Staklenoionomerni cementi - svojstva i primjena

Miličević, Ante

Master's thesis / Diplomski rad

2017

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

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:745350

Rights / Prava: Attribution-NoDerivatives 4.0 International/Imenovanje-Bez prerada 4.0 međunarodna

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Ante Miličević

STAKLENOIONOMERNI CEMENTI – SVOJSTVA I PRIMJENA

Diplomski rad

Zagreb, 2017.

Rad je ostvaren u: Zavod za dječju i preventivnu stomatologiju, Stomatološki fakultet,

Sveučilište u Zagrebu

Mentor rada: prof. dr. sc. Domagoj Glavina, Zavod za dječju i preventivnu stomatologiju, Stomatološki fakultet, Sveučilište u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Ana Širinić, prof. hrvatskog jezika

Lektor engleskog jezika: Kristina Ana Šprljan, prof. engleskog jezika

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1._____

2._____

3._____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 35 stranica

8 slika

0 tablica

1 CD

Osim ako nije drugačije 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 njihova podrijetla.

Zahvala

Zahvaljujem mentoru, prof. dr. sc. Domagoju Glavini na pomoći prilikom izrade rada i na znanju prenesenom tijekom studija.

Zahvaljujem prijateljima i kolegama na potpori tijekom studija.

Zahvaljujem obitelji na podršci tijekom cijelog školovanja.

Staklenoionomerni cementi - svojstva i primjena

Sažetak

Staklenoionomerni cementi su dvokomponentni sustavi čiju osnovu čine prah i tekućina. Prah sadrži čestice kalcijsko-aluminijskog fluorosilikatnog stakla, a tekućina se sastoji od 35 – 65 postotne otopine kopolimera poliakrilne kiseline i vode (H_2O). Za tvrda zubna tkiva vežu se kemijski mehanizmima ionske izmjene, što ih svrstava u biološki aktivne materijale. Reakcija stvrdnjavanja staklenoionomernih cemenata naziva se acidobaznom reakcijom. Zbog svojih pozitivnih karakteristika imaju široku primjenu u kliničkoj stomatologiji. Primjenjuju se kao restorativni i adhezivni materijali zbog: adhezivnog vezanja na tvrda zubna tkiva, antikarijesnog učinka koji postižu otpuštanjem fluorida, biokompatibilinosti s tvrdim zubnim tkivima i niske toksičnosti. Također se koriste za cementiranje mostova, krunica, *inleya* i *overleya*, kao materijali za ispune i podloge ispuna te kao sredstva za pečaćenje fisura. Zbog slabije čvrstoće i niske otpornosti na abraziju limitirana je upotreba SIC-a u područjima visokog stresa. Stoga se u lateralnim područjima najčešće upotrebljavaju kao privremeni ispuni. Otpuštanjem fluorida reduciraju i zaustavljaju procese demineralizacije, a povećavaju procese remineralizacije. U suvremenoj literaturi opisano je nekoliko načina klasifikacije staklenoionomernih cemenata. To su: tradicionalna podjela SIC-a, podjela prema načinu primjene i podjela prema sastavu SIC-a.

Ključne riječi: staklenoionomerni cement, fluoridi, acidobazna reakcija

Glassionomer cements – properties and application

Summary

Glass Ionomer Cements are two component systems whose base is made up of powder and liquid. The powder contains particles of calciumaluminofluorosilicate glass and the liquid is a 35-65% solution of copolymer polyalkenoic acid and water (H_2O). They adhere to hard tooth tissue through mechanisms of ion-exchange which classifies them as bioactive materials. The setting of the glass-ionomer cements is called an acid-base reaction. Due to their positive characteristics they have wide applications in clinical dentistry. They are used as restorative and adhesive materials due to their adhesive bonding to hard tooth tissue, anticariogenic properties achieved through the release of fluoride, biocompatibility with hard tooth tissue and low toxicity. They are also used for cementing bridges, crowns, inlays and onlays, as well as material for fillings and bases and a fissure sealant. Due to fracture strength and lower resistance to abrasion the use of glass ionomer cements is limited in stress-bearing areas. In posterior dental regions glass ionomer cements are used as temporary fillings. The release of fluoride reduces and prevents the processes of demineralization, and increases the processes of remineralization. In contemporary literature, several ways of classifying glass ionomer cements are used. These include: the traditional classification of GICs, classification according to application and classification according to composition.

Key words: glass ionomer cements, fluoride, acid-base reaction

Sadržaj

1. Uvod 1
2. Staklenoionomerni cement 3
2.1. Sastav staklenoionomernih cemenata 3
2.2. Reakcija stvrdnjavanja staklenoionomernih cemenata 6
2.3. Adhezija staklenoionomernih cemenata 7
2.4. Pozitivne i negativne karakteristike SIC-a 8
2.5. Pozitivni učinak fluorida 9
2.6. Klasifikacija staklenoionomernih cemenata 10
2.7. Smolom modificirani staklenoionomerni cementi 13
2.8. Tehnika poboljšanja svojstava SIC-a postupkom grijanja (*Thermo-curing*) 14
2.9. Hrapavost površine SIC-a 15
2.10. Staklenoionomerni cementi kao materijali za pečaćenje fisura 16
2.11. Primjena staklenoionomernog cementa u *sandwich tehnici* 17
2.12. ART program za zbrinjavanje karijesnih lezija 18
3. Rasprava 22
4. Zaključak 25
5. Literatura 27
6. Životopis 34

Popis skraćenica

SIC - staklenoionomerni cement

ART program (*Atraumatic Restorative Tratment*) – atraumatski restaurativni postupak

HEMA – 2-hidroksietil metakrilat

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil metakrilat

PMDM – piromelitik dimetakrilat

PMGDM – piromelitik glicerol dimetakrilat

Ra - prosječna hrapavost površine

1. UVOD

Staklenoionomerni cement razvili su 1970. godine Wilson i Kent, a McLean ga je 1973. godine preporučio za uporabu u stomatologiji (1). Staklenoinomerni cementi su dvokomponentni sustavi čiju osnovu čine prah i tekućina. Prah sadrži čestice kalcijsko-aluminijskog fluorosilikatnog stakla, a tekućina je 35 – 65 postotna otopina kopolimera poliakrilne kiseline i voda (H_2O). Jedini su biološki aktivni materijali koji se za tvrda zubna tkiva kemijski vežu mehanizmima ionske izmjene te predstavljaju dodatni izvor iona važnih u remineralizaciji i zaustavljanju karijesnih lezija (2). Koriste se u restaurativnoj stomatologiji i protetici zbog čitavog niza kvaliteta kao što su: biokompatibilnost, dobra adhezija na caklinu i dentin u vlažnim uvjetima, manje volumetrijsko skupljanje, zaštita pulpe, niska toksičnost te otpuštanje materijala koji služe u procesu remineralizacije (3,4).

Zbog navedenih osobina SIC-i su našli široku upotrebu u dječjoj i preventivnoj dentalnoj medicini. Osim primjene u restorativnim postupcima na mliječnim i trajnim zubima, primjenjuju se i u situacijama kada nije moguće izolirati operacijsko područje od sline ili je nemoguće provesti sve korake adhezije i slojevitosti koje zahtijeva primjena kompozitnih materijala (5). Široka upotreba SIC-a kao restorativnog materijala ograničena je u područjima većeg žvačnog stresa zbog slabijih mehaničkih svojstava (6). U stražnjem dijelu zubnog niza većinom se koriste kao privremeni materijali (7). Staklenoionomerni cementi koriste se i za cementiranje mostova, krunica, *inleya* i *overleya* kao materijali za ispune i podloge ispuna te kao sredstva za pečaćenje fisura.

Svrha je ovoga rada prikazati i opisati klasifikaciju staklenoionomernih cemenata, njihova pozitivna i negativna svojstva te kliničku primjenu.

2. STAKLENOIONOMERNI CEMENT

2.1. Sastav staklenoionomernog cementa

Osnovu staklenoionomernih cemenata čine prah i tekućina. Prah sadrži čestice kalcijsko-aluminijskog fluorosilikatnog stakla, a tekućina je 35 – 65 % vodena otopina kopolimera poliakrilne kiseline i voda (H_2O) (8). Praškom su određena svojstva kao što su tvrdoća, čvrstoća i sposobnost otpuštanja fluorida (protukarijesno djelovanje), a tekući dio SIC-a zadužen je za sposobnost adhezije te biološku podnošljivost (9). Kalcijsko-aluminijski fluorosilikat koji čine čestice stakla sljedećeg je kemijskog sastava:

$$SiO_2 – Al_2O_3 – CaF_2 – AlPO_4 – NaAlF_6$$

Udio pojedinih komponenata praha, prema težinskom omjeru:

- kalcij fluorid (CaF): 15.7 - 20.1 %
- silicij doksid (SiO_2): 35.2 - 41.9 %
- aluminij oksid (Al_2O_3): 20.1 - 28.6 %
- aluminij fosfat ($AlPO_4$): 3.8 - 12.1 %
- aluminij fluorid (AlF_3): 1.6 - 8.9 %
- natrij fluorid (NaF): 4.1 - 9.3 %

Vrsta i udio pojedinih komponenata praha razlikuju se ovisno o proizvođaču. Prah se dobiva toplinskim stapanjem čestica sirovina (kvarca, aluminija, kriolita, fluorita, aluminij trifluorida, aluminij fosfata..) na temperaturi 1100 - 1300 °C u vremenu 40 - 150 minuta te njihovim hlađenjem. Termički obrađena osnova naknadno se melje na veličinu čestica od ≤ 20 μm do ≥ 45 μm, ovisno o budućoj namjeni SIC-a, a materijalu se također dodaju i nanočestice:

- 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

Tekući dio SIC-a čini 35 – 65 postotna vodena otopina kopolimera poliakrilne kiseline i voda (H_2O). Kopolimeri sadrže uglavnom akrilnu, itakonsku i maleinsku kiselinu. U početnim ispitivanjima veliki problem bilo je skladištenje tekućine, s obzirom da je dolazilo do njena geliranja već nakon 10 - 30 minuta. Najvjerojatniji uzrok tomu je uspostavljanje vodikovih veza između lanaca poliakrilne kiseline. Dodavanjem itakonske kiseline koja snižava viskoznost tekućeg dijela i sprječava geliranje prouzročeno međumolekulskim vodikovim vezama poboljšala se stabilnost i dugotrajnost otopine poliakrilne kiseline. Tartarična kiselina služi kao akcelerator koji olakšava izvlačenje iona iz staklenog praška te na taj način skraćuje vrijeme stvrdnjavanja. Maleinska kiselina otapa hidroksiapatit čime se postiže bolja adhezija (2).

Tekućina i prah SIC-a mogu se ručno miješati ili biti u kapsuliranom obliku. Prilikom ručnog miješanja važno je paziti na omjere tekućine i praha. Uz pomoć ručnog dozatora uzima se prah u suvišku, zatim se višak praha odstranjuje prilikom vađenja dozatora iz bočice struganjem o stijenke bočice. Količina praha mora biti poravnata s površinom rubova dozatora. Određena količina praha miješa se s određenom količinom tekućine uz pomoć kapaljki za tekućinu (jedna ili dvije kapi) ovisno o preporuci proizvođača. Tako zamiješan cement unosi se u kavitet i modelira. Kliničko radno vrijeme cementa je vrijeme od trenutka kada je cement zamiješan do trenutka kada izgubi površinski sjaj. To je znak da je sva kiselina zasićena prahom i da ne postoji slobodna poliakrilna kiselina koja bi u potpunosti trebala omogućiti vezivanje za tvrda zubna tkiva (2). Takav cement više nije pogodan za daljnji rad i ne bi se smio unositi u kavitet. U kapsuliranom obliku omjer tekućine i praha određen je unutar same kapsule i najčešće iznosi 3:1. Materijal se aktivira stavljanjem u mješalicu te se nakon procesa aktivacije stavlja u poseban nosač nakon čega je materijal spreman za unošenje u kavitet.

Kliničko radno vrijeme cementa trebalo bi biti barem 2 minute od završetka miješanja, a to se postiže vremenom miješanja 10 - 15 sekundi. Kraće vrijeme miješanja može ostaviti nereagiranu tekućinu vidljivu u cementu, dok će duže vrijeme uzrokovati smanjenu viskoznost i neprihvatljivo kratko radno vrijeme (2). Prednost kapsuliranih SIC-a jest smanjenje greške koja potencijalno nastaje prilikom ručnog miješanja te olakšano unošenje materijala u kavitet pomoću ručnog aplikatora za kapsule jer kapsule na vršku imaju uske cjevčice (kanile) koje omogućuju precizno unošenje materijala u kavitet. Nedostatak kapsuliranih SIC-a jest cijena.



Slika 1. Konvencionalni SIC u obliku tekućine i praha
za ručno miješanje.



Slika 2. Kapsulirani oblik SIC-a omogućava stalan i točan
omjer praha i tekućine te jednostavno i brzo
unošenje u kavitet.

2.2. Reakcija stvrdnjavanja staklenoionomernih cemenata

Reakcija stvrdnjavanja staklenoionomernih cementa naziva se acidobaznom reakcijom koja počinje već samim miješanjem praška i tekućine. Reakcija stvrdnjavanja odvija se u tri međusobno odvojene faze koje se međusobno preklapaju:

1. Faza oslobađanja iona (*Ion–leaching Phase*) – u ovoj fazi vodikovi ioni iz kiseline djeluju na površinu čestica stakla i dolazi do otpuštanja iona, u najvećoj mjeri Ca^{2+} i Al^{3+}. Ioni se prvo vežu s fluorom tvoreći nestabilni kalcij i aluminijev fluorid. Zatim dolazi do njihova razlaganja i početnog spajanja s lancima poliakrilne kiseline, čime tvore stabilniji spoj.

2. Hidrogel faza (*Hidrogel Phase*) – kalcijeve ione, koji se prvi oslobađaju, preuzimaju lanci poliakrilne kiseline i stvaraju kalcijsko-poliakrilne lance, odnosno polikarboksilatne soli koje uzrokuju gelaciju i početno vezivanje cementa. Cement gubi površinski sjaj i postaje krući.

3. Faza stvaranja soli (*Polysalt Gel Phase*) – aluminijeve ione koji se sporije otpuštaju preuzimaju lanci poliakrilne kiseline i stvaraju aluminijsko-poliakrilne lance koji čine glavninu mase cementa. Zajedno s kalcijsko-poliakrilnim lancima čine ukupnu masu cementnog materijala. U ovoj fazi događa se završno stvrdnjavanje cementa.

U konačinici se dobiva kompleks izvornih čestica stakla ovijenih silicijevim hidrogelom ugrađenih u matriks kalcijsko-aluminijskih poliakrilnih lanaca (2,9).

2.3. Adhezija staklenoionomernih cemenata

Općenito, adhezija je spajanje različitih materijala privlačenjem atoma ili molekula. Adhezija na tvrdim zubnim tkivima započinje formiranjem vodikovih veza između slobodnih karboksilnih grupa cementa i vode na površini zuba. Tako stvorene vodikove veze polako se zamjenjuju pravim ionskim vezama koje nastaju između kationa tvrdih zubnih tkiva (Ca^{2+}) i anionskih grupa cementa. Proces rezultira slojem izmjena iona (*Ion-exchagne Layer*) između cementa i zubne površine u kojem dolazi do difuzije iona (10).

U kliničkoj praksi površina zuba priprema se postupkom kondicioniranja. Kondicioniranje je predtretman koji uključuje tretiranje zuba s 10 – 25 postotnom poliakrilnom kiselinom u vremenu 10 - 15 sekundi (11). Tim postupkom uklanja se zaostatni sloj (*Smear Layer*) i omogućuje se bolja i kvalitetnija veza s tvrdim zubnim tkivom (12). Zaostatni sloj je sloj debljine 1 - 2 μm i sastoji se od čestica anorganskog tkiva, organskih sastojaka, krvnih stanica, vode i mjehurića zraka. Ne preporuča se duže vrijeme kondicioniranja zbog mogućnosti površinske demineralizacije dentina i cakline te otvaranja dentinskih kanalića, što u konačinici rezultira slabijom kvalitetom veze i mogućim nastankom preosjetljivosti (2).

Dodatne prednosti korištenja poliakrilne kiseline jesu to što se ista kiselina nalazi u samom SIC-u, što znači da svaki ostatak kiseline koji nepažnjom zaostane neće smetati reakciji stvrdnjavanja (2). Također, nanošenjem poliakrilne kiseline modificiramo površinsku napetost površine zuba i time poboljšavamo navlaživanje, što znači da će cement bolje teći na površini zuba. Tim postupkom dovodimo do preaktivacije iona kalcija i fosfata u zubnom tkivu što ih čini spremnijima za izmjenu iona sa SIC-om (13).

Zaključno, pravo kemijsko vezivanje uključuje ionske veze stvorene između karboksilnih grupa poliakrilne kiseline i iona kalcija zubne površine. Ove činjenice su promatrane eksperimentalno na hidroksiapatitu (14) i na caklini i dentinu (15) uz pomoć rendgenske elektronske spektrofotometrije.

2.4. Pozitivne i negativne karakteristike SIC-a

Zbog svojih karakteristika staklenoionomerni cementi imaju široku primjenu u kliničkoj stomatologiji. Primjenjuju se kao restorativni i adhezivni materijali zbog: adhezivnog vezanja na tvrda zubna tkiva, antikarijesnog učinka koji postižu otpuštanjem fluorida, biokompatibilnosti s tvrdim zubnim tkivima, niske toksičnosti te zbog ekspanzije i kontrakcije slične onoj koju imaju tvrda zubna tkiva (16). Navedena svojstva smatraju se pozitivnim karakteristikama SIC-a.

Većina negativnih karakteristika odnosi se na slabija fizičko-mehanička svojstva u odnosu na druge materijale. Zbog slabije čvrstoće i niske otpornosti na abraziju ograničena je upotreba SIC-a u područjima visokog stresa (*Stress-bearing Areas*), stoga se u lateralnim područjima najčešće upotrebljavaju kao privremeni ispuni (17). Kao dodatne negativne karakteristike pridodaju im se lošija poliranost i slabija estetika.

Ugradnjom nanočestica u prah staklenoionomernog cementa povećava se dimenzija čestica što rezultira boljim mehaničkim svojstvima. Zapravo, nanočestice zauzimaju prazne prostore između čestica staklenoionomera što doprinosi učvršćivanju materijala u samom sastavu SIC-a (18). Prednosti nano staklenoionomernih cemenata su: veća kvaliteta poliranja površine materijala te bolja estetika i povećana otpornost na trošenje materijala (19,20). Pretpostavka je da će daljnjim razvojem tehnologije negativna svojstva staklenoionomernih cemenata biti sve manja.

2.5. Zaštitni učinak fluorida

Jedan od čestih uzroka gubitka ispuna jest sekundarni ili rekurentni karijes. Delbem i sur. izvijestili su da se inicijacija i propagacija sekundarnog karijesa značajno smanjuje kod upotrebe staklenoionomernih cemenata zbog otpuštanja fluorida (21). Nadalje, opseg antibakterijskog i kariostatskog djelovanja ovisi o količini otpuštenih fluorida (22). Zaštitni učinak fluorida ostvaruje se na nekoliko načina. Fluoridi koje tvrda zubna tkiva preuzimaju od SIC-a reduciraju i zaustavljaju procese demineralizacije, a povećavaju procese remineralizacije. Nadalje, fluoridni ioni sudjeluju u procesima formiranja pelikule i zubnog plaka te u inhibiciji rasta mikrobne flore (23). Povišena koncentracija fluorida postiže se ne samo u području neposrednog kontakta s materijalom za ispun nego i u slini. Time se postiže i generalizirano profilaktičko djelovanje na sve zube u usnoj šupljini (2).

Početno otpuštanje fluorida iz SIC-a događa se tijekom acidobazne reakcije, pri čemu je količina otpuštenih fluorida proporcionalna koncentraciji fluorida u materijalu. Najveće otpuštanje fluorida događa se upravo na tom samom početku reakcije i traje nekoliko dana, zatim se postupno smanjuje. Početne velike količine fluorida koje se otpuštaju nazivaju se fenomenom raspršenja *(Early Burst Effect)* (23,24,25).

Zaštitni učinak koji ostvaruju otpušteni fluoridi jedna je od najvećih prednosti staklenoionomernih cemenata.

2.6. Klasifikacija staklenoionomernih cemenata

U suvremenoj literaturi opisano je nekoliko načina klasifikacije staklenoionomernih cemenata. To su: tradicionalna podjela SIC-a, podjela prema načinu primjene i podjela prema sastavu SIC-a.

1. Tradicionalna podjela SIC-a (podjela prema Wilsonu i McLeanu) dijeli SIC u tri grupe:
    a. Tip I – za cementiranje *inleya*, *onlaya*, krunica i mostova
    b. Tip II – za ispune – tip II a – estetski cementi
       tip II b – pojačani cementi
    c. Tip III – cementi za podloge (2).

2. Podjela prema načinu primjene (prema Albersu) dijeli SIC u 8 podgrupa:
    a. SIC za cementiranje – cementi koji se stvrdnjavaju kemijskim putem i rabe se za cementiranje nadomjestaka (*inleya*, *onlaya*, krunica i mostova).
    b. SIC za ispune – cementi koji se stvrdnjavaju kemijskim putem i sadrže veći udio čestica praha te veći izbor boja, što ih razlikuje od SIC-a za cementiranje.
    c. Metalom ojačani SIC – cementi kojima su dodani metali u svrhu poboljšanja fizičko-mehaničkih svojstava. Stvrdnjavaju se kemijskim putem i neestetski su.
    d. Cerment cementi – čestice metala spojene su toplinskom obradom s česticama praha SIC-a. Stvrdnjavaju se kemijskim putem i neestetski su. Mogu se rabiti za nadogradnju bataljaka i ispune.
    e. SIC kavitetni premazi (*Liners*) – brzostvrdnjavajući radiokontrastni premazi koji služe za dentin ispod kompozitnih ispuna te su kemijsko i svjetlosno stvrdnjavajući.
    f. SIC za podloge – rabe se za izradu podloga ispod ispuna. Stvrdnjavaju se kemijskim putem.
    g. SIC za pečaćenje – rabe se za pečaćenje fisura i jamica. Stvrdnjavaju se kemijskim putem.

h. Smolom modificirani SIC – obuhvaćaju svjetlosno i dvostruko stvrdnjavajuće SIC-e. Mogu se rabiti za izradu završnih ispuna i kao podloge ispod kompozitnih ispuna (2).

3. Podjela prema sastavu SIC-a (prema Hickelu):
   a. konvencionalni SIC – pojam konvencionalnog SIC-a obuhvaća staklenoionomerne cemente koji se stvrdnjavaju acido-baznom reakcijom, tj. kemijskim putem.
      S obzirom na kliničku upotrebu dijele se na:
      - Tip I – za cementiranje
      - Tip II – za ispune
      - Tip III – za podloge i pečaćenje fisura

Indikacije za uporabu konvencionalnih SIC-a su: podlaganje kaviteta, ispuni I., III. i V. razreda, pečaćenje fisura i preventivni ispuni. Kao predstavnike ove skupine mogu se navesti Ketac Fil (3M ESPE), Fuji II (GC) i drugi (26,27).



Slika 3. Konvencionalni SIC u obliku tekućine i praha.
Preuzeto s dopuštenjem izdavača (28).

b. visoko viskozni SIC – osnovna karakteristika u odnosu na konvencionalne SIC-e jest veliko zasićenje tekućine prahom, odnosno povećena kompaktnost materijala. Prema planu Svjetske zdravstvene organizacije zamišljeni su kao materijali za terapiju karijesa u A.R.T. programu.

   Indikacije za upotrebu: ispuni V. razreda, ispuni na mliječnim zubima te kao podloga u spoju s kompozitnim smolama u tzv. *"sandwich tehnici"*. Najvažniji predstavnici ove skupne su: Ketac Molar (3M ESPE) i Fuji IX GP (GC) (2,8).

c. metalima pojačani SIC-i – staklenoionomerni cementi kojima su dodane čestice metala (zlata, paladija, platine srebra) u svrhu poboljšanja fizičko-mehaničkih svojstava. Čestice metala mogu biti dodane tako da se česticama praha dodaju čestice metala (metalom pojačani SIC) ili da se čestice metala toplinskom obradom spajaju s česticama praha SIC-a (cerment SIC). Metalima pojačani SIC zadržali su karakteristike dobre adhezije na zubna tkiva, a pokazuju i povećanu otpornost na trošenje i abraziju u odnosu na ostale SIC-e.

   Indikacije za upotrebu su ispuni na mliječnim molarima i nadogradnja karijesom destruiranih kruna. Kao predstavnike ove skupine možemo navesti: Ketac Silver (3M ESPE), Chelon-Silver (3M ESPE), Miracle Mix (GC) i Hi-Dense (Shofu) (2,8).

d. smolom modificirani SIC – cementi kojima je dodana hidrofilna organska matrica HEMA. Dodavanjem hidrofilne matrice poboljšana su fizikalno-kemijska svojstva materijala te, uz acidobaznu reakciju stvrdnjavanja, dodatno stvrdnjavanje uz pomoć plavog svjetla.

   Indikacije za upotrebu su podlaganje kaviteta, ispuni I., III., i V. razreda, pečaćenje fisura i preventivni ispuni. Najvažniji predstavnici ove skupine su: Photac-Fil (3M ESPE), Fuji II LC Imp (GC), Vitremer Tri-Cure (3M ESPE) (2).

2.7. Smolom modificirani SIC

Smolom modificirani SIC-i su cementi kojima je dodana hidrofilna organska matrica HEMA radi postizanja ravnoteže vode i fotoinicijator, čime se uz kemijsko stvrdnjavanje acido-baznom reakcijom omogućilo i dodatno svjetlosno stvrdnjavanje. Organske matrice kao što su Bis-GMA, PMDM, PMGDM i druge koje se rabe kod kompozita ne mogu se rabiti kod SIC-a jer nisu topive u vodi (nisu hidrofilne). Zbog prisutstva organske matrice HEMA-e reakcija stvrdnjavanja je modificirana u odnosu prema konvencionalnim SIC-ima i uključuje:

a) tamnu reakciju – reakcija kiseline i baze

b) svjetlosnu reakciju – reakcija svjetlosno aktivirane polimerizacijske smole

c) samoinicirajuću polimerizaciju slobodnih radikala (tamna reakcija) – odvija se zbog dodatka redoks katalizatora (natrijevog persulfata i askorbinske kiseline) koji omogućuju nastavak polimerizacije u odsutnosti svjetla i time potpunu aktivaciju HEMA-e (2,8).

Zaključno, acidobazna reakcija (tamna reakcija) započinje samim miješanjem praška i tekućine te kontinuirano traje i nakon osvjetljavanja unesenog materijala u kavitet. Zatim, za vrijeme osvjetljavanja polimerizacijskim svjetlom, događa se svijetla reakcija i onda ponovno acidobazna reakcija (tamna reakcija) unutar kaviteta.

Smolom modificirani SIC-i imaju mogućnost vezivanja na caklinu i dentin istom kemijskom vezom kao i konvencionalni SIC, ali i dodatnom mikromehaničkom vezom stvaraju hibridni sloj na caklini i dentinu. Ovaj dvostruki adhezijski mehanizam pospješuje njihovu retenciju i smanjuje rubnu propusnost (29,30).

Glavne prednosti smolom modificiranih SIC-a naspram konvencionalnih SIC-a su povećana čvrstoća i smanjena topljivost, bolja adhezija na tvrda zubna tkiva, visok stupanj izlučivanja iona fluora i lakše rukovanje. Negativne karakteristike su polimerizacijska kontrakcija, promjena boje, ekspanzija i adsorpcija vode te toksičnost ostatnih monomera (30,31,32).

2.8. Tehnika poboljšanja svojstava SIC-a postpukom grijanja (*Thermo-curing*)

Acidobazna reakcija neutralizacije staklenoionomernih cemenata može se ubrzati korištenjem eksterne energije, kao što su ultrazvuk (47,48) i toplina (49,50). To je posebno korisno za prevladavanje osjetljivosti na vlagu koja štetno utječe na svojstva staklenoionomernog cementa (51,52). Iako ultrazvuk ubrzava stvrdnjavanje, njegova je klinička primjena kompliciranа. S druge strane, toplina se može postići LED lampom.

Danas su na tržištu dostupni komercijalni staklenoionomerni cementi s uputama proizvođača za primjenu tehnike termičkog stvrdnjavanja (*Thermo-curing*) korištenjem radijacijske topline iz prenosive LED lampe. Postojala je zabrinutost da takva izloženost toplini može potaknuti patološke promjene u pulpi tkiva. Van Duinen i suradnici te Goršeta i suradnici pokazali su da korištenje eksterne topline tijekom stvrdnjavanja staklenoionomernog cementa nema za posljedicu štetno pregrijavanje pulpnog tkiva ni patološki učinak. Naprotiv, primjena eksterne topline (*Thermo-curing*) može se preporučiti u kliničkoj praksi kao tehnika za poboljšanje mehaničkih svojstava i adhezije staklenoionomernog cementa (Goršeta i suradnici) (53).

Slabija mehanička svojstva i smanjena otpornost na trošenje staklenoionomernog cementa predstavljaju svojevrsni klinički problem. Međutim, postupkom grijanja *(Thermo-curing)* staklenoionomernog cementa poboljšavaju se mehanička svojstva i kvaliteta adhezije. Alegra i suradnici u svom su istraživanju dobili puno bolju adheziju staklenoionomernog cementa na caklinu nakon tretiranja cementa grijanjem vanjskom energijom (utrazvučnom i toplinskom preko LED lampe) (54). Kleverlaan i sur. u svom su istraživanju dokazali značajno poboljšanje mehaničkih svojstava nakon tretmana grijanjem (*Thermo-curing*) staklenoionomernog cementa. Čvrstoća staklenoionomernog cementa rasla je proporcionalno primljenoj energiji, dakle uzorci s najvišom temperaturom grijanja imali su najveću čvrstoću (55). Dodatno, Goršeta i sur. pokazali su da se tretmanom grijanja (*Thermo-curing*) staklenoionomernog cementra smanjuje mikropropuštanje i povećava rubna prilagodba (56).

Zaključno, glavni nedostaci staklenoionomernih cemenata, kao što su slabija mehanička svojstva i slabija kvaliteta poliranja, mogu se poboljšati tretmanima grijanja *(Thermo-curing).*

2.9. Hrapavost površine SIC-a

Staklenoionomerni cementi našli su široku upotrebu u dentalnoj medicini, posebno u pedodonciji zbog velikog broja dobrih karakteristika. Međutim, slabija mehanička svojstva i smanjena otpornost na trošenje svrstavaju staklenoionomerne restauracije u manje trajnije restauracije (35). Završavanje restauracije *(Finishing)* je postupak definiran kao ukupno oblikovanje ili redukcija restauracije kako bi se postigla idealna anatomija. Poliranje *(Polishing)* predstavlja smanjenje površinske hrapavosti i ogrebotina nastalih za vrijeme postupka završavanja restauracije (36). Ispravno završavanje i poliranje bitni su postupci u restaurativnoj stomatologiji kojima povećavamo estetiku i trajnost restauracije (37).

Hrapavost površine je funkcija mikrostruktura i morfologije stvorene serijom fizikalnih i kemijskih procesa koji modificiraju površinu. Registracija osobitosti površine mjeri se uređajima za mjerenje hrapavosti površine – profilometrom. Jedan od važnijih kriterija za određivanje i predviđanje kliničkog vijeka restorativnog ispuna je upravo hrapavost površine (38,39,40). Površinske karakteristike ispuna posebno su važne jer hrapava površina povećava sklonost bržoj bakterijskoj kolonizaciji i nakupljanju plaka, što posljedično dovodi do povećanog rizika od karijesa (41). S kliničkog stajališta, povećana hrapavost površine restauriranog zuba uzrokuje veću akumulaciju plaka, sekundarni karijes, gingivitis i gubitak parodontnog pričvrstka te u konačnici restauracija gubi svoj sjaj i boju te postaje estetski neprihvatljiva (42). S druge strane, visoko polirana površina smanjuje nakupljanje plaka, trošenje restauracije, iritaciju i upalu gingive, promjenu boje te lošu estetiku (37). Zato je ispravno poliranje važan korak u izradi ispuna jer povećava estetiku i trajnost ispuna te je izravno povezano s trošenjem i marginalnim integritetom restauracije (43,44).

Bollen i suradnici odredili su graničnu vrijednost srednje hrapavosti površine *(Ra)* većine dentalnih materijala za bakterijsku kolonizaciju koja iznosi 0,2 μm. Vrijednosti hrapavosti više od 0,2 μm imaju sklonost povećanoj adheziji dentalnog plaka i bakterija, što se na površinu materijala odražava kao povećani rizik od karijesa. Jedna od mana današnjih staklenoionomera je lošije poliranje u odnosu na kompozite. Međutim, staklenoionomerni cementi taj nedostatak djelomično kompenziraju antikarijesnim djelovanjem zbog otpuštanja fluorida koji se ugrađuju u rešetku hidroksiapatita te usporavaju procese demineralizacije i pridonose procesu remineralizacije (45,46). Zaključno, novije generacije staklenoionomera sve više se približavaju kvaliteti poliranja kompozitnih materijala.

2.10. Staklenoionomerni cementi kao materijali za pečaćenje fisura

Različiti materijali koriste se za pečaćenje fisura trajnih i mliječnih zubi u svrhu prevencije razvoja karijesa tako što sprječavaju nastanak i razvoj plaka i pelikule unutar fisurnog sustava (57). Staklenoionomerni cement koristi se od 1974. kao materijal za pečaćenje fisura i jamica (58).

Do danas su mnoga istraživanja pokušala usporediti efikasnost korištenja staklenoionomernog cementa i kompozitnih smola kao materijala za pečaćenje fisura. Većina istraživanja izvještava kako je SIC inferiorniji u odnosu na kompozite u tom pogledu (59). Međutim, kada je karijesna lezija ustanovljena unutar fisurnog sustava, studije pokazuju da je staklenoionomerni cement efikasniji i superiorniji u odnosu na kompozitne smole (60). Smatra se da je uzrok tome zadržavanje cementa duboko u fisurnom sustava te antikarijesni učinak koji postiže otpuštanje fluorida (61).

Staklenoionomerni cementi imaju nekoliko prednosti u odnosu na kompozitne smole, posebno zbog svoje hidrofilnosti i dimenzijske stabilnosti. Zbog svoje hidrofilnosti mogu apsorbirati zaostalu tekućinu na dnu fisurnog sustava koja ne remeti adheziju na površinu cakline. Dimenzijska stabilnost omogućuje zadržavanje dobre rubne brtvljenosti između SIC-a i zuba. Rezultat toga je eliminacija rizika od razvoja karijesa ispod pečatnog materijala u fisurnom sustavu (60).

Nadalje, razvojem visoko viskoznih staklenoionomernih cemenata dobiven je materijal s puno boljim retencijskim svojstvima i boljim brtvljenjem, koji se može uspoređivati s kompozitnim smolama (60). Njihova upotreba kao materijala izbora za pečaćenje fisura i jamica vjerojatno će se standardizirati i u budućnosti.

2.11. Primjena staklenoionomernog cementa u *sandwich tehnici*

Sandwich tehnika dobila je to ime zbog činjenice da se staklenoionomerni cement nalazi između zubne površine s jedne strane te restaurativnog materijala (najčešće kompozita) s druge strane (62). Staklenoionomerni cementi, konvencionalni i smolom modificirani, posjeduju određene prednosti, ali ne posjeduju preporučena fizička svojstva kompozitnih smola. Stoga *sandwich tehnika* koristi prednosti jednog i drugog materijala. SIC se koristi kao zamjena za dentin jer posjeduje koeficijent toplinske ekspanzije i slična fizička svojstva poput dentina, a kompozitne smole se zbog boljih fizičko-mehaničkih svojstava, povećane otpornosti na trošenje i boljih estetskih svojstava koriste kao zamjena za caklinu (63).

Mnogi kliničari koriste *sandwich tehniku* posebno kod klase II te kod mliječnih zubi gdje je poželjno imati učinak otpuštanja fluorida u kontaktnoj točki sa susjednim zubom te dobra fizička svojstva na okluzalnoj površini koje ostvaruje kompozitna smola. Također, tehnika se primjenjuje i u tzv. tunel preparaciji kod koje se uz kontaktnu plohu susjednog zuba postavlja SIC, a okluzalno kompozitna smola (64,65).

Otvorena *sandwich tehnika* ili *otvoreni sandwich* uključuje postavljanje SIC-a na bazu proksimalnog kaviteta i ispunjavanje kaviteta SIC-om do caklinsko-dentinskog spojišta. Ostatak kaviteta jetka se fosfornom kiselinom (ovisno o korištenom caklinsko-dentinskom adhezijskom sustavu), nanosi se adheziv i kompozitni materijal kako bi se spriječilo trošenje ispuna te postigla bolja estetika (28).

Najveća prednost *otvorenog sandwicha* je velika površina ispunjena SIC-om koja omogućuje otpuštanje fluoridnih iona. Nedostatak ove tehnike je površinsko otapanje SIC-a koje se događa s vremenom.

Zatvorena *sandwich tehnika* ili *zatvoreni sandwich* uključuje smještanje SIC-a na bazu proksimalnog kaviteta blizu vanjskog ruba kaviteta. Zatim se rubovi kaviteta jetkaju fosfornom kiselinom (ovisno o caklinsko-adhezijskom sustavu) te se nanosi adheziv prije postavljanja kompozitnog materijala na proksimalni rub i okluzalnu površinu. Zatvorenom tehnikom riješen je glavni nedostatak otvorene tehnike, tj. površinsko otapanje SIC-a. Dakle, omogućena je zaštita SIC-a od otapanja, a istovremeno se zaustavlja nastajanje sekundarnog karijesa u slučaju popuštanja adhezije kompozitnog ispuna (28,66).

Zaključno, dodatna prednost ovih dviju *sandwich tehnika* je smanjenje polimerizacijskog stresa koji je izraženiji ukoliko je cijeli kavitet ispunjen kompozitnim materijalom. Svaki

restaurativni materijal ima svoje prednosti i mane, a na kliničaru je da odabirom materijala ili kombinacijom više materijala zadovolji estetske i funkcijske zahtjeve.

2.12. ART program za zbrinjavanje karijesnih lezija

ART ili *Atraumatic Restaurative Treatment* je program Svjetske zdravstvene organizacije iz 90-ih godina 20. stoljeća. Program je osmišljen radi zbrinjavanja karijesnih lezija i promicanja dentalne zaštite u zemljama slabe i srednje razvijenosti gdje ne postoje uvjeti za klasično zbrinjavanje karijesnih lezija zbog nedostatka električne struje. U sklopu ART programa koriste se ručni instrumenti (instrumenti posebnog dizajna po Franckenu, ali moguće je koristiti i eskavatore) kojima se odstranjuje karijesom zahvaćeno područje dentina i cakline te se nakon toga unosi visokoviskozni SIC u kavitet (33,34). Zbog visokog otpuštanja fluora uz odstranjene karijesne mase u velikoj je mjeri zaustavljeno širenje karijesa te je smanjena potreba za endodontskom i kirurškom terapijom (2).

ART program se većinom provodi kod djece te je postao uspješan u promicanju dentalne zaštite u populacijama koje imaju minimalnu ili nikakvu dentalnu skrb (33). Također, osim primjene u nerazvijenim područjima, ART ima značajnu primjenu i u suvremenom kliničkom radu kod prezervacije tvrdih zubnih tkiva mliječnih i trajnih zuba te osobito u radu s anksioznom djecom u postupku oblikovanja ponašanja.

Klinički postupak izrade ART ispuna:



Slika 4. Kavitet mliječnog zuba prije izrade ART ispuna.
Preuzeto s dopuštenjem autora: prof.dr.sc. Domagoj Glavina.

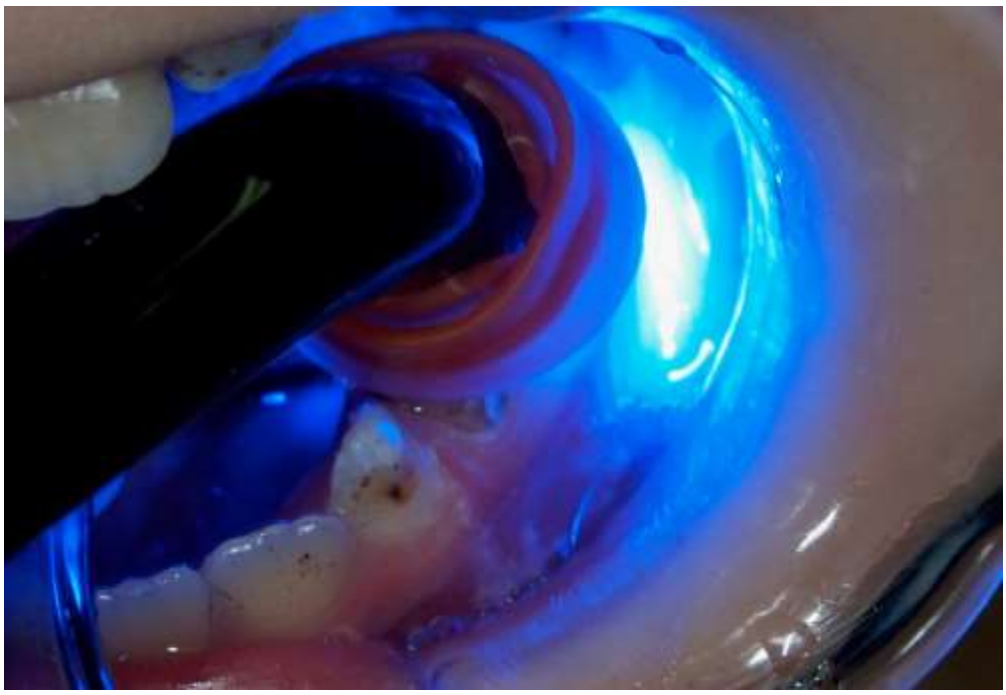


Slika 5. Nanošenje visokoviskoznog SIC-a u kavitet mliječnog zuba.
Preuzeto s dopuštenjem autora: prof.dr.sc. Domagoj Glavina



Slika 6. Modeliranje ART ispuna i uklanjanje viška materijala.

Preuzeto s dopuštenjem autora: prof.dr.sc. Domagoj Glavina.



Slika 7. Polimerizacija SIC-a.

Preuzeto s dopuštenjem autora: prof.dr.sc. Domagoj Glavina.



Slika 8. Konačni izgled ART ispuna.

Preuzeto s dopuštenjem autora: prof.dr.sc. Domagoj Glavina.

3. RASPRAVA

SIC-i su jedini biološki aktivni materijali koji se za tvrda zubna tkiva kemijski vežu mehanizmima ionske izmjene. Zbog velikog broja dobrih karakteristika naišli su na široku uporabu u dentalnoj medicini, posebno u pedodonciji gdje je rad u ustima nerijetko otežan. Zbog malih usta i micanja jezika područje rada često je nepregledno, kooperativnost djece opada s dužinom posjeta što iziskuje brze i precizne zahvate, a pojavljuju se i situacije u kojima nije moguće izolirati operacijsko područje od sline ili je nemoguće provesti sve korake adhezije i slojevitosti koje zahtijeva kompozit (67,68). Zbog svoje jednostavne i brze upotrebe te dobre adhezije u vlažnim uvjetima, u takvim je situacijama SIC idealan materijal.

Primjenjuje se kao restorativni i adhezivni materijal zbog adhezivnog vezanja na tvrda zubna tkiva, antikarijesnog učinka koji postiže otpuštanjem fluorida, zaštite pulpe, biokompatibilnosti s tvrdim zubnim tkivima, niske toksičnosti te zbog ekspanzije i kontrakcije slične onoj koju imaju tvrda zubna tkiva (16). Također, koristi se i za cementiranje mostova, krunica, *inleya* i *overleya*, kao materijal za ispune i podloge ispuna te kao sredstvo za pečaćenje fisura.

Međutim, slabija fizičko-mehanička svojstva i smanjena otpornost na trošenje staklenoionomernog cementa predstavljaju svojevrsni klinički problem te svrstavaju staklenoionomerne restauracije u manje trajnije restauracije (69). Široka upotreba SIC-a kao restaurativnog materijala limitirana je u područjima većeg žvačnog stresa zbog slabije čvrstoće i niske otpornosti na abraziju (6), stoga se u lateralnom segmentu zubnog niza većinom koriste kao privremeni materijali (17). Osim slabijih fizičko-mehaničkih svojstava, kao dodatne slabije karakteristike u odnosu na druge restaurativne materijale (npr. kompozite) pridodaju im se lošija kvaliteta poliranja te slabija estetika.

Lošija kvaliteta poliranja odnosi se na karakteristiku površine ispuna koja je posebno važna jer visoka hrapavost površine povećava sklonost bržoj bakterijskoj kolonizaciji i nakupljanju plaka, što posljedično dovodi do povećanog rizika od karijesa (41). S kliničkog stajališta, povećana hrapavost površine restauriranog zuba uzrokuje veću akumulaciju plaka, sekundarni karijes, gingivitis i gubitak parodontnog pričvrstka te u konačnici restauracija gubi svoj sjaj i boju te postaje estetski neprihvatljiva (42). S druge strane, visoko polirana površina smanjuje nakupljanje plaka, trošenje restauracije, iritaciju i upalu gingive, promjenu boje te lošu estetiku (37).

Razvojem tehnologije i nanočestica stvoreni su nano staklenoionomeri koji imaju veću kvalitetu poliranja, bolju estetiku te povećanu otpornost na trošenje materijala u odnosu na konvencionalne SIC-e (20).

Jedan od glavnih razloga velike upotrebe SIC-a u dentalnoj medicini je otpuštanje fluorida. SIC-i otpuštaju fluoride koji usporavaju i zaustavljaju procese demineralizacije, a povećavaju procese remineralizacije na tvrdim zubnim tkivima. Povišena koncentracija fluorida postiže se ne samo u području neposrednog kontakta s materijalom za ispun nego i u slini, čime se postiže generalizirano profilaktičko djelovanje na sve zube u usnoj šupljini (2).

Fizikalno-kemijska svojstva SIC-a mogu se poboljšati primjenom grijanja (*Thermo-curing*) ispuna tijekom 60 sekundi vanjskim izvorom topline (polimerizacijskom lampom). Grijanje poboljšava feksijsku čvrstoću i do 50 % te njihove vrijednosti postaju usporedive s kompozitnim materijalima. Nadalje, grijanjem ispuna poboljšava se i adhezija ispuna na tvrda zubna tkiva i smanjuje se rubno propuštanje (56).

4. ZAKLJUČAK

Staklenoionomerni cementi su zbog jednostavne primjene i čitavog niza dobrih karakteristika pronašli mjesto u svakodnevnoj primjeni u dentalnoj medicini. Lošija fizičko-mehanička i estetska svojstva svrstavaju ih u manje trajne restauracije zbog čega kliničari nerijetko daju prednost drugim restaurativnim materijalim (npr. kompozitnim smolama). Međutim, glavni nedostaci staklenoionomernih cemenata, kao što su slabija mehanička svojstva i slabija kvaliteta poliranja, mogu se poboljšati tretmanima grijanja *(Thermo-curing)* (54,55,56).

Također, razvojem tehnologije i stvaranjem nano-ionomera povećala se otpornost na trošenje materijala, kvaliteta poliranja te estetska svojstva. Pretpostavka je da će daljnjim razvojem tehnologije izraženost negativnih karakteristika staklenoionomernih cemenata biti sve manja.

Staklenoionomerni cementi u potpunosti su biokompatibilni s tvrdim zubnim tkivima, za razliku od drugih restaurativnih materijala (npr. kompozitnih smola) koji sadrže ostatne monomere koji su citotoksični za organizam. Na pragu ove činjenice i zbog čitavog niza dobrih svojstava kao što su dobra adhezija i otpuštanje fluorida te uz gore napisanu pretpostavku da će se daljnjim razvojem tehnologije i nanotehnologije smanjivati izraženost negativnih karakteristika, možemo zaključiti da postoji veliki potencijal napretka u kliničkoj primjeni.

5. LITERATURA

1. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. Br Dent J. 1972;132(4):133-5.
2. Pavelić B. Staklenoionomerni cementi – provjerite i nadopunite Vaše znanje. Sonda. 2004;10:39-42.
3. Da Silva RC, Zuanon ACC. Surface Roughness of Glass Ionomer Cements Indicated for Atraumatic Restorative Treatment (ART). Braz Dent J. 2006;17(2):106–9.
4. Brito CR, Velasco LG, Bonini GA, Imparato JC, Raggio DP. Glass ionomer cement hardness after different materials for surface protection. J Biomed Mater Res A. 2010;93(1):243–6.
5. Pacifici E, Bossù M, Giovannetti A, La Torre G, Polimeni A. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. Ann Stomatol (Roma). 2014;4(3-4):250–8.
6. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G, Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. Dent Mater. 2000;16(2):129-38.
7. Hickel R, Manhart J, Garcia Godoy F. Clinical results and new developments of direct posterior restorations. Am J Dent. 2000;13:41-54.
8. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. Quintessence Int. 1994;25(9):587-9.
9. Šutalo J. Materijali za trajne ispune kaviteta. U: Šutalo J i sur. Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva. Zagreb: Naklada Zadro; 1994. str. 321-7.
10. Nqo HC, Mount G, McIntyre J, Tuisuva, J, Von Doussa R.J. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: An in vivo study. J.Dent. 2006;34(8):608-13.
11. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. J Dent Res. 1982;61(12):1416-22.
12. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: An in vivo study. J Dent. 2006;34(8):608-13.
13. Wilson AD. Alumino-silicate polyacrylic acis cement. Brit Polym J. 1974;6:165-79.
14. Fukada R, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Inoue S, Sano H, Shintani H, Snauwaert J, Van Meerbeek B. Bonding efficacy of polyakenoic acids tp hydroxyapatite, enamel and dentin. Biomaterials. 2003;24(11):1861-7.

15. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellmans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial- hard tissue interfaces. J. Dent. Res. 2000;79(2):709-14.
16. Yip HK, Tay FR, Ngo H, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. Dent. Mater. 2001;17(5):456-70.
17. Pelka M, Ebert J, Schneider H, Kramer N, Petschelt A. Comparison of two-and three-body wear of glass-ionomers and composites. Eur J Oral Sci. 1996;104(2):132-7.
18. Moshaverinia A, Ansari S, Mowasagi Z, Billington RW, Daee JA, Rehman IU. Modificiation of conventional glass-ionomer cements with N-vinylpyrrolidine containing polyacids, nano-hydrohxy and fluorapatite to improve mechanical properties. Dental Mater. 2008;24(10):1381-90.
19. Coutinho E, Cardoso MV, De Munch J, Neves AA, Van Landuty KL, Poitevin A et al. Bonding effectiveness and interfacial characterization of nano-filled resin modified glas-ionomer. Dent Mater. 2009;25(11):1347-57.
20. Chandaki R, Kala M, Kumar NK, Brigit B, Banthia P, Banthia R. Nanodentistry: Exploring the beauty of miniature. J Clin Exp Dent. 2012;4(2):119-24.
21. Delbem AC, Pederini D, Franca JG, Machado TM. Fluoride release/recharge from restorative material-effect of fluoride gels and time. Operative Dentistry. 2005;30(6) 690-5.
22. Francci C, Deaton TG, Arnold RR, Swift EJ Jr, Perdiqao J, Bawden JW. Fluoride release from restorative materials and its effects on dentin demineralization. J Dent Res. 1999;78(10):1647-54.
23. Weigand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-relesing restorative materials – Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation Dent Mater. 2007;23(3):343-62.
24. Levallois B, Fovet Y, Lapeyre L, Gal JY. In vitro fluoride release from restorative materials in water versus artificial saliva medium (SAGF). Dent Mater. 1998;14(6) 441-7.
25. Yap AU, Tham SY, Zhu LY, Lee HK. Short term fluoride release from various aesthetic restorative materials. Oper Dent. 2002;27(3):259-65.
26. Negovetić Vranic D, Majstorović M, Ferk P, Jurić H. Current perspectives on glassionomers cements in pediatric dentistry. Stomatološki Vjesnik. 2014;3(2):117-21.
27. Pavelić B. Osnove o materijalima za ispune koje bi zaista morali znati. Sonda. 2003;8/9:28-30.

28. Matijević J, Šimat S, Mihanović D, Barić J, Varga KJ. Otvorena i zatvorena sandwich tehnika. Sonda. 2014;12:74-7.
29. Watson T, Sidhu S, Griffith. Glass ionomers versus composites at the tooth interface. In:Hunt P. Glass ionomers: The next generation. Proceeding of the 2nd International symposium on glass ionomers: Philadelphia, PA. International Symposia in dentistry;1994. p. 123-9.
30. Koch G, Poulsen S. Developmental defects of the dental hard tissues and their treatment. Pediatr Dent. 2012;14:273-300.
31. Nicholson WJ, Czarnecka B. The biocompatibility of resin modified glass-ionomer cements for dentistry. Dent Mater. 2008;24(12):1702-8.
32. Riberio AA, Purger F, Rodrigues JA, Oliveira PR, Lusii A, Monteiro AH, Alves HD, Assis JT, Vasconcellos AB. Influence of contact points on the performace of caries detection methods in approximal surface of primary molars: an in vivo study. Caries Res. 2015;49(2):99-108.
33. Frencken JE, Leal SC, Navarro MF. Twenty-five-year atraumatic restorative treatment (ART) approach: A comprehensive overview. Clin Oral Invest. 2012;16(5):1337-46.
34. Frencken JE. The ART approach using glass-ionomers in relation to global oral health care. Dent Mater. 2010;26(1):1-6.
35. Hse KMY, Leung SK, Wei SHY. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. Aust Dent J. 1999;44(1):1-11.
36. Bashetty K, Joshi S. The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. J Conserv Dent. 2010;13(1):34-8.
37. Filho HN, D'Azevedo MTFS, Drumond NH, Marsola FP. Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. Braz Dent J. 2003;14(1):37-41.
38. Sidhu SK, Sheriff M, Watson TF. *In vivo* changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. Dent Mater 1997;13(3):208-13.
39. Yip HK, Lam WTC, Smales RJ. Fluoride release, weight loss and erosive of modern aesthetic restoratives. Br Dent J. 1999;187(5):265-70.
40. Yip HK, Lam WTC, Smales RJ. Surface roughness and weight loss of esthetic restorative materials related to fluoride release and uptake. J Clin Pediatr Dent. 1999;23(4):321-26.
41. Rios D, Honório HM, Araújo PA, Machado MAA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. Braz Oral Res. 2002;16(4):343-8.

42. Warren DP, Colescott TD, Henson HA, Powers JM. Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer and a compomer restorative material. J Esthet Rest Dent. 2002;14(4):245-51.
43. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Dias CTS. The effect of six polishing systems on the surface roughness of two packable resin-based composites. Am J Dent. 2002;15(3):193-7.
44. Ryba TM, Dun NWJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. Oper Dent. 2002;27:243-7.
45. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. Clin Oral Implants Res. 1996;7(3):201–11.
46. Weidlich P, Miranda LA, Maltz M, Samuel SMW. Fluoride release and uptake from glass ionomer cements and composite resins. Braz Dent J. 2000;11(2):89-96.
47. Azevedo ER, Coldebella CR, Zuanon AC. Effect of ultrasonic excitation on the microtensile bond strength of glass ionomer cements to dentin after different water storage times. Ultrasound Med Biol. 2011;37(12):2133–8.
48. Shahid S, Billington RW, Hill RG. The effect of ultrasound on the uptake of fluoride by glass ionomer cements. J Mater Sci Mater Med. 2011;22(2):247–51.
49. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Schricker SR, Chee WW. Ultrasonically set novel NVC-containing glass-ionomer cements for applications in restorative dentistry. J Mater Sci Mater Med. 2011;22(9):2029–34.
50. Baloch F, Mirza A, Baloch D. An in-vitro study to compare the microhardness of glass ionomer cement set conventionally versus set under ultrasonic waves. Int J Health Sci. 2010;4(2):149–55.
51. Rafeek RN. The effects of heat treatment on selected properties of a conventional and a resin-modified glass ionomer cement. J Mater Sci Mater Med. 2008;19(5):1913–20.
52. Yan Z, Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF. Response to thermal stimuli of glass ionomer cements. Dent Mater. 2007;23(5):597–600.
53. Van Duinen R, Shahid S, Hill R, Glavina D. In-vitro study on temperature changes in the pulp chamber due to thermo-curing of glass ionomer cements. Acta Stomatol Croat. 2016;50(4):287–91.
54. Algera T, Kleverlaan C, de Gee A, Prahl-Andersen B, Feilzer A. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. Eur J Orthod. 2005;27:472–6.

55. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. Dent Mater. 2004;20(1):45–50.
56. Gorseta K, Glavina D, Skrinjaric I. Influence of ultrasonic excitation and heat application on the microleakage of glass ionomer cements. Aust Dent J. 2012.;57(4):453–7.
57. Weintraub JA. The effectiveness of pit and fissure sealants. J. Public Health Dent. 1989;49(5):317-30.
58. Perondi PR, Oliveira PHC, Cassoni A, Reis AF, Rodrigues JA. Ulitimate tensile strength and microhardeness of glass ionomer materials. Braz Dent. Sci. 2014;17(1):16-22.
59. Kervanto-Seppala S, Lavonius E, Pietila I, Pitkaniemi J, Meuman JH, Kerosuo E. Comparing the caries-preventie effect of two fissure sealing modalities in public health care: A single application of glass ionomer and a routine resin-based sealant programme. A randomizes split-mouth clinical trial. Int J Pediatr Dent. 2008;18(1):56-61.
60. Yengopal V, Mickenauisch S, Bezzera AC, Leal SC. Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: A meta analysis. J Oral Sci. 2009;51:373-82.
61. Mount GJ. Color Atlas of glass ionomer cement, 2nd ed. Martin Dunitz: London, UK, 2002.
62. Rao V, Reddy VV. An in vitro comparative evaluation of tensile bond strength at the two interfaces of the sandwich technique. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 1995;13(1):10-12.
63. Van Dijken JW, Kieri C, Carlen M. Longevity of extensive Class II open-sandwich restorations with a resin-modifed glass-ionomer cement. J Dent Res. 1999;78(7):1319-25.
64. Strand GV, Nordbo H, Tveit AB, Espelid I, Wikstrand K, Eide GE. A 3-year clinical study of tunnel restorations. Eur J Oral Sci. 1996;104(4):384-9.
65. Jones SE. The theory and practice of internal tunnel restorations: a review of the literature and observations on clinical performance over eight years in practice. Prim Dent Care. 1999;6(3):93-100.
66. Pamir T, Sen BH, Evcin O. Effects of etching and adhesive applications on the bond strength between composite resin and glass-ionomer cements. J Appl Oral Sci. 2012;20(6):636-42

67. da Silva RC, Zuanon ACC. Surface Roughness of Glass Ionomer Cements Indicated for Atraumatic Restorative Treatment (ART). Braz Dent J. 2006;17(2):106–9.
68. Brito CR, Velasco LG, Bonini GA, Imparato JC, Raggio DP. Glass ionomer cement hardness after different materials for surface protection. J Biomed Mater Res A. 2010;93(1):243–6.
69. Hse KMY, Leung SK, Wei SHY. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. Aust Dent J. 1999;44(1):1-11.

6. ŽIVOTOPIS

Ante Miličević rođen je 9. kolovoza 1992. godine u Zagrebu. Završio je osnovnu školu Antuna Branka Šimića te VII. gimnaziju u Zagrebu. Godine 2011. upisao je Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studija aktivno je sudjelovao u studentskom radu i projektima. Tri godine obnašao je funkciju predsjednika Studentskog zbora Stomatološkog fakulteta te bio predstavnik Stomatološkog fakulteta u Studentskom zboru Zagrebačkog sveučilišta. Tijekom studija vodio je Sportsku udrugu te bio kapetan rukometne i košarkaške ekipe Stomatološkog fakulteta. U razdoblju 2015. - 2017. obnašao je funkciju organizatora međunarodnog edukacijskog susreta studenata biomedicinskog područja Humanijada na kojem je Stomatološki fakultet ostvario vrijedne rezultate. Godine 2015. dobitnik je posebne Dekanove nagrade za popularizaciju i promociju fakulteta.