udio anorganskog punila, ali ne previše zbog povećanog polimerizacijskog skupljanja u tom slučaju. Također posjeduju i niži modul elastičnosti (2,4). Vrijednosti mehaničkih svojstava iznose 60-90% svojstava konvencionalnih kompozita. Istraživanjima nekoliko različitih materijala ove skupine dokazana je razlika u viskoznosti, što utječe i na razlike u poliranosti i ostalim svojstvima pojedinih materijala. Smanjeni udio punila osigurava dobru poliranost materijala, no smanjuje otpornost na trošenje. Prosječno skupljanje tekućih materijala iznosi 5%, no s obzirom na korištenje malih količina materijala prilikom restauracija, umanjuju se njegove negativne posljedice. Iz navedenih svojstava evidentno je

kako se njihovu korištenju u području visokog tlaka i opterećenja treba pristupiti s oprezom (17). Primjenjuju se pri zbrinjavanju cerviksnih defekata (V. razred po Blacku), za mikrokavitete i preventivne ispune, pečaćenje fisura i jamica te kao podloga, tj. stres apsorbirajući sloj kod I. i II. razreda. Također su pogodni za cementiranje keramičkih i kompozitnih ljuskica slojem materijala debelim samo 50 μm, što odgovara uvjetima ISO standardizacije cemenata (2,12). Većina univerzalnih mikrohibridnih i nanohibridnih kompozita visoke/srednje viskoznosti ima i svoje tekuće inačice.

Neki od predstavnika ove skupine su: Tetric Ceram Flow i Tetric Evo Ceram Flow (Ivoclar Vivadent), Esthet X Flow (Dentsply Sirona), Filtek Supreme Plus Flow (3M-ESPE) (12).

4.3. Debeloslojni (bulk) kompozitni materijali

Ovi kompozitni materijali pojavili su oko 2010. godine, u vrijeme kada i tekući samoadhezivni kompozitni materijali. Njihova specifičnost je u tome što se pri izradi ispuna u kavitet mogu postavljati u „bulk“ tehnici, tj. u sloju debelom i 4 mm, a ne samo do 2 mm kao kod ostalih kompozita i obasjavanjem 20 sekundi LED polimerizacijskim izvorom svjetlosti snage >550 mW/cm^2 (2). Kod pojedinih materijala ove skupine (Teric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent) to je moguće jer uz standardne fotoinicijatore sadrže i poseban fotoinicijator temeljen na dibenzolnom derivatu germanija, komercijalno nazvan Ivocerin (Ivoclar Vivadent), koji je zbog većeg stupnja kvantne učinkovitosti reaktivniji i omogućuje bržu i dublju polimerizaciju materijala. Djeluje u spektru plave svjetlosti od 370 do 460 nm. Ovi materijali u sastavu također imaju i prepolimerizirani stres „reliever“ koji ima mali modul elastičnosti (cca 10 Gpa), zbog čega prilikom polimerizacije ekspandira poput opruge među česticama punila čiji je modul elastičnosti nekoliko puta veći (cca 70 Gpa). Posljedica je smanjena pojava polimerizacijskog skupljanja i stresa te dobro rubno brtvljenje. Materijal sadrži i filter od svjetlosnih inhibitora koji omogućava dulje radno vrijeme pri rukovanju materijalom jer smanjuje osjetljivost materijala na okolno svjetlo ne umanjujući pritom polimerizaciju plavim svjetlom (9,18-19)

Drugi proizvođači poput 3M-ESPE razvili su također materijale prikladne za postavljanje tehnikom debelog sloja (Filtek Bulk Fill, 3M-ESPE). Kod njihovih kompozita smanjenje skupljanja i stresa moguće je primjenom dvaju novih metakrilatnih monomera, aromatskog uretan dimetakrilata visoke molekulske težine (AUDMA) i spojeva nazvanih adicijskim fragmentacijskim monomerima (AFM). Dok prvi smanjuje broj reaktivnih skupina organske

matrice, drugi reagiraju s metakrilatnim skupinama nastajućeg polimera, a sadrže i dodatno reaktivno mjesto koje se cijepa procesom fragmentacije. To omogućava relaksaciju i umanjuje stres pri nastajanju polimerne mreže. Materijal se tako također može postavljati u sloju debelom i 4 mm, a proizvođač preporučuje trostranu polimerizaciju svjetlom – bukalno, lingvalno i okluzijski (16).

Postoje i tekući „bulk“ kompozitni materijali, no oni ipak zahtijevaju prekrivanje visokoviskoznim materijalom otpornijim na žvačne i okluzijske sile. Jedan od takvih materijala je SDR Posterior Bulk Fill Flowable (Dentsply Sirona), temeljen na UDMA, a sadrži modulator koji produžuje pregelacijsku fazu polimerizacije, povezuje se s monomerima i omogućuje njihovo bolje povezivanje u polimer. Iako je skupljanje jednako ostalim tekućim kompozitima, polimerizacijski stres je zahvaljujući tome znatno manji u usporedbi s konvencionalnim tekućim kompozitima (Filtek Supreme Plus Flow, 3M-ESPE), visokoviskoznim mikro i nanohibridnim kompozitima pa čak i kompozitima temeljenim na siloranu (Filtek Silorane, 3M-ESPE). Koristi se kao dentinska jezgra u dubokim kavitetima I. i II. razreda po Blacku (9).

Istraživanjima (Leprince et al., 2013.) ustanovljeno je kako su mehanička svojstva debeloslojnih kompozitnih materijala generalno sličnija svojstvima konvencionalnih tekućih kompozita nego mikro i nanohibridnih kompozita. No to nije pravilo i ne odnosi se na svaki materijal zasebno niti na svako svojstvo. Primjerice kod materijala Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar,Vivadent) dokazano je kako je savojna čvrstoća, modul elastičnosti i mikrotvrdoća po Vickersu vrlo slična analognom nanohibridnom kompozitu Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent). S druge strane materijal Filtek Bulk Fill (3M-ESPE) u odnosu na Filtek Supreme XT (3M-ESPE) ima približnu savojnu čvrstoću, no manji modus elastičnosti i mikrotvrdoću. Jednaka situacija je i s materijalima X-tra fil (VOCO Gmbh) i Grandio (VOCO Gmbh). Razlog takvim razlikama u svojstvima nije samo težinski udio punila, s obzirom na to da pojedini materijali imaju sličan udio, a različita svojstva, već i u veličini čestica, monomerima organske matrice i dodatnim komponentama poput fotoinicijatora (20).

In vitro istraživanjima (Marović et al., 2015.) promatran je stupanj konverzije monomera i pojava polimerizacijskog skupljanja kod tekućih debeloslojnih kompozita, nakon osvjetljavanja u trajanju od 20 sekundi pri trima različitim dubinama. Ustanovljeno je kako kompozit SDR (Dentsply Sirona) karakterizira najmanje skupljanje, ali i najmanji stupanj konverzije. Također kod istog kompozita kao i kod kompozita Venus Bulk Fill (Heraeus, Kulzer) dokazan je porast stupnja konverzije s povećanjem dubine, što se može objasniti manjim udjelom anorganskog

punila, čime je smanjen rasip svjetlosti prilikom polimerizacije i moguć veći porast temperature. Svi promatrani tekući debeloslojni kompoziti pokazali su manje skupljanje pri visokom stupnju konverzije do dubine od 4 mm, u odnosu na kontrolni konvecionalni kompozit (21).

Tarle et al. istraživali su i utjecaj vremena osvjetljavanja na stupanj konverzije i mikrotvrdoću visokoviskoznih debeloslojnih kompozita. Mjerenje mikrotvrdoće je indirektna metoda mjerenja dubine polimerizacije. Dubina na kojoj kompozitni materijal postigne tvrdoću u iznosu od 80% od one na površini jest najveća moguća dubina pogodna za postavljanje materijala u jednom sloju. Na dubini od 4 mm za sve ispitivane materijale (Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), X-tra fil (VOCO Gmbh), QuiXfil (Dentsply Sirona), SonicFill (Kerr)) tek osvjetljavanjem u trajanju od 20 do 30 sekundi postignut je zadovoljavajući stupanj konverzije. No, mikrotvrdoća je bila zadovoljavajuća samo za materijale X-tra fil i QuiXfil. Materijal QuiXfil pokazao je od svih materijala najveći stupanj konverzije i mikrotvrdoću unatoč tome što sadrži samo kamforkinon kao inicijator polimerizacije. Razlog je u sastavu i omjeru organske matrice te udjelu i veličini čestica punila (22).

Nadalje dokazan je porast stupnja konverzije nakon 24 sata od polimerizacije debeloslojnih materijala (Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar, Vivadent), QuiXfil (Dentsply Sirona), X-tra fil (VOCO Gmbh)) pri sobnoj temperaturi i temperaturi usne šupljine. S obzirom na to da je porast dokazan kod svih materijala, ni sastav matrice ni punila nemaju utjecaj na tu pojavu. Veći porast zabilježen je kod svih uzoraka pri temperaturi usne šupljine (Par et al. 2015.). Značaj takvog otkrića očituje se u činjenici kako istraživanja provedena pri sobnim temperaturama uslijed nižeg stupnja konverzije mogu rezultirati prikazom slabijih mehaničkih svojstava materijala (23).

Još jedno zanimljivo istraživanje o utjecaju predzagrijavanja na stupanj konverzije i polimerizacijsko skupljanje kod debeloslojnih materijala proveli su Tauböck et al. (2015). Ustanovljeno je kako zagrijavanje materijala neposredno prije uporabe i polimerizacije smanjuje pojavu stresa ne utječući pritom na stupanj konverzije. Zagrijavanjem kompozita smanjuje se njihova viskoznost, čime se poboljšava marginalna adaptacija i prevenira mikropropuštanje. Zagrijavanjem se povećava i mobilnost molekula te se produžuje prijegelacijska faza, što rezultira manjim polimerizacijskim skupljanjem (24).

4.4. Kompozitni materijali temeljeni na nekonvencionalnim monomerima

4.4.1. Kompomeri

Kompomeri su materijali nastali kombinacijom sastavnih dijelova kompozitnih materijala i staklenoionomernih cemenata, iz čega je nastalo i samo ime materijala. Sadrže organske monomere kao i kompoziti, a čestice fluoroalumosilikatnog stakla veličine 0,2-10 μm te poliakrilne i polikarboksilne kiseline poput staklenoinomernih cemenata. No za razliku od njih sadrže dikarboksilne kiseline s dvostrukim vezama podložnim polimerizaciji. Stvrdnjavaju se reakcijom polimerizacije, dok se acidobazna reakcija odvija samo u površinskom sloju nakon apsorpcije vode iz usne šupljine. Kako bi se vezali na tvrda zubna tkiva, potreban je poseban adhezijski sustav. Kompomeri su najprikladniji za korištenje u mliječnoj denticiji. Otpuštaju fluoride, intenzivnije u prva 24 sata nakon postavljanja, a ukupno otpuštanje manje je nego kod staklenoionomera, odnosno veće nego kod kompozita. Otpuštanje u slinu također je veće pri restauraciji mliječnih zuba i može umanjiti pojavu karijesa na okolnim zubima. Indicirani su za izradu manjih ispuna, a nedostatak im je slaba otpornost na abraziju i trošenje, kao i marginalna obojenost uslijed povećane apsorpcije vode. Jedan od predstavnika ovih materijala je Dyract eXtra (Dentsply Sirona) (2,8).

4.4.2. Ormoceri

Ormoceri (ili organski modificirane keramike) materijali su koji su nastali kako bi se savladao problem polimerizacijskog skupljanja konvencionalnih kompozita. Sastoje se od organskog matriksa, anorganskog matriksa i polisiloksana. Anorganski sastojci povezani su s organskim silanskim molekulama. Monomeri su bolje ugrađeni u sastav matriksa, čime je smanjeno njihovo postpolimerizacijsko otpuštanje. Ormoceri imaju sličan koeficijent termičke ekspanzije onome prirodnog zuba. Polimerizacijsko skupljanje jednako je onom hibridnih kompozita iako sadrže manji udio punila. Unatoč nastojanjima kako bi se stvorio materijal boljih svojstava, petogodišnje kliničko ispitivanje pokazalo je da nema značajnijih razlika između ormocera (Armira, VOCO Gmbh) i hibridnih kompozita (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent). Druga istraživanja pokazala su zadovoljavajuću kliničku primjenu, no upitnu marginalnu adaptaciju, veću tendenciju diskoloracijama, kao i brojne restauracije koje je bilo potrebno zamijeniti unutar godinu dana od postavljanja. Također je upitna njihova citotoksičnost i otpuštanje Bis-Gma, TEGMA i UDMA monomera koja je prema nekim istraživanjima veća (Armira, VOCO

Gmbh), a prema nekima manja (Ceram X, Dentsply Sirona) od nanohibridnih kompozita (Filtek Supreme, 3M-ESPE). Novija eksperimentalna grupa ormocera sintetiziranih iz amin ili amid dimetakrilat trialkoksisilana, bez dodatnih dimetakrilata, pokazuje bolji modul elastičnosti, pa tako obećava i bolja mehanička svojstva (8,11).

4.4.3. Kompozitni materijali temeljeni na siloranu

Sredinom prvog desetljeća ovog stoljeća razvijaju se brojni kompozitni materijali čija je odlika smanjeno polimerizacijsko skupljanje, pa tako i materijali temeljeni na siloranu (2). Ovi materijali građeni su od prstenastog monomera sa siloranskom jezgrom na koji su dodane četiri oskiranske reaktivne skupine (7). Polimeriziraju kationskom reakcijom otvaranja prstenaste strukture. Reakcija započinje djelovanjem polimerizacijeke svjetlosti na fotoinicijatorski sustav od tri komponente: kamforkinona, tercijarnog aromatskog amina kao elektron donora te jodonijeve soli kao izvorom kationskih skupina. Njihovom međusobnom reakcijom dolazi do otvaranja prstena, što olakšava povezivanje monomera u polimer, kompenzirajući pritom polimerizacijsko skupljanje i posljedični stres. S obzirom na drugačiju organsku matricu materijali zahtijevaju i određenu površinsku pripremu čestica anorganskog punila veličine 0,1-0,2 μm, kao i poseban adhezijski sustav (7-8). Dokazano je kako polimerizacijsko skupljanje kod materijala Filtek Silorane (3M-ESPE) iznosi <1%. Smanjena je apsorpcija i topljivost u vodi zbog veće hidrofobnosti koja proizlazi iz siloranskog sastava, kao i stabilnost pri pohrani u različitim medijima u odnosu na konvencionalne kompozite (8,11). S druge strane mehanička svojstva siloranskih materijala poput savojne čvrstoće, modula elastičnosti i tvrdoće ne razlikuju se značajno u odnosu na mikro i nanohibridne konvencionalne kompozite (7,11). Klinička primjena ograničena je na restauracije u posteriornoj regiji s obzirom na slabiju translucentnost dostupnih materijala (8).

4.4.4. Niskoskupljajući kompozitni materijali velike molekulske težine

Kompozitni materijali građeni od monomera temeljenih na kiselom dimeru dimetakrilata pripadaju skupini niskoskupljajućih kompozitnih materijala. Kiseli dimeri su derivati linolenske kiseline, esencijalne masne kiseline. Monomeri imaju veliku molekulsku težinu (673-849 g/mol) i smanjeni broj dvostrukih veza u odnosu na konvencionalne Bis-GMA i

UDMA monomere. Odlikuje ih veći stupanj konverzije i manje polimerizacijsko skupljanje. Polimeri nastali iz ovih monomera sa smanjenim brojem dvostrukih veza imaju veliku savitljivost i savojnu čvrstoću unatoč nižem modulu elastičnosti. Jedan od predstavnika je N'Durance (Septodont) (4,11).

Još jedan materijal kod kojeg se polimerizacijsko skupljanje također nastoji ostvariti dodatkom monomera visoke molekulske težine jest i Kalore (GC). Osim standardnog UDMA monomera sadrži i monomer od DuPonta težine 895 g/mol (4,21). Monomer se sastoji od rigidne jezgre s fleksibilnim postraničnim lancima, a sadrži manje dvostrukih ugljikovih veza. Jezgra svojom krutošću održava fleksibilne lance pripravnima kako bi prevladali deformaciju monomera i njegovo skupljanje. Prikladan je za restauracije svih razreda po Blacku (11,25).

Derivati metakrilne kiseline koji sadrže uretan grupe tri ciklodekana, monomeri su korišteni u kompozitnim materijalima Venus Diamond i Venus Diamond Flow (Kulzer). Nastali su reakcijom hidroksialkil estera metakrilne kiseline s diizocijanitima i poliolima. Niskoviskozni su, bez dodatnih razrjeđivača viskoznosti odgovornih za veće polimerizacijsko skupljanje kod Bis-GMA temeljenih kompozita. Zahvaljujući kombinaciji visoke reaktivnosti estera i rigidne strukture tri ciklodekana, postignut je veći stupanj konverzije monomera, što u konačnici doprinosi smanjenom polimerizacijskom skupljanju i stresu (11).

4.5. Vlaknima ojačani kompozitni materijali

Prvu uporabu vlakana u ojačanju kompozitnih materijala predstavljalo je uključivanje staklenih vlakana u polimetil metakrilate (PMMA). Potom su nastali materijali ojačani ugljičnim vlaknima. Danas razlikujemo kompozitne materijale ojačane polietilenskim vlaknima, aramidnim (kevlar) vlaknima i staklenim vlaknima. Vlakna u materijalu mogu biti međusobno paralelna i usmjerena u istom smjeru ili usmjerena u različitim smjerovima, međusobno prepletena tvoreći razne mrežaste uzorke (26). Fizičko mehanička svojstva ovise o količini vlakana, dužini i formi vlakana, njihovoj orijentaciji i položaju te svezi između vlakana i smolaste matrice (26-27). Količina vlakana u materijalu izražava se volumnim udjelom (28). Kod jednosmjernih vlakana, pojačanje svojstava materijala jače je u smjeru pružanja vlakana, a slabije u smjeru okomitom na vlakna, zbog čega je potrebno planirano postaviti vlakna s obzirom na djelovanje sile i stresa u restauraciji. Kod pletenih vlakana, i njihovim pružanjem u više smjerova, svojstva su jednaka u svakom dijelu materijala, neovisno o smjeru djelovanja

sile (26,27). Vezi između vlakana i Bis-GMA smolaste matrice doprinosi i impregnacija vlakana niskoviskoznim smolama. Preimpregnirana vlakna dolaze tvornički pripremljena, dok se kod drugih impregnacija odvija u zubotehničkom laboratoriju ili ordinaciji neposredno prije vezivanja s pokrivajućim kompozitnim slojem (26). Ojačanje materijala vlaknima je efektivno ako omogućuje prijenos sila i stresa sa smolaste matrice na vlakna. To je moguće postići ako je duljina vlakana jednaka ili veća najkraćoj efektivnoj duljini, odnosno kritičnoj duljini vlakana. Regresijskom analizom ustanovljeno je da duljina vlakana, kao i njihov volumni udio utječe na savojnu čvrstoću i opteretivost materijala (27).

Kliničke indikacije za vlaknima ojačane kompozite su sljedeće: direktne i indirektne restauracije poput inlaya, onlaya i overlaya, imedijatni i provizorni mostovi, fiksni mostovi do 3 člana, reparacija i pojačanje zubnih proteza, parodontni i posttraumatski splintovi itd. (26).

U skupinu staklenim vlaknima ojačanih kompozita pripadaju:

a) Targis/Vectris sistem (Ivoclar Vivadent) s jednosmjernim ili pletenim preimpregniranim vlaknima u već oblikovanim matricama, a razlikuje Single, Pontic i Frame vlakna ovisno o indikaciji
b) FibreKor sustav (Jeneric/Pentron) s jednosmjernim preimpregniranim vlaknima za manualnu adaptaciju

Od materijala ojačanih polietilenskim vlaknima možemo istaknuti Ribbond vlakna (Ribbond) izrazite čvrstoće, posebno križno prepletena, što pridonosi mehaničkim svojstvima i boljem prijenosu opterećenja, te izvrsnih estetskih obilježja zahvaljujući translucentnosti. Pretjerano opterećenje okolne kompozitne smole i zuba smanjuje njihova dobra elastičnost. Potrebna je impregnacija prije manualne adaptacije vlakana (28).

4.6. Cementni sustavi temeljeni na kompozitnim materijalima

Kompozitni cementni sustavi našli su svoju primjenu i u cementiranju kompozitnih i keramičkih indirektnih nadomjestaka, keramičkih ljuskica, krunica i mostova te keramičkih i vlaknima ojačanih kompozitnih nadogradnji. Također su moguće kao alternativno rješenje za cementiranje klasičnih metalnih nadomjestaka, posebno u slučaju nepovoljnih okolnosti poput neoptimalnog oblika i duljine zubnih kanala pri izradi nadogradnje, kao i neoptimalnog kuta konvergencije ili kratkih kliničkih kruna zuba prilikom izrade krunica (29).

Sastav kompozitnih cemenata vrlo je sličan sastavu kompozitnih restaurativnih materijala, no odlikuje ih niža viskoznost. S obzirom na način polimerizacije možemo ih podijeliti na kemijsko stvrdnjavajuće (self-cure), svjetlosno stvrdnjavajuće (light-cure) i dvostruko stvrdnjavajuće (dual-cure) materijale. S druge strane, s obzirom na potreban predtretman zubnih struktura za koje se vežu, razlikujemo adhezivne cemente kod kojih je potrebna uporaba jetkanja i/ili adhezijskog sustava te samoadhezivne cemente koji ne zahtijevaju pretpripremu zuba. Samoadhezijski materijali u sastavu sadrže multifunkcionalne kisele monomere koji reagiraju s hidroksiapatitom tvrdih zubnih tkiva poput metakrilata fosforne kiseline u materijalu RelyX U100 (3M-ESPE) ili glicerol fosfat dimetakrilata (GPDM), monomera male molekulske težine sadržanog u Maxcem Elite (Kerr) cementu. Na taj način skraćuje se broj faza i cjelokupno vrijeme postupka cementiranja (30).

Površinu nadomjeska potrebno je pripremiti pjeskarenjem česticama aluminijevog oksida ili jetkanjem fluorovodičnom kiselinom, ovisno o materijalu nadomjeska. Na taj način postiže se površinska hrapavost potrebna za ostvarivanje snažnije mehaničke sveze nadomjeska s cementom (29).

Mnoga istraživanja dokazala su bolja mehanička svojstva kompozitnih naspram smolom modificiranih stakloionomerih, stakloionomernih i cink fosfatnih cemenata. Također postoje i razlike između pojedinih vrsta kompozitnih cemenata. Veza s dentinom i stvaranje hibridnog sloja uspješnije je kod adhezijskih kompozitnih cemenata i primjene jetkajućeg-ispirućeg adhezijskog sustava. Pri korištenju samojetkajućih adhezijskih sustava zbog nižeg pH i nekompatibilnosti zaostatnih kiselih monomera s inicijatorima (tercijarni amini) dvostruko stvrdnjavajućih kompozitnih cemenata, ne dolazi do stvaranja pravog hibridnog sloja te time i slabije veze. Uporabom samoadhezijskih cemenata ostvaruje se zadovoljavajuća veza s dentinom, no veza s caklinom predstavlja slabu točku ovih cemenata. Integritet graničnog sloja, marginalna adaptacija i mikropropuštanje pokazalo se najbolje kod cementa RelyX, dok je kod Maxcem cementa znatno slabije, što svjedoči i o razlikama između materijala iste skupine (30,31).

4.7. Samoadhezijski kompozitni materijali

Samoadhezijski tekući kompozitni materijali pojavili su se oko 2010. godine. Bazirani su na konvencionalnim metakrilatnim smolama uz dodatak kiselih monomera poput onih sadržanih u samojetkajućim adhezijskim sustavima (4). Na taj način ovi materijali ujedinjuju svojstva adhezijskih sustava i kompozitnih restaurativnih materijala u jedinstven proizvod. Jedan od takvih materijala, Vertise Flow (Kerr) sadrži monomer GPDM za jetkanje caklinske i dentinske površine te hidroksietil metakrilat (HEMA) za vlaženje dentina i penetraciju smole u dentinske tubuluse. Između fosfatnih grupa GDPM monomera i hidrokisapatita zubnih tkiva dolazi do kemijske sveze, a u zaostatnom sloju između polimeriziranih monomera i kolagenskih vlakana dentina do klasične mikromehaničke veze. Drugi materijal iz ove skupine, Fusio Liquid Dentin (Pentron Clinical) sadrži kiseli monomer koji je derivat 4- metakriloksietil trimelitične kiseline (4-META) (32). S obzirom na viskoznost idealni su kao podloga u dubljim kavitetima I. i II. razreda po Blacku, samostalno pri restauraciji manjih kaviteta, za pečaćenje fisura i preventivnih ispuna te popravak oštećenih porculanskih nadomjestaka. Mogućnost poliranja i sjaja neposredno nakon postavljanja materijala kao i uslijed abrazivnog trošenja, in vitro testovima pokazala se sličnima kao i u konvencionalnih tekućih materijala (33). Nakon poliranja površine, specijalnim polirnim gumicama i četkicama po preporuci proizvođača, potrebno je dodatno polimerizirati materijal 20 sekundi. Razlog tome je u sporijem odgovoru adhezijskih monomera svjetlosnoj polimerizaciji zbog njihove multifunkcionalnosti i povećane hidrofilnosti. U kliničkom ispitivanju materijal je nakon 6 mjeseci pokazao adekvatnu marginalnu cjelovitost, retenciju i odsutnost poslijeoperativne osjetljivosti (34). Također, pojedina istraživanja dokazala su manju mikro i nanopropusnost samoadhezijskih kompozita u odnosu na samojetkajuće adhezijske sustave uz klasične kompozite, dok su druga pokazala suprotan učinak (32).

5. KOMPOZITNI MATERIJALI - BUDUĆNOST

Unatoč činjenici da su od početka svoje primjene u dentalnoj medicini kompozitni materijali doživjeli mnogobrojne promjene, i dalje ima prostora za njihov razvoj i napredak. Pojava sekundarnog karijesa i lom ispuna primarni su razlozi za njihovu zamjenu. Trenutna istraživanja teku u nekoliko različitih smjerova.

Jedan od njih je daljnje unapređenje samoadhezijskih kompozitnih materijala, čime bi se proširile indikacije za njihovu uporabu, uvelike reducirala potreba za adhezijskim sustavima i skratilo vrijeme rada.

Cilj je unaprijediti i mehanička svojstva kompozitnih materijala – prvenstveno čvrstoću i otpornost na lom približiti keramičkim materijalima, čija se čvrstoća broji u nekoliko stotina megapaskala, a otpornost na lom je 2-3 puta veća. No to nije ni najmanje jednostavan zadatak s obzirom na to da i čvrstoća kompozitnih materijala ojačanih vlaknima svega prelazi 200 Mpa (4).

Sljedeća istraživanja usmjerena su na razvoj materijala s potencijalom za samopopravak mikronapuklina nastalih zbog stresa povezanim s toplinskim i mehaničkim promjenama. Uporabom takvih materijala zaustavilo bi se daljnje napredovanje napukline njezinim brtvljenjem. U podlozi leži model autonomne reparacije živih tkiva. Primjeri takvih materijala nastali su u sklopu istraživanja Whitea et al., a sadržavali su mikrokapsule veličine 50-200 μm inkorporirane u epoksi smolu. Ovojnica kapsula građena je od urea-formaldehida, a ispunjene su diciklopentadienom. Pri napuknuću unutar materijala iz kapsule bi se oslobodio sadržaj koji bi u kontaktu s katalizatorom također sadržanim u organskoj matrici, polimerizirao i ispunio pukotinu. Prvi pokušaji s materijalima baziranim na Bis-GMA/UDMA/TEGDMA monomerima s težinskim udjelom punila od 55%, mikrokapsula od 5% i katalizatora od 2% nakon testiranja otpornosti na lom nakon tjedan dana pokazali su 60% efikasnost samopopravka materijala.

Zbog neistražene biokompatibilnosti ovakvih materijala, nastali su i prototipovi mikrokaspula punjenih s TEGDMA i tercijanim aminom (N,N-dihidroksietil-p-toluidin) te katalizatorom benzoil peroksidom dodanom matrici. Također i kompomerni materijal sa silaniziranim mikrokapsulama s vodenom otopinom poliakrilne kiseline ugrađenim u matricu od Bis-GMA/HEMA monomera i punilom od fluorosilikatnog stakla pripada u skupinu ovih eksperimentalnih materijala (35).

Nadalje, istraživanja su usmjerena i k razvitku materijala s remineralizacijskim i antibakterijskim djelovanjem. U tu svrhu testiraju se punila s udjelom amorfnog kalcijevog fosfata (ACP), trikalcij fosfat anhidrata i tetrakalcij fosfata. In vitro istraživanja na bikovim, ali i ljudskim zubnim tkivima pokazala su obećavajuće rezultate ovakvih materijala. Ubrajaju se u pametne materijale s obzirom na povećano otpuštanje kalcijevih i fosfatnih iona u uvjetima nižeg pH. No upitna je dugotrajna djelotvornost takvih sustava. Nedavnom studijom dokazana je i mogućnost obnove remineralizacijske sposobnosti kompozitnog materijala s 20%-tnim udjelom ACP i 50%-tnim udjelom punila nakon intenzivnog oslobađanja iona tijekom 70 dana u mediju čiji je pH 4. Isto je postignuto uranjanjem materijala u otopinu kalcijeva fosfata u trajanju od 1 minute, 3 puta na dan tijekom 3 dana. S druge strane upitan je i utjecaj na mehanička svojstva materijala. Punila s česticama ovakvih spojeva mogu reducirati savojnu čvrstoću i otpornost na lom. Uzrok tome leži u slabijoj vezi između čestica ACP i organske smolaste matrice. Problem se pokušao riješiti silanizacijom čestica, no u tom slučaju smanjuje se sposobnost otpuštanja iona. Ispitivanja utjecaja vodenog medija na povećanu degradaciju materijala i gubitak čvrstoće pokazala su dvosmislene rezultate (4,35).

Eksperimentalne materijale temeljene na konvencionalnim smolama s udjelom ACP te inertnih čestica barijevog stakla i silicijevog dioksida istraživali su i Par et al. (2016.). Istraživanjima je ustanovljena posebna kinetika polimerizacije ovih materijala. Za razliku od konvencionalnih kompozitnih materijala kod kojih se u ranim fazama polimerizacije izmjenjuju periodi ubrzavanja i usporavanja reakcije, brzina polimerizacije kod ACP materijala prilično je stalna. Razlog tome je udio nesilaniziranih (ACP) čestica, kao i drugi bioaktivni materijali. Materijale odlikuje i veliki inicijalni stupanj konverzije te praktički nikakav porast stupnja konverzije nakon 24 sata. Polimerizacija materijala praćena je također određenim porastom temperature, što bi moglo nepovoljno utjecati na zubnu pulpu. Za daljnji razvoj ovih obećavajućih bioaktivnih materijala potrebno je bolje razumijevanje njihovih svojstava (36-38).

Antibakterijsko djelovanje pokušalo se ostvariti još prije 20 godina uključenjem 12-metakril oksi dodecil piridinijevog bromida u Bis-GMA/TEGDMA kompozite u težinskom udjelu od 0,1% i 0,2%. Materijali su pokazali inhibiciju rasta S. mutansa na površini u trajanju do 90 dana bez utjecaja na savojnu čvrstoću materijala. Podloga antibakterijskom djelovanju je sposobnost kvaternog amonijaka protiv stanične ovojnice bakterija. Takav je i učinak eksperimentalnog kompozitnog materijala koje uz kvaterni amonijak sadrže i polietilen amin nanočestice. Oni su

pokazali utjecaj na mikrobne organizme u trajanju od 4 tjedna, također bez utjecaja na čvrstoću materijala (7,35).

Nadalje, isti učinak pokušava se ostvariti i dodatkom čestica od srebrnih iona, no problem je što one, iako ne utječu na mehanička svojstva, i u najmanjoj mogućoj koncentraciji uzrokuju tamniju boju materijala. Čestice cinkovog oksida sličnije su bojom zubnim strukturama te inhibiraju metabolizam šećera i interferiraju s metabolizmom bakterija, no njihov je učinak manji od učinka srebrovih iona. Istraživan je i učinak soli klorheksidina, no one zbog netopljivosti u organskoj matrici tvore velike aglomerate, što umanjuje mehanička svojstva materijala (35).

6. RASPRAVA

Kompozitni materijali danas su materijali izbora pri restaurativnom zbrinjavanju zubi te su u potpunosti zamijenili amalgam kao dotadašnji standard. Takav univerzalni materijal trebao bi posjedovati odlična mehanička svojstva i dugotrajnost za primjenu u područjima s velikim žvačnim silama, kao i estetska svojstva za primjenu u vidljivom segmentu zubnoga niza. S obzirom na to da ispunjenje svih potrebnih zahtjeva jedinstvenim materijalom nije nimalo lak zadatak, razvijene su brojne skupine različitih kompozitnih materijala. Razvoj kompozitnih materijala odvija se neprekidno, od početka njihova korištenja sredinom prošloga stoljeća sve do danas. Promjene do prijelaza stoljeća odnosile su se većinom na postupno smanjenje veličine čestica anorganskoga punila, dostigavši tako čestice nanoveličine. Danas su promjene više orijentirane na sastav organske matrice i uključenje novih monomera, kao i spojeva različitih djelovanja (4).

Pri izboru odgovarajućeg materijala za zbrinjavanje određenog stomatološkog problema, doktori dentalne medicine bi trebali u obzir uzeti nekoliko čimbenika. Za restauracije koje zahtijevaju iznimna mehanička svojstva materijala, poput restauracija I., II., i IV. razreda po Blacku, materijal izbora je onaj sa što većim udjelom anorganskoga punila u odnosu na organsku matricu. U slučajevima dubokog I. i II. razreda po Blacku preporučljiva je i uporaba tekućeg kompozita kao početni sloj debljine do 1 mm. Njegovo djelovanje očituje se ponajprije u apsorpciji i smanjenju stresa, smanjenju ukupnog volumena kaviteta, kao i postizanju optimalnoga rubnoga integriteta, što je iznimno važno kod aproksimalnih restauracija. S druge strane za restauracije III. razreda po Blacku, estetsko zbrinjavanje dijastema, zubnih obojenja i manjih nepravilnosti, treba odabrati materijal sa što manjom veličinom čestica punila zbog odlične mogućnosti poliranja i postizanja površinskoga sjaja takvih materijala. Također, takav materijal treba biti dostupan i u različitim nijansama, kao i različitog opaciteta, odnosno translucencije. Kombinacijom nekoliko različitih materijala moguće je postići potrebnu boju i prirodnost takve restauracije. Za opskrbu cerviksnih defekata i V. razreda po Blacku, kako u prednjem tako i u stražnjem segmentu zubnoga luka, potrebno je također postizanje visoke poliranosti materijala zbog eliminacije akumulacije plaka, kao i dobra savojna čvrstoća materijala zbog jedinstvenih naprezanja u takvim kavitetima. Za preventivno pečaćenje novoizniklih zuba ili izradu preventivnih ispuna pogodno je koristiti i tekuće kompozitne materijale, umjesto klasičnih pečatnih smola (3).

Osim ispravnog izbora materijala, trajnost restauracije uvjetovana je i sposobnošću te vještinom doktora dentalne medicine da izabrani materijal upotrijebi na zadovoljavajući način u skladu sa svim pravilima struke, ali i s druge strane dobrom oralnom higijenom pacijenta (8). Ne smije se zaboraviti kako je izrada kompozitnog ispuna tehnički vrlo osjetljiva. Potrebno je osigurati dobru izolaciju radnoga polja, postavu materijala u odgovarajućim slojevima ovisno o vrsti materijala te zadovoljavajuću polimerizaciju materijala na optimalnoj udaljenosti i u vremenski dovoljno dugom intervalu (3).

No velik nedostatak svih kompozitnih materijala i dalje predstavlja njihovo skupljanje i stres za vrijeme i nakon polimerizacije. Skupljanje se prvenstveno odvija u početnim, a stres se javlja u završnim fazama polimerizacije. Na pojavu polimerizacijskog skupljanja i stresa, kao doktori dentalne medicine, djelomično možemo utjecati. Svojstva samog materijala koja utječu na navedene pojave ne možemo promijeniti. U njih se ubraja sastav monomera sadržanog u organskoj matrici, njihove molekulske težine i broj dvostrukih veza, kao i modul elastičnosti. S druge strane pravilnim slojevanjem materijala u kavitet i polimerizacijom izvorom svjetlosti odgovarajuće snage možemo smanjiti pojavu stresa utječući na volumen materijala i C konfiguracijski faktor. Iako postoje kompozitni materijali kod kojih je skupljanje uvelike smanjeno u odnosu na drugu skupinu kompozitnih materijala, trenutno ga je još uvijek nemoguće svesti na nulu. Općeprihvaćena je povezanost skupljanja i stresa s pojavom poslijeoperativne preosjetljivosti, marginalnih obojenja, lomova materijala i pojavom sekundarnog karijesa, iako ograničen broj znanstvenih istraživanja podupire i dokazuje njihovu izravnu povezanost (11).

Danas je dostupan širok raspon kompozitnih materijala. Materijali s makropunilom se zbog velikih čestica i slabijih estetskih svojstva više ne koriste. Materijali s mikropunilom, mikrohibridni i nanohibridni materijali, kao i tekući materijali različitih viskoznosti najčešće se koriste pri svakodnevnom radu. Prikladni su za sve kliničke indikacije u restaurativnoj dentalnoj medicini. Debeloslojni i samoadhezijski materijali pružaju mogućnost optimizacije vremena pri izradi ispuna skraćujući broj potrebnih koraka. Kod debeloslojnih materijala smanjen je tako broj potrebnih slojeva materijala za izradu pojedinog ispuna te je ponekad moguće izraditi cijeli ispun u svega jednome sloju. Uporabom samoadhezijskih kompozitnih materijala s druge strane izbacuje se uporaba adhezijskog sustava te se na taj način smanjuje broj koraka pri izradi ispuna. Postoje i različiti materijali temeljeni na nekonvencionalnim monomerima s ciljem smanjenja polimerizacijskog stresa poput ormocera i silorana, ili

poboljšanja veze materijala za zub poput kompomera. Vlaknima ojačani kompozitni materijali terapijsko su sredstvo za uporabu u situacijama velikog opterećenja i stresa. Njihova uporaba, osim u području restaurative, u jednakoj mjeri obuhvaća i područje protetike te parodontologije. Kompozitni cementni sustavi također su proširili uporabu kompozitnih materijala na područje stomatološke protetike te su neizostavni prilikom cementiranja visoko estetskih zubnih nadomjestaka, posebice ljuskica.

Istraživanja i razvoj novih materijala provodi se neometano i dalje rezultirajući velikim brojem eksperimentalnih materijala. Trenutačna istraživanja usmjerena su daljnjem napretku i poboljšanju postojećih samoadhezijskih kompozita. Jednoga dana tako će uporaba adhezijskih sustava u vezivanu kompozitnih materijala za zub možda postati stvar prošlosti. Također, provode se i istraživanja s ciljem razvoja materijala s antibakterijskim, remineralizacijskim ili samoreparacijskim djelovanjem. Remineralizacijsko djelovanje planira se postići uključivanjem spojeva i čestica u kompozitni materijal koje bi predstavljale rezervoar kalcijevih i fosfatnih iona. Takav sustav trebao bi biti dugotrajno djelotvoran i obnovljiv. U slučaju smanjenog pH i početne demineralizacije tvrdih zubnih tkiva, oslobađanjem navedenih iona iz kompozitnog materijala pokrenuo bi se postupak remineralizacije. Danas najbolje rezultate u tom smjeru pokazuju materijali koji u sastavu sadrže ACP. Zanimljiv je i napredak u ostvarenju samoreparacijskih materijala koji u slučaju povećane napetosti i djelovanja prejake sile ne bi rezultirali lomom materijala jer bi se početna mikronapuklina ispunila sadržajem koji bi se potom kemijski polimerizirao i zabrtvio nastalu deformaciju. Na taj način spriječilo bi se daljnje napredovanje napukline, mikropropuštanje i dekontaminacija bakterijama iz usne šupljine te takva situacija ne bi s vremenom rezultirala sekundarnim karijesom i potrebom zamjene restauracije.

Takvi eksperimentalni materijali predstavljaju vrhunac tehnološkog postignuća i napretka među materijalima, no u tom stadiju za same doktore dentalne medicine nemaju veliko značenje. Kako bi ti materijali zaživjeli u praksi i počeli se primjenjivati u svakodnevnom radu, potrebno je mnogo vremena, kliničkih ispitivanja i studija kako bi se dokazala njihova učinkovitost i prihvatljivost. To razdoblje ponekad zna potrajati i do nekoliko godina. No i tada je upitno hoće li pojedini materijal i u širokoj uporabi pokazati jednaka svojstva onima u kliničkim ispitivanjima, i možda postati i zlatni standard među restaurativnim materijalima, ili će ostati samo još jedna dobra ideja (4).

7. ZAKLJUČAK

1. Kompozitni materijali zamijenili su amalgam i predstavljaju materijal izbora u restaurativnoj dentalnoj medicini.

2. Odlikuju ih odlična estetska i mehanička svojstva. Biokompatibilni su i iznimno rijetko uzrokuju nuspojave.

3. Postoji velik broj dostupnih materijala različitog sastava i posljedično svojstava. Izbor materijala ovisi ponajprije o indikaciji.

4. Negativna strana još uvijek je prisutnost polimerizacijskog skupljanja i stresa, a sekundarni karijes primarni razlog za zamjenu restauracije.

5. Razvoj kompozitnih materijala napreduje u nekoliko različitih smjerova te će sigurno rezultirati materijalima još boljih svojstava, što će u konačnici još više proširiti indikacije za njihovu primjenu u dentalnoj medicini.

8. LITERATURA

1. Milnar FJ. The evolution of direct composites. Compend Contin Educ Dent. 2011;32(1):2-3.

2. Tarle Z, Klarić E. Kompozitni materijali i adhezijski sustavi. Mehulić K, et al. Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2016. p. 108-27.

3. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve, PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006;11(2):E215-220.

4. Ferracane JL. Resin composite-state of the art. Dent Mater. 2011;27(1):29-38.

5. Tarle Z, Knežević A. Kompozitni materijali. Sonda. 2004;10:29-34.

6. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. Crit Rev Oral Biol Med. 2001;12(2):136-51.

7. Tarle Z, Marović D, Pandurić V. Contemporary concepts on composite materials. Rad Hrvatske akademije znanosti i umjetnosti. Medicinske znanosti. 2012;38:23-38.

8. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications: A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2010;120(11):972-86.

9. Osredečki M, Rezo V, Janković B. Kompozitni materijali male kontrakcije. Sonda. 2012;23:71-3.

10. Ensaff H, O'Doherty DM, Jacobsen PH. Polymerization shrinkage of dental composite resins. Proc Inst Mech Eng H. 2001;215(4):367-75.

11. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. Aust Dent J. 2011;56:59-66.

12. Ivoclar Vivadent. Tetric EvoCeram Scientific Documentation. [Internet]. New York: Ivoclar Vivadent Inc.; 2017 [cited 2018 Aug 25]. Available from: https://www.ivoclarvivadent.us/mam/celum/celum_assets/8937332211742_Tetric_EvoCeram_-_Tetric_EvoFlow_pdf_5982.pdf?3

13. Patodiya A, Hegde MN. Dental composites: past, present and future. Natl J Commun Med. 2012;3(4):754-56.

14. Ferracane JL. Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med. 1995;6(4):302-18.

15. Joyce LJC, Cook CNB. Packable resin composites. Clinical update (Bethesda, Md.). 2003;25(10):19-21.

16. 3M ESPE. Filtek Bulk Fill Technical Profile. [Internet]. Auckland: 3M New Zealand; 2018 [cited 2018 Aug 25]. Available from: https://multimedia.3m.com/mws/media/1223856O/filtek-bulk-fill-technical-profile.pdf

17. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. J Clin Diagn Res. 2015;9(6):ZE18-ZE24.

18. Mihanović D, Barić J, Varga K, Matijević J. Bulk kompozitni materijali. Sonda. 2014;28:72-73.

19. Ivoclar Vivadent. Tetric EvoCeram Bulk Fill Scientific Documentation. [Internet]. New York: Ivoclar Vivadent Inc.; 2017 [cited 2018 Aug 25]. Available from: https://www.ivoclarvivadent.us/mam/celum/celum_assets/9196702760990_tetric-evoceram-bulk-fillTetric_EvoCeram_Bulk_Fill2.pdf?2

20. 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(8):993-1000.

21. Marović D, Tauböck TT, Attin T, Pandurić V, Tarle Z. Monomer cinversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity bulk-fill resin composites. Acta Odontol Scand. 2015;73:474-80.

22. Tarle Z, Attin T, Marović D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck 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.

23. Par M, Gamulin O, Marović D, Klarić E, Tarle Z. Effect of temperature on post-cure polymerization of bulk-fill composites. J Dent. 2014;42:1255-60.

24. Tauböck TT, Tarle Z, Marović D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. J Dent. 2015;43(11):1358-64.

25. GC. KALORE Technical Manual. [Internet]. Alsip Illinois: GC America; 2018 [cited 2018 Aug 25]. Available from: www.gcamerica.com/products/operatory/KALORE/KALORE_Technical_Manual.pdf

26. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. Dent Update. 2003;30(6):300-6.

27. Garoushi SK, Lassila LV, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. J Contemp Dent Pract. 2006;7(5):10-7.

28. Bago I, Pavelić B. Primjena Ribbond vlakana u restaurativnoj stomatologiji. Sonda. 2004;11: 50-4.

29. El-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. J Can Dent Assoc. 2001;67(2):97-102.

30. Silva RAT, Coutinho M, Cardozo PI, Silva LAD, Zorzatto JR. Conventional dual-cure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity. J Appl Oral Sci. 2011;19(4):355-62.

31. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008;10(4):251-58.

32. El Naga AA, Yousef M, Ramadan R, Bahgat SF, Alshawwa L. Does the use of a novel self-adhesive flowable composite reduce nanoleakage?. Clin Cosmet Investig Dent. 2015;7:55-64.

33. Kerr. Vertise Flow – Sales Sheet. [Internet]. Orange California: Kerr Corporation; 2018 [cited 2018 Aug 25]. Available from: https://www.kerrdental.com/resource-center/vertise-flow-sales-sheet

34. Vichi A, Goracci C, Ferrari M. Clinical study of the self-adhering flowable composite resin Vertise Flow in Class I restorations: six-month follow-up. International Dentistry SA. 2010;12(1):14-23.

35. Maas MS, Alania Y, Natale LC, Rodrigues MC, Watts DC, Braga RR. Trends in restorative composites research: what is in the future?. Braz Oral Re. 2017;31 (Suppl 1):23-36.

36. Par M, Gamulin O, Marović D, Skenderović H, Klarić E, Tarle Z. Conversion and temperature rise of remineralizing composites reinforced with inert fillers. J Dent. 2016;48:26-33.

37. Par M, Marović D, Skenderović H, Gamulin O, Klarić E, Tarle Z. Light transmittance and polymerization kinetics of amorphous calcium phosphate composites. Clin Oral Investig. 2017;21:1173-82.

38. Par M, Šantić A, Gamulin O, Marović D, Moguš Milanković A, Tarle Z. Impedance changes during setting of amorphous calcium phosphate composites. Dent Mater. 2016;32(11):1312-21.

9. ŽIVOTOPIS

Ivan Mladenović rođen je 11. kolovoza 1992. u Zagrebu. Osnovnu školu Dobriše Cesarića završio je 2007. godine. Maturirao je 2011. godine u XV. Gimnaziji, a iste godine upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Aktivno govori engleski te pasivno njemački i španjolski jezik. Sudjelovao je 2017. godine u Orbitovu projektu Zubomobil, koji je proveden u suradnji s Hrvatskom komorom dentalne medicine. Projekt je obuhvaćao posjete osnovnim školama diljem Hrvatske s ciljem edukacije djece o važnosti dentalne higijene i redovitih posjeta doktorima dentalne medicine.