

Svojstva staklenoionomernih cemenata pri različitim pH vrijednostima

Matulj, Antonela

Master's thesis / Diplomski rad

2019

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:127:046730>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial 3.0 Unported](#) / [Imenovanje-Nekomercijalno 3.0](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-10**



Repository / Repozitorij:

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





SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Antonela Matulj

**SVOJSTVA STAKLENOIONOMERNIH
CEMENATA PRI RAZLIČITIM pH
VRIJEDNOSTIMA**

Diplomski rad

Zagreb, 2019.

Rad je ostvaren na: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Mentor rada: doc. dr. sc. Anja Baraba, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju,

Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: mag. educ. philol. croat. et mag. educ. philol. angl. Barbara Kružić

Lektor engleskog jezika: mag. educ. philol. croat. et mag. educ. philol. angl. Barbara Kružić

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 37 stranica

1 tablica

13 slika

1 CD

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

Zahvala

Od srca zahvaljujem dragoj mentorici doc. dr. sc. Anji Barabi na znanju prenesenom tijekom studija, na susretljivosti, strpljivosti, svakoj riječi ohrabrenja i pruženoj pomoći tijekom pisanja ovog rada.

Hvala profesoru Zdravku Schauperlu i Ivanu Vovku s Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu na suradnji u istraživanju i doc. dr. sc. Samiru Čimiću na statističkoj obradi podataka.

Hvala mojim roditeljima koji su mi omogućili školovanje od prvog dana osnovne škole do zadnjeg dana studija i tako mi dali priliku da steknem zvanje doktora dentalne medicine. Zahvaljujem i svojim kolegama i prijateljima s kojima je bilo lakše prolaziti sve što je sa sobom nosilo posljednjih šest godina i zbog kojih će mi razdoblje studiranja ostati u prekrasnom sjećanju.

Diplomski rad posvećujem mami koja je oduvijek moja najveća potpora u svim lijepim i manje lijepim trenucima u životu. Hvala ti što vjeruješ u mene.

Istraživanje je provedeno pod projektom HRZZ: «Istraživanje i razvoj novih mikro i nanostrukturnih bioaktivnih materijala u dentalnoj medicine», projekt IP-2018-01-1719.

Svojstva staklenoionomernih cementa pri različitim pH vrijednostima

Sažetak

Čimbenici koji utječu na površinske promjene cakline, poput niske pH vrijednosti, mogu slično utjecati na materijal za ispune, što potencijalno može ugroziti uspjeh restauracije. Stoga je svrha ovog rada bila ispitati mikrotvrdoću različitih SIC materijala za ispune nakon triju različitih režima izlaganja Coca-Cola napitku tijekom sedam dana. U istraživanju su korištene tri skupine staklenoionomernih cementa, u kapsuliranom obliku, za tri eksperimentalne skupine (n = 120): staklenoionomer temeljen na staklo-hibridnoj tehnologiji, EQUIA Forte HT Fil (GC, Tokio, Japan), s premazom (n = 40) i bez premaza (EQUIA Forte Coat), (n = 40) te visokoviskozni staklenoionomer, Fuji IX (GC, Tokio, Japan), (n = 40). Materijali su zamiješani prema uputama proizvođača i zatim su istisnuti u posebno izrađene teflonske kalupe promjera 6 mm i debljine 2 mm. Nakon sedam dana, unutar svake od triju eksperimentalnih skupine, uzorci su slučajnim odabirom podijeljeni u četiri podskupine: 1. podskupina – kontrola, uzorci u fiziološkoj otopini; 2. podskupina – uzorci izloženi Coca-Cola napitku jednom dnevno 5 minuta tijekom sedam dana; 3. podskupina – uzorci izloženi Coca-Cola napitku tri puta dnevno 5 minuta tijekom sedam dana; 4. podskupina – uzorci izloženi Coca-Cola napitku pet puta dnevno 5 minuta tijekom sedam dana. Nakon sedam dana svi uzorci podvrgnuti su Vickersovom testu mikrotvrdoće. U kontrolnim skupinama najveća vrijednost mikrotvrdoće zabilježena je za EQUIA Forte HT Fil bez premaza ($p < 0,05$). U skupinama koje su bile izložene Coca-Coli 5 x dnevno, najveću mikrotvrdoću imali su uzorci Fuji IX i EQUIA Forte HT Fil bez premaza. ($p < 0,05$). Coca-Cola nema negativan utjecaj na mikrotvrdoću visokoviskoznog ili staklo-hibridnog staklenoionomera s premazom ili bez zaštitnog premaza.

Ključne riječi: staklenoionomerni cement; staklo-hibridna tehnologija; Coca-Cola; mikrotvrdoća

Effect of different pH values on properties of glassionomer cements

Summary

Factors which can influence and modify enamel surface, such as low pH value, can also similarly affect restorative materials, which can potentially lead to restoration failure. Therefore, the aim of this study was to test microhardness of different glassionomer cements after various regimes of exposure to Coca-Cola during seven days. For the experiment, three groups of capsulated glassionomer cements were used, for three experimental groups (n=120): glassionomer cement based on glass-hybrid technology (EQUIA Forte HT Fil (GC, Tokyo, Japan)), with (n=40) and without the coat (EQUIA Forte Coat), (n=40), and highly viscous glassionomer, Fuji IX (GC, Tokyo, Japan), (n=40). All materials were mixed according to the manufacturer's instructions and placed in custom made Teflon molds, 6 mm in diameter and 2 mm in height. After seven days, samples from each of the three experimental groups were subdivided into four subgroups: 1st subgroup – control, samples in saline; 2nd subgroup – samples held in Coca-Cola once a day, for 5 min, during 7 days; 3rd subgroup – samples held in Coca-Cola three times a day, for 5 min, during 7 days; 4th subgroup – samples held in Coca-Cola five times a day, for 5 min, during 7 days. After seven days, Vickers microhardness test was performed. Regarding control group, the highest microhardness values were found for EQUIA Forte HT Fil without the coat ($p < 0.05$). In groups exposed to Coca-Cola five times a day, the highest microhardness values were found for Fuji IX and EQUIA Forte HT Fil without the coat ($p < 0.05$). Coca-Cola has no negative effect on microhardness of highly viscous or glass-hybrid glassionomer with or without the coat.

Key words: glassionomer cements; glass-hybrid technology; Coca-Cola; microhardness

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1 Sastav i stvrđnjavanje staklenoionomernih cemenata	3
1.2 Adhezija staklenoionomernih cemenata	6
1.3 Antikariogeni učinak staklenoionomernih cemenata	7
1.4 Fizičko – mehanička svojstva staklenoionomernih cemenata	8
1.5 Biokompatibilnost staklenoionomernih cemenata	9
1.6 Podjela staklenoionomernih cemenata	9
1.7 Oblici staklenoionomernih cemenata	11
1.8 Nove generacije staklenoionomernih cemenata	11
2. MATERIJALI I POSTUPCI	13
3. REZULTATI	22
4. RASPRAVA	24
5. ZAKLJUČAK	29
6. LITERATURA	31
7. ŽIVOTOPIS	36

Popis skraćenica

SIC – staklenoionomerni cement

ART – engl. *atraumatic restorative treatment*, hrv. atraumatski restaurativni tretman

SEM – engl. *scanning electron microscope*, hrv. pretražni elektronski mikroskop

EQUIA– engl. *Easy-Quick-Unique-Intelligent-Aesthetic*, hrv. jednostavno-brzo-jedinstveno-inteligentno-estetski

1. UVOD

Među najvažnije osobine idealnog materijala za ispune ubrajaju se njihova sposobnost adhezije za tvrda zubna tkiva i sposobnost podnošenja okluzalnih sila. Tijekom 50-ih godina prošlog stoljeća skupina stomatologa iz Ujedinjenog Kraljevstva započela je istraživanja kako bi proizveli materijal koji bi mogao zamijeniti caklinu i dentin i koji bi im bio sličan po mehaničkim, termičkim i optičkim svojstvima (1). Nekoliko godina istraživanja i proizvodnje materijala koji nisu u potpunosti ispunjavali očekivanja naposljetku je dovelo do proizvodnje staklenoionomernih cemenata (SIC). Razvili su ih 1972. godine Wilson i Kent, a na tržište su uvedeni kao materijali pogodni za ispune u cervikalnom dijelu zuba (2). SIC danas imaju širok spektar indikacija za primjenu u dentalnoj medicini. Iako je do njihovog razvoja došlo u drugoj polovici 20. st., od tada pa do danas na tržištu su se pojavile brojne modifikacije materijala indicirane u različitim kliničkim situacijama. SIC materijali po sastavu su spoj čestica kalcijuskog-aluminijskog-fluorosilikatnog stakla i kopolimera poliakrilne kiseline, kemijski adheriraju na caklinu i dentin u prisutnosti vlage i imaju dobro rubno prijanjanje, dimenzionalno su stabilni, imaju sličan koeficijent termalne ekspanzije onom tvrdih zubnih tkiva te otpuštaju fluoride (2). Ti materijali mogu se smatrati rezervoarima fluorida jer ih oslobađaju u kratkoročnoj i dugoročnoj reakciji te ih mogu ponovno apsorbirati ako je prisutna visoka koncentracija fluora u usnoj šupljini (3). U dentalnoj medicini imaju različite primjene: kao materijali za izrade kavitetnih podloga i premaza, za pečaćenje jamica i fisura, za cementiranje fiksoprotetskih radova, ortodontskih bravica i intrakanalnih kolčića te za izradu privremenih ili trajnih ispuna na mliječnim i trajnim zubima (4). Stvrdnjavaju se acidobaznom reakcijom, nakon čega dobijemo tvrd materijal prihvatljivog izgleda koji je bioaktivan i koji preko sloja izmjene iona dobro adherira na tvrda zubna tkiva (4).

Od restaurativnih materijala u dentalnoj medicini očekuje se dugotrajnost i otpornost na promjene uvjeta u usnoj šupljini. Čimbenici koji utječu na površinske promjene cakline mogu slično utjecati na materijal za ispune, što u konačnici potencijalno može ugroziti uspjeh restauracije (5). U kiselim uvjetima restaurativni materijali s vremenom degradiraju (5). Vrlo su česte promjene pH vrijednosti u usnoj šupljini, a oštećenja ispuna koje kiseli napitci mogu uzrokovati veća su ili manja, ovisno o kemijskim karakteristikama materijala i postojanju zaštitnog premaza ili izostanku istog (6). Osim toga, utjecaj na potencijalnu degradaciju materijala ima i učestalost izlaganja niskoj pH vrijednosti. Stoga je svrha ovog rada ispitati mikrotvrdoću različitih SIC materijala za ispune nakon triju različitih režima izlaganja kiselom Coca-Cola napitku tijekom sedam dana.

1.1 Sastav i stvrđnjavanje staklenoionomernih cementa

Staklenoionomerni cementi su dvokomponentni materijali. Prva komponenta koja obično dolazi u obliku praha je kalcijско-aluminijsko-fluorosilikatno staklo, a druga, tekuća komponenta, je 35 – 65 % vodena otopina kopolimera poliakrilne kiseline (7). Stvrđnjavaju se acidobaznom reakcijom između čestica stakla i kiseline, zato je bitno da praškasta komponenta bude bazična i tako podložna djelovanju kiseline, kako bi u toj reakciji nastala sol (4). Spomenuta reakcija postiže se specifičnim sastavom koji, prema težinskom udjelu, obično čine: SiO_2 (kvarc) – 35,2 do 41,9 %; Al_2O_3 (aluminij dioksid) – 20,1 do 28,6 %; CaF_2 (kalcijev fluorid) – 15,7 do 20,1 %; Na_3AlF_6 (kriolit) – 4,1 do 9,3 %; AlF_3 – 1,6 do 8,9 %; AlPO_4 – 3,8 do 12,1 % (3). Kalcij dodan aluminosilikatnom staklu u obliku kalcijevog fluorida tvori slabije veze i ranije se otpušta (1). Fluoridi se otpuštaju nakon miješanja praha s kiselinom te postaju dostupni za apsorpciju. Prvotno su bili dodani prahu jer snižavaju temperaturu tališta (8), a osim toga pojačavaju snagu cementa, olakšavaju manipulaciju i, konačno, imaju kariostatski učinak (1). Purton i Rodda su 1988. dokazali kako SIC mogu otpuštati ne samo fluoridne nego i kalcijeve i fosfatne ione (9), što je potvrđeno u studiji koju su proveli Ngo i suradnici (10). Spojevi kao što su SrO i SrF_2 mogu biti zamjena za CaO i CaF_2 i tako se postiže veća radioopaktnost cementa (4).

Prah koji se koristi dobiven je fuzijom odgovarajuće mješavine čestica sirovina pri temperaturi od 1200 do 1550 °C, nakon čega se naglo hladi izlijevanjem na ohlađenu podlogu ili u hladnu vodu (11). Sirovine su obično kvarc, alumina, kriolit, fluorit, aluminij trifluorid, aluminij fosfat, metalni fluoridi i fosfati (7). Ohlađena mješavina melje se na određenu veličinu čestica ovisno o budućoj namjeni: cementi koji sadrže manje čestice ($\leq 20 \mu\text{m}$) koriste se za cementiranje, oni s česticama srednje veličine (25 do 35 μm) za pečačenje, a oni s česticama veličine 45 μm i većim koriste se za ispune (7).

Kao kisela komponenta, obično u tekućem stanju, dolazi otopina kopolimera poliakrilne kiseline. Njoj su najčešće dodaje maleična i itakonska kiselina te tartarična kiselina (12), a mogu biti dodane i citrična, octena, salicilna kiselina itd. (7). Akrilna kiselina i itakonska kiselina u omjeru su 2 : 1 ili alternativno akrilna i maleična u omjeru 1 : 1 (3). Kiselina, osim u tekućem stanju, može biti i u isušenom obliku dodana prahu, čime su poboljšana mehanička svojstva materijala (3). U tom slučaju, tekuću komponentu čini samo voda (13) ili vodena otopina tartarične kiseline, a postoje i kombinirani oblici koji sadrže poliakrilnu kiselinu i u tekućem i isušenom obliku (7).

Dodavanjem itakonske kiseline poboljšala se stabilnost i mogućnost skladištenja jer se spriječilo stvaranje vodikovih veza između lanaca poliakrilne kiseline, a samim time i geliranje iste (7). Tartarična kiselina produžuje radno vrijeme, a skraćuje vrijeme stvrdnjavanja i tako olakšava manipulaciju cementom. Ona ima veću kiselost pa utječe na ranije oslobađanje aluminijskih iona iz čestica stakla i s njima tvori komplekse tako da aluminij nije odmah dostupan poliakrilnoj kiselini. To produžuje radno vrijeme sve dok se ne postigne određena koncentracija iona, kada se reakcija ubrzava i nastupi stvrdnjavanje (4).

Jedna od glavnih karakteristika staklenoionomernih cementa je stvrdnjavanje acidobaznom reakcijom koja je nužna da bi se materijal uopće svrstao u tu skupinu (14).

Na tržištu postoje i SIC kojima se polimerizacija znatno ubrzava osvjetljavanjem polimerizacijskom lampom jer im je dodan crveni pigment koji upija energiju valne duljine plavog svjetla pretvarajući je u toplinsku i tako ubrzava stvrdnjavanje (7). Takvi cementi se mogu stvrdnuti i bez osvjetljavanja, ali sporije.

Međutim, postoje i smolom modificirani SIC koji u svom sastavu imaju organsku matricu (hidrofilna HEMA) kod kojih se istovremeno događa polimerizacija organske matrice i acidobazna reakcija SIC-a (7). Ona je obično dodana kiseloj tekućoj komponenti, a iako čini samo oko 5 % cementa znatno doprinosi njegovoj čvrstoći i štiti dublje slojeve od viška/gubitka vode do završetka stvrdnjavanja acidobaznom reakcijom (15). Ovisno o proizvodu, smola može biti:

- autopolimerizirajuća – stvrdnjavanje reakcijom polimerizacije amin-peroksida, bez svjetla
- dvostruko polimerizirajuća – dodatkom metakrilatnih skupina i fotoinicijatora, uz svjetlo
- trostruko polimerizirajuća – usporedno s fotopolimerizacijom i acidobaznom reakcijom odvija se kemijsko vezanje amin-peroksida (3).

U acidobaznoj reakciji kiselina djeluje kao proton donor, a slabo bazične čestice stakla prihvaćaju te protone. Samo stvrdnjavanje odvija se u četiri faze (1).

U prvoj fazi, nakon miješanja komponenti, vodikovi protoni (H^+) iz kiseline napadaju čestice stakla iz praha, što se ne događa jednolično, već je djelovanje protona jače na mjestima bogatima kalcijevim ionima (11).

Kalcijevi ioni su koncentrirani na područjima gdje je više aluminijevih nego silikatnih iona, samim time na bazičnijim područjima koja su podložnija djelovanju kiseline. Događa se razlaganje praha oslobađanjem iona Na^+ i Ca^{2+} (ili Sr^{2+}) iz čestica stakla, a brzo ih slijede i Al^{3+} ioni (11). Kalcijevi i aluminijevi ioni prvo se vežu s fluorom tvoreći nestabilni kalcijev i aluminijev fluorid, pri čijem se raspadu fluoridni ioni oslobađaju, a metalni ioni ulaze u daljnje reakcije s poliakrilnom kiselinom (7). Na površini čestica stakla formira se sloj silikatnog gela (11).

U drugoj fazi, fazi gelacije, događa se inicijalno svezivanje cementa (1). Stvaraju se slabe ionske ukrižene veze i vodikove veze između kalcijevih i stroncijevih iona i ioniziranih karboksilnih (COO^-) skupina lanaca poliakrilne kiseline. Oni su u toj fazi ionizirani, odmotavaju se i međusobno se odbijaju formirajući linearnu konfiguraciju, a progresijom reakcije s metalnim kationima povećava se viskoznost cementa i to označava početno stvrdnjavanje (1). Gubi se površinski sjaj, povećava rigidnost i cement u toj fazi mora biti zaštićen od vlaženja i isušivanja (7).

U trećoj fazi događa se stvrdnjavanje (1), Al^{3+} ioni reagiraju s poliakrilnim lancima stvarajući metal-poliakrilne soli koje u svojoj umreženoj strukturi zarobe preostale čestice stakla (4). Ta faza traje približno 24 sata i u njoj cement postiže najveći dio svoje konačne snage. U konačnici, materijal se sastoji od matriksa koji tvore metal-poliakrilatne soli koje su povezane ukriženim vezama i čestice stakla obavijene silikatnim hidrogelom, dok se neizreagirane čestice stakla ponašaju kao punilo (14).

U četvrtoj fazi, fazi maturacije, nastavlja se difuzija kationa prema kiselim područjima nakon početnog stvrdnjavanja (1). Maturacija je skup reakcija koje se događaju duže vrijeme i rezultiraju poboljšanjem mehaničkih svojstava cemenata. Raste snaga međumolekulskih veza, količina čvrsto vezane vode, kao i translucencija (4) te Youngov modul elastičnosti (1).

Difuzija iona u bilo kojem materijalu može se dogoditi jedino uz prisutnost vode (15). Voda čini esencijalnu komponentu u staklenoionomernim cementima, a stvrdnuti cement može sadržavati i do 24 % vode (7). Budući da je materijal hidrofilan, omogućen je rad i u vlažnim uvjetima. Voda predstavlja otapalo za kiselinu, omogućuje otpuštanje H^+ iona, medij je u kojem se odvija acidobazna reakcija stvrdnjavanja i ulazi u sastav stvrdnutog staklenoionomernog cementa (4). Ona se može podijeliti na „čvrsto“ i „slabo“ vezanu vodu.

Količina „čvrsto vezane“ vode povećava se maturacijom cementa, a „slabo vezana“ voda može se odstraniti dehidracijom, što daje materijalu kredast izgled, a mikroskopski su vidljive i pukotine na suhoj površini (4). SIC su u fazi gelacije (prvih cca 10 minuta nakon miješanja) osjetljivi na povećanu količinu vode, a u fazi stvrdnjavanja koja slijedi osjetljivi su na gubitak vode tj. dehidraciju. I jedno i drugo može značajno promijeniti mehaničku snagu restauracije (16). Može se reći da su u prva 24 sata SIC podložni sinerezi i imbibiciji (17). Iz tog razloga preporučljivo je ispun zaštititi premazom koji ne samo da štiti od sline i dehidracije nego i od trošenja površine (16). Također, i zagrijavanje materijala tijekom primjene polimerizacijske LED lampe može se preporučiti u kliničkoj praksi za poboljšanje mehaničkih svojstava i adhezije SIC-a (18).

1.2 Adhezija staklenoionomernih cemenata

Adhezija staklenoionomernih cemenata na tvrda zubna tkiva njihova je važna klinička prednost (4). Kemijski se svezuju na površinu cakline i dentina formirajući ionske veze između karboksilnih skupina (COO^-) u cementu i Ca^{2+} iona hidroksiapatita (2). Osim kemijske veze, SIC se svezuje na dentin i preko mikromehaničkog prodiranja u dentinske tubuluse (19).

Tijekom formiranja kemijske veze nastaje tzv. sloj izmjene iona (engl. *ion-exchange layer*) koji je vidljiv pod pretražnim elektronskim mikroskopom (engl. *scanning electron microscope*, SEM) (4). Sloj izmjene iona nastaje pod utjecajem kiseline iz svježe zamiješanog cementa, koja potiče otpuštanje kalcijevih i fosfatnih iona iz tvrdih zubnih tkiva, ali i aluminijskih i kalcijevih iona iz čestica stakla (15). Tako se stvara sloj koji je jako čvrsto povezan i sa zubom i s materijalom ispuna pa će svaki mogući lom biti kohezivan, u samom materijalu, kao u slabijoj komponenti (15).

Čvrstoća veze između cementa i cakline varira od 2,6 do 9,6 MPa, a cementa i dentina od 1,1 do 4,1 MPa (4). Ako se dentin prethodno kondicionira, čvrstoća veze raste čak do 11 MPa (13). Kondicioniranjem dentina uklanja se zaostatni sloj (engl. *smear layer*), nakon preparacije kaviteta otvaraju se dentinski tubulusi i djelomično demineralizira površina zuba, čime se povećava reaktivna površina (4). To se postiže korištenjem 10 %-tne otopine poliakrilne kiseline tijekom 20 sekundi ili 20 %-tne poliakrilne kiseline 10 sekundi (20). Kiselina prodire otprilike 1 μm u dentin (13).

Duže vrijeme kondicioniranja ne preporučuje se jer može dovesti do pretjerane demineralizacije i preosjetljivosti (7). Ne preporučuje se ni korištenje agresivnijih kiselina, npr. fosforne, jer također dolazi do pretjerane demineralizacije i uklanjanja kalcijevih iona, što kompromitira adheziju (21).

1.3 Antikariogeni učinak staklenoionomernih cemenata

Dokazano je da su materijali koji otpuštaju fluoride učinkoviti u inhibiciji demineralizacije i poticanju remineralizacije susjednih tvrdih zubnih tkiva (21). Osim toga, njihov antikariogeni učinak pripisuje se i interferiranju fluorida s metabolizmom kariogenih bakterija, prvenstveno *Streptococcus mutans* te smanjivanju kiselosti plaka, što stvara nepogodni okoliš za rast bakterija (3, 13).

Sposobnost otpuštanja fluorida smatra se jednim od najvažnijih svojstava staklenoionomernih cemenata. Oni se smatraju rezervoarima fluorida koji se mogu obnavljati i iznova otpuštati fluor u slinu, plak i tvrda zubna tkiva (19). Budući da se fluoridi kreću sukladno koncentracijskom gradijentu, u situacijama porasta njihove koncentracije u ustima (topikalnom fluoridacijom, zubnim pastama i vodicama za ispiranje koje sadrže fluor), SIC će apsorbirati fluoridne ione (21). Većina fluorida otpušta se u obliku NaF_2 koji nije važan za formiranje matriksa SIC-a, tako da cement njegovim otpuštanjem ne gubi na čvrstoći (21).

Budući da se fluoridi ugrađuju u kristalnu rešetku hidroksiapatita i tako inhibiraju daljnju demineralizaciju, jasne su prednosti SIC-a u sprečavanju razvoja sekundarnog karijesa kao najčešćeg uzroka neuspjeha restauracija (22). U tom procesu nastaje fluorapatit koji je otporniji na djelovanje kiseline od hidroksiapatita (19).

Otpuštanje fluorida iz cementa događa se u dvije faze: početno povećano otpuštanje, koje je najintenzivnije tijekom prvog dana, i kasnije sporo otpuštanje (23). Početno otpuštanje podrazumijeva otpuštanje s površine, a kasnije difuziju kroz dublje dijelove cementa (22). Inicijalno otpuštanje za konvencionalne SIC je oko 10 ppm, a u sljedećih 100 mjeseci izmjereno je otpuštanje oko 1 – 3 ppm fluora (13). Fluoridi se također povećano otpuštaju u stanjima niske pH vrijednosti u usnoj šupljini, čime se podiže pH i štiti se zub od daljnje demineralizacije (4).

Navedene prednosti SIC-a iskorištene su u tzv. atraumatskom restaurativnom tretmanu (engl. *atraumatic restorative treatment – ART*) u kojem se ručnim instrumentima uklanja inficirani sloj dentina, a ostavlja demineralizirani sloj na dnu kaviteta (10). Potom se na taj sloj postavlja SIC koji učinkovito remineralizira tkivo pod uvjetima da ispun tijesno prianja uz demineralizirano tkivo i dobrim brtvljenjem ga izolira od vanjskih utjecaja (10). ART tehniku razvilo je WHO u svrhu osiguravanja dentalne zaštite u područjima bez dostupne električne energije, a uobičajena je i u radu s djecom (4).

Osim uloge fluorida u remineralizaciji, postoje dokazi o difuziji kalcijevih, fosfatnih i stroncijevih iona iz SIC-a duboko u demineralizirani dentin i okolnu caklinu (24).

1.4 Fizičko – mehanička svojstva staklenoionomernih cementa

Staklenoionomerni cementi su široko primjenjivani zbog adhezije na tvrda zubna tkiva, otpuštanja fluorida i relativno dobre estetike, ali zbog svojih slabijih fizičko-mehaničkih svojstava podložni su trošenju, što je bio njihov glavni nedostatak (19).

Prema istraživanjima, modul elastičnosti SIC-a kreće se od 2 do 10 MPa, čvrstoća na savijanje do 50 MPa, a tlačna čvrstoća od 60 do 300 MPa (13). Koeficijent termičke ekspanzije SIC-a je 10,2 – 11,4 ppm, što je blizu vrijednosti cakline (11,4 ppm) i dentina (8,3 ppm). To osigurava podjednaku ekspanziju i kontrakciju prilikom promjena temperature, što smanjuje vjerojatnost nastanka rubnih pukotina (13).

Kada su izloženi varijacijama pH vrijednosti, SIC pokazuju značajno veću otpornost na eroziju u usporedbi s drugim restaurativnim materijalima (13).

Omjer praha i tekućine utječe na mikrostrukturu, a tako i na mehanička svojstva cementa. Prema Wilsonovom istraživanju (1), što je veća količina praha, to je brže stvrdnjavanje, čvršća konzistencija cementa i bolja su mu mehanička svojstva (1). Međutim, kad se prijede kritična točka i kad zbog nedostatka tekuće komponente nastali matriks nije dovoljan da poveže cement, mehanička svojstva značajno opadaju (1).

Tlačna čvrstoća SIC-a povećava se s vremenom, tako je ona nakon prva 24 sata 200 MPa, a nakon jedne godine cement postaje dvostruko čvršći, tlačne čvrstoće oko 400 MPa (1).

1.5 Biokompatibilnost staklenoionomernih cementa

Odgovor pulpe na staklenoionomerne cemente bolji je u usporedbi s drugim materijalima kao što su cink-oksadni ili cink-polikarboksilatni cementi. Razlog je slaba poliakrilna kiselina i njezine makromolekule koje vežu kalcij iz tvrdih zubnih tkiva (2). Istraživanja su također pokazala kako SIC nisu povezani s poslijeoperativnom osjetljivošću, a imaju i sposobnost smanjenja subgingivalnog biofilma, čime su pogodniji za parodont u usporedbi s kompozitnim materijalima (2).

SIC se smatraju biokompatibilnim materijalima jer ne razvijaju toplinu tijekom polimerizacije, brzo se neutraliziraju, a ioni oslobođeni tijekom stvrdnjavanja mogu se smatrati neškodljivima (3).

1.6 Podjela staklenoionomernih cementa

U literaturi se često nailazi na različite podjele SIC-a. Tri podjele koje se najčešće spominju jesu tradicionalna podjela, podjela prema načinu primjene i podjela prema sastavu (7).

❖ Tradicionalna podjela (prema Wilsonu i McLeanu):

- Tip I – za cementiranje
- Tip II – za izradu ispuna (dvije podskupine – estetski i pojačani)
- Tip III – za podloge (7).

SIC tipa I koristi se za cementiranje krunica, mostova, *inlaya*, *onlaya* i za cementiranje u ortodonciji. Radioopaktni su, brzo se stvrdnjavaju i imaju relativno nizak omjer praha i tekućine (1,5 : 1 do 3,8 : 1) (4).

SIC tipa II koji se koristi za ispune ima dvije podvrste. Cementi koji se koriste za ispune u fronti imaju bolja estetska svojstva, veći omjer praha i tekućine (do 6,8 : 1) i potrebno ih je premazom zaštititi od vlage prva 24 sata. Oni koji se koriste za ispune na distalnim zubima imaju omjer praha i tekućine do 4 : 1, brzo se stvrdnjavaju i imaju bolju otpornost prema vodi u ranim fazama stvrdnjavanja (4).

SIC tipa III imaju različit omjer praška i tekućine ovisno o namjeni: za premaze niži, a za podloge viši jer je u tom slučaju potrebna čvrstoća jer staklenoionomerni cement zamjenjuje izgubljeni dentin (4).

❖ Podjela prema načinu primjene (prema Albersu):

- SIC za cementiranje
- SIC za ispune
- metalom ojačani SIC
- cermet SIC
- SIC kavitetni premazi (liners)
- SIC podloge
- SIC za pečaćenje
- smolom modificirani SIC (7).

❖ Podjela prema sastavu (prema Hickelu):

- konvencionalni SIC;
- viskoviskozni SIC;
- metalima pojačani SIC;
- smolom modificirani SIC (7).

Konvencionalni SIC su materijali dobiveni acidobaznom reakcijom između poliakrilne kiseline i fluoroaluminosilikatnog praha, uz vodu kao nusprodukt (3). Glavna im je namjena izrada ispuna na mliječnim i trajnim zubima (3).

Viskoviskozni SIC razvijeni su u svrhu izrade ispuna u sklopu ART tehnike (25). Prema proizvođačima, visoka viskoznost rezultat je dodatka poliakrilne kiseline prahu koji ima finiju distribuciju čestica (25). Takvi materijali imaju visok omjer praha i tekućine, što im osigurava bolja mehanička svojstva u odnosu na konvencionalni SIC (15), stvrdnjavaju se brže i manja im je osjetljivost na vlagu u ranim fazama stvrdnjavanja (25).

Dodatkom metalnog praha i vlakana pokušalo se modificirati sastav i tako poboljšati mehanička svojstva SIC-a (25). Sced i Wilson su istraživanjem dokazali kako dodatkom metalnih vlakana raste čvrstoća materijala na savijanje (25). Međutim, takvi materijali imaju lošu estetiku, slabu vezu između metala i poliakrilatnog matriksa te manju otpornost na abraziju u usporedbi s uobičajenim SIC (25). Povećana otpornost na abraziju postignuta je razvojem cermet – cemenata (McLean i Gasser) dobivenih sinteriranjem čestica stakla i čestica metala, najčešće zlata, srebra, titana i paladija (25).

Prvi smolom modificirani staklenoionomeri na tržištu su se našli početkom 1990-ih godina. To je skupina materijala koja ima svojstva i konvencionalnih SIC-a, i kompozita zbog dodatka organske matrice (HEMA) (25). Osim HEMA-e dodan je i fotoinicijator kamforkinon što omogućuje svjetlosnu polimerizaciju matrice (4).

Takvim SIC materijalima produženo je radno vrijeme, dobra im je adaptacija i adhezija, smanjena osjetljivost na imbibiciju i sinerezu, prihvatljivo otpuštanje fluorida, poboljšana su estetska i mehanička svojstva (2, 25).

1.7 Oblici staklenoionomernih cementata

SIC su na tržištu dostupni u tri oblika:

- materijali za ručno miješanje
- kapsulirani oblik
- sustav pasta – pasta (3).

Materijali za ručno miješanje dolaze na tržište kao prah i tekućina, na pakiranju je naznačena količina pojedine komponente, a varijacije u količini mogu dovesti do promjene mehaničkih i kemijskih svojstava cementa (3).

Kapsulirani oblik sadrži optimalnu količinu praha i tekućine koja osigurava točan omjer, zadovoljavajuću konzistenciju cementa i predvidljive rezultate. Olakšano je i unošenje SIC-a u kavitet zbog anguliranog vrha kapsule koji služi kao štrcaljka (25).

Sustav pasta – pasta sadrži ultra-fini prah posebno dizajniran da osigura odgovarajuću konzistenciju mješavine (25). Dostupan je u obliku dvostruke štrcaljke, gdje se u jednoj nalazi prah pomiješan s monomerom, a u drugoj vodena otopina kiseline pomiješana s finim silikatom (3). Njihovo olakšano miješanje omogućeno je pomoću *automix* sustava (3).

1.8 Nove generacije staklenoionomernih cementata

Do nedavno su glavni nedostatak staklenoionomernih cementata bila njihova slaba mehanička svojstva koja su onemogućavala primjenu u područjima većeg žvačnog opterećenja (26). U pokušaju da se poboljšaju fizičko-mehanička svojstva SIC-a, proizveden je EQUIA (GC, Tokio, Japan) sustav mikrolaminiranih staklenoionomera koji je na tržište došao 2007. godine (24).

Sustav se sastoji od EQUIA Fil SIC-a i EQUIA Coat premaza te je prema navodima proizvođača prvi SIC koji se može koristiti za izradu trajnih ispuna u stražnjoj regiji (20). U kavitet se unosi u kapsuli, dostupan je u osam različitih boja, estetiku mu poboljšavaju posebne čestice stakla kao punilo, a pritom zadržava sva pozitivna svojstva SIC-a (20).

EQUIA Coat je svjetlosnopolimerizirajući premaz s nano-punilom kojim se postiže bolja estetika, štiti površina ispuna i njegove rubove te tako omogućuje postizanje tvrdoće slične kompozitnim materijalima (20).

Noviji sustav EQUIA Forte (GC, Tokio, Japan) pripada tzv. staklo-hibridnoj tehnologiji, kombinira čestice punila različitih veličina: veće čestice (oko 25 μm) i manje čestice (oko 4 μm) koje su visoko reaktivne i daju čvrstoću restauraciji (20). Manje čestice povećano otpuštaju metalne ione i potiču ukriženo povezivanje poliakrilnih lanaca, a molekule poliakrilne kiseline velike molekularne mase učvršćuju matriks i daju mu kemijsku stabilnost (20). Sastoji se od EQUIA Forte Fil SIC-a i EQUIA Forte Coat-a. Sam EQUIA Forte Fil ima 10 % veću čvrstoću na savijanje u usporedbi s kombinacijom EQUIA Fil + EQUIA Coat, a u kombinaciji s EQUIA Forte Coat ona raste do 17 % (20). Premaz je temeljen na tehnologiji nano-punila jednoliko raspršenih u tekućini, s dodatkom novog multifunkcionalnog reaktivnog monomera (20). Svrha premaza je formiranje sloja prosječne debljine 35 – 40 μm koji štiti i površinu ispuna i adhezivnu površinu između ispuna i zuba. Prodiranjem u cement ispunjava poroznosti i osigurava glatku i čvrstu površinu te štiti cement tijekom faze maturacije (27). Zbog glatke površine, daljnje poliranje nije potrebno (27).

Najnoviji sustav EQUIA Forte HT kombinira EQUIA Forte HT Fil SIC i zaštitni premaz EQUIA Forte Coat i također pripada staklo-hibridnim sustavima s česticama punila različite veličine. Prema proizvođaču, indiciran je za ispune I i II razreda kod povećanog žvačnog opterećenja, za ispune V razreda i ispune na površini korijena, kao alternativa za amalgam, u terapiji molarno incizivne hipomineralizacije (MIH), pedodonciji itd. Čestice punila imaju slične indekse loma svjetlosti, što materijalu daje veći stupanj translucencije i time bolja estetska svojstva. Nije osjetljiv na vlagu, ima dulje radno vrijeme, a kraće vrijeme stvrdnjavanja što, prema proizvođaču, svodi proces izrade ispuna na 3 minute i 25 sekundi.

2. MATERIJALI I POSTUPCI

U istraživanju su korištene tri skupine staklenoionomernih cemenata, u kapsuliranom obliku, za tri eksperimentalne skupine ($n = 120$): staklenoionomer temeljen na staklo hibridnoj tehnologiji, EQUIA Forte HT Fil (GC, Tokio, Japan), s premazom ($n = 40$) i bez premaza (EQUIA Forte Coat), (Slika 1.), ($n = 40$) te visokoviskozni staklenoionomer, Fuji IX (GC, Tokio, Japan), ($n = 40$), (Slika 2.).



Slika 1. GC Fuji IX



Slika 2. EQUIA Forte HT Fil i EQUIA Forte Coat

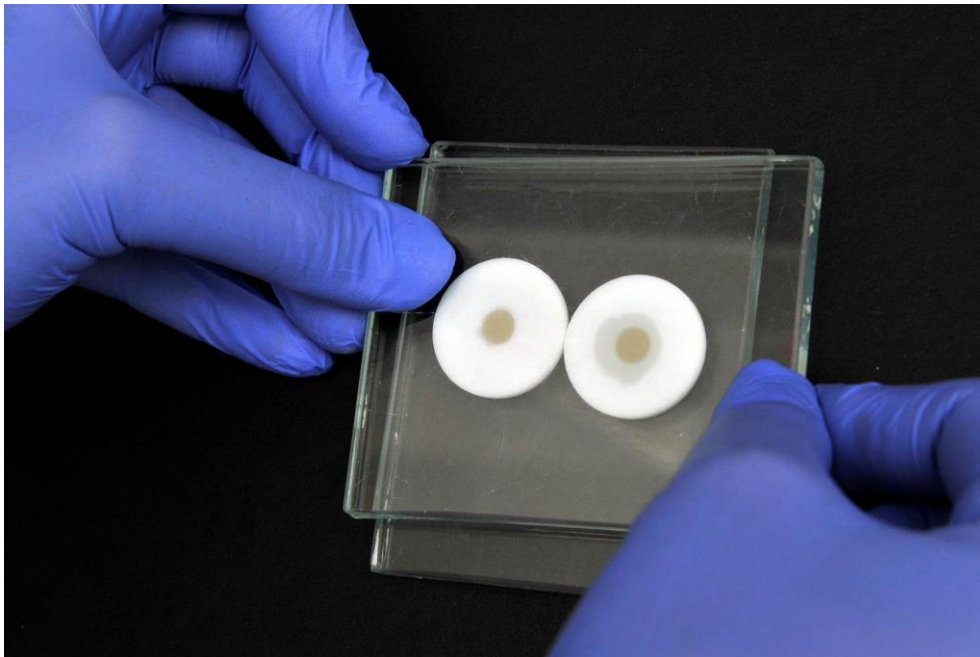
Materijali su zamiješani prema uputama proizvođača i zatim su istisnuti u posebno izrađene teflonske kalupe promjera 6 mm i debljine 2 mm (Slika 3.). Kalupi su prilikom istiskivanja materijala bili položeni na staklenoj podlozi (Slika 4.), a nakon što se u svaki kalup istisnuo materijal u blagom suvišku, na kalupe s materijalom postavljena je staklena pločica kako bi se osigurala dobra kondenzacija materijala i ravna površina uzorka (Slika 5.).



Slika 3. Teflonski kalupi

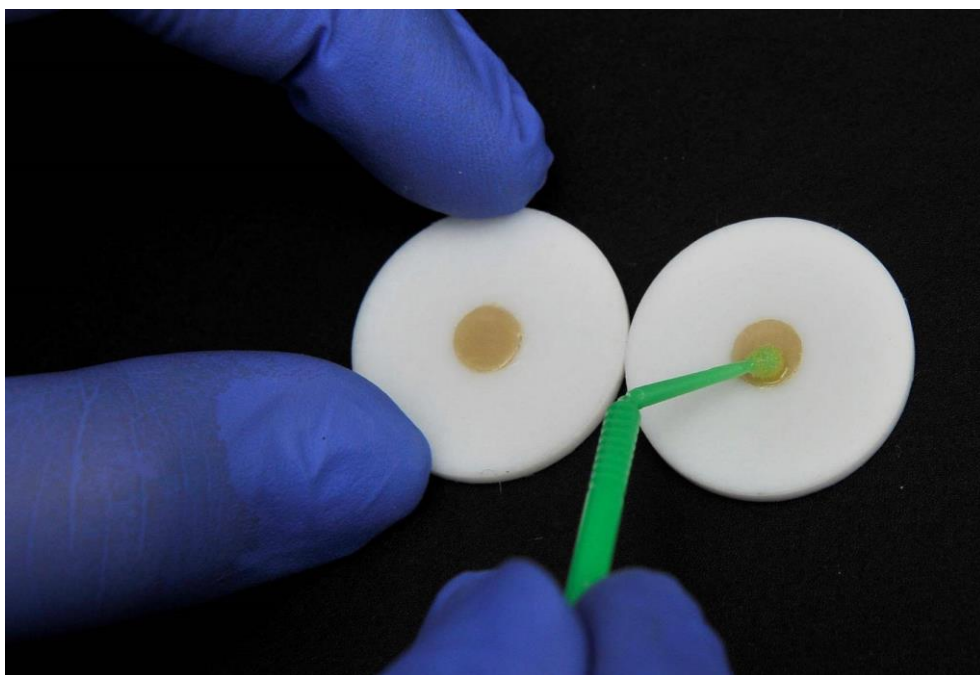


Slika 4. Istiskivanje zamiješanog materijala iz kapsule u teflonski kalup na staklenoj podlozi

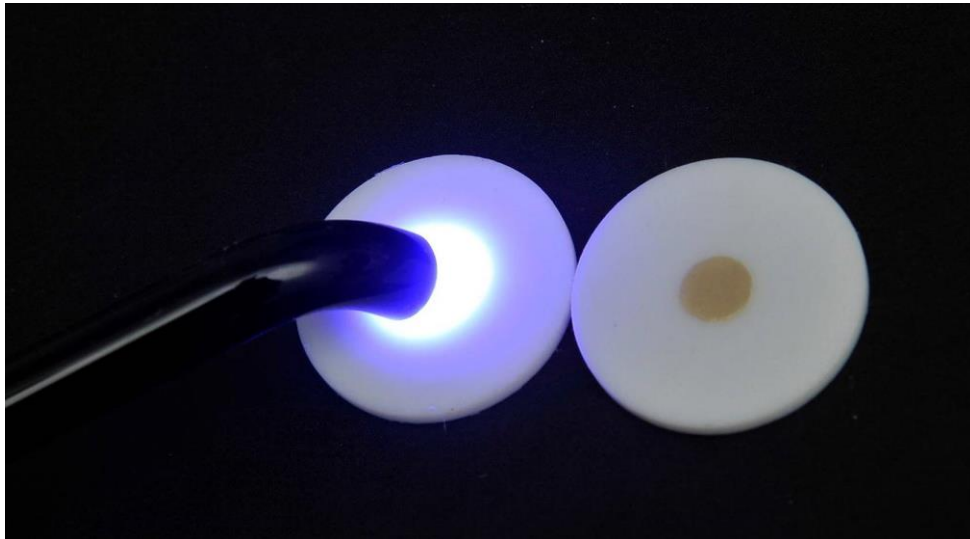


Slika 5. Kondenzacija materijala staklenom pločicom

Nakon stvrdnjavanja materijala u skupini EQUIA Forte HT s premazom (EQUIA Forte Coat), površina uzorka u kalupu je s obje strane premazana s EQUIA Forte Coatom (Slika 6.) te je premaz polimeriziran 20 sekundi sa svake strane polimerizacijskom lampom D-Light Pro (GC, Tokio, Japan, 1400 mW/cm²) (Slika 7.).

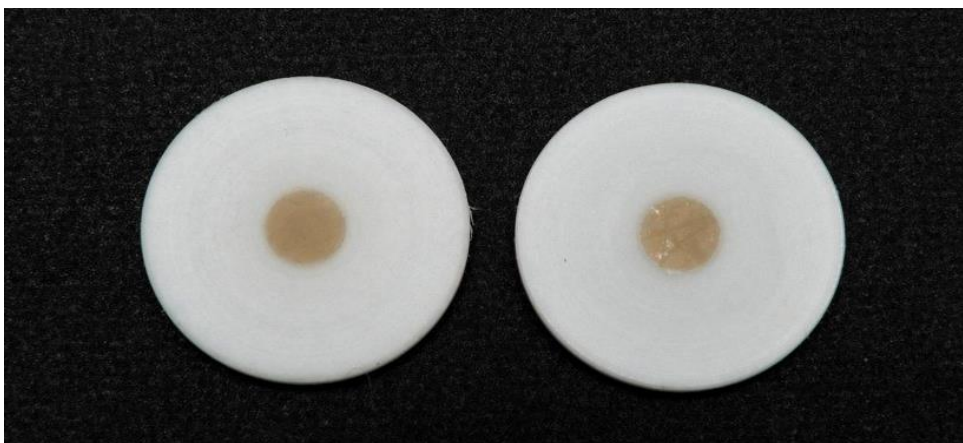


Slika 6. Premazivanje uzoraka EQUIA Forte HT-a EQUIA Forte Coatom



Slika 7. Polimerizacija EQUIA Forte Coata

Kalupi sa stvrdnutim materijalom (Slika 8.) stavljeni su u plastične posudice napunjene fiziološkom otopinom sedam dana (Slika 9.). Nakon sedam dana, unutar svake od tri eksperimentalne skupine, uzorci su slučajnim odabirom podijeljeni u četiri podskupine: 1. podskupina – kontrola, uzorci u fiziološkoj otopini; 2. podskupina – uzorci izloženi Coca-Cola napitku jednom dnevno 5 minuta tijekom sedam dana; 3. podskupina – uzorci izloženi Coca-Cola napitku tri puta dnevno 5 minuta tijekom sedam dana; 4. podskupina – uzorci izloženi Coca-Cola napitku pet puta dnevno 5 minuta tijekom sedam dana (Slika 10.). Kako bi se što bolje oponašali uvjeti u usnoj šupljini, uzorci u napitku više su puta protreseni. Nakon završetka vremena izlaganja isprani su i stavljeni u fiziološku otopinu, gdje su čuvani do idućeg izlaganja Coca-Coli.



Slika 8. Pripremljeni uzorci



Slika 9. Uzorci u fiziološkoj otopini



Slika 10. Tri skupine uzoraka u Coca-Coli

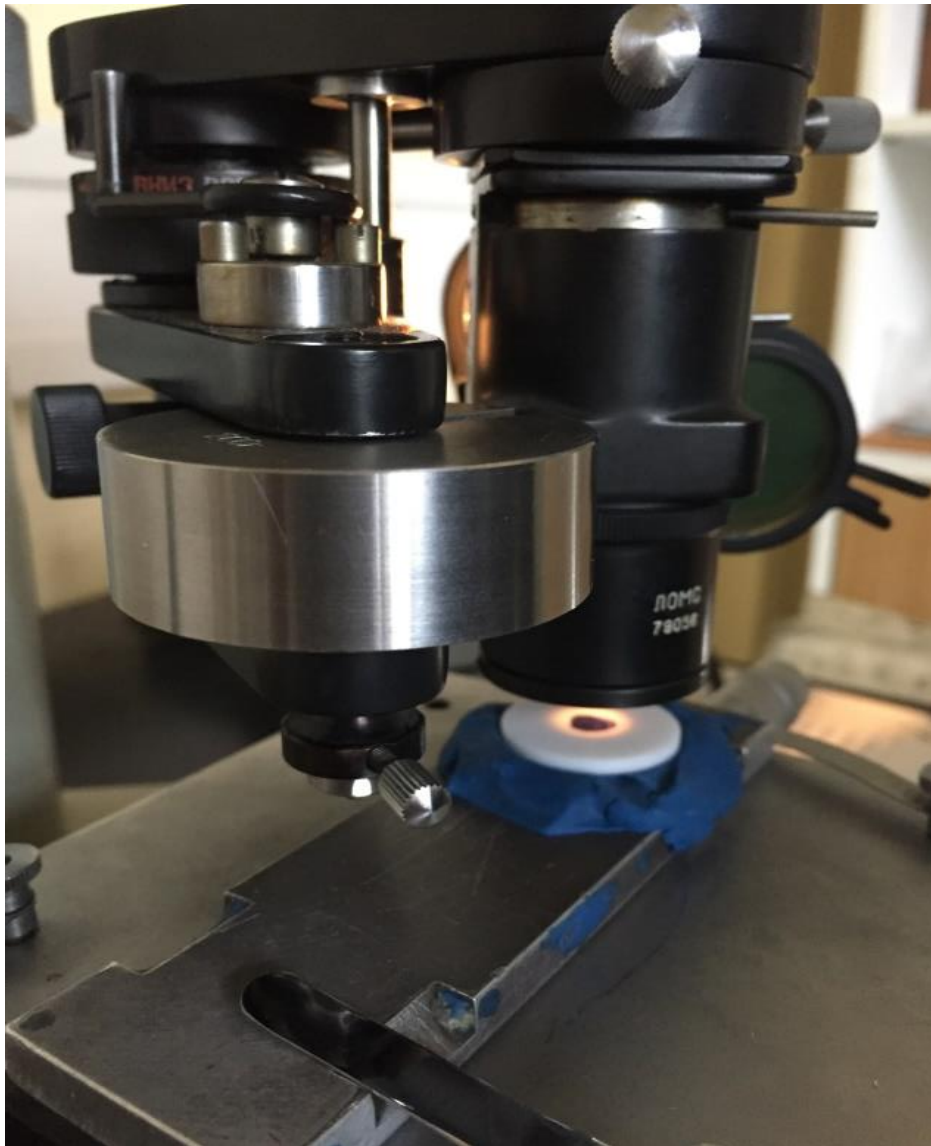
Nakon sedam dana svi uzorci podvrgnuti su Vickersovom testu mikrotvrdoće (Slika 11. i 12.). Tvrdoća po Vickersu (oznaka HV) mjera je otpornosti što ju neki materijal pruža prodiranju dijamantne četverostrane piramide s vršnim kutom od 136° , opterećene silom F (N). Iskazuje se kao naprezanje na površini udubljena:

$$HV = F / A$$

gdje je A – površina udubljenja dijamantne piramide (mm^2), a F – sila utiskivanja (N).



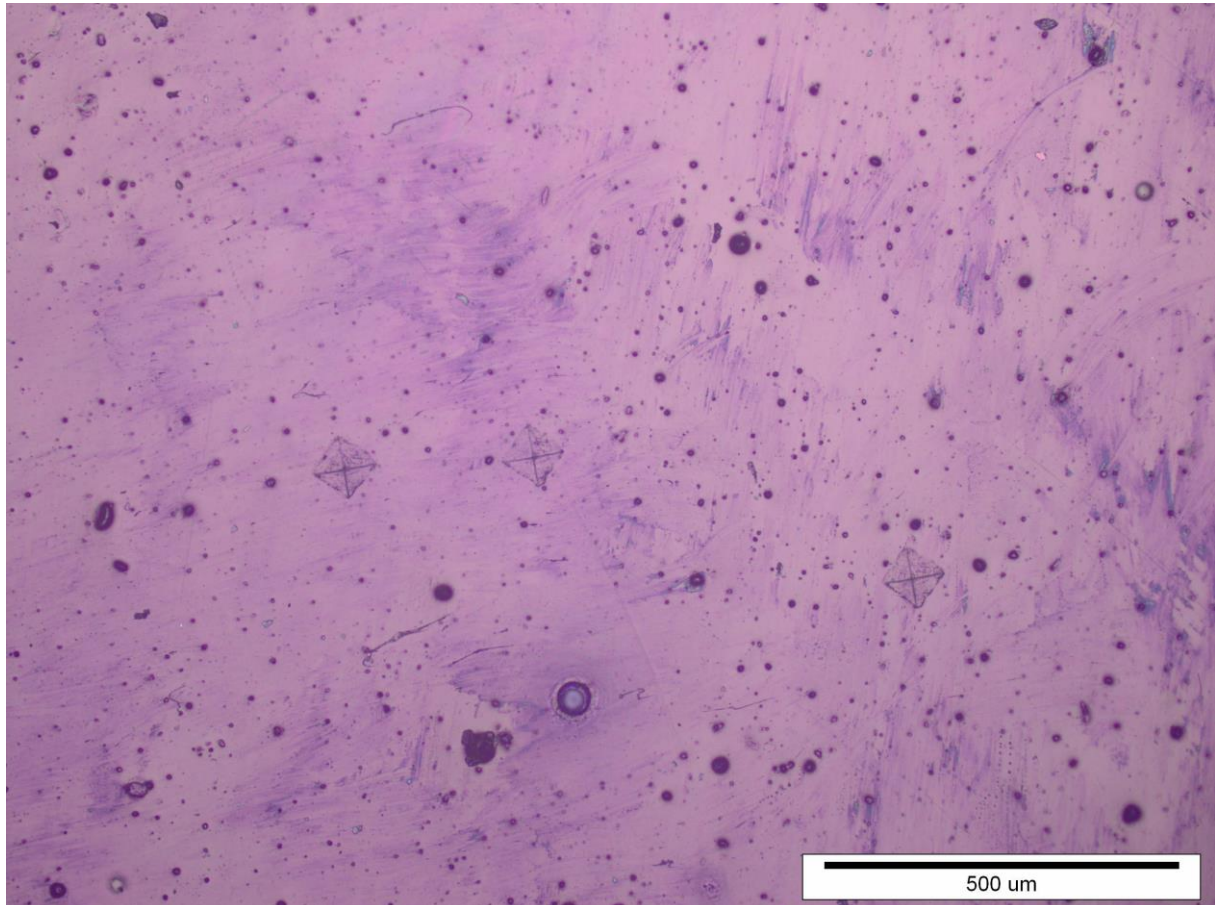
Slika 11. Uređaj za ispitivanje mikrotvrdoće po Vickersu



Slika 12. Ispitivanje mikrotvrdoće

Kod mjerenja korištena je sila utega od 200 g. Napravljena su tri otiska po uzorku te se računanjem prosječne vrijednosti dobila vrijednost mikrotvrdoće za svaki uzorak SIC-a.

Dijamantna piramida udubi površinu uzorka i na njemu ostavlja trag u obliku kvadrata (Slika 13) koji je, zbog nesavršenosti uzorka ili netočnosti rada, često iskrivljen. Zbog toga se mjere obje dijagonale kvadrata (d_1 i d_2) i uzima se srednja vrijednost dijagonale.



Slika 13. Otisci na površini uzorka

Za statističku analizu podataka, korišten je *one-way* ANOVA test i *post-hoc* Bonferroni test, a razina statističke značajnosti je bila postavljena na 5 %.

3. REZULTATI

Minimalne, maksimalne te srednje vrijednosti mikrotvrdoće po Vickersu i standardne devijacije za sve eksperimentalne skupine prikazane su u Tablici 1. U kontrolnim skupinama, najveća vrijednost mikrotvrdoće zabilježena je za EQUIA Forte HT Fil bez premaza ($p < 0,05$). U skupinama koje su bile izložene Coca-Coli 1 x dnevno, statistički značajno veću mikrotvrdoću imali su uzorci EQUIA Forte HT Fil bez premaza u usporedbi s uzorcima EQUIA Forte HT Fil s premazom ($p < 0,05$). Između skupina koje su bile izložene Coca-Coli 3 x dnevno nije bilo statistički značajne razlike u izmjerenoj mikrotvrdoći ($p > 0,05$). U skupinama koje su bile izložene Coca-Coli 5 x dnevno, najveću mikrotvrdoću imali su uzorci Fuji IX i EQUIA Forte HT Fil bez premaza, uz statistički značajnu razliku u usporedbi s mikrotvrdoćom uzoraka EQUIA Forte HT Fil s premazom ($p < 0,05$). Nije pronađena razlika u mikrotvrdoći Fuji IX između kontrolne skupine i uzoraka koji su bili izloženi djelovanju Coca-Cole ($p > 0,05$), a statistička analiza pokazala je isti rezultat za sve skupine EQUIA Forte HT Fil bez premaza ($p > 0,05$) i za sve skupine s premazom ($p > 0,05$).

Tablica 1. Minimalne, maksimalne te srednje vrijednosti mikrotvrdoće po Vickersu i standardne devijacije za sve eksperimentalne skupine

Eksperimentalna skupina	Broj uzoraka (n)	Min. vrijednost	Max. vrijednost	Srednja vrijednost	Standardna devijacija
Fuji IX	10	22,03	73,93	41,32	20,33
EQUIA Forte HT Fil	10	42,37	73,10	59,90	11,44
EQUIA Forte HT Fil + Coat	10	32,53	57,20	40,33	7,75
Fuji IX, Coca-Cola 1 x dnevno	10	35,50	69,57	49,61	10,67
EQUIA Forte HT Fil, Coca-Cola 1 x dnevno	10	40,57	85,10	63,11	16,60
EQUIA Forte HT Fil + Coat, Coca-Cola 1 x dnevno	10	39,23	59,23	46,12	5,74
Fuji IX, Coca-Cola 3 x dnevno	10	29,77	71,63	43,52	12,51
EQUIA Forte HT Fil, Coca-Cola 3 x dnevno	10	30,00	66,93	47,15	16,12
EQUIA Forte HT Fil + Coat, Coca-Cola 3 x dnevno	10	28,10	48,63	37,86	7,87
Fuji IX, Coca-Cola 5 x dnevno	10	40,77	57,53	50,00	5,00
EQUIA Forte HT Fil, Coca-Cola 5 x dnevno	10	39,27	57,63	49,55	5,70
EQUIA Forte HT Fil + Coat, Coca-Cola 5 x dnevno	10	33,80	44,17	38,90	3,32

4. RASPRAVA

U novije doba vrlo je raširena i učestala konzumacija gaziranih pića, osobito među djecom i mladima. Većina gaziranih pića, pa i voćnih sokova, imaju pH vrijednost ispod 3,5, a znanstvena istraživanja pokazala su da demineralizacija cakline počinje ispod pH vrijednosti 5,5 (28). Problem je što gazirana pića sadrže jednu ili dvije kiseline koje se često dodaju u hranu i pića, fosforu i limunsku, koje su odgovorne za nisku pH vrijednost proizvoda koji ih sadrže i koje time mogu dovesti do erozivnih promjena. Osim acidogenog potencijala koji uzrokuje nastanak erozija cakline, takva pića zbog visokog sadržaja šećera imaju i kariogeni potencijal (29). Erozija je rezultat gubitka minerala sa zubne površine zbog utjecaja kiselina koje nisu bakterijskog podrijetla, a mogu biti iz egzogenih i endogenih izvora (30). Endogeni uključuju poremećaje gornjeg dijela gastrointestinalnog trakta, metaboličke i endokrine poremećaje, zlouporabu droga, anoreksiju i bulimiju (6). Kisela hrana i pića najčešći su egzogeni izvori (30). Erozija tvrdih zubnih tkiva može uzrokovati preosjetljivost ili, ako uznapreduje, ekspaniranost zubne pulpe i frakturu zuba. Čimbenici koji utječu na površinske promjene tvrdih zubnih tkiva mogu slično utjecati i na materijal za ispune. Više istraživanja potvrdilo je da kiseli uvjeti u usnoj šupljini dovode do degradacije SIC-a i kompozitnih materijala (30-33). Prema istraživanju Wongkhantea i sur. (30), caklina, dentin te mikropunjeni kompoziti i smolom modificirani SIC pokazali su značajne promjene tvrdoće nakon izlaganja Coca-Coli. U istom istraživanju korišteni su i uzorci kompozita, polikiselinama modificiranih smola i konvencionalnog SIC-a koji nisu pokazali značajne promjene i smanjenje površinske tvrdoće (30). Abu-Bakr i sur. (32) dokazali su kako kompolimeri pokazuju veću mikrotvrdoću nakon izlaganja Coca-Coli nakon dva mjeseca u usporedbi sa smolom modificiranim SIC-om, ali znatno manju nego kompoziti (32). U istraživanju koje su proveli McKenzie i sur. (33) ispitan je učinak Coca-Cole i voćnih sokova na tvrdoću SIC-a i kompomera. Prema rezultatima, konvencionalni SIC su se u potpunosti otopili kad su bili izloženi soku jabuke ili naranče, ali isto se nije dogodilo u Coca-Coli (33). Stoga su autori zaključili da jači erozivni učinak imaju ispitani voćni sokovi u usporedbi s Coca-Colom (33).

Djelovanje kiseline može uzrokovati gubitak glavnih sastavnica matriksa SIC-a (34). U kiselim uvjetima, H^+ ioni iz kiseline difundiraju u SIC i istiskuju metalne katione iz matriksa koji potom izlaze iz materijala u okolinu (34). Njihova količina u matriksu tako se smanjuje, a to potiče otpuštanje novih metalnih kationa iz čestica stakla uzrokujući njihov raspad (34). Posljedica tog procesa je hrapava površina materijala puna šupljina i protrudiranih, neraspadnutih čestica stakla koja je pogodna za akumulaciju plaka i razvoj karijesa i

parodontnih bolesti (34). Iz tog razloga potrebno je pažljivo odabrati materijal za izradu restauracija kod pacijenata koji u anamnezi imaju gastroezofagealni refluks, poremećaje prehrane ili koji obilno konzumiraju kisela pića (34). Posljednju skupinu u najvećem broju čine djeca i mladi kod kojih je i najčešća upotreba SIC-a kao materijala za ispune. Fosforna kiselina sastojak je mnogih gaziranih pića, koristi se kao konzervans te piću daje specifičan oštar okus (29). Coca-Cola ima pH vrijednost 2,62 (32), zbog čega ima potencijal stvaranja erozija na tvrdim zubnim tkivima i restaurativnim materijalima (29). Upravo to potaknulo je istraživanje o utjecaju Coca-Cole na fizičko-mehanička svojstva različitih SIC materijala, visokoviskoznog SIC-a (Fuji IX) kao kontrolne skupine s kojom će se usporediti najnovija generacija SIC-a, temeljena na staklo-hibridnoj tehnologiji, EQUIA Forte HT Fil s premazom i bez nanopunjenog premaza (EQUIA Forte Coat). Fuji IX je SIC indiciran za izradu zaštitnih podloga u kavitetima te za izradu uglavnom privremenih restauracija u trajnoj denticiji ili trajnih u mliječnoj te se u literaturi povezuje s ART tehnikom. Zbog slabijih fizičko-mehaničkih svojstava SIC-a u odnosu na kompozitne materijale, SIC nisu bili indicirani kao materijali za izradu trajnih ispuna kod trajnih zuba u stražnjoj regiji. Međutim razvojem mikrolaminiranih SIC materijala (EQUIA Fil, GC, Tokio, Japan) te još novije i poboljšane generacije SIC-a temeljene na staklo-hibridnoj tehnologiji (EQUIA Forte i EQUIA Forte HT Fil), SIC su indicirani i za izradu estetskih trajnih ispuna u stražnjoj regiji. Mnogobrojnim kliničkim istraživanjima dokazano je da se čak i starija generacija mikrolaminiranih SIC može koristiti za izradu trajnih ispuna u stražnjoj regiji te da ista ima slična mehanička i fizička svojstva kao i hibridni kompoziti (27, 35, 36, 37, 38). SIC temeljni na staklo-hibridnoj tehnologiji imaju poboljšana fizičko-mehanička svojstva u odnosu na mikrolaminirane SIC. EQUIA Coat, koji je dio novog mikrolaminiranog i staklo-hibridnog SIC restaurativnog sistema, ima ulogu nanopunjenog premaza koji prodire u cement, ispunjava njegove poroznosti i poboljšava translucenciju, estetiku, glatkoću i čvrstoću konačnog ispuna. *In vitro* i *in vivo* istraživanja potvrdila su da nanopunjeni premazi povećavaju otpornost SIC-a na trošenje (35, 39). U ovom istraživanju željeli smo dati odgovor na pitanje hoće li premaz također zaštititi staklo-hibridni SIC od degradacije i posljedično manje mikrotvrdoće nakon njegovog izlaganja niskoj pH vrijednosti.

Istraživanje je također osmišljeno kako bi se ispitao utjecaj Coca-Cole na mikrotvrdoću SIC-a tako što se pokušalo reproducirati uvjete u usnoj šupljini kod pacijenata koji konzumiraju spomenuto piće u manjim (jednom dnevno), umjerenim (tri puta dnevno) i u velikim količinama (pet puta dnevno). Zbog navedenog, intervali izlaganja pripremljenih uzoraka

SIC-a bili su jednom dnevno u pet minuta, tri puta dnevno pet minuta i pet puta dnevno pet minuta. Tijekom testiranja, uzorci su uronjeni u plastičnu posudicu napunjenu Coca-Colom te je posudica zatvorena. Tijekom pet minuta izlaganja nekoliko su puta protreseni kako bi se oponašali uvjeti u usnoj šupljini kod ispijanja pića i osigurao potpuni kontakt Coca-Cole i SIC-a. Vrijeme od pet minuta odabrano je jer je to okvirno vrijeme kroz koje se očekuje kontakt tvrdih zubnih tkiva i/ili restaurativnih materijala tijekom konzumacije pića. Uzorci su svaki put izloženi djelovanju svježe Coca-Cole, nakon čega su isprani u vodi radi neutralizacije kiseline i potom vraćeni u fiziološku otopinu. Iako je zanimljivo da se niska pH vrijednost Coca-Cole ne mijenja niti tijekom sedam dana, kada se usporede svježa, tek otvorena Coca-Cola i isto piće koje stoji otvoreno tjedan dana (40). Budući da su najveće promjene u fizičko-mehaničkim svojstvima uočene nakon sedam dana (5), isto vrijeme odabrano je za testiranje mikrotvrdoće uzoraka u ovom istraživanju.

Rezultati ovog istraživanja pokazali su da su najveću mikrotvrdoću u kontrolnoj skupini i skupini koja je jednom dnevno bila izložena Coca-Coli imali uzorci EQUIA Forte HT Fil bez premaza. Kod uzoraka koji su pet puta dnevno bili izloženi djelovanju Coca-Cole, najbolje rezultate pokazali su Fuji IX i EQUIA Forte HT Fil bez premaza. Zanimljivo je da kod nijednog materijala nije bilo statistički značajne razlike kada su isti izloženi djelovanju Coca-Cole jednom, tri ili pet puta dnevno. Dobiveni rezultati nisu u skladu s rezultatima prijašnjih istraživanja (30, 31, 32), ali razlike se mogu objasniti sastavom materijala. U ovom istraživanju, ispitana je mikrotvrdoća visokoviskoznog SIC-a i SIC-a temeljenog na staklo-hibridnoj tehnologiji koji imaju bolja fizičko-mehanička svojstva u usporedbi s konvencionalnim i smolom modificiranim SIC koji su ispitani u prethodnim istraživanjima (30, 31, 32). Iako bi očekivani rezultat bio da će nanopunjeni premaz dodatno zaštititi SIC, ta skupina je, iznenađujuće, pokazala najmanju mikrotvrdoću. Međutim, dobiveni rezultati mogu se objasniti činjenicom da, kada se inicijalno postavi zaštitni premaz, isti ima veću debljinu i relativno slabija mehanička svojstva te je podložan upijanju vode, hidrolizi i, s vremenom, dio premaza troši se i time uklanja s površine materijala (41). Istraživanje Faraji i sur. (41) pokazalo je da premaz ima zaštitnu ulogu tek nakon tri i šest mjeseci, jer su tek tada uzorci SIC-a koji su bili zaštićeni premazom pokazali veću mikrotvrdoću u usporedbi s kontrolnom skupinom bez premaza.

Naravno, ovo istraživanje ima i određena ograničenja. Naime, *in vitro* ispitivanje nikad ne može u potpunosti imitirati uvjete koji su prisutni u usnoj šupljini *in vivo*. Sukladno tome, potrebno je imati na umu da uzorci materijala koji su testirani nisu bili izloženi puferskom učinku sline ili izloženi temperaturnim promjenama ili cikličkom mehaničkom opterećenju. Potrebna su daljnja istraživanja čiji bi dizajn još više oponašao *in vivo* uvjete kojima su izloženi restaurativni materijali i koja bi također pratila utjecaj niskih pH vrijednosti tijekom dužeg vremena.

5. ZAKLJUČAK

EQUIA Forte HT Fil bez premaza imao je najveću mikrotvrdoću u kontrolnoj skupini koja nije bila izložena djelovanju Coca-Cole i nakon izlaganja uzoraka Coca-Coli jednom dnevno. Kod uzoraka koji su pet puta dnevno bili izloženi djelovanju Coca-Cole najbolje rezultate pokazali su Fuji IX i EQUIA Forte HT Fil bez premaza. Kada se uspoređi mikrotvrdoća skupina istog materijala, kontrolna skupina i skupine izložene djelovanju Coca-Cole jednom, tri ili pet puta dnevno, nije bilo razlike u izmjerenoj mikrotvrdoći pa se može zaključiti da Coca-Cola nema negativan utjecaj na mikrotvrdoću viskoviskoznog ili staklo-hibridnog SIC sa zaštitnim premazom ili bez zaštitnog premaza.

6. LITERATURA

1. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dent Res J*. 2013;10(4):411–20.
2. Almuhaiza M. Glass-ionomer Cements in Restorative Dentistry: A Critical Appraisal. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(4):331-6.
3. Selimović-Dragaš M, Jurić H. Stakleno ionomerni cementi. *Dentist*. 2012;1(2):30-9.
4. Sharanbir KS, John WN. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. 2016;7(3):16.
5. Bajwa NK, Pathak A. Change in Surface Roughness of Esthetic Restorative Materials after Exposure to Different Immersion Regimes in a Cola Drink. *ISRN Dent*. 2014;353926. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/isrn/2014/353926/> DOI 10.1155/2014/353926.
6. Maganur P, Satish V, Prabhakar AR, Namineni S. Effect of Soft Drinks and Fresh Fruit Juice on Surface Roughness of Commonly used Restorative Materials. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2015;8(1):1-5.
7. Pavelić B. Staklenoionomerni cementi-provjerite i nadopunite vaše znanje. *Sonda*. 2004;6(10):39-42.
8. De Caluwé T, Vercruyse C, Fraeyman S, Verbeeck R. The influence of particle size and fluorine content of aluminosilicate glass on the glass ionomer cement properties. *Dent Mater*. 2014;30(9):1029–38.
9. Purton DG, Rodda JC. Artificial Caries around Restorations in Roots. *J Dent Res*. 1988;67(5):817–21.
10. Ngo HC, Mount G, Mc Intyre 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.
11. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomater*. 1998;19(6):485–94.
12. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JMN, et al. Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. *Int J Mol Sci*. 2016;17(7):1134.
13. Ulrich L. Dental Glass Ionomer Cements as Permanent Filling Materials? - Properties, Limitations and Future Trends. *Mater*. 2010;3(1):76-96.
14. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J*. 2004;49(3):112-21.

15. Hewlett ER, Mount GJ. Glass ionomers in contemporary restorative dentistry-a clinical update. *J Calif Dent Assoc.* 2003;31(6):483-92.
16. Kutuk ZB, Vural UK, Cakir FY, Miletic I, Gurgan S. Mechanical properties and water sorption of two experimental glass ionomer cements with hydroxyapatite or calcium fluorapatite formulation. *Dent Mater J.* 2019;38(3):471-9.
17. De Oliveira BMB, Agostini IE, Baesso ML, Menezes-Silva R, Borges AFS, Navarro MFL, et al. Influence of external energy sources on the dynamic setting process of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2019;35:450-6.
18. Miličević A, Goršeta K, van Duinen RNV, Glavina D. Surface Roughness of Glass Ionomer Cements after Application of Different Polishing Techniques. *Acta Stomatol Croat.* 2018; 52(4): 314–21.
19. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aus Dent J.* 2011;56(Suppl 1):23-30.
20. Miletić I, Baraba A. EQUIA versus amalgam: Minimum intervention dentistry for the 21st century dentist. *GC Get Connected.* 2012;3:10-1.
21. Strassler HE. Glass Ionomers For Direct-Placement Restorations: A Peer-Reviewed Publication. 2011:1-15. Available from: <https://www.yumpu.com/en/document/read/22671230/glass-ionomers-for-direct-placement-restorations-ineedcecom>.
22. Dionysopoulos D. The effect of fluoride-releasing restorative materials on inhibition of secondary caries formation. *Fluoride.* 2014;47(3):258-65.
23. Chau NP, Pandit S, Jung JE, Cai JN, Yi HK, Jeon JG. Long-term anti-cariogenic biofilm activity of glass ionomers related to fluoride release. *J Dent.* 2016;47:34-40.
24. Baraba A, Miletić I. Healing deep caries lesions in the posterior region with the new micro-laminated glass ionomer cement. *GC Get Connected.* 2015;5:21-4.
25. Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass Ionomer Cement – The Different Generations. *Trends Biomater Artif Organs.* 2005;18(2):158-65.
26. Miletic I. Modern solutions for direct posterior restorations. *GC Get Connected.* 2015;4:32-6.
27. Basso M, Brambilla E, Benites MG, Giovannardi M, Ionescu AC. Glassionomer cement for permanent dental restorations: a 48-months, multi-centre, prospective clinical trial. *Stoma Edu J.* 2015;2(1):25-35.

28. Panda A, Ghosh B, Pal I, Kumar V, Bhuyan L, Dash KC. Dissolution of Enamel on Exposure to Various Commercial Beverages Available in India. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18(11):1009-13.
29. Rajavardhan K, Sankar AJS, Kumar MGM, Kumar KR, Pranitha K, Kishore KK. Erosive Potential of Cola and Orange Fruit Juice on Tooth Colored Restorative Materials. *Ann Med Health Sci Res.* 2014;4(Suppl 3):208-12.
30. Wongkhantee, S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *J Dent.* 2006;34(3):214–20.
31. Prakki A, Cilli R, Mondeli RFL, Kalachandra S, Pereira JC. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *J Dent* 2005;33(2):91-8.
32. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Changes in the mechanical properties and surface texture of compomer immersed in various media. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):444-52.
33. McKenzie MA, Linden RWA, Nicholson JW. The effect of Coca-cola and fruit juices on the surface hardness of glass-ionomers and compomers. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1046-52.
34. Reddy DS, Kumar RA, Venkatesan SM, Narayan GS, Duraivel D, Indra R. Influence of citric acid on the surface texture of glass ionomer restorative materials. *J Conserv Dent.* 2014;17(5):436-9.
35. Diem VTK, Tyas MJ, Hien CN, Phuong LH, Khanh ND. The effect of a nano-filled coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass ionomer cement. *Clin Oral Investig.* 2014;18(3):753-9.
36. Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer-based restoration system. *Dent Mater.* 2012;27(10):1031-7.
37. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent.* 2015;40(2):134-43.
38. Klinke T, Daboul A, Turek A, Frankenberger R, Hickel R, Biffar R. Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. *Trials.* [Internet]. 2016 April [cited 2017 August 28] Available from: <https://trialsjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13063-016-1339-8>.

39. Kanik O, Turkun S, Walter W. In vitro abrasion of resin-coated highly viscous glass ionomer cements: a confocal laser scanning microscopy study. *Clin Oral Investig.* 2017;21(3):821–9.
40. Mat Yaman ZF, Luddin N, Khursheed Alam M. In vitro study of erosive effects of commercial soft drinks on surface microhardness of tooth-colored restorative materials. *Int Med J.* 2014;21(1):83-5.
41. Faraji F, Hesmhmatt H, Banava S. Effect of protective coating on microhardness of a new glass ionomer cement: Nanofilled coating versus unfilled resin. *J Conserv Dent.* 2017;20(4):260-3.

7. ŽIVOTOPIS

Antonela Matulj rođena je 18. studenog 1994. u Zadru. Osnovnoškolsko obrazovanje stekla je u OŠ Stanovi, a srednjoškolsko u Gimnaziji Jurja Barakovića, također u Zadru. Studij Dentalne medicine na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu upisuje 2013. godine. Tijekom studija bila je članica Geronto udruge i dio Studentske sekcije za stomatološku protetiku. Kao predavač i voditelj radionica, sudjelovala je na Simpoziju studenata dentalne medicine u Zagrebu. Od 2015. do kraja studija, asistira u privatnoj stomatološkoj ordinaciji.