

# Abrazivna svojstva stakleno-ionomernih cemenata

---

Brkanović, Sandra

Master's thesis / Diplomski rad

2020

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:127:422070>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-11**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu  
Stomatološki fakultet

Sandra Brkanović

# **ABRAZIVNA SVOJSTVA STAKLENO-IONOMERNIH CEMENATA**

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2020.

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

Mentor rada: prof. dr. sc. Silvana Jukić Krmek

Lektor hrvatskog jezika: Antonija Krnić, magistra hrvatskog jezika i književnosti.

Lektor engleskog jezika: Marina Pejaković, magistra engleskog jezika i književnosti.

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

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

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

Rad sadrži: 37 stranica

4 slike

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 poslijediplomskog specijalističkog 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**

Zahvaljujem mentorici i višegodišnjoj voditeljici vježbi prof.dr.sc. Silvani Jukić Krmek na korisnim savjetima, izdvojenom vremenu i strpljenju prilikom izrade ovog rada.

Zahvaljujem roditeljima i sestri na beskrajnoj ljubavi i podršci. Hvala mom dečku i prijateljima što su mi uljepšali studiranje.

## **Abrazivna svojstva stakleno-ionomernih cementa**

### **Sažetak**

Staklenoionomerni cement je McLean 1973. godine uveo u dentalnu medicinu. To je dvokomponentni sustav čiju osnovu čine prah i tekućina. Prah sadrži čestice kalcij fluoroaluminosilikatnog stakla, a tekućina je vodena otopina komopolimera poliakrilne kiseline ili kopolimera poliakrilne i maleinske ili itakonske kiseline. Osnovni mehanizam polimerizacije je acidobazna reakcija koja počinje miješanjem praška i tekućine. Staklenoionomerni cement je bioaktivni materijal koji se za tvrda zubna tkiva veže kemijski, odnosno mehanizmima ionske veze. Osim toga, fluor u sastavu ovih materijala potiče remineralizaciju i zaustavljanje karijesnih lezija. Zbog niza kvaliteta poput: biokompatibilnosti i niske toksičnosti, dobre adhezije na caklinu i dentin, zaštite pulpe, smanjenog volumetrijskog skupljanja te otpuštanja iona flora, što je bitno za karijesprotektivno djelovanje, staklenoionomeri su našli široku primjenu u različitim granama dentalne medicine.

Glavni nedostatak staklenoionomog cementa su slabija mehanička svojstva u odnosu na druge restaurativne materijale, uključujući i sklonost abraziji. Brojna istraživanja dokazala su da i najotporniji staklenoionomer je još uvijek znatno inferiorniji kao materijal u otpornosti na abraziju od kompozitne smole. Određeni procesi i sredstva mogu bitno poboljšati otpornost cementa na abraziju.

**Ključne riječi:** staklenoionomerni cement; abrazivnost

## **Abrasive properties of glass-ionomer cements**

### **Summary**

Glass ionomer cement was introduced into dentistry by McLean in 1973. It is a two-component system based on powder and liquid. Powder contains calcium-fluoroaluminosilicate glass particles, and liquid is an aqueous solution of a polyacrylic acid copolymer or a copolymer of polyacrylic and maleic or itaconic acid. The basic mechanism of polymerization is the acid-base reaction, which begins with mixing the powders and liquids. Glass ionomer cement is a bioactive material that binds to hard dental tissue by chemical or ionic bonding mechanisms. In addition, the fluoride in the composition of these materials promotes remineralization and termination of caries lesions. Due to a number of qualities such as: biocompatibility and low toxicity, good adhesion to enamel and dentin, pulp protection, reduced volumetric shrinkage and release of fluoride ions, which is important for caries protection, glass ionomers have found wide application in various branches of dental medicine.

The main disadvantage of glass ion cement is its poorer mechanical properties compared to other restorative materials, including the tendency to abrasion. Numerous studies have proven that even the most resistant glass ionomer is still significantly inferior as a material in abrasion resistance of composite resins. Certain processes and agents can significantly improve the resistance of the cement to abrasion.

Keywords: glass ionomer cement; abrasion

# SADRŽAJ

1. UVOD .....	1
2. STAKLENOIONOMERNI CEMENT I ABRAZIJA.....	3
2.1. Povijest staklenoionomernih cemenata .....	4
2.2. Kemijski sastav staklenoionomernih cemenata.....	6
2.3. Mehanizam stvrdnjavanja, polimerizacije staklenoionomernih cemenata.....	9
2.4. Podjela staklenoionomernih cemenata (SIC-a).....	11
2.5. Prednosti i nedostaci staklenoionomernih cemenata kao restaurativnog materijala .....	14
2.6. Abrazija kao pojam i njezina važnost u stomatologiji .....	17
2.7. Abrazija staklenoionomernih cemenata .....	19
3. RASPRAVA.....	22
4. ZAKLJUČAK .....	25
5. LITERATURA.....	27
6. ŽIVOTOPIS .....	36





## **Popis skraćenica**

**ASPA** - aluminosilikatna poliakrilna kiselina

**SiO<sub>2</sub>** - kvarc

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>** - aluminijev dioksid

**CaF<sub>2</sub>** - kalcijev fluorid

**Na<sub>3</sub>AlF<sub>6</sub>** - kriolit

**AlF<sub>3</sub>** - aluminijev fluorid

**AlPO<sub>4</sub>** - aluminijev fosfat

**SIC** - staklenoionomerni cement

## **1. UVOD**

Značajan dio suvremene dentalne medicine bavi se obnovom funkcije i estetike zuba oštećenih karijesom, traumom ili gubitkom zubne površine nekim drugim patološkim procesom. Odabir i razvoj materijala ključne su komponente restaurativne dentalne medicine (1,2). Područje koje se bavi dentalnim materijalima obuhvaća složenu problematiku jer se ne bavi samo mehaničkim (čvrstoća, tvrdoća, otpornost na trošenje...), kemijskim (otpuštanje fluorida, topivost u različitim medijima...) i biološkim svojstvima materijala (biokompatibilnost, bioaktivnost, toksičnost...), već uključuje i estetska razmatranja. Kod rekonstrukcije defekta tvrdih zubnih tkiva potrebno je postići što prirodniji izgled zuba, jer je većina pacijenta najčešće podjednako ili čak više zabrinuta za estetski aspekt restauracije zuba od onog funkcionalnog (3).

Početak i veći dio povijesti restaurativne dentalne medicine temelji se isključivo na funkcionalnom aspektu dentalne restauracije, dok je estetika bivala često zanemarena (4). Za izradu ispuna korišteni su dentalni amalgami zbog svoje ekonomičnosti ili zlatni listići koji su većini pacijenata bili nedostupni zbog visoke cijene izrade (5, 6). Međutim, već više od stotinu godina dostupni su materijali, u početku su to bili silikatni cementi koji se djelomično ili gotovo u potpunosti podudaraju s izgledom prirodnog zuba.

Razvoj tehnologije gotovo svakodnevno donosi nove materijale na tržište, a njihovi proizvođači tvrde da su superiorniji u odnosu na dotada korištene materijale u većini svojstava. Biti u koraku sa strukom kako bi se pružila najbolja moguća skrb za dentalno zdravlje svojih pacijenta podrazumijeva poznavanje i praćenje svih svojstava najsuvremenijih materijala. Ideal kojem se teži u industriji modernih dentalnih materijala je razvoj novog restaurativnog materijala koji predstavlja spoj zadovoljavajućih estetskih, mehaničkih i bioloških svojstava.

Svrha ovog rada je prodiskutirati staklenoionomerne cemente kao materijal današnjice i njihovo svojstvo abrazije.

## **2. STAKLENOIONOMERNI CEMENT I ABRAZIJA**

## 2.1. Povijest staklenoionomernih cementa

Staklenoionomerni cement razvijen je 1970. godine od strane Wilsona i Kenta, a McLean ga je 1973. godine uveo u dentalnu medicinu (1). Prije tog vremena u restaurativnoj dentalnoj medicini od cementa koristili su se cink-oksiklorni, cink fosfatni, silikatni cement i polikarboksilni cement. Prvi je izumljen cink-oksiklorni cement od strane Sorela 1855. godine (7). Pripremljen je reakcijom praška cinkova oksida s vodenim otopinama cinkova klorida. Slijedio ga je cink fosfatni cement otkriven oko 1878. godine, koji nije imao veliku primjenu u kliničkoj praksi sve do 1902. godine, kada ga je Fleckin usavršio u sastavu i time unaprijedio njegovu kliničku primjenu (8,9). Treći cement u ovoj skupini je, trenutno zastarjeli, zubni silikatni cement. Bio je to dvokomponentni materijal koji se sastojao od praha sačinjenog od stakla na bazi kalcijeva aluminosilikata s dodatkom natrijeva fluorida, a tekućina je bila koncentrirana otopina fosforne kiseline. Miješanjem bi nastala blijedoplava pasta koja bi se relativno brzo stvrdnula i postala materijal čvrste i tvrde konzistencije sa stupnjem prozirnosti slične onoj tvrdih zubnih tkiva. Upravo ta prozirnost davala je prednost ovom cementu u odnosu na cink-fosfatni cement i učinila ga pogodnim za estetsku nadoknadu tvrdih zubnih tkiva prednjih zuba (1, 10, 11, 12). Dodatna prednost zubnog silikatnog cementa bila je visoka tvrdoća od 250 do 300 MPa u 24 sata. Od prethodno spomenutih cementa postigao je najviši stupanj kliničke primjene za definitivne ispune. Posljednji, polikarboksilni cement predstavlja početak uvođenja poliakrilne kiseline u sastav cementa i ere adhezivnog cementiranja. Ovaj cement, skupa sa silikatnim cementom, bio je presudan za razvoj staklenoionomernih cementa.

Otkriće staklenoionomernog cementa nije bio jedan čin, već niz inovativnih koraka. Ideja staklenoionomera kao materijala nastala je istraživanjem nekadašnjeg silikatnog cementa i cink-polikarboksilnog cementa. Ranih šezdesetih godina prošlog stoljeća dentalni silikati su još uvijek bili slabo proučeni materijali te su započeta ispitivanja u „Laboratory of the Government chemist“ u Velikoj Britaniji. Te studije su po prvi put dokazale da su dentalni silikati kiselo-bazični materijali koji stvaraju matricu metalnih fosfata koji sadrže neizreagirane čestice staklenih čestica (13). Tim otkrićem shvaćena je uloga stakla, a posebno važnost omjera aluminija i silicijeva dioksida u kontroli bazičnosti i samim time i spremnost reakcije staklenog praha s otopinom kiseline (14, 15). Ovo je usmjerilo put do prvog uspješnog stakla za staklo-ionomerni cement, onoga koji ima dovoljnu bazičnost da reagira s vodenom poliakrilnom kiselinom (16). Sve do ovog trenutka pokušaji uporabe poliakrilne

kiseline u svrhu poboljšanja svojstava silikatnog cementa bili su bezuspješni. Prvo staklo, s odgovarajućim omjerom aluminijske i silicijeva dioksida, bilo je staklo G200, a dobiveni cement poznat je pod nazivom ASPA 1 (17, 18). ASPA je akronim za aluminosilikatnu poliakrilnu kiselinu. Ni ovaj cement nije bio zadovoljavajućih svojstava. Vezivao se polako i zadržavao je visok stupanj osjetljivosti na vodu duže vrijeme nakon vezivanja, što je bio izraziti nedostatak. Samo staklo G200 sadržalo je veliku količinu fluorida što ga je činilo neprozirnim i time estetski neprihvatljivim (12, 13). Budući da je G200 bilo jedino staklo koje je moglo formirati upotrebljivi cement s otopinom poliakrilne kiseline, tadašnji znanstvenici počeli su razmatranje uloge fluorida i koncept kelatnih aditiva za kontrolu početne reakcije, tj. usporevanje reakcije aluminijske s poliakrilnom kiselinom. Razmatrane su limunska i vinska kiselina (19, 20). Upravo idući inventivni korak na putu stvaranja zadovoljavajućeg staklonoionomernog cementa bio je uvođenje vinske kiseline u sastav cementa. Rezultirajući cementi imali su duže radno vrijeme i brže stvrdnjavanje, naizgled kontradiktorna svojstva, koja su olakšavala miješanje i manipuliranje cementnom smjesom (19, 21, 22). Cementi su također imali poboljšanu čvrstoću na pritisak i bili su otporniji na djelovanje kiseline. Nova formulacija dobila je ime ASPA II i može se smatrati prvim stvarno praktičnim staklonoionomernim cementom (20, 23, 24).

Objavom otkrića staklonoionomera i njegovim uvođenjem u kliničku praksu (10, 16) počinju se već 1974. godine pojavljivati znanstveni radovi na tu temu. U prvom objavljenom kliničkom istraživanju, McLean i Wilson 1974. godine (25), obrađeni su pečačenje fisura i trajnost staklonoionomernog ispuna. Istraživanje se sastojalo od dvogodišnjeg kliničkog ispitivanja ASPA cementa. Većina istraživanja koja su slijedila ispitivala su reakciju vezivanja koju su podijelili na dvije faze: razgradnja staklenog praha (eng. *the decomposition of the glass powder*) (22) i reakcija svezivanja oslobođenih iona s unakrsno povezanom poliakrilnom kiselinom (eng. *the reaction of the ions released to cross-link the polyacid*) (19).

## 2.2. Kemijski sastav staklenoionomernih cementa

Staklenoionomerni cement je dvokomponentni materijal koji dolazi u obliku praha i tekućine. Prah većinski čini kalcij-fluoroalumino-silikatno staklo, a dobiva se toplinskim stapanjem čestica sirovina na temperaturi 1100 – 1300 °C, zatim njihovim hlađenjem i naknadnim usitnjavanjem. Završne čestice su veličine 4 - 50 µm, ovisno o predloženoj kliničkoj aplikaciji (26).

Udio pojedinih komponenata praha, prema težinskom omjeru:

SiO<sub>2</sub> (kvarc) – 35,2 - 41,9 %

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (aluminijev dioksid) – 20,1 - 28,6 %

CaF<sub>2</sub> (kalcijev fluorid) – 15,7 - 20,1 %

Na<sub>3</sub>AlF<sub>6</sub> (kriolit) – 4,1 - 9,3 %

AlF<sub>3</sub> (aluminijev fluorid) – 1,6 - 8,9 %

AlPO<sub>4</sub> (aluminijev fosfat) – 3,8 - 12,1 %

Oko 20 % (težinskih) svakog SIC-a čine fluoridni spojevi.

Veličina čestica ovisno o uporabi (27):

za cementiranje – čestice veličine ≤ 20 µm

za pečaćenje jamica i fisura – čestice veličine 25 - 35 µm

za ispune s niskim žvačnim stresom – čestice veličine ≈ 45 µm

za ispune s visokim žvačnim stresom – čestice veličine ≥ 45 µm

Tekuću komponentu staklenoionomera obično čini 40 – 65 % vodena otopina kopolimera akrilne i itakonske kiseline omjera 2:1 ili alternativno kopolimera maleične i akrilne kiseline u odnosu 1:1. Zbog početnog problema dugog vremena stvrdnjavanja uvedeni su u sastav aditivi koji čine 5 % ili 10 % tekuće komponente (28, 29, 30). Naime, vinska i limunska kiselina uspješno djeluju na vrijeme stvrdnjavanja, međutim, istraživanja su pokazala da je vinska kiselina učinkovitija. Ona inkorporirana u otopinu poliakrilne kiseline djeluje kao akcelerator, omogućavajući brže oslobađanje iona iz staklenog praha te povećava stupanj polimerizacije staklenoionomernog cementa (31, 32, 33). Na taj način skraćuje se vrijeme stvrdnjavanja, ali ne i radno vrijeme, tj. vrijeme miješanja (34, 35). U svrhu poboljšanja određenih svojstava dodane su i ostale kiseline poput: itakonske, salicilne, octene itd.

Itakonska kiselina povećava stabilnost i dugotrajnost otopine poliakrilne kiseline (36, 37). Pokušaji korištenja veće koncentracije poliakrilne kiseline bili su neuspješni zbog nepotpune disolucije kiselih skupina, što dovodi do slabosti u procesu stvrdnjavanja cementa i time problema skladištenja (37, 38).

Staklenoionomerni cement dolazi u tri oblika za kliničku uporabu. Tradicionalni oblik se na tržištu nalazi kao tekućina i prah i miješa se ručno (Slika 1.). Bitno je paziti na omjere tekućine i praha, a vrijeme miješanja treba ograničiti na 10 - 15 sekundi. Kraće vrijeme miješanja može rezultirati neizreagiranom tekućinom koju je moguće vidjeti u cementu, dok će duže vrijeme uzrokovati smanjenu viskoznost i neprihvatljivo kratko radno vrijeme. Kliničko radno vrijeme cementa trebalo bi biti barem 2 minute od završetka miješanja. Zbog čestih grešaka uzrokovanih ručnim miješanjem praha i tekućine, učinkom različitih vremena miješanja i utjecaja okoline, poput temperature okoline i relativne vlažnosti, proizvođači su razvili kapsulirani oblik staklenoionomernog cementa (Slika 2.). Na ovaj način je omogućena visoka razina konzistencije smjese, idealna viskoznost za umetanje u šupljine, olakšano unošenje materijala u kavitet te smanjilo utjecaj temperature i vlažnosti (39). Kapsule na vršku imaju uske cjevčice (kanile) koje omogućuju precizno unošenje materijala u kavitet. Nedostatak kapsuliranog staklenoionomernog cementa je cijena. Posljednji oblik pakiranja je sustav paste i paste. Ono se koristi za stvaranje tanke obloge preko površine šupljine jer pruža mogućnost raspršivanja u malim količinama. Svaki proizvođač razvio je vlastiti sustav s nekim od onih materijala koji su izvorno bili u obliku praška i tekućine, a modificirani u sustav paste / paste, čineći ih jednostavnijim za miješanje i uporabu.





**Slika 1.** Staklenoionomer u obliku praha i tekućine (Ketac Bond; 3M, Neuss, Njemačka).



**Slika 2.** Staklenoionomer u obliku kapsule (Fuji IX GT; GC, Tokyo, Japan)

### 2.3. Mehanizam stvrdnjavanja, polimerizacije staklenoionomernih cementa

Osnovni mehanizam polimerizacije staklenoionomernog cementa je acidobazna reakcija koja počinje miješanjem praška i tekućine.

Razlikuju se tri faze reakcije stvrdnjavanja i one se međusobno nadovezuju i preklapaju:

1. Faza oslobađanja iona (eng. *Ion-leaching Phase*) – u trenutku sjedinjavanja poliakrilne kiseline i staklenog praha vodikovi ioni iz kiseline počinju djelovati na površinu čestica stakla. To dovodi do otpuštanja iona iz čestica stakla, u najvećoj mjeri  $\text{Ca}^{2+}$  i  $\text{Al}^{3+}$ . Ioni prvobitno tvore nove nestabilne kalcij-fluorid i aluminij-fluorid spojeve. Naknadno dolazi do njihovog razlaganja i spajanja iona s lancima poliakrilne kiseline, čime nastaje stabilniji spoj i otpušta se fluor.
2. Hidrogel faza (eng. *Hidrogel Phase*) – kalcijevi ioni se prvi oslobađaju. Oni zatim vezuju lance poliakrilne kiseline i stvaraju kalcijsko-poliakrilne lance, odnosno polikarboksilatne soli koje uzrokuju gelaciju i početno vezivanje cementa. U ovoj fazi cement gubi površinski sjaj i postaje krući, ali je i osjetljiv na vlaženje i isušivanje.
3. Faza stvaranja soli (eng. *Polysalt Gel Phase*) – sporije oslobođeni aluminijski ioni vezuju se za lance poliakrilne kiseline i stvaraju aluminijsko-poliakrilne lance. Oni sačinjavaju većinu mase cementa. U ovoj fazi događa se završno stvrdnjavanje cementa.

Konačni proizvod je kompleks izvornih čestica stakla ovijenih silicijevim hidrogelom ugrađenih u matriks kalcijsko-aluminijskih poliakrilnih lanaca (40, 41).

Prema tipu kemijske reakcije tijekom procesa polimerizacije staklenoionomerne cemente možemo podijeliti na (42, 43):

- staklenoionomerni cementi s autopolimerizacijom: javlja se isključivo kemijska polimerizacija acidobaznom reakcijom

- staklenoionomerni s dualnom polimerizacijom: potrebna je svjetlosna inicijacija polimerizacije koju prati acidobazna reakcija
- staklenoionomerni cementi s trostrukom polimerizacijom: prisustvu redoks katalizatora, koji se aktivira u prisustvu vode, omogućava nastavak polimerizacije metakrilata bez prisustva svjetla.

## 2.4. Podjela staklenoionomernih cementa (SIC-a)

Različita literatura sadrži različite podjele staklenoionomernih cementa. Neke podjele su šire prihvaćene od drugih, ali često se međusobno preklapaju. Tri najprihvaćenije podjele su: Wilsonova i McLeanova tradicionalna podjela staklenoionomernog cementa, Albersova podjela prema načinu primjene i Hickelova podjela prema sastavu (40):

1. Wilsonova i McLeanova tradicionalna podjela staklenoionomernog cementa (prema kliničkoj primjeni) (17):
  - A. Tip I – za cementiranje inlaya, onlaya, krunica i mostova.
  - B. Tip II – za ispune.
    - Tip a – estetski cementi.
    - Tip b – pojačani cementi.
  - C. Tip III – cementi za podloge.
  
2. Albersova podjela prema načinu primjene (44):
  - A. SIC za cementiranje – stvrđavaju se kemijskim putem i rabe za cementiranje nadomjestaka (inlaya, onlaya, krunica i mostova).
  - B. SIC za ispune – razlikuju se od SIC-a za cementiranje po većem udjelu čestica praha, većem izboru boja, stvrđavaju se kemijskim putem.
  - C. Metalom ojačani SIC – dodani su metali u svrhu poboljšanje fizičko-mehaničkih svojstava, stvrđavaju se kemijskim putem i neestetski su. Mogu se rabiti za ispune kao i za nadogradnju bataljaka.
  - D. Cermet SIC – toplinskom obradom čestice metala su spojene s česticama praha staklenoionomernog cementa (za razliku od gore navedenog metalom ojačanog SIC gdje je metalni prah dodan prahu staklenoionomera), stvrđavaju se kemijskim putem i neestetski su. Mogu se rabiti za ispune kao i za nadogradnju bataljaka.
  - E. SIC kavitetni premazi (eng. liners) – brzostvrđavajući radiokontrastni premazi za dentin ispod kompozita i amalgama, oni su uz kemijsko i svjetloststvrđavajući.
  - F. SIC podloge – rabe se za izradu podloga ispod ispuna, stvrđavaju se kemijskim putem.
  - G. SIC za pečačenje – rabe se za pečačenje fisura i jamica, stvrđavaju se kemijskim putem.

H. Smolom modificirani SIC – obuhvaćaju svjetlosno i dvostruko stvrdnjavajuće staklenoionomerni cement.

3. HicKelova podjela prema sastavu:

A. Konvencionalni SIC

Miješanjem praha i tekućine dolazi do acidobazne reakcije koja za proizvod ima polimerizaciju materijala, a kao nusprodukt vodu (H<sub>2</sub>O). Indikacija za uporabu je podlaganje kaviteta, pečaćenje fisura, izrada definitivnih i privremenih ispuna na mliječnim i trajnim zubima.

B. Visoko viskozni SIC.

Materijal ima povećanu kompaktnost zbog velikog zasićenja tekućine s prahom. Prvobitno je zamišljen za uporabu u sklopu Atraumatskog restaurativnog postupka (eng. *atraumatic restorative treatment - ART*), programa pogodnog za zemlje Trećeg svijeta. Polimerizacija je kemijska, putem acidobazne reakcije. U ovu skupinu cemenata spadaju Advance (Caulk, Denstply Inc., USA), GC Fuji PLUS (GC Corporation, Japan) i pasta-pasta smolom modificirani SIC GC Fuji CEM (GC Corporation, Japan).

C. Metalima pojačani SIC

Materijal se kemijski polimerizira acidobaznom reakcijom. Razlikuju se od konvencionalnog SIC-a po inkorporiranim česticama metala (zlata, paladija, platine ili srebra). Čestice metala su dodane toplinskom obradom mješavine metalnog i staklenog praha na 800 °C (cement) ili mehaničkim miješanjem čestica praha i čestica metala (metalom pojačani SIC). U odnosu na ostale staklenoionomerne cemente imaju povećanu otpornost na abraziju i trošenje. Indikacija za njihovu uporabu su ispuni na mliječnim kutnjacima i trajnim zubima za nadogradnju.

D. Smolom modificirani SIC

Miješanjem praha i tekućine dolazi do acido-bazne reakcije (poput konvencionalnog cementa), a zbog dodatka hidrofilne organske matrice HEMA postiže se i polimerizacija uz pomoć plavog svjetla. Materijal podliježe dvostruko polimerizaciji; kemijskoj i svjetlosnoj. U odnosu na konvencionalne staklenoionomere imaju poboljšanu estetiku i fizikalno-kemijska svojstva.

Indikacije za njihovu upotrebu su podlaganje kaviteta, ispuni I., III., i V. razreda, pečaćenje fisura i preventivni ispuni.

U klasifikaciju SIC-a po sastavu mogu se uključiti i trostruko polimerizirajući SIC. Njegova osnovna karakteristika u odnosu na ostale SIC-e je da usporedno s fotopolimerizacijom i acido-baznom reakcijom (poput smolom modificiranog SIC-a) postoji i polimerizacija metakrilne dvostruke veze reakcijom tercijarnog kemijskog vezanja amin-peroksida. Materijal otpušta značajno manje količine fluorida u usporedbi s konvencionalnim SIC-om. Indikacije za korištenje su podloga u sendvič tehnici ili ispun koji nije funkcijski jako opterećen snažnim žvačnim silama.

## 2.5. Prednosti i nedostaci staklenoionomernih cementa kao restaurativnog materijala

U stomatološkoj praksi staklenoionomerni cementi učinkovito se primjenjuju u širokom rasponu kliničkih situacija, posebno u dječjoj stomatologiji. Razlog je nezahtijevanje visokog stupnja estetike kod rekonstrukcije mliječnih zuba, antikarijesno djelovanje zbog otpuštanja fluorida i jednostavnost tehnike korištenja (45). Brojne su prednosti staklenoionomernih cementa:

### 1. Adhezija

Staklenoionomerni cement kemijski se veže ionskim vezama na strukturu zuba (46). Ima svojstvo bioaktivnosti, tj. mehanizam adhezije temelji se na difuziji i apsorpciji iona (47, 48, 49). Za kvalitetniju vezu s tvrdim zubnim tkivom s površine potrebno je ukloniti zaostatni sloj aplikacijom 10 – 25 % poliakrilne kiseline u trajanju od 10 do 20 sekundi ili 2,5-postotnog natrijevog hipoklorita tijekom 60 sekundi. Do neuspjeha kod SIC-a dolazi uvijek unutar materijala (kohezijska fraktura), a ne na spoju između ispuna i zuba (50).

### 2. Sloj izmjene iona i stvaranje fluorapatita

Studije su pokazale da sloj izmjena iona između konvencionalnog staklenoionomernog cementa i dentina je preko 75  $\mu\text{m}$  za kalcijeve i fosforne ione u staklenoionomerni cement i fluoridne, stroncijeve i aluminijske ione u dentin nakon dva tjedna od stavljanja sloja konvencionalnog SIC-a (51). Pretpostavlja se da se dubina i količina izmjene iona vremenom dodatno povećavaju. Prodiranje fluoridnih iona u dentin omogućava transformaciju apatita u fluorapatit.

### 3. Otpuštanje fluorida

Staklenoionomerni cement otpušta fluoride pomoću dva mehanizma (52). Jedan mehanizam je kratkoročna reakcija koja uključuje brzo oslobađanje fluoridnih iona s vanjske površine svježe zamiješanog cementa, dok je drugi mehanizam značajniji i predstavlja dugotrajno otpuštanje fluoridnih iona iz već vezanog cementa. Kontinuirana izmjena fluorida može se javiti u bilo koje vrijeme, ovisno o razini fluorida dostupnih u usnoj šupljini. Zato se staklenoionomerni cement može smatrati rezervoarom fluora (53, 54, 55).

Fluoridi potiču remineralizaciju okolnih zubnih struktura i ima inhibicijski učinak na stvaranje plaka u blizini restauracije smanjujući kiselost plaka, čime se stvara nepovoljna

okolina za rast i razvoj bakterija (56, 57). Fluoridi djeluju na *Streptococcus mutans* na način da inhibiraju bakterijski metabolizam.

#### 4. Remineralizacija

Prodiranje stroncija, kalcija i fluora iz staklenoionomernog cementa u dentin ukazuje da su ti ioni dostupni u remineralizaciji demineraliziranog dentina koji ostaje izvan restaurativne površine (58, 59).

Kombinacija dentalne tubularne tekućine i prodora iona iz staklenoionomernog cementa u demineralizirani dentin stvara okruženje koje predisponira formiranje fluorapatita te povećava tvrdoću demineralizirane strukture zuba.

#### 5. Prevencija rubnog karijesa

Staklenoionomerni cement štite rubove kaviteta od karijesa do dubine od 0,25 mm, za razliku od kompozitne smole kod kojih taj učinak nije uočen. (60)

#### 6. Biokompatibilnost

Konvencionalni staklenoionomerni cementi pokazali su nisku prevalenciju upale okolne gingive i generalno povoljan odgovor pulpe. Materijal ne razvija toplinu tijekom polimerizacije, brzo se neutralizira i ioni oslobođeni tijekom stvrdnjavanja mogu se smatrati neškodljivim (61).

#### 7. Konturiranje

Za razliku od kompozitnih smola, amalgama ili neizravnih restauracija, stakleni ionomeri su relativno mekani i lako se konturiraju, bilo s ručnim instrumentima dok su u fazi stvrdnjavanja bilo, kasnije, svrdlima rotiranim velikom ili malom brzinom, posebno na područjima s otežanim pristupom ili na cervikalnim rubovima zuba. Primjenjuju se, također, kada je zbog manjka suradnje bolesnika teško postići optimalnu kontrolu vlage.

#### 8. Estetika

U estetskoj zoni, koja zahtijeva visoku estetiku, staklenoionomerni cementi nisu materijal izbora. Za konačne ispune u području prednjih zuba puno bolja estetska svojstva pokazuju kompozitne smole. Međutim, izvan ove zone, većina kliničara smatra da estetika staklenih ionomernih cemenata zadovoljava potrebe njihovih pacijenata.



Nedostaci staklenoionomernih cemenata:

Glavni nedostatak staklenoionomernih cemenata su slabija fizička i mehanička svojstva staklenoionomernih cemenata u usporedbi s kompozitima. Manje su otporni na trošenje i teže mogu izdržati jake žvačne sile, što dovodi do čestih površinskih fraktura, ispada sila kohezija i loma unutar građe SIC-a (62, 63). Budući da se SIC ponaša poput pH pufera u usnoj šupljini, dolazi i do dodatnog trošenja materijala (64, 65).

Staklenoionomerni cementi imaju lošiju poliranost i slabiju estetiku u odnosu na kompozitne smole.

## 2.6. Abrazija kao pojam i njezina važnost u stomatologiji

Trošenje je uobičajena pojava u stomatologiji, a javlja se prilikom kontakta dviju površina (66). Institut za strojarstvo Ujedinjenog Kraljevstva (eng. *Institution of Mechanical Engineers, UK*) definira trošenje kao „progresivni gubitak čestica s površine tijela uzrokovan mehaničkim djelovanjem“. Mehaničke radnje koje mogu prouzrokovati trošenje uključuju trljanje, udarce, struganje i erozije, tj. brze kretnje koje rezultiraju habanje materijala (postupno uklanjanje čestica s površine materijala koji se haba) (67, 68). Uklanjanje čvrstog materijala u površinskom trošenju može se pripisati adhezivnom, abrazivnom, korozivnom i površinskom trošenju. Bitno je razumjeti da mehaničko, termičko, kemijsko ili električno naprezanje dodatno ubrzava proces istrošenosti na pogođenim površinama.

Abrazija nastaje kada gruba čvrsta površina ili slobodne čvrste čestice oštećuju/troše mekši materijal. Postoji više klasifikacija, a najčešće srećemo (69):

1. Ovisno o strukturi tribosustava u kome se zbiva abrazija mogu se pojaviti dva oblika abrazije:
  - a) Abrazija u dodiru dva tijela – tribosustav se sastoji od abrazivnog tijela i abrazijskog protutijela.
  - b) Abrazija u dodiru tri tijela – tribosustav se sastoji od abrazivnog tijela, protutijelo i međutijela (čestice) koje se slobodno gibaju i djeluju abrazijski.
  
2. Ovisno o međusobnom djelovanju između abrazijskih čestica i trošene površine to su:
  - a) Mikrobrazdanje – odnošenje materijala proporcionalno volumenu brazde nastale plastičnom deformacijom pri prolazu jedne abrazijske čestice, uz uvjet da se rubovi brazde odvoje od površine u obliku produkata trošenja.
  - b) Mikrorezanje – odnošenje materijala jednako volumenu zareza nastalog prolaskom abrazivne čestice.
  - c) Mikronaprnuća – odnošenje materijala s krhke površine mehanizmom nastanka i širenja mikropukotina. Pri tome se s površine odnose veliki djelići materijala.
  - d) Mikroumor – odnošenje materijala mehanizmom umora površine nastalim učestalim izmjeničnim opterećenjem. Materijal je izložen trenutnim deformacijama uslijed čega nastaju mikropukotine koje se zatim šire i koje u konačnici uzrokuju odvajanje dijelova

materijala trošene površine. Mikroumor može nastati i kao posljedica višestrukog učestalog mehanizma mikrobrazdanja.

3. Ovisno o odnosu tvrdoća trošene površine i abraziva tri slučaja:
  - a) Čista abrazija
  - b) Selektivna abrazija - trošena je površina izbrazdana, s prekidima na mjestima gdje se na površini nalaze područja tvrde faze i čestice trošenja bit će slične kao i kod čiste abrazije, uz povremeno pojavljivanje zrna tvrde faze kada uslijed trošenja mekše faze izgube uklještenje i bivaju izbačene iz trošene površine.
  - c) Nulta abrazija - nastaje kada je cijela abrazivna površina tvrđa od abraziva.

Na količinu trošenja materijala utječe veći broj različitih čimbenika koji se općenito mogu svrstati u tri skupine:

1. svojstva abrazijskih čestica
2. svojstva trošenog materijala
3. radni uvjeti promatranog tribosustava.

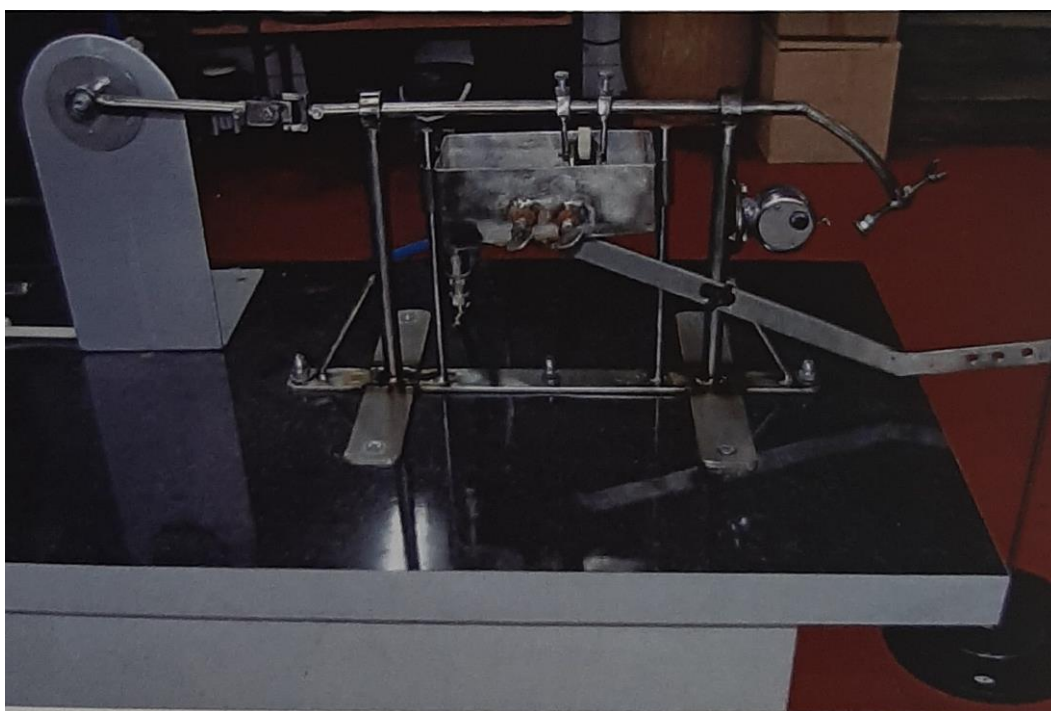
U mnogim slučajevima čestice, prisutne u hrani, mogu biti izvor trošenja zuba (70). Međutim, abrazija ispuna može varirati po načinu nastanka ovisno o mjestu restauracije. Asmussenfi (71) je dokazao da se ispuni klase III i V pretežito troše četkanjem zuba zubnom pastom, dok se klasa I, uglavnom, abradira kompresijom hrane između restauracije i antagonista tijekom grickanja i žvakanja. Abrazija uzrokovana četkanjem zuba ovisi o više čimbenika, poput vrste četkice ili niti, prirode abrazivnih čestica u pasti za zube te snažnost i učestalost kojom pojedinac pere zube (72). Tijekom mastifikacije tvrde čestice hrane pritisnu se na površinu restauracije i nakon toga se pomiču po površini, što rezultira sitnim ogrebotinama koje uzrokuju abraziju (73).

## 2.7. Abrazija staklenoionomernih cementata

U svrhu ispitivanja abrazivnih svojstava nekog materijala sprovode se *in vitro* i *in vivo* eksperimenti. U laboratorijskim uvjetima abrazija se postiže različitim uređajima. Cilj je simuliranje uvjeta koji postoje u ustima i kontinuiranost definiranih uvjeta ispitivanja. Uređaji se mogu koristiti za ispitivanje trošenja dva tijela (simulira kontakt zuba bez prisustva hrane) ili tri tijela (simulira kontakt zuba s prisustvom hrane). Čestice hrane i paste za zube bitne su komponente mehanizma trošenja, međutim, njihovo uvođenje u eksperiment komplicira mogućnost standardizacije testova.

Tijekom razvoja stomatoloških materijala provedena su sljedeća ispitivanja:

1. „Pin“ na tribometrijski disk - uzorak materijala je tretiran određenom silom i brzinom kružnih pokreta tribometrijskog diska. Ono predstavlja abraziju dodira dvaju tijela.
2. Simulator četkice za zube (Slika 3.)
3. Simulator čeljusti
4. Nanoindentacija - određivanjem čvrstoće i elastičnog modula različitih materijala uspoređuju se otpornost na abraziju tih materijala bez njihova trošenja.
5. Test ogrebotina - najčešće se koristi vrh izrađen od dijamanta.



**Slika 3.** Uređaj simulator četkice za zube (izrađen na Fakultetu strojarstva i brodogradnje, Zagreb)

Uz dobro dizajnirani protokol habanja potrebna je i objektivna metoda kvalifikacije trošenja koja pruža numeričke vrijednosti. Tradicionalno se koristi razlika u masi ispuna prije i nakon habanja, a utvrđeno je da je najbolja kvalifikacijska metoda za ispitivanje trošenja trodimenzionalno (3D) slikanje. Kontaktni profili, beskontaktni skeneri za bijelu svjetlost ili laser te skeneri s mikro ili konusnom računalnom tomografijom (CT) spadaju u 3D metode kvalificiranja abrazije koje se danas koriste u istraživačkom polju.

U *in vivo* eksperimentima za mjerenje abrazije i kvalitete nadomjestaka zuba koriste se neki posebni kriteriji (modificirani USPHS kriteriji). Ti kriteriji uključuju: ocjenu rekonstrukcije anatomskog oblika, boje, rubne kakvoće, prisutnosti rubne promjene boje ili sekundarni karijes. Glavni problem ispitivanja trošenja jest činjenica da svaki pacijent je drugačiji. Stoga se ispitivanja razlikuju u složenosti, korištenom ispitivanju čvrstoće, putanje, površinske obrade uzoraka i broju korištenih ciklusa (74).

Proveden je veliki broj istraživanja za mjerenje sklonosti staklenoionomera na abraziju te usporedba s drugim restorativnim materijalima. Sulong i Aziz (75) u pregledu literature zaključili su da staklenoionomeri imaju znatno manju otpornost na abraziju u usporedbi s drugim restorativnim materijalima. U drugoj studiji Xie i suradnici (76) testirali su otpornost na abraziju nekoliko komercijalno dostupnih staklenoionomera i usporedili s kompozitnom smolom. Otkrili su da je najotporniji staklenoionomer još uvijek znatno inferiorniji kao materijal u otpornosti na abraziju od kompozitne smole. Momoi i suradnici (77) u sličnom su istraživanju došli do istog zaključka te su dodali da i amalgam ima manju sklonost abraziji u odnosu na staklenoionomer. Rezultati su, također, pokazali da su staklenoionomeri s modificiranom smolom imali veće trošenje od uobičajenih GIC-a. Tu tvdnju podupiru i Pelka i sur. (78), Peutzfeldt i sur. (79), Xie i sur. (80) te Sunnegårdh-Grönberg i sur. (81). Smatra se da je razlog tome kombinacija lagano vezanih staklenih dijelova na matricu i neujednačena raspodjela staklenih čestica kroz postavljene cement (80). Schmage i suradnici (82) dokazali su da konvencionalni i staklenoionomerni cementi u kapsuli imaju znatno veće trošenje od kompozitne smole nakon abrazivnog testa. Među zanimljivim istraživanjima je i studija Forssa i sur. (83) koji su otkrili da svi ispitivani staklenoionomeri imaju veću sklonost abraziji od cakline, ali manju od dentina.

Poznato je da je zbog procesa stvrđivanja staklenoinomera prilikom postavljanja njihova otpornost na abraziju slaba u usporedbi s potpuno stvrdnutim cementom (84). Metalom ojačani staklenoinomeri (83) i staklenoinomeri s visokim omjerom praha i tekućine pokazali su značajno smanjenje trošenja pri abraziji (85). Dodatno sredstvo za povećanje otpornosti na abraziju je i koncept premaza. U novije vrijeme je česta uporaba, G-Coat Plus (GC Corp, Japan) u kombinaciji staklenoinomera visoke viskoznosti, Fuji IX ili EQUIA Forte Fil u kombinaciji s Equia Coat (GC Corp) (Slika 4.). Pokazalo se da je nanošenje prethodno opisanog premaza povećalo čvrstoću staklenoinomernog cementa i povećalo njegovu otpornost na abraziju. Vjeruje se da smola može prožeti površinu staklenoinomera i ispuniti pukotine i poroznosti (86).



**Slika 4.** Zaštitini premaz (Equia Forte Coat; GC, Tokyo, Japan)

### **3. RASPRAVA**

Staklenoionomerni cementi su od svog uvođenja u kliničku praksu do danas prošli kroz veliki broj promjena. Trenutno glavni nedostatak staklenoionomernih cemenata su slabija fizičko-mehanička svojstva i smanjena otpornost na trošenje u usporedbi s kompozitima. Pri velikim žvačnim silama dolazi do površinskih fraktura, ispada sila kohezija i loma unutar građe konvencionalnog staklenoionomernog cementa. To ih čini neadekvatnim izborom restaurativnog materijala u izradi ispuna u lateralnim regijama zubnog niza (87).

Zadnjih su desetak godina svoje mjesto u restaurativnoj dentalnoj medicini dobili novi materijali proizašli iz visoko viskoznih staklenih ionomera. Ti materijali imaju poboljšana mehanička svojstva, a kliničke studije su pokazale da u određenim kliničkim situacijama mogu biti materijal izbora za trajne ispune u lateralnom segmentu (88, 89). Još noviji tzv. staklo-hibridni materijali temeljeni na SIC tehnologiji modificirani su staklenim česticama različitih veličina, tj. standardnom punilu dodane su i visokoreaktivne male čestice. To svojstvo povećava reaktivnost te prema proizvođaču znatno utječe na fizikalno-mehanička svojstva materijala i čini ih prikladnima za trajne ispune u stražnjoj regiji (90, 91). U sastavu staklo-hibridnih SIC-a također je nano-punjeni svjetlosno polimerizirajući premaz. Nažalost, svi staklenoionomerni cementi još uvijek imaju i lošiju poliranost i slabiju estetiku u odnosu na kompozitne smole.

Usna šupljina je početak probavnog sustava te jedna od glavnih funkcija zuba je žvakanje. Čovjek prosječno zagriže 4320 puta u godinu dana. Tijekom tih godinu dana čestice, prisutne u hrani, mogu biti izvor abrazije zuba i ispuna. Također neodgovarajuća tehnika četkanja zuba dovodi do povećane abrazije. Shodno tome bitna karakteristika materijala za izradu ispuna je upravo otpornost na abraziju. Istraživanja su pokazala da staklenoionomerni cementi imaju veću sklonost abraziji u odnosu na amalgam i kompozitne smole (77, 78, 83).

Staklenoionomerni cementi su heterogeni materijali koji se sastoje od izvornih čestica stakla ovijenih silicijevim hidrogelom ugrađenih u matriks kalcijsko-aluminijskih poliakrilnih lanaca. Tijekom kontakta s tvrdom površinom ili čvrstim česticama meke se faze matriksa primarno uklanjaju, tako da čvršće, staklene čestice strše s površine. Upravo zato različita veličina, koncentracija, oblik, koncentracija i sastav staklenoionomera ključni su za njihovu otpornost na abraziju (92). Neki od poznatih načina poboljšanja abrazivnih svojstava staklenoionomera su metalom ojačani staklenoionomeri, staklenoionomeri s visokim omjerom praha - tekućine i korištenje premaza. Međutim, suvremena istraživanja dokazala su da se i grijanjem staklenoionomernih materijala može djelovati na mehanička svojstva materijala.



Tehnika koja se bazira na ovom saznanju je *Thermo-curing*, a u kliničkim uvjetima se primjenjuje aplikacijom polimerizacijske lampe koja emitira temperaturu 50 – 60 °C neposredno nakon postavljanja materijala u kavitet u trajanju od 60 s. Rezultat je čvršći materijal, boljih mehaničkih svojstava, kvalitetnije adhezije i boljeg kliničkog ponašanja uz lakšu i bržu manipulaciju (93).

#### **4. ZAKLJUČAK**

Iz priložene literature može se konstatirati da staklenoionomer, poput svakog materijala, ima svoje prednosti i nedostatke. Ključno za postizanje maksimalnog učinka je temeljito poznavanje samog materijala. Budući da je staklenoionomerni cement u potpunosti biokompatibilan s tvrdim zubnim tkivima i izuzetno jednostavan za upotrebu, ono će uvijek imati bitno mjesto u restaurativnoj dentalnoj medicini. Trenutno postoji nekolicina načina za poboljšanje otpornosti na abrazivno trošenje staklenoionomera. Vjerujem da će se daljnjim razvojem ovog materijala dostići mehaničko-fizička svojstva sadašnjih kompozitnih smola.

## **5. LITERATURA**

1. Wilson AD. The chemistry of dental cements. *Chem Soc Rev.* 1978;7:265–96.
2. Wilson AD, Paddon JM, Crisp S. The hydration of dental cements. *J Dent Res.* 1979;58:1065–71.
3. Mount GJ, Hume WR. Preservation and restoration of tooth structure. 2<sup>nd</sup> ed. Sandgate: Knowledge Books and Software; 2005. 363 p.
4. Wilson AD, Crisp S, Prosser HJ, Lewis BG, Merson SA. Aluminosilicate glasses for polyelectrolyte cements. *Ind Eng Chem Prod Res Dev.* 1980;19:263–70.
5. Skinner EW, Phillips RW. The science of dental materials. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia: W. B. Saunders; 1960. 592p.
6. Kovarick RE. Restoration of posterior teeth in clinical practice: evidence base for choosing amalgam versus composite. *Dent Clin North Am.* 2009; 53:71–6.
7. Sorel S. Procedure for the formation of a very solid cement by the action of chloride on the oxide of zinc. *C R Hebd Seances Acad Sci.* 1855;41:784–5.
8. Pierce CN. Filling materials of oxide of zinc and glacial phosphoric acid. *Dent Cosmos.* 1879;21:696-7.
9. Fleck H. The chemistry of oxyphosphate. *Dent Items Interest.* 1902.24:906–35.
10. Wilson AD, Kent BE, Clinton D, Miller RP. The formation and microstructure of the dental silicate cement. *J Mater Sci.* 1972;7:220–38.
11. Wilson AD. Dental silicate cements VIII. Alternative liquid cement formers. *J Dent Res.* 1968;47:1133–6.
12. Wilson AD, Batchelor RF. Dental silicate cements III. Environment and durability. *J Dent Res.* 1968;47:115–20.
13. Wilson AD. A hard decade's work: steps in the invention of the glass-ionomer cement. *J Dent Res.* 1996;75: 1723–7.
14. Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent cement for dentistry. *J Appl Chem Biotechnol.* 1971;21:313.

15. Wilson AD. The chemistry of dental cements. *Chem Soc Rev.* 1978;7:265–96.
16. Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. The properties of a glass-ionomer cement. *Br Dent J.* 1973;135:322–6.
17. Wilson AD, McLean JW. *Glass-ionomer cement.* 1<sup>st</sup> ed. Chicago: Quintessence Publishing; 1988.
18. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications. *Aust Dent J.* 1977a;22:120–7.
19. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements. III. The precipitation reaction. *J Dent Res.* 1974;53:1420–4.
20. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements. V. Effect of incorporating tartaric acid in the cement liquid. *J Dent Res.* 1976;55:1023–31.
21. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications. *Aust Dent J.* 1977;22:120–7.
22. Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements. I. Decomposition of the powder. *J Dent Res.* 1974;53:1408–13.
23. Crisp S, Pringuer MA, Wardleworth D, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements. II. An infra- red spectroscopic study. *J Dent Res.* 1974;53:1414–9.
24. Mount GJ, Makinson OF. Glass-ionomer restorative cements: clinical implications of the setting reaction. *Oper Dent.* 1982;7:134–41.
25. McLean JW, Wilson AD. Fissure sealing and filling with an adhesive glass-ionomer cement. *Br Dent J.* 1974;136:269–76.
26. Mount GJ. Clinical performance of glass-ionomers. *Biomaterials.* 1998;19(6):573-9.
27. McLean J.W, Nicholson J.W, Wilson A.D. Guest Editorial: Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994; 25: 587–9.

28. Nicholson, J.W. Glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Mater. Technol.* 2010; 25:8–13.
29. Crisp S, Kent B.E, Lewis B.G, Ferner A.J, Wilson A.D. Glass ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *J. Dent. Res.* 1980; 59: 1055–63.
30. Nicholson, J.W. Chemistry of glass-ionomer cements: A review. *Biomaterials* 1998; 6:485–94.
31. Stebbins, J.F.; Kroeker, S.; Lee, S.K.; Kiczenski, T.J. Quantification of five- and six-coordinated aluminium ions in aluminosilicate and fluoride-containing glasses by high-field, high-resolution Al-27 NMR. *J. Non-Cryst. Solids* 2000; 275: 1–6.
32. Stamboulis, A.; Hill, R.G.; Law, R.V. Structural characterization of fluorine-containing glasses by F-19, Al-27, Si-29 and P-31 MAS-NMR spectroscopy. *J. Non-Cryst. Solids* 2005; 351: 3289–95.
33. Hill, R.G.; Stamboulis, A.; Law, R.V. Characterisation of fluorine-containing glasses by F-19, Al-27, Si-29 and P-31 MAS-NMR spectroscopy. *J. Dent.* 2006; 34: 525–34.
34. Crisp S, Lewis B.G, Wilson A.D. Characterization of glass-ionomer cements. 5. Effect of tartaric acid in the liquid component. *J. Dent.* 1979; 7: 304–5.
35. Nicholson J.W, Brookman P.J, Lacy O.M, Wilson A.D. The influence of tartaric acid on the setting of glass-ionomer dental cements. *J. Dent. Res.* 1988; 67: 1451–1454.
36. Zainuddin N, Karpukhina N, Hill R.G, Law R.V. A long-term study on the setting reaction of glass ionomer cements by Al MAS-NMR spectroscopy. *Dent. Mater.* 2009; 25: 290–5.
37. Shahid S, Billington R.W, Pearson G.J. The role of glass composition in the glass acetic acid and glass lactic acid cements. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 2008; 19: 541–5.
38. Czarnecka B, Klos J, Nicholson J.W. The effect of ionic solutions on the uptake and water-binding behaviour of glass-ionomer dental cements. *Ceram. Silik.* 2015; 59: 292–7.

39. Freitas MCCA, Fagundes TC, Modena KCDS, Cardia GS, Navarro MFL. Randomized clinical trial of encapsulated and hand-mixed glass-ionomer ART restorations: one-year follow-up. *J Appl Oral Sci.* 2018;26:39-42
40. Pavelić B. Staklenoionomerni cementi – provjerite i nadopunite Vaše znanje. *Sonda.* 2004;10:39-42.
41. Šutalo J. Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva. 1<sup>st</sup> ed. Zagreb: Naklada Zadro; 1994. 538p.
42. Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res.* 2010;89(1):82-6.
43. Khoroushi M. A discussion on how to apply resin-modified glass ionomers. *Contemp Clin Dent.* 2016;7(3):291-2.
44. Albers HF. Glass ionomers in: *Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques.* 9th ed. New York: BC Decker Inc; 2001.
45. Forsten L, Mount GJ, Knight GM. Observations in Australia of the use of glass ionomer cement restorative material. *Aust Dent J.* 1994;39(6):339–43.
46. Lenzi TL, Bonifácio CC, Bönecker M, Amerongen WE, Nogueira FN, Raggio DP. Flowable glass ionomer cement layer bonding to sound and carious primary dentin. *J Dent Child (Chic).* 2013;80(1):20–4..
47. McComb D, Erickson RL, Maxymiw WG, Wood RE. A clinical comparison of glass ionomer, resin-modified glass ionomer and resin composite restorations in the treatment of cervical caries in xerostomic head and neck radiation patients. *Oper Dent.* 2002;27(5):430–7.
48. Tadjiev D, Hand R.J. Surface hydration and nano-indentation of silicate glasses. *J. Non-Cryst. Solids* 2010; 356: 102–8.
49. Lewis S.M, Coleman N.J, Booth S.E, Nicholson J.W. Interaction of aluminium fluoride complexes derived from glass-ionomer cements with hydroxyapatite. *Ceram. Silik.* 2013; 57: 196–200.



50. Ngo HC, Mount G, McIntyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: an in vivo study. *J Dent.* 2006;34(8):608–13.
51. Knight GM, McIntyre JM, Craig GG, Mulyani. Electron probe microanalysis of ion exchange of selected elements between dentine and adhesive restorative materials. *Aust Dent J.* 2007a;52(2):128–32.
52. Forsten L. Short- and long-term fluoride release from glass ionomers. *Scand. J. Dent. Res.* 1991; 99: 241–45.
53. De Witte A.M, De Maeyer E.A, Verbeeck R.M.H, Martens L.C. Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. *Biomaterials* 2000; 21: 475–82.
54. De Moor, R.G.J.; Verbeeck, R.M.H.; De Maeyer, E.A.P. Fluoride release profiles of restorative glass ionomer formulations. *Dent. Mater.* 1996; 12: 88–95.
55. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials.* 1998;19(6):503–8.
56. Nag G, Nagy L. *Handbook of Water Analysis.* 2<sup>nd</sup> ed. Florida: CRC Press;2007; 784 p.
57. Featherstone J.D. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Comm. Dent. Oral Epidemiol.* 1999; 27: 31–40.
58. Hicks J, Garcia-Gody F, Flaitz C. Biological factors in dental caries: Role of remineralization and fluoride in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 3). *J. Clin. Pediatr. Dent.* 2004; 28: 203–14.
59. Hicks J, Garcia-Godoy F, Donly K, Flaitz C. Fluoride- releasing restorative materials and secondary caries. *J Calif Dent Assoc.* 2003; 31(3):229–45.
60. Knight GM, McIntyre JM, Craig GG, Mulyani, Zilm PS, Gully NJ. An in vitro investigation of marginal dentine caries abutting composite resin and glass ionomer cement restorations. *Aust Dent J.* 2007; 52(3):187–92.

61. Ngo HC, Mount G, McIntyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: an in vivo study. *J Dent.* 2006; 34(8):608–13.
62. Mount G.J, Makinson O.F, Peters M.C.R.B. The strength of auto-cured and light-cured materials. The shear punch test. *Aust. Dent. J.* 1996; 41: 118–23.
63. Lazaridou D, Belli R, Krämer N, Petschelt A, Lohbauer U. Dental materials for primary dentition: are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2015;16(2):165–72.
64. Tyas MJ. Placement and replacement of restorations by selected practitioners. *Aust Dent J.* 2005;50(2):81–9.
65. Higgs W.J, Lucksanasombool P, Higgs R.J.E.D, Swain M.V. Evaluating acrylic and glass-ionomer cement strength using the biaxial flexure test. *Biomaterials* 2001; 22:1583–1590.
66. Burwell JT. Survey of possible wear mechanisms. *Wear* 1957;1:119-41.
67. Peterson MB. Wear testing objectives and approaches. In: Bayer RG,ed. Selection and use of wear t&a for materials”. American Society of Testing and Materials, 1976:3-11.
68. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence Int* 2003; 34: 435-46.
69. G. Heffer. Trošenje triboloških prevlaka pri gibanju u masi slobodnih čestica (disertacija).(Zagreb): Fakultet Strojarsstva i Brodogradnje; 2002.
70. Lussi A, Jaeggi T. Erosion —diagnosis and risk factors. *Clin Oral Investig* 2008; 12: 5-13.
71. Asmussen E. Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. *Oper Dent* 1985,10:61-73.
72. L. Fang, X.L. Kong, J.Y. Su, Q.D. Zhou. Movement of patterns of abrasive particles in three-body conditions. *Wear* 1996; 200: 281-95.

73. G.K. Nathan, W.J.D. Jones, „ The empirical relationship between abrasive wear and the applied conditions“. *Wear* 1966; 9: 300-09.
74. MorozovaY, Holik P, Ctvrtlik R, Tomastik J, Azar B, Sedlatá JuráskováEva, Harcekova A. *Methods of Wear Measuring in Dentistry* 2016. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*;15(6):63-68.
75. Sulong MZ, Aziz RA. *Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent* 1990;63(3):342-9.
76. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. *Mechanical properties and microstructures of GICs. Dent Mater* 2000;16(2):129-38.
77. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. *In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. Dent Mater* 1997;13(2):82-8.
78. Pelka M, Ebert J, Schneider H, Kramer N, Petschelt A. *A comparison of two- and three-body wear of glass ionomers and composites. Eur J Oral Sci.* 1996;104:132–7.
79. Peutzfeldt A, Garcia-Godoy F, Asmussen E. *Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. Am J Dent.* 1997;10:15–7.
80. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. *Mechanical properties and microstructures of glass ionomer cements. Dent Mater.* 2000;16:129–38.
81. Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW. *Hardness and in vitro wear of a novel ceramic restorative cement. Eur J Oral Sci.* 2002;110:175–8.
82. Schmage P, Nergiz I, Sito F, Platzer U, Rosentritt M. *Wear and hardness of different core build-up materials. J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;91(1):71-9.
83. Forss H, Seppa I, Lappalainen WR. *In vitro abrasion resistance and hardness of glass ionomer cements. Dent Mater.* 1991;7(1):36–9.
84. Mount GJ, Hume WR. *Preservation and restoration of tooth structure.* 2<sup>nd</sup> ed. Queensland: Knowledge Boos and Software; 2005. 256p.
85. Kunzelmann KH, Burkle V, Bauer C. *Two-body and three- body wear of glass ionomer cements. Int J Paediatr Dent.* 2003;13:434–40.

86. Lohbauer U, Krämer N, Siedschlag G, Schubert EW, Lauerer B, Müller FA, Petschelt A, Ebert J. Strength and wear resistance of a dental glass-ionomer cement with a novel nanofilled resin coating. *Am J Dent.* 2011;24:124–8.
87. Miletić I, Anić I, Bago I, Baraba A. Stakleno-ionomerni cementi. *Vjesnik dentalne medicine.* 2011;18(4):15-20.
88. Gurgan S, Kutuk ZB, Yalcin Cakir F, Ergin E. A randomized controlled 10 years follow up of a glass ionomer restorative material in class I and class II cavities. *J Dent.* 2020 Mar; 94(1).
89. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2017 Sep; 21(7):2335-43.
90. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, et al. Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *Int J Mol Sci.* 2016. Jul 14;17(7).
91. Šalinović I, Stunja M, Schauperl Z, Verzak Ž, Ivanišević Malčić A, Brzović Rajić V. Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials. *Acta Stomatol Croat.* 2019;53(2):125-31.
92. D. Dionysopoulos, E. Koliniotou-Koumpia, and P. Dionysopoulos. Surface finish produced on five aesthetic restorative materials by new polishing systems. *Balkan Journal of Stomatology* 2012; 16: 27–33.
93. Škrinjarić K, Negovetić Vranić D, Glavina D, Škrinjarić I. Heat-treated glass ionomer cement fissure sealants: retention after 1 year follow-up. *Int J Paediatr Dent.* 2008;18(5):368-73.

## **6. ŽIVOTOPIS**

Sandra Brkanović rođena je 17. studenog 1995. godine u Kotoru. Završila je osnovnu školu “Njegoš” i glazbenu školu “Vida Matijan”. Pohađala je srednju školu „Gimazija Kotor“ u Kotoru i „Bonners Ferry High School“ u SAD-u. Dobitnica je stipendije američke vlade „The Future Leaders Exchange“ i dugogodišnji „Youth ambassador of USA“. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu upisuje 2014. godine. Tijekom studija aktivno je sudjelovala u brojnim studentskim projektima i radovima. Nagrađena je Rektorovom nagradom u kategoriji „Nagrada za društveno koristan rad u akademskoj i široj zajednici“ za osnivanje Studentskih sekcija Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Služi se engleskim i talijanskim jezikom.