

# Bioaktivni kompozitni materijali

---

**Habek, Dora**

**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:127:252755>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-01-01**



*Repository / Repozitorij:*

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Dora Habek

# **BIOAKTIVNI KOMPOZITNI MATERIJALI**

Diplomski rad

Zagreb, 2022.

Rad je ostvaren u: Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju, Stomatološki fakultet, Sveučilište u Zagrebu

Mentor rada: prof. dr. sc. Zrinka Tarle, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju, Stomatološki fakultet, Sveučilište u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Mirjana Vusić, prof. hrvatskoga jezika

Lektor engleskog jezika: Lana Čiček, mag. educ. philol. ang / mag. philol. boh

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. \_\_\_\_\_
2. \_\_\_\_\_
3. \_\_\_\_\_

Datum obrane rada: \_\_\_\_\_

Rad sadrži: 26 stranica

0 tablica

0 slika

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 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**

Hvala mojoj mentorici, dragoj prof. dr. sc. Zrinki Tarle na velikoj i srdačnoj pomoći pri pisanju ovog diplomskog rada.

Najveće hvala mojim roditeljima i braci koji su me poticali, hrabрили, bodrili i čija me pozitivna energija nosila tijekom mog cjelokupnog školovanja. Vaš osmijeh moj je vjetar u leđa!

Hvala mojem Bruni na ljubavi i podršci. *S tobom je dobro najbolje!*

Hvala prijateljima i kolegama, koji su postali prijatelji, jer bez vas ovih 6 godina ne bi bilo isto!

## **BIOAKTIVNI KOMPOZITNI MATERIJALI**

### **Sažetak**

Bioaktivni kompozitni materijali noviji su restaurativni materijali. Potreba za poboljšanim svojstvima kompozita javlja se usporedno sa saznanjem o problemu sekundarnog karijesa.

Postoje različite varijacije bioaktivnih kompozita, ovisno o spojevima na kojima se temelje i na dodanim česticama punila. Dvije velike skupine tih materijala su: temeljeni na amorfnom kalcijevom fosfatu i temeljeni na bioaktivnom staklu.

Temeljni učinci kojima se bore protiv nastanka sekundarnog karijesa su: remineralizacijski i antibakterijski učinak. Kako bi bili u mogućnosti aktivno djelovati i otpuštati ione u vodenom mediju, mehanička im svojstva nisu na visokoj razini. Zbog toga se bioaktivnost i mehanička svojstva opisuju kao kompromis u svojoj neravnoteži. Vrlo je važno da bioaktivni materijal otpušta kalcijeve, fosfatne i druge ione, a da pritom ne utječe negativno na važna svojstva kompozita, i to na: čvrstoću, tvrdoću, stupanj polimerizacije, polimerizacijsko skupljanje, biokompatibilnost i dr. Pri pokušaju ravnoteže među svim karakteristikama i svojstvima koja se žele zadržati, dodaju se razna inertna punila koja su postigla uspjeh.

Danas se bioaktivni kompozitni materijali intenzivno istražuju i pokušavaju poboljšati kako bi se počeli koristiti u kliničkoj praksi.

**Ključne riječi:** bioaktivni kompozitni materijali, amorfni kalcijev fosfat, bioaktivno staklo, remineralizacijski učinak, antibakterijski učinak

## **BIOACTIVE DENTAL COMPOSITE MATERIALS**

### **Summary**

Bioactive dental composite materials are newer restorative materials. The need for improved properties of dental composites arised in parallel with the knowledge of the problem of secondary dental caries.

There are different variations of bioactive dental composites, depending on the compounds on which they are based on and on the added filler particles. The two large groups of these materials are: those based on amorphous calcium phosphate and those based on bioactive glass.

The basic effects that are used to fight the development of secondary dental caries are: remineralizing and antibacterial effect. In order to be able to actively act and release ions in the aqueous solution, their mechanical properties are not at a high level. Therefore, bioactivity and mechanical properties are described as a compromise in their imbalance. It is very important that the bioactive material releases calcium, phosphate and other ions, without negatively affecting the important properties of composites, namely: strength, hardness, degree of polymerization, polymerization shrinkage, biocompatibility, etc. When trying to balance all the characteristics and properties that are wished to be retained, various inert fillers that have achieved success are added.

Today, bioactive dental composite materials are being researched and attempts are being made to improve them in order to start using them in clinical practice.

**Keywords:** bioactive dental composite materials, amorphous calcium phosphate, bioactive glass, remineralizing effect, antibacterial effect

## SADRŽAJ

1. UVOD .....	1
2. KOMPOZITNI MATERIJALI .....	3
2.1. Razvoj kompozitnih materijala.....	4
2.2. Sastav kompozitnih materijala.....	4
2.3. Svojstva kompozitnih materijala .....	6
3. BIOAKTIVNI MATERIJALI.....	7
3.1. Amorfni kalcijev fosfat.....	8
3.1.1. Mehanička svojstva .....	8
3.1.2. Električna svojstva .....	9
3.1.3. Istraživanja .....	10
3.1.4. Komercijalni proizvodi .....	10
3.2. Bioaktivno staklo.....	11
3.2.1. Remineralizacijski učinak .....	11
3.2.2. Antibakterijski učinak .....	11
3.2.3. Ostali učinci.....	12
3.2.4. Istraživanja .....	13
3.2.5. Komercijalni proizvodi .....	13
4. CENTION .....	14
5. RASPRAVA.....	16
6. ZAKLJUČAK .....	19
7. LITERATURA.....	21
8. ŽIVOTOPIS .....	25

## **Popis skraćenica**

ACP – amorfni kalcijev fosfat

BG – bioaktivno staklo

Bis-EMA – bisfenol-A dimetakrilat

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil-metakrilat

CPP-ACP – kazein fosfopeptid-amorfni kalcijev fosfat

HA – hidroksiapatit

SP – stupanj polimerizacije

TEGDMA – trietilen-glikol-dimetakrilat

UDMA – uretan-dimetakrilat



## 1. UVOD

Kompozitni materijali, često nazivani još i smolasti kompoziti ili kompoziti zasnovani na smolama, danas su nezaobilazan materijal u svim granama dentalne medicine. Razvoj kompozitnih materijala, adhezijskih sustava i svjetlosne polimerizacije čine temelje suvremene restaurativne dentalne medicine. Važnost estetike i briga pacijenata ne samo o funkciji, već i o estetici, doveli su do konstantnog unaprjeđenja kompozitnog materijala (1).

Problem sekundarnog karijesa jednako je star kao i kompozitni materijali. To je potaknulo istraživanja materijala u bioaktivnom smjeru. Ti materijali sadrže različite spojeve i djeluju na razne načine, ali im je cilj zajednički, a to je prevencija sekundarnog karijesa (2). Nazivaju se bioaktivnim kompozitnim materijalima.

Svrha ovog rada je prikazati razvoj kompozitnih materijala od samih početaka pa sve do danas. Prikazat će se razvoj i svojstva kompozitnih materijala bez i s dodanim bioaktivnim česticama. Također, opisat će se aktivni učinci suvremenih eksperimentalnih kompozita te njihova komercijalna pristupačnost.

## **2. KOMPOZITNI MATERIJALI**

### **2.1. Razvoj kompozitnih materijala**

Najvažniji trenutak u razvoju kompozitnih materijala je osmišljavanje tzv. Bowenove smole, nazvane po Rafaelu Bowenju koji je zaslužan za to veliko otkriće 1961. godine. Puni naziv te kompozitne smole je bisfenol-A-glicidil-metakrilat (Bis-GMA), koji nastaje kemijskom reakcijom glicidil-metakrilata i bisfenola-A. Rani kompozitni materijali bili su indicirani za estetske ispune prednjih zuba zbog nedostatnih fizičko-mehaničkih svojstava. Postupnim usavršavanjem svojstava dolazi se do materijala koji mogu podnijeti mastikatorne sile na stražnjim zubima pa se devedesetih godina kompoziti počinju upotrebljavati kao univerzalni materijal za ispun. Prvi kompoziti bili su dvokomponentni (pasta/tekućina, pasta/pasta) samopolimerizirajući. Svjetlosno-polimerizirajući, odnosno jednokomponentni kompoziti pojavljuju se sredinom sedamdesetih godina. Prednosti tih nad samopolimerizirajućima su produljeno vrijeme manipulacije i sama kvaliteta polimeriziranog ispuna zbog manje količine monomera. Fotopolimerizacija prvo se događala ultraljubičastim svjetlom, a ubrzo nakon toga kompoziti se počinju polimerizirati vidljivim svjetlom. Zatim dolazi do pojave sofisticiranijih kompozitnih materijala, u vidu promjene veličine čestica punila. Krajem sedamdesetih godina 20. st. to su makropunjeni i mikropunjeni kompoziti, zatim početkom osamdesetih hibridni koji su kombinacija makropunila i mikropunila, dok se sredinom devedesetih počinju koristiti tekući, kondenzibilni i mikrohibridni kompoziti. Na samom početku 21. stoljeća pojavljuju se i kompozitni materijali s nanopunilom, što označava čestice punila manje od 100 nm. Što se tiče kliničke primjene, veliki uspjeh je pojava debeloslojnih (*bulk fill*) kompozita, čime se odmičemo od obveznog slojevitog postavljanja kompozitnog materijala.

Razna istraživanja dovela su do iznimno poboljšanog kompozitnog materijala, čija fizičko-mehanička svojstva su usporediva s amalgamom, dok su estetska svojstva daleko najbolja od svih direktnih restaurativnih materijala (2). Daljnja istraživanja teku u smjeru otkrivanja kompozitnog materijala s karakteristikama samoadhezije te antibakterijskim i bioaktivnim svojstvima.

### **2.2. Sastav kompozitnih materijala**

Tri komponente čine osnovu građe kompozitnih materijala: organski dio koji čini polimerna matrica, anorganski dio koji su čestice punila te spojno sredstvo. Ostale dodatne komponente čine manji dio materijala, a to su inicijatori, stabilizatori, pigmenti te ostali dodatci (3).

Organski dio čini temelj kompozita. To je smolasta matrica, koja je građena od monomera, i u nju se dodaju svi ostali sastojci, a čini 12-40% mase. Određuje fizičko-kemijska svojstva samog materijala, u koja spadaju viskoznost, apsorpcija vode, topljivost te svojstva vezana uz polimerizaciju (stupanj i skupljanje). Monomer koji je najčešće zastupljen u građi kompozita je difunkcijski bisfenol-A-glicidil-metakrilat (Bis-GMA). Prednosti Bis-GMA su povećana krutost i čvrstoća, smanjeno skupljanje i manja apsorpcija vode, dok je glavni nedostatak visoka viskoznost. Pokušava se utjecati na viskoznost dodavanjem trietilen-glikol-dimetakrilat (TEGDMA), monomera manje viskoznosti. Monomer koji se koristi umjesto Bis-GMA je uretan-dimetakrilat (UDMA), sa svojstvom niske viskoznosti i visokim polimerizacijskim skupljanjem. Često materijal sadržava oba monomera, Bis-GMA i UDMA. Osim ta dva glavna monomera, spominju se bisfenol-A-etil-metakrilat te bisfenol-A dimetakrilat (Bis-EMA). S obzirom na prethodno navedene probleme prisutne kod metakrilatnih monomera, znanost napreduje u osmišljavanju novih, manje štetnih i problematičnih monomera.

Anorganski dio jednako je važan kao i organski, a čine ga čestice punila koje su inkorporirane u smolastu matricu. Čini 30-85% mase, ovisno o samoj veličini čestica. Taj dio utječe na optička i fizička svojstva kompozitnog materijala. Na svojstva kompozita utječe količina, sastav, veličina, oblik i silanizacija površine čestica punila. Fizičko-mehaničko svojstva poboljšana su većim udjelom punila, dok veličina određuje stupanj poliranosti kompozita (manje čestice omogućuju bolje poliranje), a oblik utječe na trošenje pa su pogodniji nepravilni oblici. Prema sastavu, čestice mogu biti koloidni silicij, kristalinični kvarc, borosilikatno staklo, cinkov silikat, barijev sulfat, pirogeni koloidni silicijev dioksid i dr. Kroz godine su se čestice punila unaprjeđivale, čime je došlo do nanoveličine te hibridnih materijala koji su danas standard.

Spojno sredstvo povezuje smolastu matricu i čestice punila, kemijski ili mehanički. Kemijska veza je trajnija i postiže se silanima, najčešće agensom g-metakriloksi-propiltrimetoksisilan.

Inicijatori polimerizacije započinju reakciju polimerizacije, dok inhibitori imaju suprotan učinak, što je važno kod skladištenja ili manipulacije materijalom. Stabilizatori se dodaju radi postojanosti boje, a zovu se još i UV-apsorberi. Pigmenti su najčešće metalni oksidi koji daju određenu nijansu kompozitnom materijalu (1).

### **2.3. Svojstva kompozitnih materijala**

Da bi pacijent bio zadovoljan izgledom i trajnošću materijala, potrebno je zadovoljiti nekoliko bitnih zahtjeva. Raznim istraživanjima dolazi se do napretka u fizičko-mehaničkim i optičkim karakteristikama kompozitnih materijala. Radi specifičnih uvjeta u usnoj šupljini, bitna svojstva koja određuju trajnost su tvrdoća, savojna, rastezna i torzijska čvrstoća, elastičnost, trošenje, toplinska i električna provodnost, polimerizacijsko stezanje, hidropsko i toplinsko širenje (3). Stupanj polimerizacije jedno je od najvažnijih svojstava, a označava udio dvostrukih veza među metakrilatnim monomerom koje se pretvaraju u jednostruke tijekom polimerizacije. Važno je naglasiti da količina slobodnog monomera ne korelira s ostatnim dvostrukim vezama nakon polimerizacije jer svaki monomer ima po dvije dvostruke veze, a reagiranje samo s jednom označava uključanje u polimernu mrežu (1).

Uz dobra svojstva kompozita, postoje naravno i ona loša koja se nastoje otkloniti ili bar umanjiti. Veliki problem koji je najvažnije otkloniti je polimerizacijsko volumetrijsko skupljanje koje posljedično dovodi do rubnih oštećenja radi stresa unutar materijala, a i na spojnoj površini materijala i zuba. Iznosi od 1,5% do 5,0%. Mikropopuštanje koje se javlja dovodi do problema osjetljivosti, rubnih obojenja ispuna te do sekundarnog karijesa. Zbog toga je važno držati se pravila o slojevitom postavljanju materijala, pravilnoj polimerizaciji te optimalno postaviti adheziv, kako bi se polimerizacijsko volumetrijsko skupljanje svelo na minimum (1).

### **3. BIOAKTIVNI MATERIJALI**

Bioaktivni materijali dijele se prema načinu djelovanja na one antibakterijskog i remineralizacijskog učinka. Prvi sadrži komponente koje djeluju antikariogeno, dok drugi djeluje otpuštajući ione koji koče demineralizaciju, a potiču remineralizaciju (2).

### **3.1. Amorfni kalcijev fosfat**

Amorfni kalcijevi fosfati (ACP) spadaju u skupinu kalcijevih ortofosfata koji su važni u procesu mineralizacije kosti i zuba. ACP je vrlo zanimljiv kao komponenta bioaktivnih kompozitnih materijala jer je izravni prekursor u stvaranju hidroksiapatita (HA). U vodenom mediju se događa otpuštanje iona iz spoja ACP-a, u obliku kalcijevih i fosfatnih iona. Zatim se ti ioni precipitiraju i stvara se HA. Taj novostvoreni spoj ide dalje u kemijsku reakciju kristalizacije. ACP vrlo kratko ostane čisti netaknut spoj i već nakon samo nekoliko sati nakon doticaja s vodom događa se pretvorba u HA. Kako bi se to vrijeme produljilo i samim time produljio bioaktivni značaj materijala, dodaje se cirkonij. Cirkonij inhibira nastanak HA i utječe pozitivno na mehanička svojstva materijala. Koncentracija iona kalcija i fosfata u vodenoj otopini označava svojstvo otpuštanja iona iz materijala, na što utječe temperatura, pH i svojstva samog ACP-a (2, 4).

#### **3.1.1. Mehanička svojstva**

Većina komercijalnih materijala u sastavu anorganskog punila sadrži silanizirana staklena ili silika-punila, koja su snažnija punila u usporedbi s ACP česticama koje se koriste kao punilo u bioaktivnim materijalima. Zbog toga su mehanička svojstva tih materijala slabija od standardnih kompozitnih materijala. Prije svega, razlog je velika količina ACP čestica u materijalu kako bi se uopće otpustilo dovoljno iona za proces remineralizacije. Osim toga, prisustvo vode koja je bitna u otapanju iona također ne pridonosi mehaničkim svojstvima, kao ni nepredvidljivo stvaranje i nakupljanje ACP-a. Također, nesilanizirane ACP čestice dovode do nemogućnosti spajanja u smolastu matricu. No, ne smiju ni biti silanizirane jer tada gube svoju moć otpuštanja iona, čime pada u vodu bioaktivni učinak materijala.

Mehanička svojstva mogu se poboljšati dodatkom staklenog punila i/ili smanjenjem dimenzije čestica bioaktivnog punila. Čestice staklenog punila silanizirane su i stabilne u vodenom mediju, a dodatak samo 10% masenog udjela ukupne količine materijala ne utječe na bioaktivnost, a pozitivno utječe na mehanička svojstva. Drugi način poboljšanja materijala u



mehaničkim svojstvima je korištenje čestica ACP-a u nano dimenzijama. Time manje čestice dozvoljavaju dovoljno otpuštanje iona uz manje opterećenje ACP punila (2, 5, 6).

Jedno od najvažniji svojstava koje često utječe i na ostala, je stupanj konverzije, odnosno polimerizacije. Važno je održati taj stupanj visokim jer to znači bolja fizičko-mehanička svojstva. ACP-kompoziti pokazuju visok stupanj polimerizacije (SP), čak do 87%, dok kod komercijalnih SP iznosi 50-75%. Objašnjenje toga nalazi se u velikoj mobilnosti nesilaniziranih ACP čestica. Važno je spomenuti da je taj visoki SP trenutni, odmah tijekom i nakon završetka polimerizacije, dok je samo mali postotak konverzije nakon polimerizacije. Nesilanizirane čestice utječu i na sporiju i postupnu polimerizaciju. S obzirom da se ACP-kompoziti smatraju bioaktivnim, bitno je održati visok SP jer to posljedično utječe i na visoku biokompatibilnost (7, 8).

Polimerizacijsko skupljanje je svojstvo koje je u proporcionalnoj vezi sa stupnjem polimerizacije. S obzirom na visok SP bioaktivnog kompozita s ACP-om, visoko je i polimerizacijsko skupljanje. To svojstvo pripisuje se niskom udjelu punila s obzirom na udio smolaste matrice. Zamjena smolaste matrice s inertnim punilom smanjuje negativne posljedice polimerizacijskog skupljanja i umanjuje polimerizacijski stres.

Istraživanje koje je ispitivalo utjecaj dodanih inertnih punila na čvrstoću, tvrdoću, polimerizacijsko skupljanje, remineralizacijska svojstva i karakterizaciju formiranih kristala ACP kompozitnih materijala, dovelo je do zaključka da su ta inertna punila poboljšala mehanička svojstva i smanjila polimerizacijsko skupljanje. U istraživanju su se od inertnih punila koristili: silicij-oksido nanopunilo, barijevo i stroncijevostaklo u obliku mikropunila (9).

### **3.1.2. Električna svojstva**

Istraživanja električnih svojstava bioaktivnih ACP-kompozita nisu rutinska, ali mogu dovesti do otkrića raznih drugih svojstava: mikrostruktura materijala, polimerizacijska kinetika,

veličina čestica unutar materijala i dr. Istraživanja su se radila impedancijskom spektroskopijom.

### **3.1.3. Istraživanja**

Istraživanja su se provodila *in vitro*, *in situ*, *in vivo*, a htjelo se dokazati remineralizacijsko djelovanje bioaktivnog kompozitnog materijala temeljenog na ACP-u.

U *in vitro* uvjetima pripremljena je površina slična karijesu na caklini. Dobiven je rezultat četiri puta veće remineralizacije površine s ACP-kompozitom, nego s komercijalnim kompozitom koji ima svojstvo otpuštanja iona fluora (10). *In situ* eksperiment koristi kaviteta u goveđoj caklini koji se ispuni ACP-kompozitom i stavi u kariogene uvjete, a samu tu ploču cakline nose volonteri u nepčanoj spravi. Eksperimentalno je dobiveno smanjenje karijesne lezije (11). Kod *in vivo* istraživanja koristio se model kaviteta na štakoru i dobiven je umjeren odgovor pulpe na iritans kad je kaviteta bio ispunjen ACP-om, dok je kod komercijalnog kompozita odgovor pulpe bio veći i stvorila se znatna količina tercijarnog dentina (12).

### **3.1.4. Komercijalni proizvodi**

Trenutno na tržištu nema bioaktivnog kompozitnog materijala temeljenog na amorfnom kalcijevom fosfatu, a sve do sad samo je jedan takav proizvod stavljen na tržište i korišten u ortodontiji. No, vrlo brzo je prestalo njegovo korištenje radi loših mehaničko-fizičkih svojstava. Komercijalni proizvodi temeljeni na kazein fosfopeptid-amorfni kalcijev fosfat (CPP-ACP) kompleksu koriste se kao topikalni preparati u obliku pasti za zube, gelova, vodica za usta, dodatak hrani i guma za žvakanje (13).

### **3.2. Bioaktivno staklo**

Vrsta lomljenog stakla, koje spada u grupu topljivih stakla i koristi se već desetljećima u ortopediji je bioaktivno staklo (BG). Njegova mogućnost precipitacije HA olakšava oseointegraciju implantata u kosti. Sastoji se od raznih čestica u različitim omjerima, a neke od čestica su:  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$  i  $\text{P}_2\text{O}_5$ .

Bioaktivnost materijala ovisna je o topljivosti u vodenom mediju. Nakon što se materijal izloži vodi, započinje niz reakcija koje posljedično dovode do poželjnih svojstava kompozitnih materijala temeljenih na bioaktivnom staklu. Prva reakcija je reakcija izmjene iona kalcija i natrija iz površine BG-a s ionima vodika iz vodene otopine, čime se stvara Si-OH i površinski sloj bogat silicijem koji je bitan u daljnjim serijama reakcija. Smanjenjem pH, silicij se pretvara u spoj  $\text{Si}(\text{OH})_4$ . Kako bi na kraju došlo do stvaranja hidroksiapatita koji je izravno bitan za precipitaciju i bioaktivno djelovanje, Si-OH se kondenzira, površinski sloj bogat silicijem se repolimerizira i time se privlače ioni kalcija i fosfata, stvarajući ACP. Kao što je već spomenuto, to je izravni prekursor u stvaranju HA.

Kad su svi uvjeti zadovoljeni, u smislu prisutnosti vodenog medija i nesilaniziranih čestica punila, kompozitni materijal temeljen na bioaktivnom staklu može višestruko korisno djelovati. Događa se remineralizacija tvrdih zubnih tkiva, smanjenje lokalnog pH, brtvljenje marginalnih pukotina i smanjenje dentinske preosjetljivosti i postoperativne preosjetljivosti precipitatom HA te antibakterijski učinak (2, 14, 15).

#### **3.2.1. Remineralizacijski učinak**

Učinak remineralizacije tvrdog zubnog tkiva temelji se na otpuštanju iona kalcija i fosfata iz materijala. Mehanizam otpuštanja sličan je mehanizmu remineralizacije kod ACP-kompozita. Materijal s bioaktivnim staklom može se direktno staviti na tvrdo zubno tkivo ili na malu udaljenost od tvrdog zubnog tkiva (16).

#### **3.2.2. Antibakterijski učinak**

Antibakterijski učinak materijala moguć je na dva načina: 1) povišenjem pH vrijednosti otpuštanjem iona u vodenu otopinu, 2) direktnim toksičnim djelovanjem na bakterije. Većinom bioaktivni materijali djeluju na prvi način, alkaličnim djelovanjem. No, dodavanjem određenih

komponenti, antibakterijska svojstva se mogu unaprijediti. Primjer je dodatak srebra u BG, čime se dobiva direktno toksično djelovanje na bakterije (2, 17).

### 3.2.3. Ostali učinci

Brtvljenje marginalnih pukotina omogućeno je precipitacijom HA. S obzirom da u bioaktivnim materijalima temeljenim na bioaktivnom staklu više iona ostaje za precipitaciju, a manje se otpušta i gubi u otopini, ti materijali su se pokazali najučinkovitijima u tom smislu. To je omogućeno površinskim slojem bogatim silicijem koji ima afinitet prema HA i započinje trenutno precipitaciju odmah nakon početka disocijacije iona. Time su marginalne pukotine zabrtvljene i onemogućen je pristup bakterijama, čime se smanjuje pojava sekundarnog karijesa.

Precipitacija HA dovodi do još jednog važnog učinka materijala s BG-a, a to je smanjena dentinska preosjetljivost i postoperativna osjetljivost. Izloženi dentinski tubuli zatvore se s česticama HA-a.

Hibridni sloj važna je komponenta u izradi kompozitnog ispuna. Definira se kao područje koje sadrži smolu, kolagena vlakna i djelomično demineraliziran intertubularni i intratubularni dentin. Označava važan dio u trajnosti i stabilnosti veze između kompozitnog materijala i zubnog tkiva, tj. dentina (2). Istraživanje koje se bavilo utjecajem punila BG na vezu između materijala i zubnog tkiva pokazalo je da mali udio tog punila (do 5%) ne utječe na svojstva veze, dok veća količina punila smanjuje stabilnost i trajnost same veze. Svojstva se smanjuju ovisno o dodanoj količini BG punila. Veći udio bioaktivnog punila znači lošija svojstva veze (18).

Mnogi znanstvenici podržavaju i teoriju o učinku BG na plak i gingivitis. Jedno istraživanje koristilo je pastu za zube s česticama BG i placebo pastu za zube bez aktivnih tvari. Pasta s bioaktivnim česticama BG pokazala je visoku zaštitu od plaka, gingivitisa i smanjeno krvarenje gingive (19). Kod drugog istraživanja topikalno se primijenilo BG i dovelo do smanjenih znakova upale gingive (20).

#### **3.2.4. Istraživanja**

Provelo se istraživanje kod kojeg se blok od cakline smjestio na udaljenost od 5 mm od restaurativnog materijala koji je sadržavao čestice BG-a i kontrolnog, komercijalnog kompozita. Blok i materijal stavljeni su u kiselu otopinu koja se ciklički mijenjala svaka 4 dana, kada se promatrao i rezultat. Tijekom istraživanja radilo se mjerenje čvrstoće caklinskog bloka i vrijednost pH otopine. Rezultat je pokazao anti-demineralizacijski učinak na caklinskom bloku koji je bio udaljen od materijala s punilom BG-a. U otopinama s tim istim bioaktivnim materijalima došlo je i do povećanja pH vrijednosti od one početne 4, čime je produljeno remineralizacijsko djelovanje (21).

#### **3.2.5. Komercijalni proizvodi**

Komercijalni bioaktivni kompozitni materijali temeljeni na bioaktivnom staklu još uvijek ne postoje. Od proizvoda s BG koji se koriste svakodnevno i postoje kao komercijalizirani preparati, izdvajaju se paste za osjetljive zube i prah za zračnu abraziju. Koriste se i u ortopediji za poticanje oseintegracije implantata. Paste djeluju po principu zatvaranja tubula precipitatom HA (2). Zračna abrazija je postupak uklanjanja kristala hidroksiapatita cakline, klasično prahom koji se sastoji od čestica aluminijevog oksida. Za razliku od potencijalno opasnih čestica aluminijeva oksida, čestice BG-a neznatno štete prilikom inhalacije, sigurno se izlučuju i rade manja nepoželjna oštećenja tvrdog zubnog tkiva (22).



Za nadoknadu tvrdog zubnog tkiva 2018. godine pojavljuje se novi materijal, Cention N. Restaurativni je to materijal koji obuhvaća dobra svojstva svih dosad korištenih materijala: amalgama, kompozitnih smola i staklenoionomernih cemenata. Estetski je, može se nanositi u jednom sloju, otpušta fluoridne, kalcijeve i hidroksilne ione, održava neutralni pH u ustima jer djeluje kao depo-preparat te je financijski prihvatljiv.

Materijal je to koji spada u grupu *Alkasite*, podskupinu kompozitnih smola. Sastoji se od dviju komponenti, od praha i tekućine koji se miješaju u omjeru 1:1. Materijal je samostvrđavajući, ali može se i svjetlosno polimerizirati. Može se koristiti s adhezivom kad je kavitet prepariran po principu suvremene dentalne medicine, poštedno za tvrda zubna tkiva. U slučaju korištenja bez adheziva, kavitet se preparira kao za amalgamski ispun, po Blackovim načelima. Primjenjuje se u izradi izravnih restauracija na mliječnim zubima i za kavitete I, II i V razreda.

Vrlo važno svojstvo tog materijala je otpuštanje iona. Time materijal djeluje aktivno, potiče remineralizaciju i djeluje antikarijesno. U sastavu materijala nalazi se između ostalog i alkalno staklo koje čini 24,6% težine. Ono oslobađa značajne količine fluorida, kalcijeve i hidroksilne ione. Ovisno o pH usne šupljine, Cention N otpušta veće ili manje količine iona koji potom u kiselom mediju sprječavaju demineralizaciju i potiču remineralizaciju. Osim toga, hidroksilni ioni reguliraju pH i održavaju ga neutralnim (23, 24). Materijal je to koji otpušta i ione fluora. Vezano uz to, rađena je studija u kojoj su autori istraživali otpuštanje tog iona iz četiriju različitih restaurativnih materijala te učinak suvremenih univerzalnih adhezijskih sustava i premaza na otpuštanje iona fluora. Ovisno o svojstvima dentalnog materijala i o okolišnim čimbenicima, različita je količina otpuštenih iona. Studija je dokazala da dentinski adhezijski sustav i premaz umanjuju otpuštanje fluoridnih iona (25, 26).

Zbog svega navedenog, Cention N možemo nazvati prilično zadovoljavajućim materijalom u suvremenoj restaurativnoj dentalnoj medicini.





Suvremenim pristupom u restaurativnoj dentalnoj medicini dolazi se do minimalno invazivne preparacije kaviteta nasuprot preparacije po Blackovim načelima za amalgamske ispune. Kako bi minimalno invazivna dentalna medicina bila moguća, moralo je prethoditi otkriće adhezijske tehnologije i primjena kompozita u liječenju i restauraciji karijesnih defekata. Zato se pod pojmom suvremena dentalna medicina podrazumijeva trijas: adhezijski sustav, kompozitni materijali i polimerizacija. Jedno bez drugog ne funkcionira i nedjeljiva je cjelina.

Inicijalni kompozitni materijali nisu imali fizičko-mehanička i estetska svojstva usporediva s današnjim svojstvima kompozitima, ali bili su suvremeniji i boljih estetskih svojstava od tada korištenog amalgama. Postupnim razvitkom i konstantnim istraživanjima od same njihove pojave u kliničkom radu, dosegla su se svojstva potrebna za direktne ispune u prednjem, ali i stražnjem segmentu, na okluzijskim površinama.

No, pojava sekundarnog karijesa i sama spoznaja da kompozitni ispun i sekundarni karijes idu zajedno, motiviralo je znanstvenike da dalje rade na boljim svojstvima kompozitnih materijala. Tu kreće era eksperimentalnih kompozita, odnosno era bioaktivnih kompozitnih materijala. Ti materijali koriste razne strategije u borbi protiv nastanka sekundarnog karijesa. Jedna grupa djeluje remineralizacijski, dok druga ima antimikrobna svojstva. Spojevi koji su inkorporirani kao čestice punila u smolastu matricu, a djeluju aktivno su amorfnu kalcijev fosfat i bioaktivno staklo. Oni sa svojim mogućnostima otpuštanja iona i precipitacije spojeva djeluju aktivno u borbi protiv sekundarnog karijesa. No, unatoč iznimno pozitivnom aktivnom učinku, ti bioaktivni kompoziti imaju slabija fizičko-mehanička svojstva. Na tom polju znanstvenici imaju još prostora za napredak, kako bi bioaktivni materijal bio i mehanički stabilan.

Što se tiče komercijalnih proizvoda, trenutno na tržištu ne postoje bioaktivni kompozitni materijali koji bi se koristili u kliničkoj praksi. Na znanstvenoj i teorijskoj razini se raspravlja o njima, iako je jedno vrijeme bio aktualan bioaktivni materijal temeljen na ACP-u za ljepljenje bravica u ortodontiji. Prestao se koristiti radi slabih fizičko-mehaničkih karakteristika. Jedini preparati za komercijalnu upotrebu s bioaktivnim česticama su u obliku pasti, gelova i vodica za usta, za topikalnu primjenu.

Cilj današnje suvremene restaurativne dentalne medicine je imati materijal u kliničkoj praksi koji će zadovoljiti estetske zahtjeve, zatim djelovati aktivno u borbi protiv nastanka sekundarnog karijesa intenziviranjem remineralizacije i integritetom antibakterijskih sredstava te u vidu fizičko-mehaničkih svojstava smanjiti polimerizacijsko skupljanje i stres, i omogućiti

adheziju kompozita na caklinu i dentin bez posredstva adheziva. Krajnji cilj takvog materijala je dobiti trajan i stabilan ispun u ustima pacijenta.



Prednosti bioaktivnih kompozitnih materijala su: mogućnost regeneracije tvrdog zubnog tkiva nakon izloženosti kiselinu pomoću otpuštanja iona, inhibicija rasta bakterija, smanjenje dentinske i postoperativne preosjetljivosti precipitacijom hidroksiapatita te poboljšanje trajnosti i stabilnosti veze između dentina i kompozitnog materijala. Prednosti su velike i iznimna je važnost takvog materijala u usnoj šupljini čovjeka.

Fizičko-mehanička svojstva, bez obzira na brojna istraživanja, nisu dosegla razinu dostatnu za primjenu u kliničkoj praksi.

Zbog toga se istraživanja provode i dalje širom svijeta, u cilju pronalaska bioaktivnog kompozitnog materijala čije aktivno djelovanje neće biti kompromitirano lošim fizičko-mehaničkim karakteristikama.



1. Tarle Z i suradnici. Restaurativna dentalna medicina. Zagreb: Medicinska naklada; 2019. p. 213-268.
2. Tarle Z, Par M. Bioactive dental composite materials. *Medical Sciences*. 2018; 45: 83-100.
3. Tarle Z, Klarić E. Kompozitni materijali i adhezijski sustavi. U Mehulić K i suradnici. *Dentalni materijali*. Zagreb: Medicinska naklada; 2017. p. 108-127.
4. Marović D, Tarle Z, Ristić M, Musić S, Škrtić D, Hiller KA, Schmalz G. Utjecaj različitih vrsta punila na stupanj polimerizacije ACP-kompozitnih materijala. *Acta Stomatologica Croatica*. 2011; 45(4): 231-238.
5. Sfalcin RA, Correr AB, Morbidelli LR, Araujo TGF, Feitosa VP, Correr-Sobrinho L, Watson TF, Sauro S. Influence of bioactive particles on the chemical-mechanical properties of experimental enamel resin infiltrants. *Clinical Oral Investigations*. 2017; 21(6): 2143-2151.
6. Okulus Z, Voelkel A. Mechanical properties of experimental composites with different calcium phosphates fillers. *Materials Science and Engineering*. 2017; 78: 1101-1108.
7. Par M, Tarle Z, Hickel R, Ilie N. Real-time curing characteristics of experimental resin composites containing amorphous calcium phosphate. *European Journal of Oral Sciences*. 2018; 126: 426-432.
8. Par M, Marović D, Skenderović H, Gamulin O, Klarić E, Tarle Z. Light transmittance and polymerization kinetics of amorphous calcium phosphate composites. *Clinical Oral Investigations*. 2017; 21: 1173-1182.
9. Marović D. Utjecaj punila u eksperimentalnim kompozitnim materijalima temeljenim na amorfnom kalcijevom fosfatu na pojedina kemijska i mehanička svojstva. Doktorska rad. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet; 2012.
10. Weir MD, Chow LC, Xu HH. Remineralization of demineralized enamel via calcium phosphate nanocomposite. *J Dent Res*. 2012; 91(10): 979-984.
11. Melo MA, Weir MD, Rodrigues LK, Xu HH. Novel calcium phosphate nanocomposite with caries-inhibition in a human in situ model. *Dent Mater*. 2013; 29(2): 231-240.
12. Li F, Wang P, Weir MD, Fouad AF, Xu HH. Evaluation of antibacterial and remineralizing nanocomposite and adhesive in rat tooth cavity model. *Acta Biomater*. 2014; 10(6): 2804-2813.
13. Valian A, Moezzyzadeh M, Moravejsalehi E. Role of Amorphous Calcium Phosphate in dentistry. *J Dent Sch*. 2014; 32(1): 53-63.

14. Španović N, Par M, Skendrović H, Bjelovučić R, Prskalo K, Tarle Z. Mjerenje temperature u stvarnom vremenu tijekom svjetlosno aktivirane polimerizacije eksperimentalnih kompozitnih materijala. *Acta Stomatologica Croatica*. 2018; 52(2): 87-96.
15. Par M, Attin T, Tarle Z, Tauböck TT. A New Customized Bioactive Glass Filler to Functionalize Resin Composites: Acid-Neutralizing Capability, Degree of Conversion, and Apatite Precipitation. *Journal of Clinical Medicine*. 2020; 9: 1173.
16. Fernando D, Attik N, Pradelle-Plasse N, Jackson P, Grosgeat B, Colon P. Bioactive glass for dentin remineralization: A systematic review. *Materials Science and Engineering C*. 2017; 76: 1369-1377.
17. Srivastava R, Sun Y. Silver sulfadiazine immobilized glass as antimicrobial fillers for dental restorative materials. *Materials Science and Engineering C*. 2017; 75: 524-534.
18. Par M, Tarle Z, Hickel R, Ilie N. Dentin Bond Strength of Experimental Composites Containing Bioactive Glass: Changes During Aging for up to 1 Year. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2018; 20: 325-334.
19. Tai BJ, Bian Z, Jiang H, Greenspan DC, Zhong J, Clark AE, Du MQ. Anti-gingivitis effect of a dentifrice containing bioactive glass (NovaMin®) particulate. *J Clin Periodontol*. 2006; 33: 86-91.
20. Eberhard J, Reimers N, Dommisch H, Hacker J, Freitag S, Acil Y, Albers H, Jepsen S. The effect of the topical administration of bioactive glass on inflammatory markers of human experimental gingivitis. *Biomaterials*. 2005; 26: 1545-1551.
21. Par M, Gubler A, Attin T, Tarle Z, Tauböck TT. Anti-demineralizing protective effects on enamel identified in experimental and commercial restorative materials with functional fillers. *Scientific Reports*. 2021; 11: 11806.
22. Khalid MD, Khurshid Z, Zafar MS, Farooq I, Khan RS, Najmi A. Bioactive Glasses and their Applications in Dentistry. *J Pak Dent Assoc*. 2017; 26(1): 32-38.
23. MeSH Browser [database on the Internet]. Cention N. [cited 2022 Jun 07]. Available from: file:///C:/Users/M8/Downloads/Cention+N%20(1).pdf
24. Firouzmandi M, Alavi AA, Jafarpour D, Sadatsharifee S. Fracture Strength and Marginal Adaptation of Conservative and Extended MOD Cavities Restored with Cention N. *International Journal of Dentistry*. 2021; 1-7.

25. Kelić K, Par M, Peroš K, Šutej I, Tarle Z. Utjecaj smolastog premaza na otpuštanje iona iz restaurativnih materijala koji otpuštaju fluoridne ione. *Acta Stomatologica Croatica*. 2020; 54(4): 371-381.
26. Kelić K. Otpuštanje fluorida i promjena pH vrijednosti otopine tijekom imerzije bioaktivnih dentalnih materijala. Doktorski rad. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet; 2021.





Dora Habek rođena je 13. kolovoza 1997. godine u Varaždinu. Osnovnu školu Ivana Kukuljevića Sakcinskog završava 2012. godine u Ivancu, gdje i 2013. godine završava Osnovnu glazbenu školu „Ladislav Šaban“. Upisuje Opću gimnaziju u Srednjoj školi Ivanec, koju s odličnim uspjehom završava 2016. godine te iste godine upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studija članica je Pjevačkog zbora Stomatološkog fakulteta „Z(u)bor“, pohađa stomatološke kongrese i asistira u privatnoj stomatološkoj ordinaciji.