Utjecaj načina pripreme cakline na čvrstoću svezivanja ortodontske bravice na zubnu površinu

Latić Hodžić, Leila

Doctoral thesis / Disertacija

2018

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

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:725749

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-19**

Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Leila Latić Hodžić

Utjecaj načina pripreme cakline na čvrstoću svezivanja ortodontske bravice na zubnu površinu

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2018.



Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Leila Latić Hodžić

Utjecaj načina pripreme cakline na čvrstoću svezivanja ortodontske bravice na zubnu površinu

DOKTORSKI RAD

Mentor:

Prof. dr.sc. Senka Meštrović

Zagreb, 2018.



University of Zagreb

School of Dental Medicine

Leila Latić Hodžić

Effects of different enamel preparation methods on shear bond strength of orthodontic bracket

DOCTORAL THESIS

Supervisor:

Senka Meštrović, Ph.D.

Zagreb, 2018.

Rad je izrađen na Zavodu za ortodonciju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i Zavodu za biomedicinsku, kiruršku i dentalnu znanost Instituta IRCCS Galeazzi Ortopedic, Sveučilišta u Milanu (*Department of Biomedical, Surgical and Dental Sciences, IRCCS Galeazzi Orthopedic Institute, University of Milan, Italy).*

Istraživanje je provedeno u sklopu Sveučilišne potpore "Ispitivanje snage svezivanja bioaktivnih materijala" odobrene 2014. godine.

Mentor: prof. dr. sc. Senka Meštrović, profesor na Zavodu za ortodonciju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Lektor hrvatskog jezika: Sanda Uzun-Ikić , prof.

Lektor engleskog jezika: Tina Antonini, prof.

Sastav Povjerenstva za obranu doktorskog rada:

1. Izv.prof.dr.sc. Sandra Anić Milošević, predsjednica
2. Prof.dr.sc. Marina Lapter Varga, član
3. Prof.dr.sc. Ivana Miletić, član
4. Doc.dr.sc. Barbara Mady Maričić, član
5. Doc.dr.sc. Dragana Gabrić, član

Datum obrane: 11.07.2018.

Rad sadržava: 72 stranice

33 slike

3 tablice

1 CD

Zahvaljujem svojim roditeljima najprije na pruženoj ljubavi,sigurnosti i bezbrižnosti. Hvala im na motivaciji, podršci i poticajima koje su mi pružali, kako kroz cijelo vrijeme školovanja, tako i ovoj mojoj finalnoj "avanturi" stjecanja titule doktora znanosti.

Posebno hvala mojoj mentorici Prof. Senki Meštrović koja mi je bila svesrdna pomoć i "vjetar u leđa" u izradi ovog rada. Bez njenih savjeta, iskustva i zalaganja ove bi stranice još dugo vremena čekale svoje korice…

Zahvaljujem svom suprugu koji uvijek pokazuje vjeru u moje uspjehe i koji mi pruža potporu i nesebičnu pomoć u mojoj edukaciji, poslu i životu općenito.

Hvala mojoj dragoj dječici što su imala razumijevanja za ponekad "odsutnu" mamu i što mi daju snagu da napredujem, ustrajem i da se borim.

Dodatno zahvaljujem svom svekru, svekrvi i dragim prijateljima koji su vjerovali u mene i pratili me u stvaranju ovog rada do samog njegovog završetka.

Sažetak

Svrha ovog istraživanja bila je usporediti čvrstoću svezivanja ortodontske bravice pomoću smolom modificiranoga staklenoionomernog cementa i caklinske površine zuba pripremljene ortofosfornom kiselinom i s dva moda Er:YAG lasera. 60 zdravih humanih pretkutnjaka nasumično su podijeljeni u tri eksperimentalne skupine (n = 20). Caklinska površina pripremljena je na sljedeći način: grupa 1: Er:YAG laser u super short pulse (SSP) modu (100 mJ, 20 Hz, 2 W); grupa 2: Er:YAG laser u quantum square pulse (QSP) modu (120 mJ, 10 Hz, 1.2 W) putem X-Runner drška; grupa 3 (kontrolna): predtretman s 5,25% hipokloritom, te potom 37%-tna ortofosforna kiselina su trajanju od 15 s. Na zube u sve tri skupine pričvršćene su metalne bravice od nehrđajućeg čelika svjetlosnopolimerizirajućim smolom modificiranim staklenoionomernim cementom. Nakon termocikliranja (1800 ciklusa), čvrstoća svezivanja određena je pomoću univerzalnog stroja. Nakon uklanjanja bravica, pregledane su površine i bravice i cakline u svrhu određivanja količine zaostatnog materijala.

Rezultat mjerenja aritmetičke sredine smične sile u skupini tretiranoj ortofosfornom kiselinom (kontrolna skupina) pokazao je najnižu vrijednost (10,6104 MPa $^{+}$/- 2,66196 MPa). Skupina zuba čija je površina tretirana Er:YAG laserom pri SSP operacijskom modu pokazala je najvišu vrijednost izračunate aritmetičke sredine smične sile (13,1795 MPa $^{+}$/- 3,37904), što je bilo statistički značajno u odnosu na kontrolu skupinu (p = 0,0226). U skupini tretiranoj QSP modom lasera izmjerene su vrijednosti (11,8486 $^{+}$/- 0,59832 MPa) koje nisu bile statistični značajno različite u odnosu na kontrolnu i SSP skupinu (p = 0,4215 i p = 0,3082). Može se zaključiti da predtretman cakline Er:YAG laserom u SSP operacijskom modu ostvaruje bolju čvrstoću svezivanja ortodontskih bravica u odnosu na klasični postupak jetkanja kiselinom.

Ključne riječi: Er:YAG laser, tretman površine cakline, postavljanje bravica, smolom modificirani staklenoionomerni cementi

Summary

A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets after acid-etched and laser etched

Introduction: The most common method used in the clinical setting to bond orthodontic brackets is pre-etching with 37% orthophosphoric acid and bonding using various adhesives. In recent years laser was proposed for pre-treatment of the enamel surfaces for orthodontic bracket bonding. Laser irradiation causes thermally induced changes on the enamel surface, such as roughening and microirregularities, similar to those caused by acid etching.

Aim: The aim of this study was to compare the shear bond strength values of orthodontic brackets luted with RMGIC after enamel etching by Er:YAG laser operated using a digitally controlled handpiece (X-Runner) in two different working modes, versus a conventional etching protocol including phosphoric acid, after accelerated artificial aging/thermal cycling of specimens.

Materials and methods: Sixty healthy human premolars were randomly allocated to three experimental groups (n = 20) and etched with: Group 1: Er:YAG laser in the Super Short Pulse (SSP) mode (100 mJ, 20 Hz, 2 W); Group 2: Er:YAG laser in the Quantum Square Pulse (QSP) mode (120 mJ, 10 Hz, 1.2 W), using a digitally controlled handpiece (X-Runner); Group 3 (control group): 5.25% sodium hypochlorite pre-treatment and, then 37% phosphoric acid for 15 s. Stainless steel brackets were bonded using light-curing RMGIC for orthodontic bonding. After the term cycling (1800 cycles), the shear bond strength (SBS) testing was performed by a universal testing machine. After debonding, both enamel and bracket surfaces were examined with a stereomicroscope at magnifications of 25x (the whole bonded surface was observable in the microfield) and 50x (detail of the debonded surface) to determine the amount of the luting material still present on the surfaces. Evaluation and scoring of the luting material remnants were carried out by the same observer, blinded regarding the surface treatment or the outcome of the study, under 25x magnification. The specimens were randomly evaluated and a score from 0% to 100% in 5% increment was given for the amount of the remaining luting material on the examined surfaces.

Results: Group 3 surfaces gave the lowest mean SBS (10.6104 $^{+}$/- 2.66196 MPa), while Group 1 provided the highest one (13.1795 $^{+}$/- 3.37904 MPa), which was significantly different from the control group (Group 3, $p = 0.0226$). Group 2 provided intermediate values (11.8486 $^{+}$/- 0.59832 MPa), which were not significantly different from those of the control

group or from SSP ($p = 0.4215$ and $p = 0.3082$, respectively). When analysing the amount of the remaining luting material on the examined surfaces, a significant negative linear correlation was found between the percentage of material still attached to enamel and the one attached to the brackets, when R square value of the linear fit was 0.7834, showing a significant (ANOVA, $p < 0.001$) and strong correlation. When analyzing each experimental group separately, a very strong significant correlation could be found for the control (Figure 2) and the SSP surface treatments (Figure 3) (R square = 0.9864 and 0.9774, respectively) with linear fits (control: % enamel = 99.9355 - 0.9987*% bracket; SSP: % enamel = 105.9 - 0.9964*% bracket) very close to an expected theoretical equation of: % enamel = 100 - % bracket. QSP group (Figure 4), however, provided a significant ($p = 0.0002$), but relatively weak correlation (R square = 0.554) with a linear fit equation: % enamel = 100.0267 – 0.7604747*% bracket.

Conclusion: Laser treatment in SSP mode of enamel surfaces provided a similar shear behaviour of the luting material to the conventional acid-etching procedures, and shear bond strength was increased by approximately 24%. QSP-mode laser treatment did not significantly alter shear bond strength values when compared to laser in SSP mode or to acid-etch. It nevertheless provided a different shear behaviour, where the percentage of the luting material remaining on the bracket and on the enamel did not correlate well, due to many chippings and cohesive fractures inside the luting material. Both laser treatments provided an increased percentage of remaining cement on enamel surfaces after bracket detachment, suggesting an enhancement of bond strength at enamel/cement interface when compared to acid-etching. Within the limitations of an *in vitro* study, laser etching of the enamel for orthodontic bonding represents a viable alternative to acid etching.

Key words: Er:YAG laser, enamel surface conditioning, orthodontic bonding, resine modified glassionomer cement

SADRŽAJ:

1. UVOD……..1

1.1. Učinci ortofosforne kiseline na čvrstoću svezivanja…….……..3

1.1.1. Obrasci caklinske površine nakon jetkanja kiselinom…..……...4

1.2. Nepovoljni učinci kiseline……..5

1.3. Upotreba staklenoionomernih cemenata za postavljanje bravica…….6

1.3.1. Svojstvo otpuštanja fluorida…...…….6

1.4. Razvoj lasera……...7

1.5. Laser u dentalnoj medicini……9

1.6. Primjena lasera u ortodonciji……..10

1.7. Caklinske promjene nakon iradijacije Er:YAG laserom…….11

1.7.1. Utjecaj Er:YAG lasera na demineralizaciju cakline……..11

1.7.2. Utjecaj Er:YAG lasera na nanomehanička svojstva cakline……12

1.7.3. Utjecaj iradijaciji cakline laserom na čvrstoću svezivanja zuba i bravice……...13

1.8. Razvoj moderne tehnologije lasera za primjenu na tvrdim zubnim tkivima……14

1.8.1. SSP operacijski mod lasera……...15

1.8.2. QSP operacijski mod lasera……...16

1.9. Zaostatni sloj cementa…….....16

1.10. Svrha istraživanja……..18

2. MATERIJALI I POSTUPCI……...19

2.1. Prikupljanje uzorka…….20

2.2. Protokol…….20

2.3. Postavljanje bravica…….25

2.4. Termocikliranje……27

2.5. Mjerenje smične sile…….27

2.6. Određivanje indeksa zaostatne smole (ARI)…….29

2.7. SEM analiza……..29

2.8. Statistička analiza……30

3. REZULTATI……31

3.1. Rezultati mjerenja jačine smične sile…….32

3.2. Usporedba zaostatnog sloja cementa……..33

3.3. Korelacija između smične sile i zaostatnog sloja cementa……33

3.4. Korelacija između količine cementa na caklini i bravici……..34

4. RASPRAVA……..46

5. ZAKLJUČCI……....60

6. LITERATURA…….62

7. ŽIVOTOPIS……71

KAZALO POJMOVA I SKRAĆENICA

Kratica	Značenje
Er:YAG	Erbium-doped Yttrium Aluminium Garnet
Er,Cr:YSGG	Erbium Chromium Yttrium Scandium Gallium Garnet
VSP	Variable Square Pulse
ASP	Adaptive Structured Pulse
PFN	Pulse Forming Network
SSP	Super Short Pulse
QSP	Quantum Square Pulse
HEMA	Betahidroksietil-metakrilat
ARI	Adhesive Remnant Indeks
SEM	Scanning Electron Microscopy

1. UVOD

Ortodontska terapija zbog dužine trajanja i konstrukcije ortodontskih elemenata posebno je zahtjevan postupak kada je riječ o održavanju oralne higijene. Zbog mogućeg zadržavanja plaka oko bravica može doći do nastanka demineralizacije zuba. Prva vidljiva demineralizacija cakline očituje se kao bijela mrlja. Napredovanjem demineralizacije nastaje kavitacija (ireverzibilno oštećenje tvrdih zubnih tkiva), koju je moguće sanirati jedino restaurativnim postupcima. Najčešće rabljeni materijal za svezivanje bravica jesu kompozitne smole koje se svezuju na zube klasičnim postupkom jetkanja i adhezivnom tehnikom. Kompozitne smole su složeni materijali koji se sastoje od organske matrice, anorganskog punila i granično-spojnog međusloja (1). To su inertni materijali. Smolom modificirani staklenoionomerni cementi druga su skupina materijala koji spadaju u skupinu bioaktivnih materijala. Osnovna je prednost takvih cemenata oslobađanje fluoridnih i drugih iona za koje se smatra da mogu remineralizirati demineraliziranu leziju. Za ortodontsku praksu važno je da su remineralizacijski procesi smolom modificiranih staklenoionomernih cemenata utvrđeni i na caklinskim, a ne samo na dentinskim površinama (2 – 4). U literaturi se često spominje slabija čvrstoća veze staklenoionomernih cemenata i površine zuba, ali detaljnije gledano takvi su rezultati najvjerojatnije posljedica primjene konvencionalnih staklenoionomernih cemenata (5, 6) ili smolom modificiranih staklenoionomernih cemenata prema uputi proizvođača koji podrazumijeva upotrebu 10%-tne poliakrilne kiseline i postavljanje bravice na prethodno neosušenu caklinsku površinu zbog karakteristike staklenoionomernih cemenata da toleriraju vlažan medij (7, 8). Cheng i sur. (9) te Cacciafesta i sur. (10) navode da su zadovoljavajuću čvrstoću veze ostvarili i pri postavljanju bravica na zub uz prisutnost vlage. Ipak, najviše rezultata u literaturi govori u prilog ostvarivanju dobre čvrstoće svezivanja zuba i bravice ako se za predtreman smolom modificiranih staklenoionomernih cemenata rabe 37%-tna ortofosforna ili 10%-tna poliakrilna kiselina (7, 11 – 14). Summers (11) je primijetio bolju hrapavost caklinske površine nakon primjene ortofosforne kiseline i kao mogući razlog tome navodi veličinu molekule. Molekula ortofosforne kiseline je, u usporedbi s molekulom poliakrilne kiseline, manja i bolje prodire u dublje slojeve cakline. S druge strane, Valente i sur. (12) navode da vrsta kiseline nema utjecaja na čvrstoću svezivanja.

1.1. Učinci ortofosforne kiseline na čvrstoću svezivanja

Primjena ortofosforne kiseline u svrhu jetkanja površine cakline i dentina jedno je od revolucionarnih otkrića u dentalnoj medicini, koje svoju široku primjenu pronalazi i danas u različitim suvremenim tehnikama restaurativne dentalne medicine, protetike, parodontologije i ortodoncije. Ortofosfornu kiselinu u primjenu je uveo Buonocore 1955. godine (15). Ortofosforna kiselina je anorganska kiselina koja mijenja hidrofobnu strukturu cakline u hidrofilnu, čineći je hrapavom i prihvatljivom za prodiranje adhezivnog materijala (16). Kiselina selektivno otapa kristale hidroksilapatita unutar prizmi i u interprizmatskom prostoru. Na taj se način povećavaju hrapavost cakline, površina i slobodna energija površine, čime se omogućuje infiltracija hidrofobne adhezivne smole kapilarnim prodiranjem u destrukturiranu površinu cakline u obliku mikroizdanaka koji osiguravaju mikromehaničku retenciju (17). Čvrstoću veze koja zadovoljava ortodontske potrebe definirali su Maijer i Smith (18), a iznos sile na površinu baze bravice trebao bi iznositi 6 – 8 MPa, što se postiže uobičajenim postupkom jetkanja. U svom su istraživanju potvrdili ranije objavljene rezultate Reynoldsa (19), koji je za minimalnu čvrstoću veze definirao raspon od 5,9 – 7,8 MPa.

Kada je Buonocore (15) prvi put primijenio jetkanje ortofosfornom kiselinom, koristio se koncentracijom od 85% i vremenom jetkanja od 60 sekundi. Kasnije su brojni autori, a i sam Buonocore, utvrdili da se bolja čvrstoća veze postiže jetkanjem u koncentraciji od 37% u vremenu od 15 – 20 sekundi (15, 20 – 22). Produživanjem vremena jetkanja narušava se prizmatska struktura u dubljim slojevima cakline, a da se pritom ne ostvaruje bolja čvrstoća veze. Kako je caklina zuba najtvrđe tkivo u tijelu bez mogućnosti regeneracije, upotreba ortofosforne kiseline u koncentracijama većim od 37% nije opravdana. Nadalje, drugi autori navode da se kemijska reakcija jetkanja događa vrlo brzo i, nakon što se otplave mineralne komponente iz cakline, dolazi do puferiranja same kiseline i smanjivanja kiselinskog potencijala, zbog čega svako jetkanje duže od 15 sekundi gubi smisao (23 – 25).

1.1.1. Obrasci caklinske površine nakon jetkanja kiselinom

Silvestrone (26) je, promatrajući mikroskopski strukturu cakline nakon tretiranja kiselinom, primijetio i opisao tri različita obrasca jetkane površine:

1. Tip 1 – zahvaća središte prizmi ostavljajući interprizmatske prostore gotovo netaknutima (saćasta forma)

2. Tip 2 – zahvaća interprizmatske prostore, dok središte prizmi ostaje sačuvano (forma kaldrme)

3. Tip 3 – kombinacija tipa 1 i tipa 2, nepravilna i dezintegrirana caklinska struktura.

Drugi autori opisali su još dva obrasca jetkanja cakline, tip 4 i tip 5, koji imaju nisku retentivnu funkciju i posljedica su jetkanja tzv."bezprizmatske" cakline. Tip 4 karakterizira pojava sitnih točkastih udubina na površini cakline, dok tip 5 označuje potpuno netaknutu površinu nakon tretmana ortofosfornom kiselinom. Obje spomenute niskoretentivne forme pojavljuju se nakon jetkanja cervikalnih trećina bukalne cakline lateralnih zuba, a njihova pojavnost smanjuje se okluzalnim pomicanjem tretirane regije (27 – 29). S druge strane, jetkane forme cakline tipa I i II najpovoljnije su i za ostvarivanje dobre čvrstoće svezivanja kod postavljanja ortodontskih bravica na zub s koncentracijom kiseline od 37% tijekom 15 sekundi (30). Na taj način dolazi do stvaranja monokalcij-fosfatnih monohidrata, reaktanata lako topivih u vodi, koji se s površine cakline lako ispiru vodenim mlazom ostavljajući mikroporozitete u caklini dubine dovoljne za ostvarivanje dobre čvrstoće veze. Koncentracije kiseline manje od 27% uzrokuju stvaranje dikalcij-fosfat dihidratnih supstanci slabije topivih u vodi koje se ne mogu potpuno isprati s površine cakline i pritom dolazi do njihova interferiranja u vezu između cakline i cementa, što dovodi do slabije čvrstoće veze (31).

Koncentracija kiseline i vrijeme jetkanja utječu i na postupak uklanjanja bravica. Aplikacija sile pri uklanjanju bravica može dovesti do odlamanja dijelova cakline, pa je poželjno da veza između zuba i bravice puca na razini cement – bravica. Koncentracije ortofosforne kiseline od 10 – 30% tijekom 15 sekundi osiguravaju dobru čvrstoću veze, pri čemu su oštećenja cakline kod uklanjanja bravica svedena na minimum. Povećanjem koncentracije kiseline za više od 30% dolazi do pucanja veze na razini caklina – cement i odlamanja caklinske strukture te njezina

nepovratnoga gubitka. Manje koncentracije (2 – 5%) i veće koncentracije (70 – 80%) rezultiraju nedovoljnom čvrstoćom sveze (21, 22, 30).

1.2. Nepovoljni učinci kiseline

Iako je upotreba kiseline u svrhu povećanja mikroskopske hrapavosti neizostavan postupak u svakodnevnoj dentalnoj praksi, njezin je potencijalni nedostatak demineralizacija površinskog sloja cakline, što ju čini podložnijom za razvoj bijelih lezija i karijesa zbog dugotrajnih kiselinskih utjecaja iz usta, posebice, za vrijeme trajanja ortodontske terapije, kada je održavanje dobre oralne higijene mnogo zahtjevnije (32 – 34). Sam postupak jetkanja i ispiranja kiseline pri pripremi zuba za postavljanje bravica slabo je kontroliran postupak. Najprije, vrijeme jetkanja često je produženo zbog najčešćega proceduralnog postupka nanošenja kiseline na sve zube koji su predviđeni za postavu bravica, čime prvi zubi u slijedu nanošenja kiseline ostaju pod kiselinskim utjecajem duže od preporučenih 15 – 20 sekundi (21, 22, 30). Nadalje, u postupku ispiranja sa zuba, kiselina se otplavljuje i u druga područja u usnoj šupljini demineralizirajući pritom i one površine zuba koje nisu predviđene za postavljanje bravica, čime se znatno povećava broj potencijalnih mjesta za razvoj bijelih lezija jer se takva mjesta ne prekrivaju monomernom smolom niti cementom. Često zbog kontaminacije površine zuba slinom ili mjehurićima zraka monomerna smola ne uspije zadovoljavajuće zabrtviti mikropore pripremljene jetkanjem ostavljajući otvoren put prodoru kiseline i bakterija dublje u caklinsku površinu (35). Mikropukotine između cakline i sloja materijala mogu nastati i kao posljedica skupljanja komponenata adhezivne smole za vrijeme procesa polimerizacije i stvrdnjavanja kao i zbog različitog stupnja ekspanzije i kontrakcije smole zbog temperaturnih promjena usne šupljine (35, 36). S ciljem smanjenja kiselinskog utjecaja demineralizacije i očuvanja dobre čvrstoće svezivanja između zuba i bravice, u praksi i u literaturi, testirali su se i drugi postupci preparacije cakline poput pjeskarenja, upotrebe samojetkajućih adheziva te lasera kojima se nastojalo poboljšati nanomehanička svojstava cakline i smanjiti gubitak minerala (5, 11 – 14, 37, 38).

1.3. Upotreba staklenoionomernih cemenata za postavljanje bravica

Podizanjem svijesti o sprječavanju demineralizacijskih procesa na tvrdim zubnim tkivima staklenoionomerni cementi postali su predmet interesa ne samo u restaurativnim postupcima već i za cementiranje ortodontskih bravica. Staklenoionomerni cementi sastoje se od čestica kalcijsko-aluminijskog fluorosilikata, koji se miješa s poliakrilnom kiselinom, pri čemu nastaju kalcijsko-aluminijske poliakrilne soli (1). Dodatno, ovi materijali u ortodonciji pronašli su svoju primjenu i zbog sposobnosti dobrog prianjanja uz baze metalnih legura (14, 39). Početna čvrstoća svezivanja cementa i za dentin i za caklinu ostvaruje se naprije zbog hidrofilnih svojstava obiju površina, a kasnije i putem vodikovih veza između slobodnih karboksilnih skupina cementa i slobodne vode na površini zuba. Kasnije se vodikove veze zamjenjuju pravim ionskim vezama između kationa s površine zuba i anionskih funkcionalnih grupa iz cementa (40, 41). Međutim, glavna kočnica u njihovoj široj primjeni u ortodontske svrhe bili su nedostaci sporog stvrdnjavanja i podložnost dimenzionalnim promjenama zbog kontaminacije vlagom i kasnije dehidracijom. Strukturalne promjene staklenoionomernih cemenata posljedica su acido-bazne reakcije, koja se sporo odvija, pri čemu dolazi do promjene inicijalnih svojstava materijala kasnije u terapiji (5, 13). Razvojem staklenoionomernih cemenata s boljim fizikalnim obilježjima krajem 80-ih godina prošlog stoljeća predstavljeni su tzv. smolom modificirani staklenoionomerni cementi (42). Integracijom molekule betahidroksietil-metakrilata (HEMA) u postojeće fluor-aluminijsilikatno staklo ujedinjene su prednosti kompozitnih materijala i staklenoionomernih cemenata kao što je otpuštanje fluorida, bolje prianjanje uz površinu zuba, brže stvrdnjavanje kao i poboljšana mehanička i fizikalna svojstva. Dodatkom adhezivne smole staklenoionomerna acido-bazna reakcija ubrzana je svjetlosnom polimerizacijom, čime se ostvaruje i zadovoljavajuća čvrstoća veze između zuba i bravice koja odolijeva fizikalnim zahtjevima kao i zahtjevima ortodontske terapije (5, 11, 13, 14, 42).

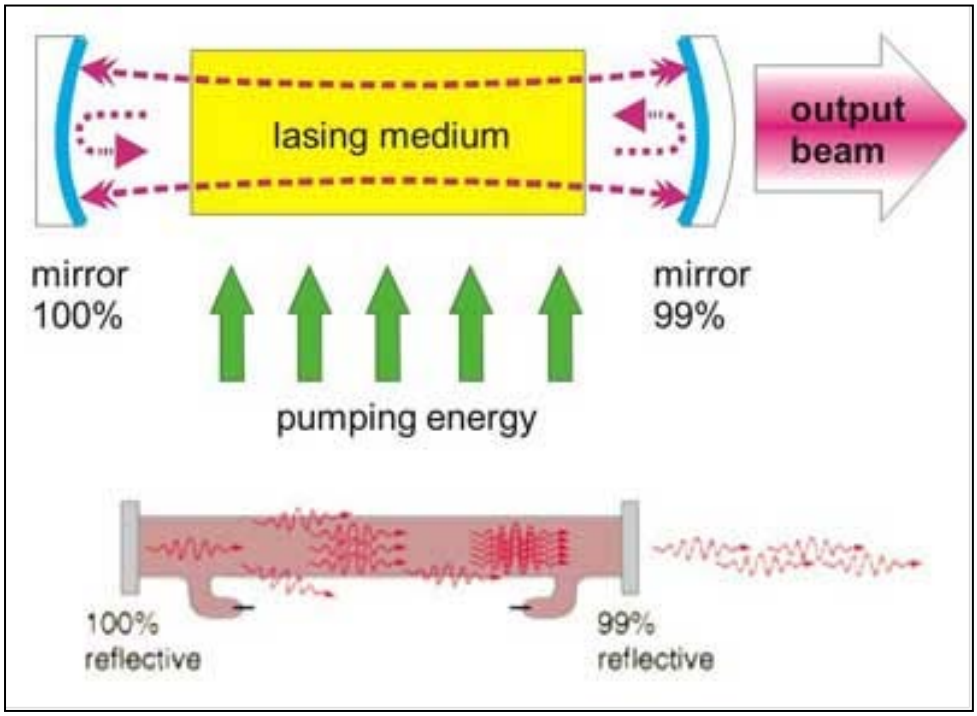
1.3.1. Svojstvo otpuštanja fluorida

Najvažnije je svojstvo staklenoionomernih cemenata njihova sposobnost otpuštanja fluorida tijekom dužega razdoblja, pri čemu se ponašaju kao skladišta fluoridnih iona u ustima i smanjuju potencijalne rizike od demineralizacije (43, 44). Zanimljiv je podatak da je otpuštanje fluorida iz

staklenoionomernih cemenata potaknuto utjecajem kiselina iz okoline. Cementi na taj način povećavaju pH okolnog medija u procesima puferiranja. Drugim riječima, izostanak demineralizacijskih procesa isključuje i otpuštanje fluoridnih iona (45, 46). Upravo zbog sposobnosti otpuštanja biološki aktivnih iona fluora, silicija, natrija i fosfata staklenoionomerni cementi smatraju se biološki aktivnim materijalima. Fosfati se integriraju u mineralnu strukturu dentalnih tkiva, a silicij se inkorporira u hidroksilapatitne kristale i na taj način pridonose boljoj otpornosti na kiselinske utjecaje. Dodatno, staklenoionomerni cementi imaju sposobnost apsorpcije iona kalcija i fosfata iz sline (47). Zbog svih navedenih obilježja staklenoionomerni cementi nameću se kao materijal izbora za postavljanje bravica u ortodonciji. Jednaka svojstva zadržali su i smolom modificirani staklenoionomerni cementi neovisno o dodavanju molekula HEMA-e (47).

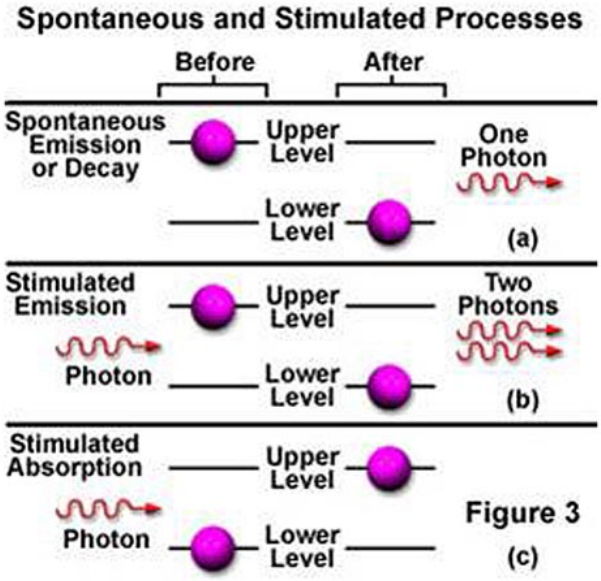
1.4. Razvoj lasera

Laseri su uređaji koji emitiraju svjetlost putem procesa optičke amplifikacije energije elektromagnetskog zračenja. Osnovnu jedinicu laserske, kao i svjetlosne energije čini, foton. Prve temelje razvoju lasera postavio je još 1916. godine Albert Einstein svojom pretpostavkom da fotoni mogu stimulirati foton identične energije iz pobuđenog atoma. Nadogradnjom Einsteinove teorije Theodore H. Maiman konstruirao je prvi rubinski laser 1960. godine zasnovan na teoretskim saznanjima Charles Hard Townesa i Arthur Leonard Schawlowa (48). Općenito, svjetlost se sastoji od snopa fotona koji su definirani amplitudom i valnom duljinom. Normalna tzv. "bijela svjetlost" sastoji se od spektra boja, dok je za lasersku zraku karakteristično da je ona monokromatska (jedna boja, svi fotoni iste su valne duljine), koherentna (svi fotoni imaju istu energiju i brzinu gibanja) i kolimirana (smjer kretanja fotona paralelan je i usmjeren) (49). Da bi se proizvela laserska zraka, potrebno je atome unutar nekoga aktivnog medija dovesti u pobuđeno stanje, za što je potrebna energija. Izvor takve energije u laserskim konstrukcijama jesu bljeskajuće lampe ili električno polje (Slika 1.).



Slika 1. Konfiguracija lasera (preuzeto iz 50).

Njihovu energiju apsorbiraju atomi koji pritom prelaze u višu energetsku razinu i mogu emitirati fotone spontanom emisijom. Ti oslobođeni fotoni dalje mogu biti apsorbirani od strane nekog atoma u "mirovanju" ili od strane pobuđenog atoma koji u tom slučaju može emitirati energiju od dva kvanta odnosno proizvesti stimuliranu emisiju (Slika 2.). Laserska zraka može se proizvesti jedino ako stimulirana emisija dominira nad apsorpcijom i spontanom emisijom zračenja. To se postiže tzv. inverzijom napučenosti atoma u laserskom mediju. Da bi broj atoma u pobuđenom stanju, odnosno inverzija napučenosti, bio veći od broja atoma u stanju mirovanja, pobuđeni atomi moraju biti u tzv. metastabilnom stanju koje ih zadržava pobuđenim mnogo dulje nego u normalno pobuđenim stanjima (49 – 52).



Slika 2. Spontana i simulirana emisija (preuzeto iz 50).

1.5. Laser u dentalnoj medicini

Upotreba lasera u području dentalne medicine opisana je 1964. godine s ciljem zaustavljanja karijesa povećavanjem otpornosti cakline na demineralizaciju. Kasnije se počeo primjenjivati za tretiranje lezija na mekim i tvrdim zubnim tkivima te za desenzibilizaciju zubi (53). Rubinski laser, ugljik-dioksidni (CO_2) laser i neodimij-itrij-aluminij (Nd:YAG) laser pokazivali su nedovoljnu sposobnost rezanja tvrdoga zubnog tkiva jer su zahtijevali primjenu velike energije lasera i nepoželjne učinke pretvaranja laserske energije u toplinu, zbog čega je došlo do otapanja i odlamanja tvrdih tkiva te hiperemije i termalnih oštećenja pulpe (54). Kako će laserska zraka djelovati na tkivo ovisi o valnoj duljini zrake i apsorpcijskom svojstvu tkiva (49). U kliničkom radu s laserom svi parametri osim valne duljine mogu se prilagoditi.

Uvođenjem erbij-itrij-aluminij (Er:YAG) lasera u kliničku praksu riješen je problem zagrijavanja tvrdih zubnih tkiva. Naime, Er:YAG laser emitira zraku valne duljine 2,94 μm koja koincidira s vrhom apsorpcijskog prstena vode i OH-skupina unutar kristala hidroksilapatita, čime se cijela energija lasera apsorbira u tkivu s minimalnim pretvaranjem laserske energije u toplinu koja bi

mogla izazvati neželjene učinke na okolna tkiva, osobito pulpu (54). Povećanje temperature od 5º C smatra se maksimalnom temperaturom koju pulpno tkivo može podnijeti bez oštećenja. Taj su temperaturni prag za preživljavanje pulpnog tkiva definirali Zach i Cohen (55). Također, svako pretvaranje laserske energije u toplinu, osim do štetnih učinaka na pulpu, dovodi i do izostanka ablativnih učinaka. Stoga je za tretmane uklanjanja karijesa, preparacije kaviteta i hrapavljenja caklinske površine bitno omogućiti djelovanje lasera u tzv. "hladnom režimu", što se postiže visokom energijom i kratkim trajanjem pulsa (najveće dužine 100 μsek) (56). Izumom Er:YAG lasera omogućena je primjena minimalno invazivnih postupaka na tvrda zubna tkiva u restorativnoj stomatologiji i u ortodonciji, pri čemu su tretmani za kliničara postali brži i jednostavniji, a za pacijenta bezbolniji i ugodniji (49, 57).

1.6. Primjena lasera u ortodonciji

Da bi se izbjeglo štetno djelovanje ortofosforne kiseline, razvila se ideja o obradi caklinske površine laserom u svrhu pripreme zuba za postavljanje bravica. Prednosti lasera pred klasičnim protokolom jetkanja cakline ortofosfornom kiselinom jesu sljedeće (33, 58 – 62):

1. antimikrobno djelovanje
2. smanjenje rizika od demineralizacije
3. poboljšanje nanomehaničkih svojstava cakline
4. povećanje caklinskoga apsorpcijskog potencijala fluorida.

Zbog navedenih prednosti tehnologija lasera razvijala se u smjeru određivanja što preciznijih postavki za primjenu u ortodonciji. Prve generacije lasera primjenjivale su se na mekim tkivima u parodontologiji. Korištenje istih parametara lasera na tvrdim zubnim tkivima uzrokovalo je inflamatorne promjene u zubnoj pulpi (55, 63). Pojavom erbijskog lasera (Er:YAG laser) riješen je problem zagrijavanja pulpe zbog učinkovitog apsorbiranja energije lasera u caklini. Ipak, za provođenje ortodontske terapije nakon iradijacije laserom potrebno je ostvariti dobru čvrstoću veze između cementa i površine zuba koja odolijeva silama žvakanja i ortodontskim silama.

Strukturne promjene u caklini pri takvoj pripremi trebale bi biti što pravilnije i ograničene na ciljano područje iradijacije.

1.7. Caklinske promjene nakon iradijacije Er: YAG laserom

Caklina se volumenski gledano sastoji od 85 – 95 % udjela hidroksilapatita, 8 – 12% udjela vode i 2 – 3% organske tvari (61). Tretiranje cakline laserom omogućuje lokalizirano otapanje i ablaciju površine koji se događaju zbog kontinuiranog procesa isparavanja vode i mikroeksplozija uzrokovanih tim isparavanjem (53). Zbog mikroeksplozija dolazi do odlamanja komadića kristala hidroksilapatita koji se otplavljuju tijekom ablacije. Zbog toga dolazi do stvaranja mikropukotina koji omogućuju mehaničku svezu s nekim od adhezijskih sustava (53, 54, 57). Površinska hrapavost cakline nakon iradijacije seže do dubine 10 – 20 μm što također zadovoljava kliničku primjenu u ortodonciji (14, 48, 53).

Ovakav termomehanički princip djelovanja Er:YAG lasera predstavljen je još 1989. godine, ali da bi njegovo korištenje bilo učinkovito, precizno, brzo i s oštrim granicama preparacije važno je optimizirati parametre lasera pri njegovoj upotrebi (54, 64, 65).

1.7.1. Utjecaj Er:YAG lasera na demineralizaciju cakline

Potencijalni karijes protektivni učinak posljedica je stvaranja kemijskih i mikrostrukturnih promijena u caklini uslijed transformacije laserske energije u toplinu. Zbog iradijacije caklina se zagrijava do temperature od 300 do 400 ºC i strukturne promjene koje se pritom događaju čine caklinu otpornijom na demineralizacijske procese (66). Mnogo je teorija koje objašnjavaju povećanu otpornost na kiselinske utjecaje, ali najraširenija teorija odnosi se na sagorijevanje karbonata i gubitka vode zbog zagrijavanja cakline. Gubitak karbonatnih supstancija započinje već pri zagrijavanju na temperaturi od 100 ºC, a završava daljnjim zagrijavanjem do potpunoga gubitka organske komponente. Uklanjanje karbonata poboljšava kristalnu strukturu jer karbonati predstavljaju mjesta slabije otpornosti kristalne strukture zuba čineći apatitne kristale podložnijima kiselinskom otapanju (33, 58).

Druga teorija smanjenja topivosti cakline nakon iradijacije laserom zasniva se na raspadu proteina. Raspadanje proteina započinje pri temperaturi od 350 ºC, a završava na temperaturi višoj od 400 ºC. Takvi raspadnuti proteini i drugi organski materijal brtve interprizmatske i intraprizmatske prostore blokirajući difuzijske puteve iona, i to kiselinskih iona izvana i mineralnih iona iznutra. Dodatno objašnjenje koje bi govorilo u prilog laserom induciranoj otpornosti na demineralizaciju jest formiranje mikropora i mikrofisura u iradiranoj caklini. Za te se prostore pretpostavlja da bi mogli djelovati kao mjesta gdje se mogu zarobiti slobodni ioni kalcija, fosfata i fluora koji su neophodni za procese remineralizacije (33, 58, 59). Nadalje, primijećeno je da iradijacija cakline laserom povećava omjer kalcija i fosfora (Ca/P ratio) i formiranje pirofosfata, što dovodi do stvaranja otpornijih kemijskih struktura (60). Međutim, mikroskopskim i spektroskopskim pregledima cakline utvrđeno je stvaranje pukotina i kraterima sličnih udubljenja u caklini koja bi mogla predstavljati otvorene puteve za difuziju kiseline. Hoće li iradijacija laserom djelovati na stvaranje kiselinski otpornijih struktura cakline ili ablativno ovisi o gustoći energije pri iradijaciji. Da bi se izbjegli loši učinci ablacije, primijenjena energija lasera ne bi trebala iznositi više od 8 J/cm^2 (54, 58, 61).

Nasuprot djelovanju lasera koji utječe na smanjenje organskih komponenti u caklini, ortofosforna kiselina selektivno uklanja samo mineralne strukture čineći caklinu osjetljivijom na kiselinske utjecaje. Jetkanje kiselinom ne unaprjeđuje kristalnu strukturu niti sprječava difuziju iona (33, 58, 59).

1.7.2. Utjecaj Er:YAG lasera na nanomehanička svojstva cakline

Parametri koji također upućuju na eventualnu otpornost cakline na otapanje jesu tvrdoća i modul elastičnosti. Testiranje ovih mehaničkih svojstava cakline nano-indentorima najvećeg opterećenja 10 mN nakon uklanjanja bravica pokazalo je bolje rezultate nakon iradijacije laserom nego kod klasičnog postupka jetkanja kiselinom. Kod zuba pripremljenih iradijacijom laserom primijećeno je povećanje tvrdoće do dubine od 21 μm i povećanje modula elastičnosti do dubine od 6 μm. Nasuprot tome, nakon uklanjanja bravica sa zuba tretiranih ortofosfornom kiselinom zabilježeno je smanjenje tvrdoće do dubine od 11 μm i smanjenje modula elastičnosti do dubine od 6 μm (62). Osim sprječavanja gubitka mineralnih struktura, poboljšanje nanomehaničkih svojstava

cakline nakon iradijacije može upućivati i na veću otpornost na djelovanje bakterija, što laseru daje dodatnu prednost za upotrebu na tvrdim zubnim tkivima.

1.7.3. Utjecaj iradijacije cakline laserom na čvrstoću svezivanja zuba i bravice

Jedan od preduvjeta provođenja uspješne ortodontske terapije jest osigurati dobru čvrstoću veze između zuba i bravice. Takva čvrstoća veze već duži niz godina ostvaruje se standardnim protokolom jetkanja ortofosfornom kiselinom, međutim kad govorimo o primjeni lasera u istu svrhu, rezultati i spoznaje u dostupnoj literaturi vrlo su oprečni.

Mnogi autori smatraju da se tretiranjem cakline laserom ne može postići zadovoljavajuća čvrstoća svezivanja koja je unutar klinički prihvatljivih vrijednosti od 6 – 8 MPa (18, 32, 53, 64). Ovakvi rezultati često se povezuju s lošijim obrascem jetkane površine nakon iradijacije laserom. Kiselinom jetkana površina pokazuje pravilniji obrazac (tip I po Silverstoneu), dok laserom jetkana caklina pokazuje nepravilni i dezintegrirani obrazac jetkanja (tip 3 po Silverstoneu) s pukotinama i kraterima koji su nepovoljni za ostvarivanje dostatne čvrstoće svezivanja cementa na zub (67). Drugi autori navode da je čvrstoća veze cementa i zuba nakon iradijacije laserom usporediva s postupkom jetkanja kiselinom i da je unutar klinički prihvatljivih vrijednosti za ortodontsku primjenu, i to neovisno o jetkanom obrascu (68 – 71). Hobson (72) je također u svome istraživanju primijetio raskorak u obrascu jetkane površine i čvrstoće svezivanja. Najlošija kvaliteta jetkanog obrasca u njegovoj studiji utvrđena je na donjem prvom kutnjaku, a čvrstoća svezivanja bila je najveća upravo na tom zubu.

Ono u čemu se autori slažu kada su u pitanju oprečni rezultati kod procjene čvrstoće veze i caklinskog obrasca jetkanja jest činjenica da rezultati uvelike ovise o različitim postavkama koje su ispitivane u istraživanjima. Različite postavke u smislu snage izlazne zrake lasera, gustoće energije, moda, vrste i trajanja frekvencije pulsa čine rezultate teškima za usporedbu kao i manipulacijska svojstva poput vremena izloženosti iradijaciji, udaljenosti od ciljane regije i (ne)hlađenja vodom (67, 73).

1.8. Razvoj moderne tehnologije lasera za primjenu na tvrdim zubnim tkivima

Važan činitelj za tumačenje različitih rezultata u znanstvenim istraživanjima jest korišteni operacijski mod lasera. Sva istraživanja koja upućuju na slabu vezu zuba i bravice kao i to da ablacija cakline laserom izaziva pukotine, nepravilna udubljenja i kratere koji mogu djelovati kao otvoreni putevi za prodor bakterija i pogodovati demineralizaciji rezultati su ranije korištenih modova lasera visoke energije i duge frekvencije pulsa. Nedostatak u radu s laserom je stvaranje ablativne prašine koja ima sposobnost apsorpcije laserske zrake, zbog čega energija lasera biva raspršena u okolinu i pretvorena u toplinu prije nego što stigne do ciljanog tkiva. Upravo zbog navedenih razloga rad lasera dijeli se u četiri režima ovisno o energiji i trajanju pulsa (74):

1. Hladni – visoka energija pulsa kratkog trajanja čija je brzina ablacije veća od njezina pretvaranja u toplinu i raspršivanja u okolno tkivo, čime cijela energija lasera biva iskorištena za ablaciju
2. Topli – niža energija i/ili produženo trajanje pulsa uzrokuju zagrijavanje sloja tkiva koji je pod utjecajem iradijacije, smanjen ablativni učinak
3. Vrući – niska energija i dugo trajanje pulsa koja se gotovo potpuno pretvara u toplinu, izostaje ablativni učinak
4. Bez ablacije – energija lasera ispod praga za ablaciju, sva oslobođena energija u formi je topline neovisno o trajanju pulsa.

Za rad s laserom na tvrdim zubnim tkivima poželjno je za cijelo vrijeme trajanja iradijacije caklinske površine biti u hladnom režimu kako bi se eleminirali utjecaji ablativne prašine na raspršivanje laserske zrake i formiranje nepreciznih i loše ograničenih preparacija (55, 67). Uobičajeni puls tzv. Pulse Forming Network (PFN) ima tipični temporalni oblik sa sporim vremenom rasta pulsa i dugom krivuljom pada, zbog čega snaga pulsa nije konstantna za vrijeme trajanja pulsa i njegovo vrijeme trajanja nije točno određeno (65). Da bi se izbjegao nekontrolirani prijelaz iz hladnog u topli/vrući režim rada pulsa, razvijena je druga generacija Er:YAG lasera s tehnologijom varijabilnoga kvadratičnog pulsa (VSP) (engl. *Variable Square Pulse*) i kasnije adaptivnoga strukturiranog pulsa (ASP) (engl. *Adaptive Structured Pulse*).

1.8.1. SSP operacijski mod lasera

Tehnologija kvadratičnog pulsa (VSP) omogućuje snagu pulsa kvadratnog oblika čije je trajanje strogo kontrolirano u širokom rasponu trajanja pulsa. Rad u VSP modalitetu omogućuje doktoru dentalne medicine da ima potpunu kontrolu režima u kojemu radi bez obzira na to je li riječ o hladnom režimu za ablaciju ili toplom koagulacijskom režimu prikladnom za rad na mekim tkivima.

Obilježje SSP moda jest to da on prema obliku laserskog pulsa pripada drugoj generaciji laserske tehnologije, tzv. VSP tehnologiji. Njegov kvadratni oblik izlaznog pulsa može se prilagoditi širokom opsegu trajanja pulsa, čime su omogućeni širok raspon terapijskih protokola kao i bolja preciznost i kontrola pri preparaciji tkiva. Upravo zbog konstantnog intenziteta VSP pulsa izostaje nekontrolirano klizanje ablacijskog modaliteta za vrijeme trajanja pulsa između vrućega, toploga i hladnoga ablacijskog režima, što je bio slučaj kod pulseva prve generacije laserske tehnologije (engl. *Pulse Forming Network, PFN*) (65). Omogućuje prilagodbu trajanja pulsa u rasponu od 50 – 1000 μsek. Zbog mikroeksplozija koje nastaju u iradiranom tkivu dolazi do stvaranja tzv. ablativne prašine koja se za vrijeme iradijacije odiže s površine zuba. Nastali oblak ablatiranih čestica ima sposobnost apsorpcije laserske energije, pri čemu dolazi do raspršivanja laserske zrake (engl. *laser beam scattering*) i smanjenja ablativnog učinka na ciljano tkivo. Upotrebom lasera visoke energije i dugog trajanja pulsa nepoželjan se učinak stvaranja ablativne prašine povećava, pri čemu se energija lasera pretvara u toplinu, a posljedično tome smanjuje se ablativni učinak i nastaju manje precizne preparacije u tkivu zbog raspršivanja energije. SSP (engl. *Super Short Pulse*) mod karakterizira vrlo kratko trajanje pulsa 50 μsek (65, 74). Nadalje, svako tkivo karakterizira određena vrijednost toplinske difuzije. Za caklinu ona iznosi 110 μsek. Upotrebom pulsa kraćeg trajanja od vrijednosti toplinske difuzije nekog tkiva omogućene su učinkovitija ablacija i manja interakcija laserske zrake s ablativnim krhotinama. Stoga je kod primjene SSP pulsa brzina ablacije veća nego difuzija topline, a *screening* efekt ablativne prašine sveden je na minimum (75).

1.8.2. QSP operacijski mod lasera

Novi korak u razvoju lasera je predstavljanje tehnologije lasera *Adaptive Structured Pulse (*ASP), koja omogućuje prekidanje individualnog pulsa u mnogo manjih sekvencija gdje svaki puls može biti različito i individualno oblikovan. Jedan takav mod je *Quantum Square Pulse* (QSP) predviđen za ablaciju tvrdih zubnih tkiva. Tehnologija QSP moda pripada trećoj generaciji lasera (engl. *Adaptive Structured Pulse,* ASP) za koju je karakteristično da svaki puls u slijedu izlaznih pulseva može biti individualno oblikovan odnosno raspršen u sekvencije oblikovane na različit način. ASP tehnologijom omogućeno je kombiniranje velikog raspona pulsa VSP tehnologije s revolucionarnom sposobnošću ASP tehnologije da prilagodi temporalnu strukturu pulsa biofotonskoj dinamici interakcije tkiva i lasera (65). Osnovno obilježje QSP moda jest podjela standardnog pulsa u nekoliko super kratkih pulseva koji prate jedan drugi ponavljajući se u optimalnim vremenskim razmacima. QSP mod omogućuje upotrebu super kratkoga niskoenergetskog pulsa s učinkom dugoga visokoenergetskog pulsa bez smanjenja učinkovitosti i preciznosti pri preparaciji. Prednost QSP moda također je znatno smanjenje učinka raspršivanja laserske zrake i apsorpcije laserske energije u ablacijskom oblaku. U QSP modu jedan standardni puls trajanja 600 μsek podijeljen je u pet kratkih pulseva trajanja 50 μsek i razmacima između kratkih pulseva u trajanju od 85 μsek. Ovakva je podjela pulsa napravljena iz razloga što je vrijeme od 50 μsek nedovoljno za uzdizanje oblaka ablativne prašine iznad površine, a vrijeme od 85 μsek duže je od vremena potrebnog za ponovno slijeganje oblaka prašine na površinu zuba. Sekvencioniranjem standardnog pulsa postignuta je dvostruka mjera zaštite od interferiranja oblaka prašine s laserskom zrakom. Zbog navedenih obilježja tretiranje tvrdog tkiva QSP modom opravdano se smatra učinkovitijim od SSP moda (57, 76, 77).

1.9. Zaostatni sloj cementa

Pri uklanjanju bravica na zubu zaostane različita količina cementa ovisno o vrsti bravica, vrsti materijala za pričvršćivanje bravica, odabiru postupka za pripremu cakline te čvrstoći veze. U svrhu procjene zaostalog sloja cementa i utvrđivanja razine pucanja veze Årtun i Bergland (78)

uveli su sustav za indeksiranje (engl. *Adhesive Remnant Index,* ARI) prema kriteriju prikazanom u Tablici 1.

Tablica 1. Indeks zaostatnog sloja cementa

Stupanj	Zaostatni sloj cementa
0	Zub bez cementa
1	Manje od pola cementa je ostalo na zubu
2	Više od pola cementa je ostalo na zubu
3	Cement je u potpunosti ostao na zubu s jasnim impresijama baze bravice

U literaturi se raspravljalo o utjecaju ARI indeksa na čvrstoću veze. Neki autori smatraju da mjesto pucanja veze, a time i zaostatni sloj na caklini nisu isključivo povezani s čvrstoćom svezivanja, već da ovise o dizajnu baze bravice kao i o vrsti odabranog materijala za pričvršćivanje. Stoga, definiranje točnog indeksa zaostatnog cementa može biti važan činitelj u odluci kliničara pri izboru vrste bravica i cementa (79 – 81). Također su podijeljena mišljenja o tome na kojoj je razini poželjno da veza puca. Prema nekim autorima poželjan je što manji ARI indeks, jer kliničaru štedi potrebno vrijeme za uklanjanje cementa i poliranje zubi te podrazumijeva kraću manipulaciju svrdlima koja bi mogla oštetiti caklinu (82). Ostali preferiraju veći ARI indeks jer on, prema njihovu mišljenju, upućuje na to da pri pucanju veze nije došlo do odlamanja caklinske strukture (68, 83). Iako je procjena ARI indeksa brza i jednostavna metoda i ne zahtijeva posebnu opremljenost, poželjno je procjenu vršiti barem pri povećanju od deset puta. Uvećanja veća od 20x pokazuju tendenciju smanjivanja rezultata niskih ARI indeksa i povećanja rezultata viših ARI indeksa nego što je to u slučaju procjene golim okom ili pri povećanju od deset puta, što govori u prilog preciznijoj procjeni pri većim povećanjima (84).

1.10. Svrha istraživanja

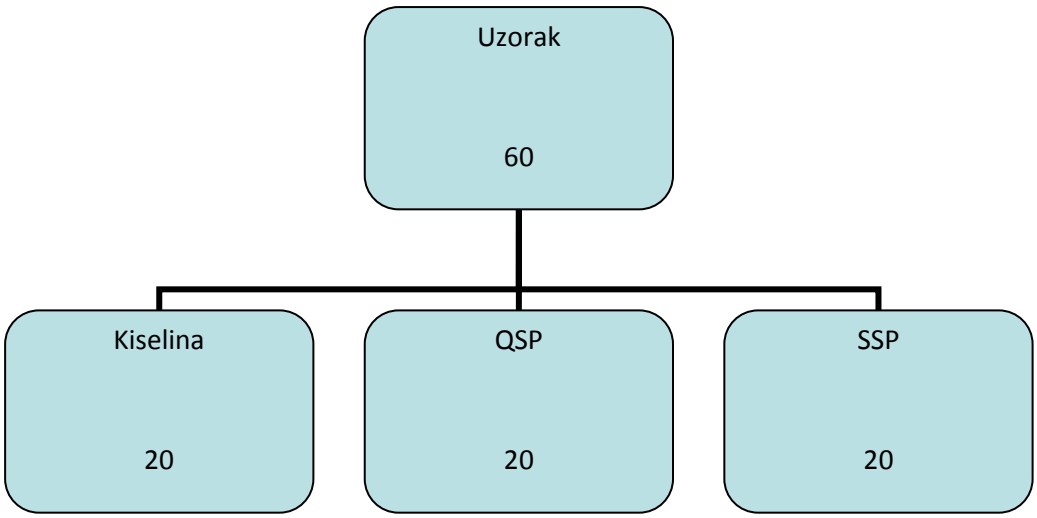
Svrha ovog *in vitro* istraživanja bila je:

1. usporediti čvrstoću svezivanja ortodontske bravice i caklinske površine zuba pripremljene ortofosfornom kiselinom i s dva moda Er:YAG lasera putem X-Runner drška; SSP (100 mJ, 20 Hz, 2W) i QSP (120 mJ, 10 Hz, 1,2W)
2. prikazati površinu cakline pod SEM-om nakon jetkanja i iradijacije Er:YAG laserom s dva različita moda djelovanja: SSP-om i QSP-om u svrhu procjene caklinskih oštećenja
3. odrediti količinu zaostatnog sloja smolom modificiranoga staklenoionomernog cementa
4. odrediti vrstu loma između cementa i cakline odnosno cementa i bravice.

2. MATERIJALI I POSTUPCI

2.1. Prikupljanje uzorka

Istraživanje je provedeno na intaktnim gornjim i donjim pretkutnjacima ekstrahiranima iz ortodontskih razloga. Kako su pretkutnjaci zubi koji se u skladu s indikacijom i planom ortodontske terapije najčešće ekstrahiraju, bili su, sa stajališta medicinske opravdanosti, prikladni kao uzorak za ovo *in vitro* istraživanje. Ekstrahirani zubi prikupljali su se na Zavodu za oralnu kirurgiju Klinike za stomatologiju, KBC-a Zagreb i Stomatološke poliklinike Zagreb. Nakon ekstrakcije pohranjeni su u fiziološku otopinu kako bi se spriječila dehidracija i čuvani su pri temperaturi od 37 ºC do početka eksperimenta. U istraživanje je uključeno 60 zubi podijeljenih u tri jednake skupine. (Slika 3.)



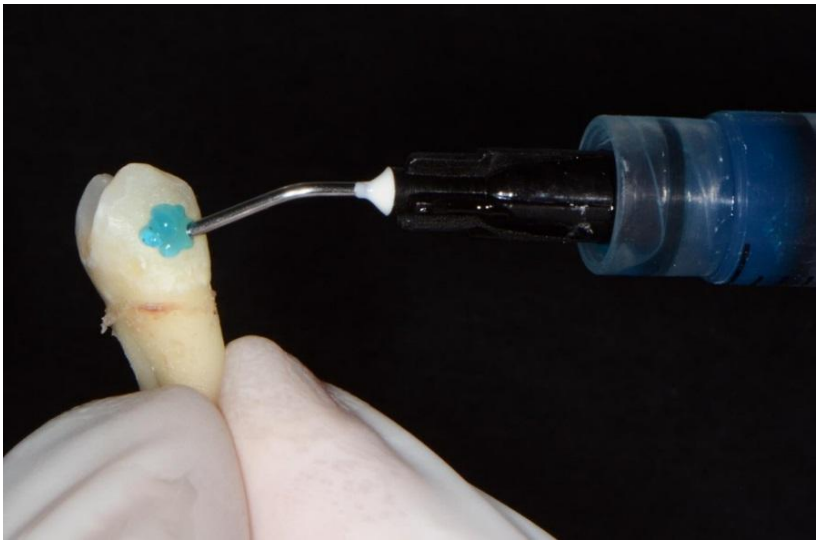
Slika 3. Raspodjela uzorka

2.2. Protokol

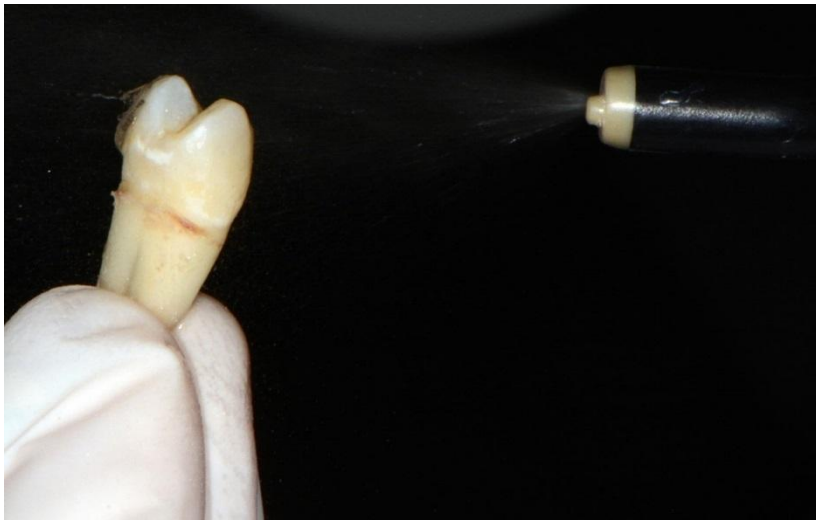
Prva skupina od 20 zubi najprije je deproteinizirana vaticom namočenom u 5,25%-tnu hipokloritnu otopinu tijekom jedne minute, nakon čega su zubi isprani i osušeni (Slika 4.). Svaki zub jetkan je 37%-tnom ortofosfornom kiselinom tijekom 15 sekundi (Slika 5.a), ispiran 20 sekundi (Slika 5.b) i sušen 10 sekundi, na mjestu koje odgovara veličini baze bravice.



Slika 4. Deproteiniziranje zuba hipokloritnom otopinom



Slika 5.a Jetkanje zuba ortofosfornom kiselinom



Slika 5.b Ispiranje ortofosforne kiseline sa zuba

U drugoj skupini caklina je iradirana Er:YAG laserom (LightWalker AT S, Fotona, Ljubljana, Slovenija) putem X-Runner drška u SSP modu (Slika 7.), energije 100 mJ, frekvencije 20 Hz, snage 2W promjera izlazne zrake 2 mm s vodenim hlađenjem u omjeru vode i zraka 4 : 4 na fokalnoj udaljenosti od 10 mm i artikulacijskom rukom fiksiranom na stativ u tri slijeda. Trajanje pulsa je bilo 50 mikrosekundi, a gustoća energije 15,7 J/cm^2 (Slika 6.).



Slika 6. Prikaz zaslona pri SSP operacijskom modu lasera



Slika 7. Iradijacija cakline laserom putem X-Runner drška

U trećoj skupini caklina je iradirana Er:YAG laserom (LightWalker AT S, Fotona, Ljubljana, Slovenija) putem X-Runner drška u QSP modu, energije 120 mJ, frekvencije 10 Hz, snage 1,2 W promjera izlazne zrake 2 mm s vodenim hlađenjem u omjeru vode i zraka 4 : 4 na fokalnoj

udaljenosti od 10 mm i artikulacijskom rukom fiksiranom na stativ samo jednim slijedom u novom načinu rada za skeniranje visoke gustoće (engl. *high density scanning*, HDS) u iznosu 18,9 J/cm^2. Površina iradijacije prilagođena je veličini baze bravice (Slika 8.).

QSP pulse je bio kao poseban Er:YAG mod kreiran na način da je standardni laserski puls duljeg trajanja (otprilike 600 µsek) podijeljen u pet superkratkih pulseva (pulse quanta) koji slijede jedan drugoga s optimalnom efektivnom stopom (nekoliko kHz) kako bi se omogućila isporuka energije lasera s efikasnim kratkotrajnim pulsevima bez narušavanja preciznosti koju imaju pulsevi dugog trajanja. Do toga je došlo zbog činjenice da je trajanje svakog puls quanta (otprilike 50 µsek) kraće od vremena potrebnog za stvaranje ablativnog oblaka, dok je raspodjela između puls quanta od približno 85 µsek što je duže od vremena protrebnog za slijeganje oblaka prašine (74).

Za cijelo vrijeme primjene artikulacijska ruka lasera bila je fiksirana u istom položaju.



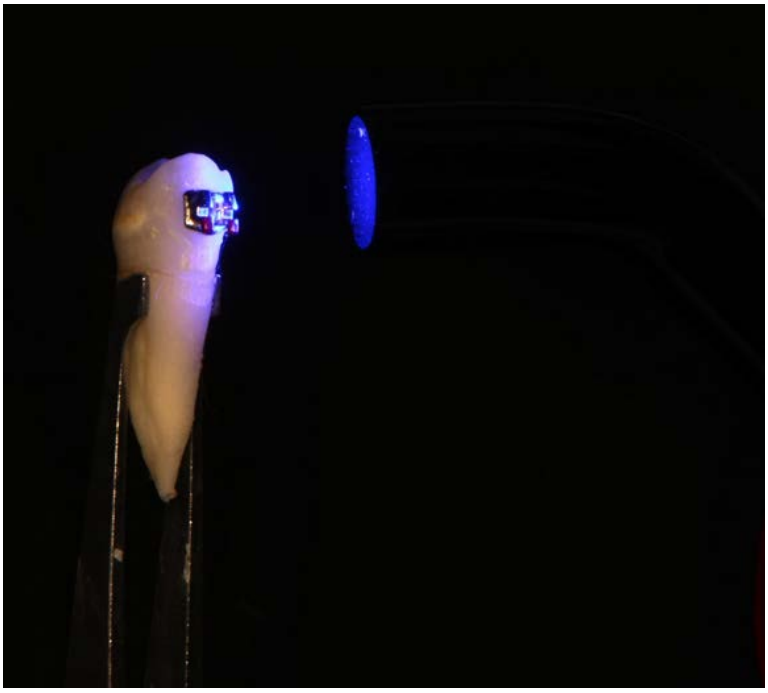
Slika 8. Prikaz zaslona pri QSP operacijskom modu lasera

2.3. Postavljanje bravica

Na zube u sve tri skupine pričvršćene su metalne bravice od nehrđajućeg čelika (Mini Sprint, Forestadent, Pforzheim, Njemačka), svjetlosnopolimerizirajućim smolom modificiranim staklenoionomernim cementom (GC Fuji ORTHO LC Paste Pak Automix). Smolom modificirani staklenoionomerni cement (Slika 9.) nanesen je na bazu bravice, a bravica je pozicionirana na zub. Višak cementa uklonjen je sondom i osvijetljen 20 sekundi iz dva smjera (mezijalno i distalno) lampom za svjetlosnu polimerizaciju izlazne snage 1000 mW/cm² (Slika 10.). Neposredno prije svakog cementiranja izmjerena je izlazna snaga lampe Bluephase metrom (Bluephase meter, Ivoclar/Vivadent, Lichtenstein). Sve bravice su postavljene na mjestu sjecišta uzdužne osi i ekvatora kliničke krune zuba od strane jednog ispitivača.



Slika 9. Korišteni smolom modificirani staklenoionomerni cement za automatsko miješanje



a.

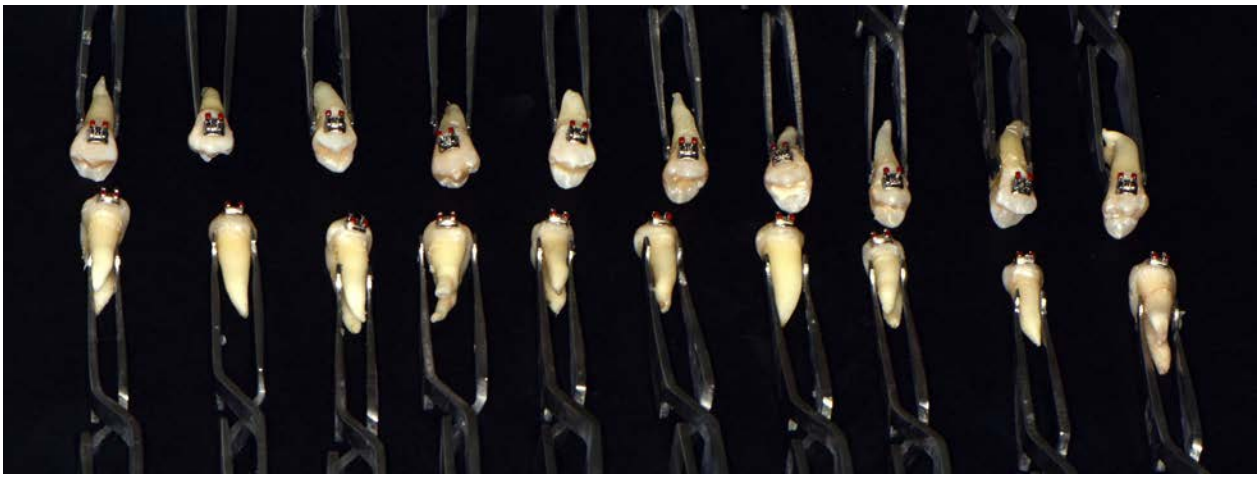


b.

Slika 10. Osvjetljavanje zuba Bluephase lampom iz dva smjera: a. mezijalno i b. distalno.

2.4. Termocikliranje

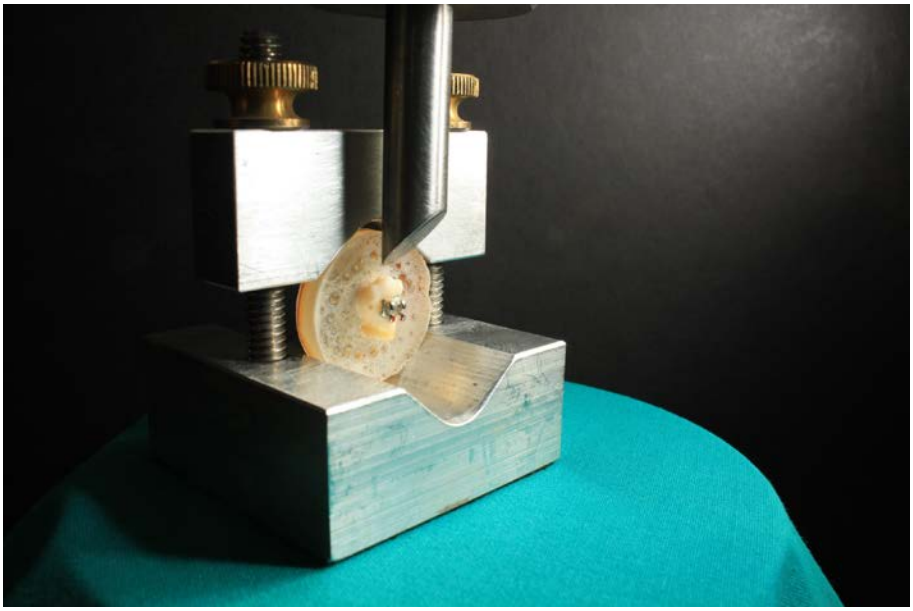
Uzorci (Slika 11.) su potom termociklirani u 1800 ciklusa, pri temperaturi od 5 – 55 ºC u intervalima od deset sekundi. Nakon termocikliranja uklonjeni su korijeni svih zuba u visini caklinsko-cementnog spojišta, a potom su palatinalne površine zuba poravnate i pripremljene za ulaganje u kalupe promjera 20 mm u koje se ulijevala epoksidna masa za hladno zalijevanje. Palatinalne plohe i palatinalne kvržice premolara uronjene su u epoksidnu masu do razine okluzalnih fisura.



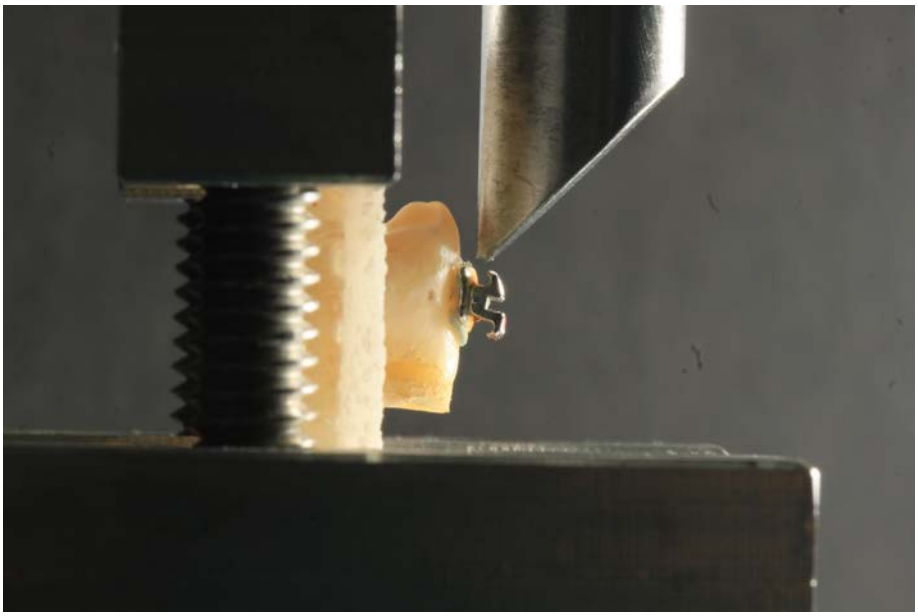
Slika 11. Uzorak pripremljen za termocikliranje

2.5. Mjerenje smične sile

Jačina smične sile mjerila se univerzalnim testnim uređajem (Double-column 3300 series, Instron, Illinois, SAD) okluzalno – gingivalnog smjera opterećenja na bravicu sa silom okomitom na kontaktnu površinu zub – bravica (Slika 12.). Bravica je opterećivana sondom u obliku skalpela pri brzini od 0,5 mm/min do trenutka pucanja veze (Slika 13.). Smična sila izračunata je dijeljenjem iznosa sile (N) izmjerene pri odlamanju bravice i površine baze bravice (mm^2) i izražena je u megapaskalima (MPa).



Slika 12. Univerzalni testni uređaj (Double-column 3300 series, Instron, Illinois, SAD) s uzorkom



Slika 13. Smjer opterećenja skalpela na bravicu

2.6. Određivanje indeksa zaostatne smole (ARI)

Nakon uklanjanja bravica i caklina i površina bravica pregledane su stereomikroskopom (Wild Heerbrugg) uz povećanje od 25 puta (cijela površina na kojoj se nalazila bravica pregledana je u mikropolju) i uz povećanje od 50 puta (detalj površine) u svrhu određivanja količine zaostatnog materijala (Slika 14.). Evaluacija i stupnjevanje zaostatnog materijala napravljeni su uz povećanje od 25 puta. Količina zaostatnog materijala na površini cakline stupnjevana je od 0% do 100% s postupnim povećavanjem od 5% prema skali koju su definirali Årtun i Bergland.



Slika 14. Određivanje količine zaostatnog cementa stereomikroskopom (Wild Heerbrugg)

2.7. SEM analiza

Pet uzoraka od svake skupine nasumično su izabrani i analizirani pomoću skenirajućega elektronskog mikroskopa (JEOL JSM-5300, Japan) kako bi se vizualizirale površina bravice i površina cakline. Prije analize uzorci su osušeni u vakuumu i montirani na aluminijske nosače. Svrha je ove analize bila i pregled površina s fraktografskoga gledišta.

2.8. Statistička analiza

Statistička analiza napravljena je uz pomoć programskog paketa JMP 10.0 (SAS Institute, Cary, NC, SAD). Normalnost distribucija određena je pomoću Shapiro-Wilkova testa, a za homogenost varijanci korišten je Leveneov test. Izračunate su srednje vrijednosti smične sile i standardne pogreške. Za usporedbu čvrstoće svezivanja korištena je analiza varijance (ANOVA) i Tukey-Kramer HSD post-hoc test s nivoom značajnosti od $p < 0,05$. Budući da podaci, koji se odnose na količinu zaostatnog materijala, nisu pokazali normalnu distribuciju ($p < 0,001$), a varijance su bile nejednake ($p < 0,001$), korištena je neparametrijska usporedba svakog para pomoću Wilcoxonove metode s nivoom značajnosti $p < 0,05$.

3. REZULTATI

3.1. Rezultati mjerenja jačine smične sile

Rezultat mjerenja aritmetičke sredine smične sile u skupini tretiranoj ortofosfornom kiselinom (kontrolna skupina) pokazao je najnižu vrijednost (10,6104 MPa). Skupina zuba čija je površina tretirana Er:YAG laserom pri SSP operacijskom modu pokazala je najvišu vrijednost izračunate aritmetičke sredine smične sile (13,1795 MPa), i to u iznosu od + 24% u odnosu na kontrolnu skupinu (Tablica 2.).

Najniža vrijednost izmjerene smične sile bila je u kontrolnoj skupini (4,5857 MPa), a najviša u SSP skupini (21,6168 MPa). Najniže izmjerene vrijednosti smične sile u SSP i QSP skupini zadovoljavale su jačinu sile potrebne za kliničku upotrebu.

Tablica 2. Deskriptivna statistika izmjerene smične sile (MPa)

Skupina	Broj	Srednja vrijednost	Minimalna vrijednost	Maksimalna vrijednost	Standardna devijacija	Standardna pogreška
Kiselina (kontrola)	20	10,6105	4,5857	18,0759	2,6620	0,6456
Laser, QSP	20	11,8486	8,47491	16,9498	2,6758	0,5983
Laser, SSP	20	13,1795	9,7287	21,6168	3,3790	0,6897

Rezultati mjerenja smične sile između kontrolne i SSP skupine pokazuju statistički značajnu razliku ($p = 0,0226$).

Vrijednost aritmetičke sredine smične sile u skupini tretiranoj Er:YAG laserom pri QSP operacijskom modu iznosila je 11,8486 MPa, čime je po iznosu bila veća od kontrolne skupine, a manja od SSP skupine (Tablica 3.), ali bez statistički značajnih razlika u odnosu na obje skupine ($p = 0,4215$ u odnosu na kiselinu i $p = 0,3082$ u odnosu na SSP skupinu).

Tablica 3. Tukey-Kramer HSD post-hoc test s nivoom značajnosti $p < 0,05$

Skupina	Kiselina (kontrola)	Laser, QSP	Laser, SSP
Kiselina (kontrola)		0,4216	**0,0226**
Laser, QSP	0,4216		0,3082
Laser, SSP	**0,0226**	0,3082	

3.2. Usporedba zaostatnog sloja cementa

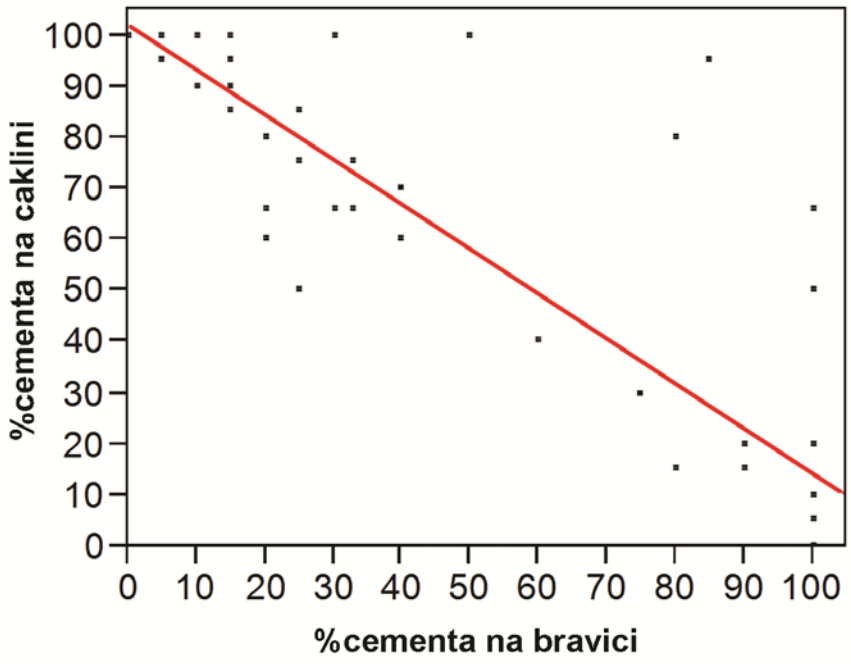
Promatranjem caklinske površine pod stereomikroskopom pri povećanju od 25 puta sve tri ispitivane skupine pokazale su vrlo visoku varijabilnost rezultata nakon uklanjanja bravica u rasponu od potpunog odvajanja materijala za cementiranje s caklinske površine do njegova zaostajanja na caklinskoj površini u iznosu od 100%. Također, nije bilo statistički značajne razlike između sve tri ispitivane skupine u postotku prekrivenosti zuba ili bravice korištenim svjetlosnopolimerizirajućim materijalom. Ipak, u skupini tretiranoj kiselinom nije pronađena srednja vrijednost jer je cement bio ili potpuno odlijepljen s površine zuba ili prisutan na zubu u postotku većem od 60%.

3.3. Korelacija između smične sile i zaostatnog sloja cementa

Između jačine smične sile i postotka zaostatnog sloja cementa na caklini nije pronađena značajna korelacija.

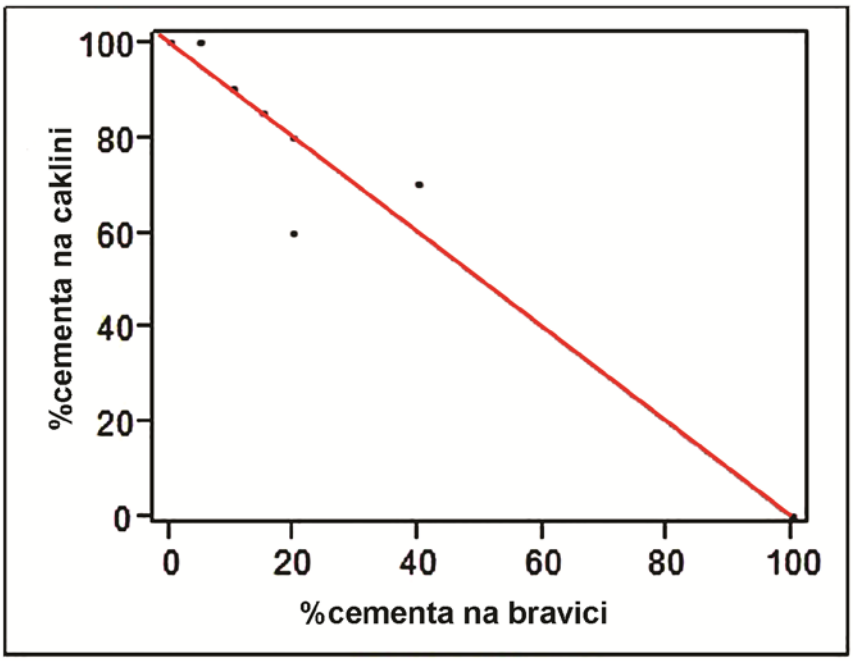
3.4. Korelacija između količine cementa na caklini i bravici

Utvrđena je značajna obrnuta linearna korelacija između postotka cementa zaostalog na zubu i postotka cementa zaostalog na bravici (Slika 15.).

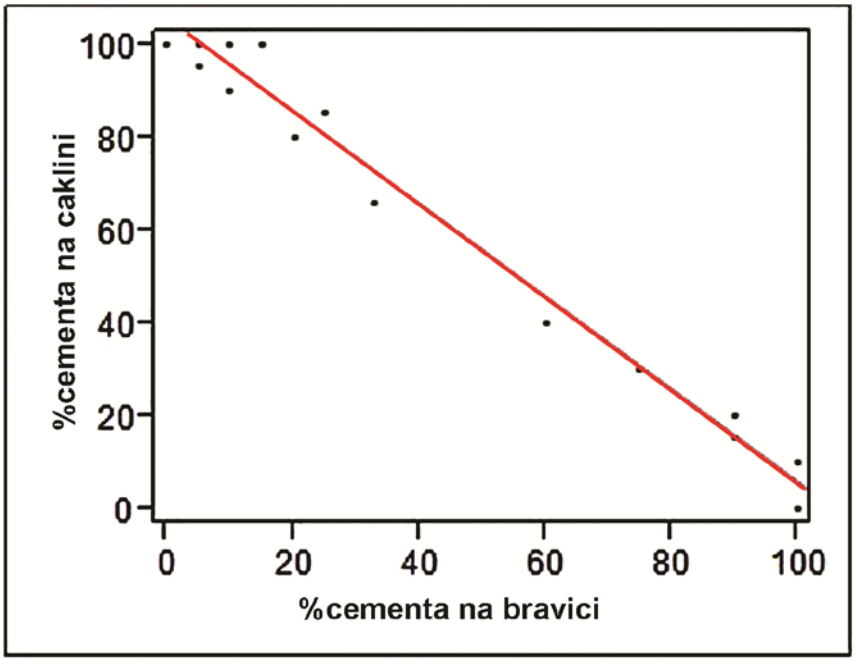


Slika 15. Prikaz bivarijatne korelacije postotka cementa na caklini i postotka cementa na bravici u ukupnom uzorku

Koeficijent korelacije (R kvadrat) iznosio je samo 0,7834 upućujući na statistički značajnu razliku (ANOVA, $p < 0,001$), ali bez veće korelacije. Odvojeno analizirajući pojedinu eksperimentalnu skupinu zubi utvrđena je vrlo visoka korelacija u kontrolnoj skupini i u SSP skupini (Slike 16. i 17.). Koeficijent korelacije za kontrolnu skupinu iznosio je R = 0,9864, a u SSP skupini R = 0,9774. Jednadžba linearne korelacije za kontrolnu skupinu iznosila je % caklina = 99,9355 – 0,9987* % bravica, a za skupinu tretiranu SSP modom lasera iznosila je % caklina = 105,9 – 0,9964*% bravica, što je vrlo blizu očekivanoj teoretskoj jednadžbi koja glasi % caklina = 100% – % bravica.

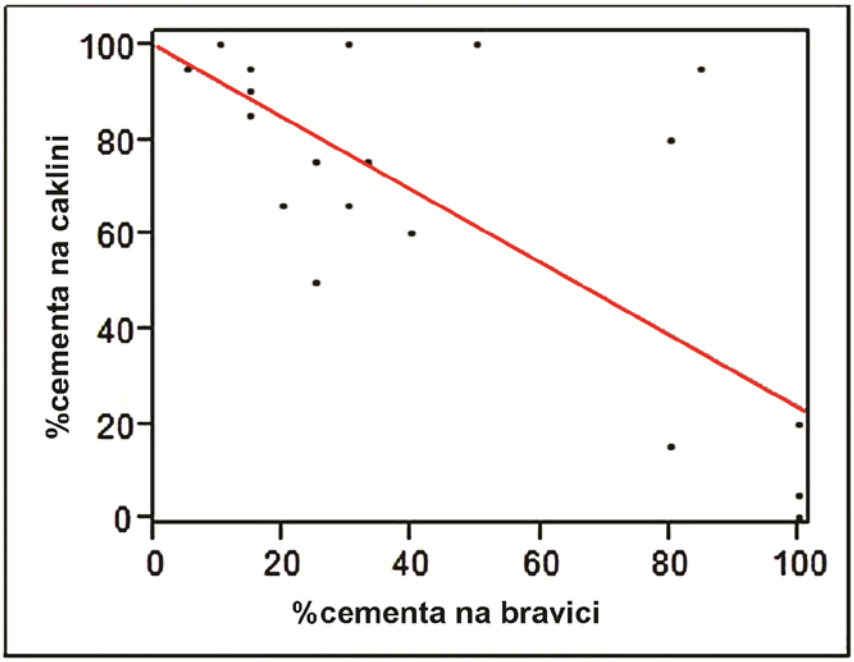


Slika 16. Prikaz bivarijatne korelacije postotka cementa na caklini i postotka cementa na bravici u kontrolnoj skupini (kiselina)



Slika 17. Prikaz bivarijatne korelacije postotka cementa na caklini i postotka cementa na bravici u skupini tretiranoj SSP laserom

Laserska QSP skupina pokazala je statistički značajnu razliku (p = 0,0002), ali jako malu korelaciju. Koeficijent korelacije iznosio je 0,554 s jednadžbom linearne korelacije: % caklina = 100,0267 – 0,7604747* % bravica (Slika 18.).



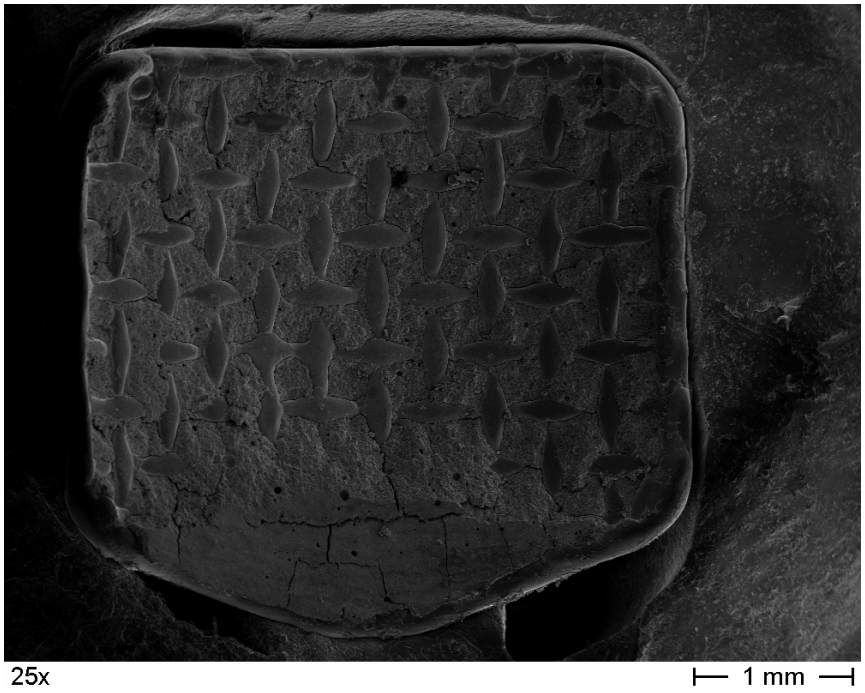
Slika 18. Prikaz bivarijatne korelacije postotka cementa na caklini i postotka cementa na bravici u skupini tretiranoj QSP laserom

Fraktografskom analizom utvrđeno je da su sve promatrane frakture smolom modificiranog staklenoionomernog cementa bile miješanog tipa, počinjući pucanjem veze na razini caklina – cement pokazujući kohezivni lom cementa. Upravo zbog kohezivnog odlamanja cementa u nekim uzorcima fragmenti odlomljenog cementa s obiju površina, cakline i bravice, bili su manji od 100% (zbroj površinske prekrivenosti cakline i bravice cementom iznosio je manje od 100%). Ovu pojavu objašnjava prisutnost točaka ispod pravca linearne regresije u donjem lijevom dijelu prikazanih grafova (Slike 15. – 18.). Veća udaljenost pojedine točke od pravca linearne regresije upućuje na veću količinu izgubljenog cementa pri odlamanju i manji iznos zbroja količine cementa zaostalog na caklini i bravici.

Određeni broj uzoraka pri odlamanju započetom na razini cakline pa sve do pucanja na razini bravice pokazao je dijagonalni uspon unutar debljine cementa. Zbroj površinske prekrivenosti cakline i bravice fragmentima cementa kod ovakvoga kohezivnog loma iznosio je više od 100% jer su se pojedini nasuprotni dijelovi obiju pregledavanih korespondirajućih površina preklapali u prekrivenosti cementom. Ovu pojavu objašnjava prisutnost točaka raspršenih iznad pravca linearne regresije u gornjem desnom dijelu prikazanih grafova (Slike 15. – 18.).

Ovakvi rezultati upućuju da kontrolna skupina i laserska SSP skupina imaju sličan obrazac pucanja veze između cakline i bravice bez obzira na mnogo veći iznos smične sile u SSP skupini. S druge strane, QSP laserska skupina nije se znatno razlikovala po jačini smične sile u odnosu na kontrolnu skupinu, no pokazala je drugačiji obrazac pucanja veze gdje postotak zaostalog cementa na bravici i caklini nije dobro korelirao zbog mnogih kohezivnih fraktura i odlamanja unutar samog materijala.

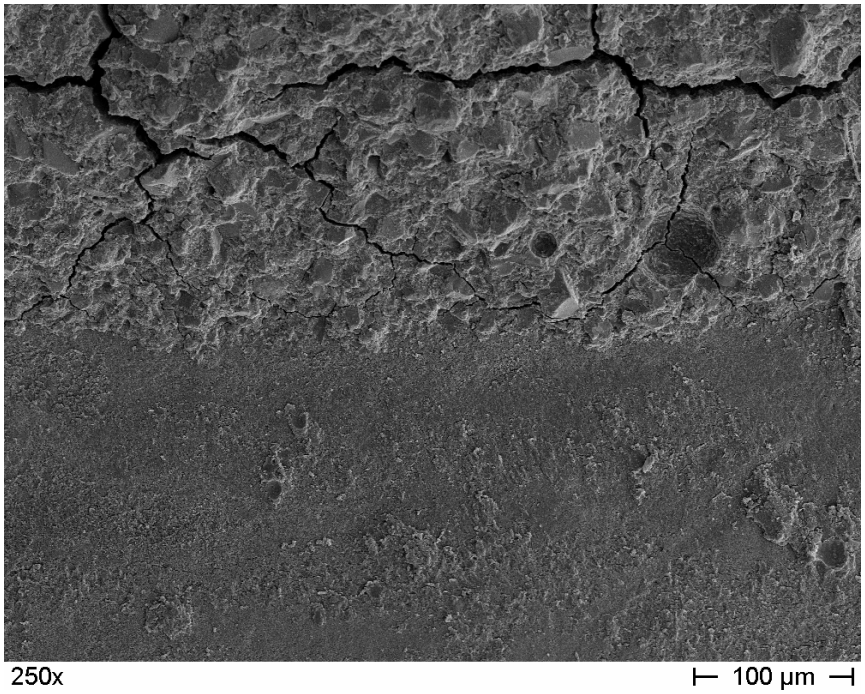
Niti u jednoj skupini nisu pronađena oštećenja cakline u obliku fraktura i pukotina nakon uklanjanja bravica (Slike 19. – 33.).



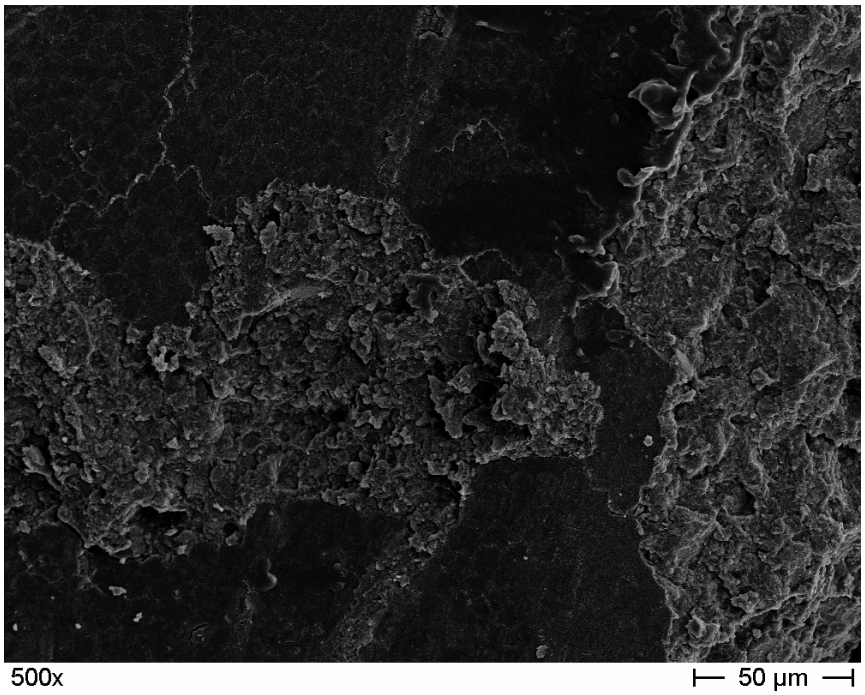
Slika 19. Baza bravice nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 25x u kontrolnoj skupini (kiselina)



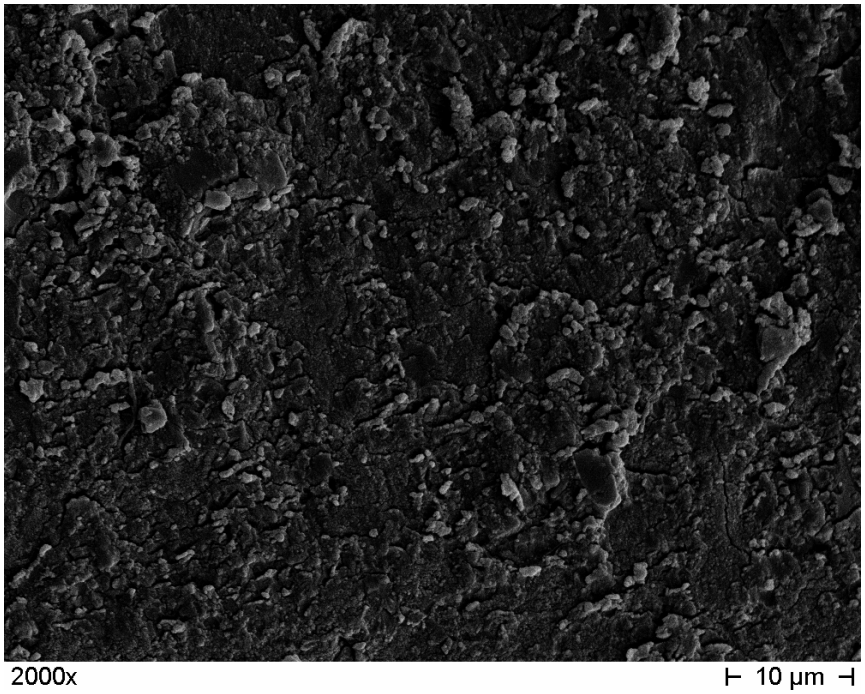
Slika 20. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 25x u kontrolnoj skupini (kiselina)



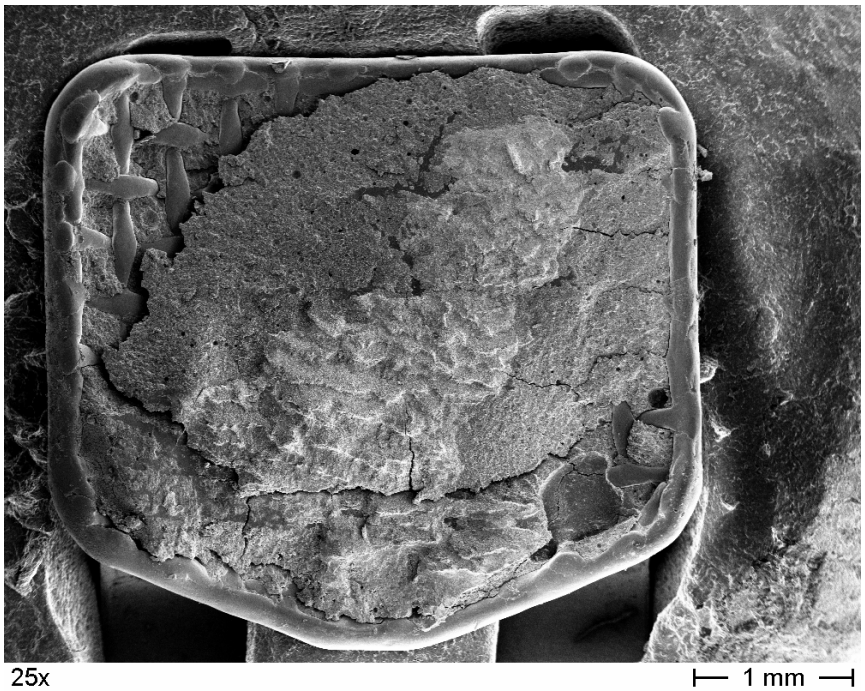
Slika 21. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 250x u kontrolnoj skupini (kiselina)



Slika 22. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 500x u kontrolnoj skupini (kiselina)



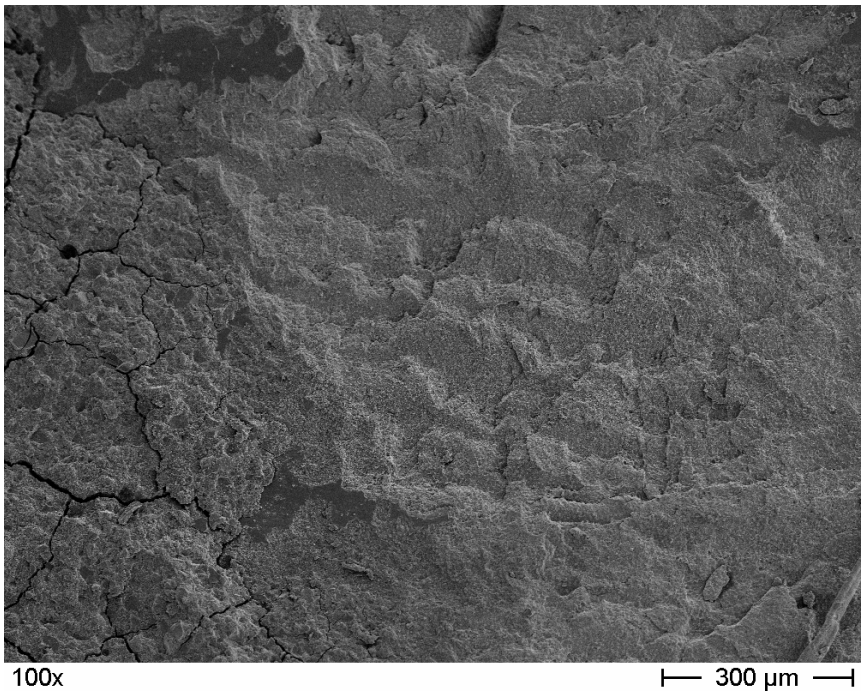
Slika 23. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 2000x u kontrolnoj skupini (kiselina)



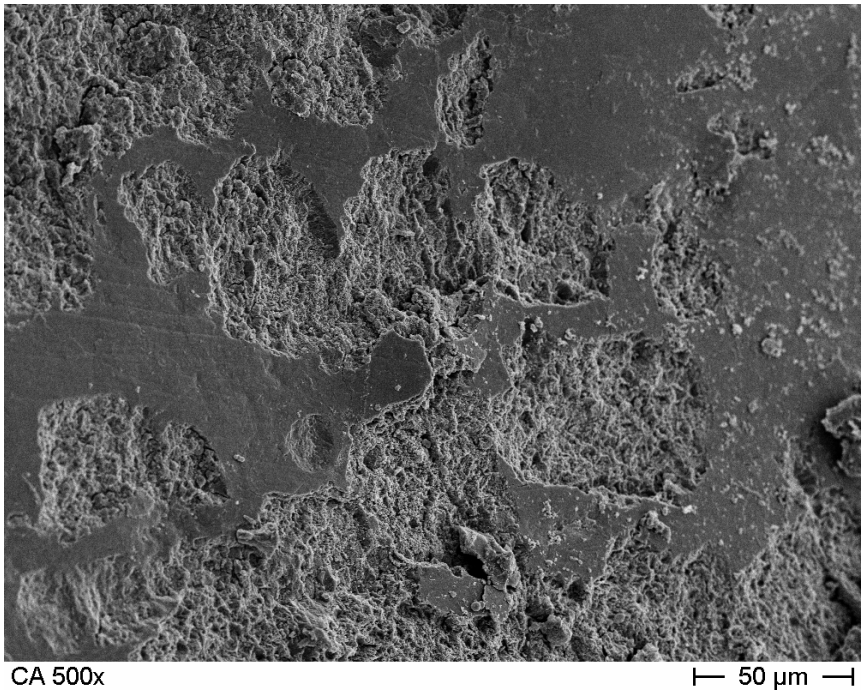
Slika 24. Baza bravice nakon uklanjanja pod povećanjem od 25x u SSP skupini



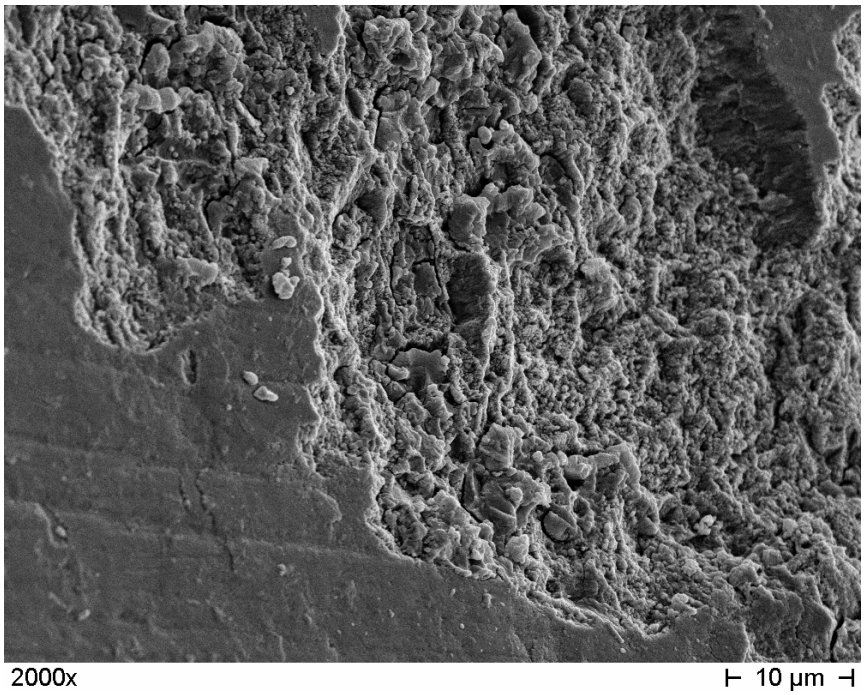
Slika 25. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 25x u SSP skupini



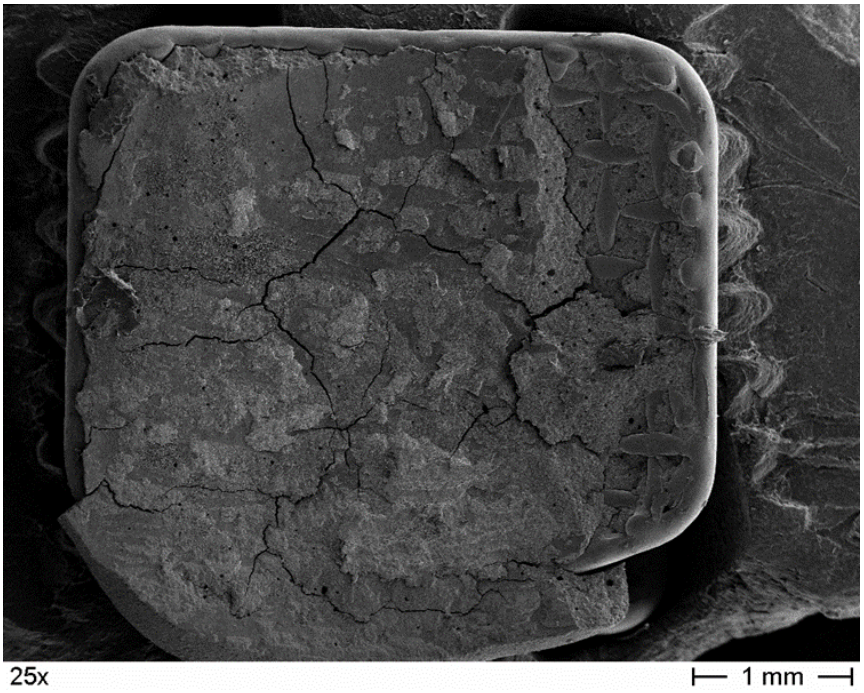
Slika 26. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 100x u SSP skupini



Slika 27. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 500x u SSP skupini



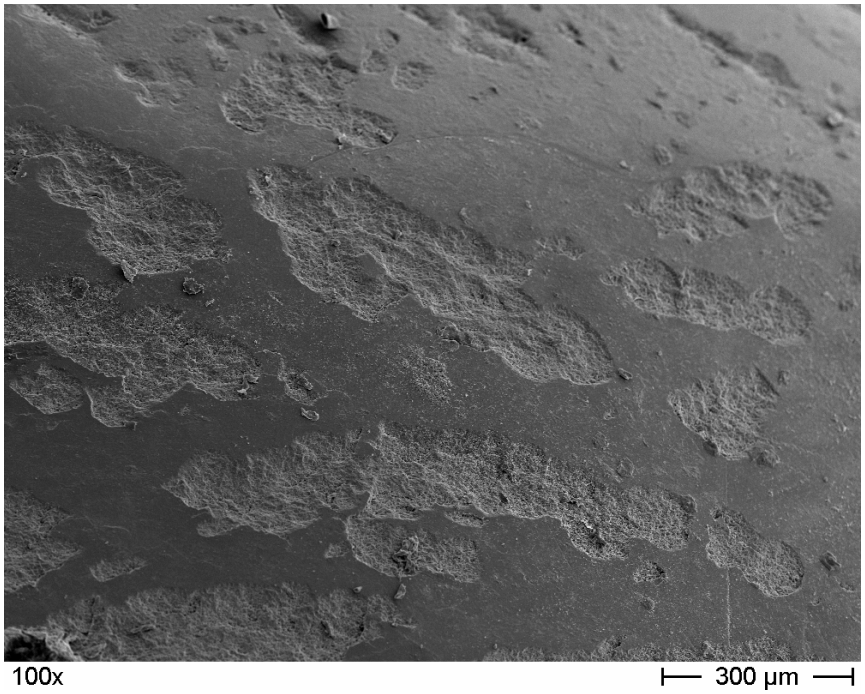
Slika 28. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 2000x u SSP skupini



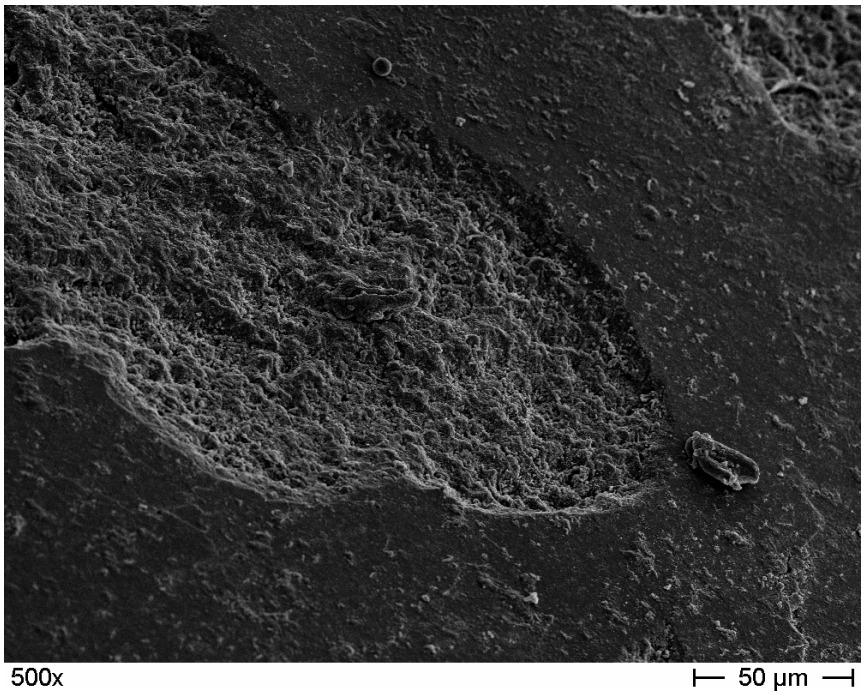
Slika 29. Baza bravice nakon uklanjanja pod povećanjem od 25x u QSP skupini



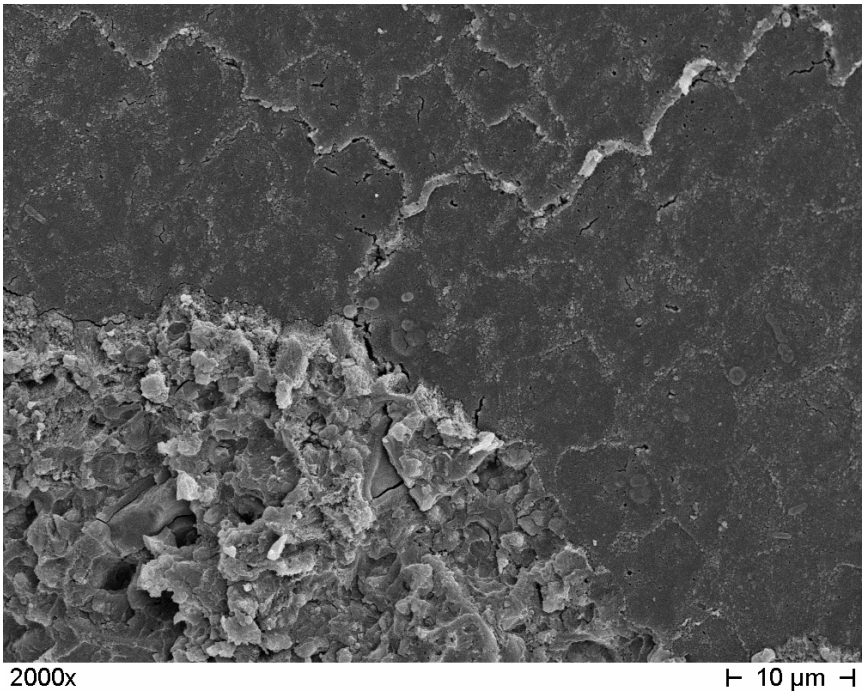
Slika 30. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 25x u QSP skupini



Slika 31. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 100x u QSP skupini



Slika 32. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 500x u QSP skupini



Slika 33. Površina cakline nakon uklanjanja bravice pod povećanjem od 2000x u QSP skupini

4. RASPRAVA

Svrha ovog rada bila je usporediti utječe li predtretman površine cakline laserom na pojačanje čvrstoće veze smolom modificiranoga staklenoionomernog cementa pri postavljanju bravica.

Za lasersku obradu površine cakline rabljena su dva moda lasera, Super Short Pulse mod (SSP) i Quantum Square Pulse mod (QSP). Za kontrolnu skupinu rabljena je 37%-tna ortofosforna kiselina koja je standard za kompozitne smole kako bi čvrstoća veze s laserskim skupinama bila što vjernije uspoređena. U literaturi se za primjenu smolom modificiranih staklenoionomernih cemenata na zubnim tkivima preporučuje predtretman poliakrilnom kiselinom ili ortofosfornom kiselinom (11 – 14, 85, 86). U istraživanju srednja vrijednost izmjerene smične sile u kontrolnoj skupini iznosila je 10,6 MPa, što upućuje na zadovoljavajuću čvrstoću svezivanja prema Reynoldsu i Maijeru i Smithu (18, 19).

Nanošenje i ispiranje kiseline te sušenje zuba brz je i jednostavan postupak, međutim bez obzira na brzinu i jednostavnost često u kliničkoj praksi dužina jetkanja pojedinog zuba nadmašuje preporučeno vrijeme od 15 sekundi. Uobičajeni postupak pri postavljanju ortodontskih bravica jest nanošenje kiseline na sve predviđene zube, čime prvi zubi u nizu ostaju duže pod kiselinskim utjecajem nego posljednji. Svako produljeno djelovanje kiseline pospješuje demineralizaciju i zube čini podložnijima nastanku karijesa kasnije tijekom terapije. Nadalje, postupak jetkanja podrazumijeva i ispiranje kiseline te utjecaj demineralizacije cakline postaje još izraženiji jer pri ispiranju, pod utjecajem vodenog spreja, kiselina dospijeva u predjele zubi i usta koji nisu ciljana mjesta jetkanja. To otplavljivanje kiseline, osim što pacijentu stvara neugodu i često nadražaj na kašalj, loše utječe i na gubitak mineralnih iona iz cakline zuba povećavajući broj potencijalnih predilekcijskih mjesta za nastanak bijelih mrlja.

Da bi se izbjegli nedostaci primjene ortofosforne kiseline u kliničku praksu su se počeli uvoditi laseri. Er:YAG laser pokazuje visoku biološku interakciju s tvrdim zubnim tkivima zbog valne duljine od 2,94 μm. Svako tkivo ima sposobnost apsorpcije laserske zrake određene valne duljine, za što je odgovoran sastav tkiva. Svako tkivo sastoji se od komponenti tkiva tzv.kromofora koji imaju sposobnost apsorpcije laserske zrake jedinstvene valne duljine (49). Za caklinu to je laserska zraka valne duljine 2,94 μm koja odgovara valnoj duljini vode i hidroksilnim skupinama kristala hidroksilapatita, koji apsorbiraju lasersku energiju pretvarajući je izravno u toplinu (33, 61, 65). Upravo termalni učinci odgovorni su za kemijske i

mikrostrukturne promjene u caklini čineći je otpornijom na kiselinske utjecaje i demineralizaciju. Najzastupljenija teorija o smanjenju propusnosti cakline odnosi se na gubitak karbonata tijekom zagrijavanja koji su predilekcijska mjesta za razvoj demineralizacije. Druge teorije još navode da odlomljeni organski materijal može blokirati puteve za prodor kiseline izvana kao i modificiranje omjera kalcija i fosfata te formiranje kiselinski otpornijih struktura pirofosfata i tetrakalcij-difosfat monoksida u samoj caklini (54, 58, 59, 61, 88 – 90). Kod primjene ortofosforne kiseline ne samo da se ne stvaraju otpornije strukture već se caklina izravno izlaže demineralizacijskim procesima.

Dodatno, s obzirom na to da je izlazna zraka lasera tanka, njome se mogu postići precizne i ograničene preparacije u caklini bez oštećenja okolnih struktura uz istodobno postizanje dubine poroziteta cakline od 10 – 20 μm (14, 48, 53), slično kao i nakon jetkanja kiselinom (85). Priprema cakline laserom brži je i jednostavniji postupak od jetkanja kiselinom jer ne zahtijeva vrijeme potrebno za ispiranje i sušenje zuba, ugodniji je za pacijenta i manja je mogućnost demineralizacije okolne cakline. Pritom najznačajnu ulogu u pripremi cakline imaju energija i trajanje pulsa, a dodatno i cjelokupno vrijeme iradijacije, vodeno hlađenje, udaljenost s koje emitiramo lasersku zraku, izlazna snaga pulsa i emisijski mod lasera. S ciljem iskorištavanja svih prednosti Er:YAG lasera kao i smolom modificiranih staklenoionomernih cemenata u istraživanju je testirana čvrstoća sveze bravice i zuba ovako pripremljene cakline.

Prema rezultatima ovog istraživanja ispitivani smolom modificirani staklenoionomerni cement pokazao je najveću izmjerenu vrijednosti smične sile (21,6168 MPa) kao i najveću srednju vrijednost (13,1795 MPa) u skupini obrađenoj SSP modom. U QSP skupini izmjerena srednja vrijednost smične sile također je bila veća (11,8486 MPa) nego u kontrolnoj skupini (10,6105 MPa). Procijenjena čvrstoća sveze između zuba i bravice u SSP skupini bila za 24% veća od kontrolne. Ovakvi rezultati usporedive čvrstoće sveze nakon iradijacije laserom u suglasnosti su s rezultatima drugih autora (68, 69, 73, 83). Hosseini (67) je koristeći se Er:YAG laserom energije 100 mJ i 150 mJ te frekvencije 10 Hz utvrdio je također bolju čvrstoću svezivanja nego kod jetkanja u obje laserske skupine. Zanimljivo je da je čvrstoća veze bila veća u skupini iradiranoj manjom energijom (100 mJ). Usümez i sur. (90) bolju su čvrstoću veze primjetili pri energiji 200 mJ, dok pri energiji od 100mJ i istoj frekvenciji (10 Hz) veza nije bila zadovoljavajuća. Oprečni rezultati ova dva istraživanja, kada je u pitanju jačina energije, mogu se pripisati različitim

tipovima lasera koji su korišteni u istraživanjima. Rezultate slične Hosseiniju (68) objavio je i Raji (83), koji je tretirao caklinu jednakom jačinom energije, 100 mJ i 150 mJ, ali frekvencijom od 20 Hz. On je utvrdio usporedivu čvrstoću svezivanja kod jetkanja i iradijacije energijom od 150 mJ, dok je čvrstoća veze nakon iradijacije energijom od 100 mJ bila znatno slabija od kontrolne skupine, međutim još dovoljno velika za ostvarivanje veze zuba i bravice unutar klinički prihvaljivih vrijednosti (17, 18). Özer i Başaran (69) testirali su dvije skupine zubi istom energijom od 150 mJ, ali različitim frekvencijama pulsa (10 Hz i 20 Hz), pri čemu su primijetili da veća frekvencija pulsa oslabljuje ablativni učinak energije lasera. U ovom istraživanju testirane su energija 100 mJ i frekvencija 20 Hz pri SSP modu te energija 120 mJ i frekvencija 10 Hz pri QSP modu.

SSP mod podrazumijeva upotrebu ponavljajućeg pulsa trajanja 50 μsek, što je vjerojatno najzaslužniji činitelj u ostvarivanju mnogo čvršće veze zuba i bravice nego što je to u slučaju ranije navedenih autora. Hosseini, Lee te Özer i Başaran (68, 69, 91) dobili su bolje rezultate kod dužeg trajanja pulsa i pri većim energijama od 100 mJ vjerojatno zbog toga što je u njihovim istraživanjima trajanje pulsa i pri nižim frekvencijama (10 Hz) i dalje bilo dovoljno kratko (100 μsek) da ostane ispod vrijednosti toplinske difuzije. Na taj je način izbjegnuta interakcija s ablativnom prašinom, a većom energijom lasera postignut je i jači ablativni učinak. Zanimljivo je da je Raji (83), koristeći se istim postavkama energije i frekvencije kao u SSP modu ovog istraživanja i koristeći se laserom istog proizvođača (Fotona 1210, Ljubljana, Slovenija), dobio vrijednosti sile znatno niže od vrijednosti ovog istraživanja, za što bi vjerojatno mogla biti zaslužna razlika u primjeni kontaktnog moda u njihovu slučaju. S druge strane, istraživanje koje je proveo Alavi (73) također pri jednakim postavkama energije i frekvencije kao u našoj SSP testnoj skupini koristeći se laserom istog proizvođača (Fotona, Fidelis Plus, Ljubljana; Slovenija) pri kontaktnom modu dobio je zadovoljavajuće rezultate kada je riječ o jačini smične sile koja se nije statistički razlikovala od kontrolne skupine jetkane kiselinom. Zanimljivo je i to da su se u oba ova istraživanja bravice cementirale kompozitnom smolom istog proizvođača, tako da vrsta materijala nije mogla utjecati na oprečne rezultate. Eventualni utjecaj mogli bi imati način i vrijeme skladištenja zubi do trenutka provedbe istraživanja. Iako je u ovom istraživanju za cementiranje bravica korišten smolom modificirani staklenoionomerni cement, čvrstoća veze nije

se znatno razlikovala od čvrstoće postignute kompozitnim smolama u ranije navedenim istraživanjima.

Suprotno rezultatima ovog rada Martínez-Insua (32) nakon kondicioniranja cakline i dentina laserom uočava mnogo slabiju čvrstoću svezivanja u usporedbi sa skupinom tretiranom kiselinom. Njegovi su rezultati u suglasnosti s rezultatima Contreras-Bulnes (67). U oba ova istraživanja korišten je Er:YAG laser, s tom razlikom što je u istraživanju Martínez-Insua (32) testirana različita energija pri istoj frekvenciji (4 Hz), a kod Contreras-Bulnes (67) ista energija (150 mJ) pri različitim frekvencijama (7 – 12 Hz). Međutim, u svim njihovim testiranim skupinama iradijacija laserom pokazala je mnogo slabiju čvrstoću veze, a vrijednosti su bile niže od preporučenih 6 – 8 MPa koje zadovoljavaju kliničku upotrebu. Za niske vrijednosti jačine izmjerene smične sile u oba ova istraživanja vjerojatno je zaslužna dužina trajanja pulsa, koja je bila u rasponu od 250 – 400 μsek, zbog čega je došlo do raspršivanja laserske energije. Ovakve postavke lasera pokazale su slabiju sposobnost preparacije dentalnog tkiva jer su u cilju postizanja vaporizacije u tkivu zahtijevale primjenu laserske energije velike gustoće. Primjena energije visoke gustoće uzrokovala je veliko zagrijavanje i štetne učinke na dentalna tkiva u obliku otapanja, stvaranja kratera i odlamanja (48, 68, 69). Uşümez (90) također navodi da se laser u smislu ostvarivanja dobre čvrstoće veze ne može smatrati alternativom jetkanju. Također, analizirajući pojedinačne iznose sila, navodi da je u obje laserske skupine koje je ispitivao kod više od polovine uzoraka dobio slabije rezultate od onih koji zadovoljavaju kliničku primjenu. Nadalje, primjetio je da vrijednost smične sile u laserom iradiranim skupinama jako varira, od izrazito visokih do izrazito niskih vrijednosti, dok se u skupini tretiranoj kiselinom vrijednosti sile kreću u znatno kraćem rasponu. Tu pojavu pripisao je slobodnoj kretnji ruke pri manipulaciji laserom. U ovom su istraživanju zabilježene slične razlike u rasponu iznosa smične sile u kontrolnoj skupini i SSP, koje su bile u mnogo većim rasponima nego u QSP skupini, gdje je zabilježen najuži interval u rasponu sile. Međutim, njegovi rezultati temelje se na primjeni Er,Cr:YSGG lasera u svrhu kondicioniranja cakline, za koji je poznato da ima tri puta veći ablativni prag od Er:YAG lasera, tj. za postizanje ablacije potrebna je tri puta veća energija, čime se postiže jedino rad u toplom ili vrućem režimu.

U drugim istraživanjima u kojima se navodi slabija veza zuba i bravice nakon iradijacije Er:YAG laserom u postavkama lasera korištena je niska energija koja omogućuje rad u toplom ili vrućem režimu koji nije pogodan za ablaciju (70).

Površinska priprema cakline QSP laserskim modom pokazala je sličnu jačinu veze kao na primjeru kiseline ($p = 0,4215$ i $p = 0,3082$), ali slabiju od SSP skupine.

Uspoređujući rezultate čvrstoće sveze između SSP i QSP moda u uzorku, primijećeno je da je bolja veza ostvarena je u SSP skupini (13,1795 MPa) u odnosu na QSP skupinu (11,8486 MPa). Ovakav rezultat upućuje na to da je za pripremu zuba za cementiranje presudna dužina trajanja pulsa, a ne isprekidani puls. QSP mod ima prednost pred SSP i MSP modom kada se govori o pripremi dubljih preparacija, npr. kaviteta za ispune. U tim slučajevima QSP modom postižu se preciznije preparacije, a vrijeme trajanja postupka preparacije znatno je smanjeno. Kod pripreme preparacije kaviteta SSP i MSP modom potrebno je tretirati tvrda zubna tkiva u dvije faze, naprije preparirati tkivo energijom visokog inteziteta pulsa, a potom kondicionirati površinu energijom niskog inteziteta pulsa, što znatno produžuje postupak. QSP modom omogućeno je postizanje visokokvalitetnih preparacija s boljom čvrstoćom veze u samo jednom koraku zbog djelovanja niskom energijom i kratkim pulsom, a s učinkom djelovanja visoke energije i dugog pulsa (92). Sa stajališta ortodontskih potreba gdje je potrebno samo kondicionirati tvrdo zubno tkivo do dubine 10 – 20 μm opravdano je smatrati SSP mod prihvatljivijim režimom za primjenu u svrhu postavljanja bravica nego QSP, na što upućuju rezultati ovog rada. S obzirom na to da cementiranje bravica ne zahtijeva pripremu dubljih preparacija tkiva, prednosti QSP moda pred SSP modom postaju nevažne kada je u pitanju čvrstoća veze. Važno je naglasiti da je preparaciju plitkih kaviteta moguće ostvariti nižim energijama pulsa (100 mJ), zbog čega SSP mod zadovoljava potrebe preparacija za postavljanje bravica. Preparacija dubljih kaviteta SSP modom zahtijeva upotrebu visoke energije (450 mJ) uz super kratki puls od 50 μsek da bi se ostvarila ablacijska učinkovitost. Međutim, pri takvom režimu dolazi do stvaranja gustog oblaka čestica ablatiranog tkiva koje se odiže iznad površine zuba za više od 2 mm kada počinje apsorbcija laserske energije. QSP modom omogućeno je kontinuirano djelovanje u hladnom režimu zbog mogućnosti ostvarivanja ablativnog učinka i pri niskim energijama (93).

Sağir (57) je uspoređujući jačinu sveze nakon jetkanja i iradijacije MSP i QSP modom utvrdio da između laserskih skupina nema statistički značajne razlike, dok je QSP mod u odnosu na jetkanu skupinu pokazao bolju jačinu sveze. Iako se on u svom istraživanju koristio svjetlosnopolimerizirajućom kompozitnom smolom (Transbond XT, 3M Unitek), za razliku od smolom modificiranog staklenoinomernog cementa korištenog u ovom istraživanju (Fuji Ortho LC, GC) rezultati su usporedivi jer su u oba istraživanja izmjerene veće vrijednosti čvrstoće svezivanja u QSP skupini u odnosu na kontrolnu. S obzirom na to da je Sağir (57) uspoređivao MSP i QSP mod koji se po rezultatima statistički nisu razlikovali, a MSP mod karakterizira trajanje pulsa od 125 μs (53), analizirajući rezultat čvrstoće veze pri preparaciji SSP modom u ovom istraživanju, može se opravdano zaključiti da je trajanje pulsa najzaslužniji činitelj u ostvarivanju sveze. Zanimljive rezultate istraživanja dobio je Lasmar (71) nakon ispitivanja čvrstoće veze između metalnih i keramičkih bravica lijepljenih s dva različita materijala (Transbond XT, 3M Unitek i Fuji Ortho LC, GC). Skupina zubi tretirana kiselinom ostvarila je bolju vezu s kompozitnim cementom, dok je laserom iradirana caklina ostvarila bolju vezu sa smolom modificiranim staklenoionomernim cementom. Slijedom ovakvih rezultata zaključio je da, ako se za pripremu cakline rabi ortofosforna kiselina, tada je najbolji izbor materijala za cementiranje kompozitna smola, a ako se rabi laser, najbolji izbor materijala je smolom modificirani staklenoionemerni cement. Ovakve pretpostavke potrebno je potvrditi dodatnim istraživanjima, kojih u dostupnoj literaturi ima jako malo. Ipak, do sličnog zaključka dovode rezultati ovog istraživanja u usporedbi s ranije spomenutim rezultatima koje su objavili Alavi i sur. (73).

Strukturne promjene caklinske površine nakon preparacije laserom mogle bi dovesti do novih spoznaja o prednostima smolom modificiranih staklenoinomernih cemenata ne samo kada je riječ o karijes protektivnim učincima već i kada je riječ o čvrstoći svezivanja sa zubom. Dosadašnji zaključci o smolom modificiranim staklenoionomernim cementima kao lošijim izborom materijala za cementiranje bravica u smislu čvrstoće veze izvedeni iz uzoraka zubi jetkanih kiselinom (5, 12, 70, 94). Iako autori navode slabiju čvrstoću svezivanja smolom modificiranih staklenoionomernih cemenata, neka istraživanja upućuju na zadovoljavajuće dobivene vrijednosti, ostvarivu kliničku upotrebu i manja oštećenja cakline nakon uklanjanja bravica (12, 13, 70).

Ostala istraživanja u kojima se QSP mod navodi kao učinkovitiji postupak preparacije tvrdih zubnih tkiva odnosi se na brzinu i preciznost preparacije, a ne na ostvarivanje veze cementa sa zubom (92, 93, 95).

U ovom istraživanju korišten je prvi digitalni držak u laserskoj tehnologiji poznat pod nazivom X-Runner. Njegova prednost pred konvencionalnim drškom leži u izrazitoj prilagodljivosti veličine i oblika ciljanog područja rada lasera što pridonosi preciznosti pri radu. Prije početka manipulacije na zaslonu lasera određuju se oblik (kružni, četvrtasti, heksagonalni), širina i dužina, promjer te broj ponavljajućih slijedova iradijacije koji se putem X-Runner drška apliciraju na radnu površinu ne zahtijevajući ručnu manipulaciju. X-Runner ima širok raspon primjene, a u ortodonciji je posebno primjenjiv zbog mogućnosti izrade precizne caklinske preparacije za odgovarajuću veličinu baze bravice (96).

Promatrajući površinu zuba stereomikroskopom nakon uklanjanja bravica pod povećanjem od 25x nije utvrđena znatna razlika između sve tri promatrane skupine u količini zaostatnog cementa na caklini i bazi bravice. Sve tri skupine pokazale su vrlo varijabilne rezultate u količini zaostatnog cementa, od potpunog odvajanja sa zuba do potpunog zaostajanja na zubu. Razlika među skupinama bila je ta što u kontrolnoj skupini nije bilo srednjih vrijednosti pri odlamanju bravica, već je cement bio ili bilo potpuno uklonjen sa zuba ili više od 60 % prisutan na zubu. Mnogi autori smatraju da je poželjnije da do pucanja veze dođe na razini bravica – materijal nego caklina – materijal jer se na taj način izbjegavaju napuknuća u caklini kao i odlamanje cakline pri aplikaciji sile pri skidanju. Zagovornici ovakvog stajališta pronalazili su prednost u primjeni kiseline jer su rezultati njihovih istraživanja pokazali da je najveći postotak pucanja veze nakon primjene kiseline na razini bravica – materijal (ARI stupanj 3) ili miješana fraktura odnosno pucanje unutar samog materijala (ARI stupanj 1 i 2). Dopuna tvrdnjama o prednostima primjene kiseline može se naći i u mnogim istraživanjima u kojima je objavljeno da je najveći broj uzoraka nakon pripreme zuba laserom pokazao ARI stupanj 0, posebno kada je u pitanju uklanjanje keramičkih bravica (69, 73, 83, 90, 91). Drugi autori smatraju poželjnijim da što manje materijala za postavljanje bravica zaostane na caklini kako bi se skratilo vrijeme mehaničkog uklanjanja sa zuba i pacijentov boravak u ordinaciji (11, 82). Tome u prilog govori činjenica da je nakon uklanjanja bravica ionako nemoguće caklinu vratiti u njezino prvobitno stanje, neovisno o količini zaostatnog cementa na zubu i tehnici poliranja (81). Dodatno,

uzmajući u obzir sposobnost materijala za pozicioniranje bravica da penetrira do dubine od 50 μm, nameće se i zaključak da manipulacija svrdlom treba biti do jednake odnosno čak i veće dubine kako bi se sav zaostatni materijal uklonio sa zuba. U literaturi postoji podatak da se takvim postupkom uklanja 55,6 μm caklinske površine (85).

Rezultat koji upućuje na izostanak ARI stupnja 1 u kontrolnoj skupini vrlo je neobičan i za njega je teško pronaći objašnjenje, dok su rezultati u laserskim skupinama usporedivi s rezultatima drugih autora koji također navode raspršenost rezultata u postotku zaostalog materijala na zubu odnosno bravici (67, 73, 97).

Kada se govori o postotku materijala zaostalog na zubu odnosno bravici, primjećena je statistički značajna razlika (ANOVA $p<0,001$) i obrnuta linearna korelacija u ukupnom uzorku. Rezultati sumarnog uzorka u ovom radu pokazali su znatnu, ali ne i visoku korelaciju (R kvadrat = 0,7834). Takav rezultat posljedica je umjerene linearne korelacije u QSP skupini. Analizirajući pojedinačno skupine, kontrolna i SSP skupina pokazale su vrlo visoku korelaciju (R kvadrat = 0,9864 i R kvadrat = 0,9774) s postotkom cementa na zubi odnosno bravici koji je vrlo blizu vrijednosti u očekivanoj teoretskoj jednadžbi (kontrola: % caklina = 99,9355 – 0,9987 % bravica, SSP: % caklina = 105,9 – 0,9964 % bravica). Za razliku od ove dvije skupine, QSP skupina pokazala je značajnu, ali vrlo nisku korelaciju (R kvadrat = 0,554) s velikim odstupanjem u jednadžbi linearne podudarnosti (% caklina = 100,0267 – 0,7604747 % bravica).

Fraktografskom analizom utvrđeno je da razlog ovakvog rezultata u QSP skupini leži u činjenici da je veza pucala na razini cementa (miješani tip), pri čemu je suma zaostalog cementa na zubu i bravici u velikom broju bila ili manja ili veća od 100%, odstupajući od očekivane vrijednosti sume od 100%, što upućuje na to da je unutar iste skupine pri odlamanju bravice sa zuba došlo ili do gubitka cementa ili do njegova preklapanja na nasuprotnim površinama pri čemu je suma iznosila više od 100%. Veća udaljenost od pravca linearne regresije ispod grafa (dolje lijevo) upućuje na to da je više cementa izgubljeno u procesu odlamanja, odnosno veća udaljenost od pravca linearne regresije u gornjem dijelu grafa (gore desno) upućuje na to da je zbroj cementa koji je prekrivao korespondirajuće površine cakline i bravice bio veći (Slika 18.). Kontrolna skupina je pokazala gotovo idealnu podudarnost u sumi cementa na zubi i bravici (Slika 16.), dok je u SSP skupini bilo odstupanja, ali u manjem broju uzoraka i u manjoj količini nego što je to

bilo u QSP skupini (Slika 17.). Objašnjenje ovakvog rezultata fraktografske analize moguće je tražiti na razini mikroskopskog izgleda cakline nakon različitih postupaka pripreme zuba za postavu bravica, u mikroretentivnom svojstvu baze bravice kao i vrsti materijala za postavljanje bravica i njegovoj sposobnosti vezanja za caklinu.

U literaturi je općeprihvaćeno mišljenje da je tip I po Silvestroneu najpoželjniji obrazac jetkane cakline i zbog ostvarivanja dobre čvrstoće sveze s nekim od adhezijskih materijala i zbog pravilnih strukturnih promjena cakline (14, 15, 26, 98). Također je poznato da produljeno vrijeme jetkanja kiselinom izaziva veća oštećenja cakline bez utjecaja na čvrstoću sveze (21 – 25, 30, 31). Ovakve spoznaje mogle bi upućivati na činjenicu da bi se u preporučenom vremenu jetkanja cakline kiselinom uvijek postizao najpoželjniji tip jetkane površine, međutim neka istraživanja pokazuju da to nije slučaj. U suglasnosti s očekivanim rezultatima jesu istraživanja nekih autora koji, nakon promatranja cakline jetkane kiselinom pod elektronskim mikroskopom, potvrđuju očekivani i najpoželjniji obrazac jetkane cakline (tip I). U svojim istraživanjima također navode da se nakon iradijacije cakline laserom dobiju manje pravilne forme u caklini u obliku tip III obrasca jetkane cakline kao i prisutnost caklinskih oštećenja poput udubina, pukotina i oštrih rubova koji nastaju najvjerojatnije kao posljedica otapanja cakline zbog mikroeksplozija (14, 15, 98, 99). Nasuprot ovakvom stajalištu drugi autori smatraju da se jetkanjem kiselinom također postiže tip III po Silvestroneu, pri čemu kiselinu kao izbor pripreme ne smatraju prednošću, te da zbog iradijacije lasera dolazi do fizikalnih promjena u caklini u obliku otapanja i rekristalizacije, što za posljedicu ima pojavu pora i mjehuričastih inkluzija na površini koje izgledom sliče na površinske promjene nakon jetkanja kiselinom (90, 91, 100). Također je utvrđeno da površinska oštećenja cakline ovise i o izlaznoj snazi lasera. Upotreba lasera snage veće od 3 W uzrokuje veća oštećenja zbog jačih termalnih promjena u strukturi (98, 101), dok je snagom od 3W ili manje moguće jetkati površinu zuba bez uklanjanja površinskog sloja cakline i dentina i ostvariti jasno ograničene rubove preparacije s vidljivo definiranom hrapavošću (101, 102). Analizirajući izgled svezivanja između kompozitnih smola i cakline odnosno dentina bojanjem zuba fuksinom i promatranjem pod elektronskim i stereomikroskopom Dostálová i sur. (102) primjetili su i gušće svezivanje nakon preparacije kaviteta laserom neovisno o utjecaju fokusiranja drške lasera na jednakoj udaljenosti od površine cakline pri manipulaciji terapeuta. U istom istraživanju utvrđeno je da kondicioniranje cakline energijom lasera do 100 mJ ne uzrokuje oštećenja cakline,

što nije slučaj kod korištenja većih energija. U QSP skupini korištena je energija od 120 mJ, što je, u skladu s ranije spomenutom istraživanjem, moglo izazvati veća oštećenja u caklini, dublje kavitacije, a time i dublju penetraciju materijala za postavljanje bravica za zub, zbog čega je, pri uklanjanju bravica, na korespondirajućim površinama (zub i bravica) u većem broju uzoraka cement bio izgubljen u procesu odlamanja. U SSP skupini korištena je manja energija (100 mJ), za koju možemo pretpostaviti da je uzrokovala sličan obrazac dezorganizacije caklinske strukture kao što je to nakon tretmana kiselinom (Silvestrone tip I i tip II). Pretpostavke o dubljim i manje pravilnim kavitacijama nakon kondicioniranja laserom potvrdio je Sagir (57) u svojoj studiji testirajući MSP i QSP mod na identičnom laseru koji je korišten u ovom istraživanju. On je, promatrajući *scanning* elektronskim mikroskopom i *atomic forse* mikroskopom po jedan zub iz svake skupine, utvrdio znatno veću hrapavost u laserskim skupinama, koja je bila nehomogena i nepravilna s prisutnim mikrokavitacijama površine, pri čemu su navedena oštećenja bila mnogo izrazitija pri korištenju QSP moda u usporedbi s također testiranim MSP modom, što dodatno govori u prilog pojavi raspršivanja materijala u okolni prostor odnosno na uzlazni dijagonalni put pucanja veze unutar samog materijala. U ovom istarživanju uočen je sličan adhezijski obrazac pucanja veze u kontrolnoj i SSP skupini iako se čvrstoća sveze u te dvije skupine statistički razlikovala dok je u QSP skupini uočen kohezijski princip pucanja sveze. Tragom dobivenih rezultata u ovom istraživanju nameće se zaključak da princip pucanja veze ne ovisi o čvrstoći svezivanja, već o nekim drugim faktorima, najvjerovatnije dubini preparacije ili izgledu preparirane površine koja se u ovom istraživanju nije ispitivala.

Većina *in vitro* studija pokazuje da je najveći postotak pucanja veze između bravice i zuba miješanog tipa i da do pucanja dolazi u razini materijala, što je potvrđeno i u eksperimentalnim skupinama ovog rada, dok je u skupini jetkanoj kiselinom veza pucala prema adhezijskom obrascu odlamanja, tj. na razini caklina – cement ili bravica – cement. Mogući razlog u obrascu pucanja veze između laserskih skupina i kontrole mogao bi biti u načinu svezivanja smolom ojačanoga staklenoionomernog cementa s različito pripremljenim površinama cakline. U većini studija testirana je jačina smične sile kao i količine zaostatnog sloja materijala nakon primjene kompozitnih smola jer je njihova primjena u ortodonciji mnogo zastupljenija od staklenoionomernih cemenata zbog boljeg ostvarivanja veze bravice i zuba (5, 43, 97, 103, 104). Međutim, primjenom smolom ojačanih staklenoionomernih cemenata za postavljanje bravica

smanjen je utjecaj dehidracije staklenoionomernih cemenata, pri čemu je dolazilo do stvaranja poroziteta koji su otvarali put nastanku pukotina u samom materijalu, što je ugrožavalo postojanost u čvrstoći svezivanja bravice za zub. Dodavanjem monomera poboljšana su svojstva vezanja cementa za zub u mjeri koja zadovoljava uvjete kliničke primjene (5, 11, 13, 14, 43, 70, 94). Osim smanjenih demineralizacijskih učinaka, inhibicije bakterijskih i kiselinskih utjecaja i podnošljivosti primjene u vlažnom mediju kao osnovnih prednosti primjene staklenoionomernih cemenata u ortodonciji, primijećena su i manja oštećenja cakline nakon uklanjanja bravica pozicioniranih staklenoionomernim i smolom ojačanim staklenoionomernim cementima nego što je to u slučaju s kompozitnim smolama (11, 13, 86, 94, 103). Ovakve tvrdnje u suglasnosti su i sa ovdje dobivenim rezultatima. Naime, neovisno o vrsti kohezivnog odlamanja niti jedan zub iz sve tri skupine promatran elektronskim mikroskopom pod povećanjem 100x, 500x i 2000x nije pokazao caklinska oštećenja u obliku pukotina ili odlomljenih caklinskih fragmenata (slike 19. – 33.). Može se pretpostviti da je za manja oštećenja cakline zaslužan izbor cementa u ovom istraživanju, odnosno komponente od kojih su izgrađeni smolom ojačani staklenoionomerni cementi i reakcije pri njihovu stvrdnjavanju. Naime, pri odvijanju acido-bazne reakcije poliakrilna kiselina, u prisutnosti molekula HEMA, iz čestica stakloaluminija oslobađa manje kalcijevih i aluminijevih iona koji čine matriks nego što je to u konvencionalnom staklenoionomernom cementu. Molekule HEMA u određenom postotku zamjenjuju molekule vode koje su esencijalne komponente acido-bazne reakcije. S druge strane, polimerizacija molekula HEMA potaknuta od strane kamforkinona i tercijarnih amina odvija se neovisno o acido-baznoj reakciji, pri čemu dolazi do križanja dva različita matriksa. Upravo na tim mjestima moguće je pucanje materijala zbog fazne separacije dvaju matriksa (94, 105). Dodatno navedenom, smolom ojačani staklenoionomerni cementi manje penetriraju u caklinsku strukturu, pa se zbog toga pri primjeni smolom ojačanih staklenoionomernih cemenata u ortodonciji postavlja pitanje je li potrebno jetkati caklinu i kojom kiselinom, poliakrilnom ili ortofosfornom. Postoji mišljenje da jetkanje cakline kiselinom pospješuje kemijsko svezivanje cementa i cakline dodatnom mikromehaničkom adhezijom (94, 103, 104, 106). Valente (12) navodi da je caklinu prije cementiranja bravica svakako potrebno pripremiti kiselinom, poliakrilnom ili ortofosfornom, ali da izbor kiseline znatno ne utječe na čvrstoću veze. Kod primjene smolom ojačanog staklenoionomernog cementa bez prethodnog jetkanja čvrstoća je bila manja. Međutim

produljeno vrijeme polimerizacije ne povećava čvrstoću, već, naprotiv, može imati suprotan učinak zbog dodatne dehidracije materijala (94). Toledano (13) također preporučuje upotrebu smolom ojačanih staklenoionomernih cemenata jer ostvaruju čvrstoću veze usporedivu sa svjetlosnopolimerizirajućim kompozitima, dok caklina nakon uklanjanja bravica ostaje gotovo neoštećena. Prema njegovim saznanjima predtretman kiselinom uvijek uzrokuje porozitete u caklini i pucanje veze u razini cement – bravica. Kao razlog tome navodi čvršće vezanje cementa za zub nego za bazu bravice zbog njegova penetriranja u kiselinom pripremljene mikropore cakline katkad i do dubine od 100 – 170 μm u koje se cement integrira kao i pretpostavku da dolazi do nepotpune polimerizacije unutar mikroretentivne baze bravice zbog neprolaznosti svjetla kroz metalnu bravicu. Maijer (106) je toj tvrdnji pridodao i objašnjenje da zbog zarobljenog zraka unutar mrežaste strukture baze bravice dolazi do molekulama kisika inhibirane polimerizacije slobodnih radikala. Dominantnost u pucanju veze na razini cement – bravica pri primjeni smolom ojačanim staklenoionomernim cementima utvrdio je i Mauro (94). Ovakvi nalazi odnose se samo na svjetlosnopolimerizirajuće, ali ne i na kemijski stvrdnjavajuće kompozitne smole, koje zbog neovisnosti o svjetlom potaknutoj polimerizaciji pokazuju i bolju jačinu svezivanja (13, 81, 94).

Rezultati ovog istraživanja, iako je za predtretman u kontrolnoj skupini korištena 37%-tna ortofosforna kiselina, samo su djelomično u suglasnosti s ranije spomenutim autorima koji zagovaraju jetkanje jer je do pucanja veze došlo ili na razini caklina – cement, pri čemu je sav materijal bio odlijepljen sa zuba, ili je veza pucala na razini cement – bravica ostavljajući više od 60% cementa na zubu.

Retief (107) je utvrdio da upotreba sile od 13,5 MPa za uklanjanje bravica uzrokuje caklinska oštećenja. Također navodi da sila potrebna za uklanjanje bravica postavljenih kompozitnim smolama često nadmašuje tu vrijednost, što nije slučaj kod smolom modificiranih staklenoionomernih cementa koje smatra prikladnijim izborom. Izostanak caklinskih oštećenja u svim promatranim uzorcima ovog istraživanja također govori u prilog toj tvrdnji. Međutim, kako su uzorci za promatranje pod elektronskim mikroskopom bili nasumično odabrani, a iznosi smične sile bili su u velikim rasponima, ne može se reći je li za izostanak caklinskih oštećenja odgovorna manja jačina smične sile ili je to isključiva zasluga odabranog cementa.

Dobiveni rezultati upućuju na to da bi smolom modificirani staklenoionomerni cementi mogli biti dobra zamjena za kompozitne smole, međutim treba uzeti u obzir i inicijalnu čvrstoću svezivanja koja u ovom istraživanju nije mjerena. Bishara i sur. (87) naglašavaju da je inicijalna čvrstoća svezivanja smolom modificiranih staklenoionomernih cemenata znatno slabija u odnosu na kompozitne, što je za kliničku primjenu u ortodonciji vrlo važno.

Kada se govori o principu pucanja veze, velika odstupanja u rezultatima između pojedinih istraživanja teško su usporediva zbog velikih razlika u testiranim uzorcima zbog izostanka standardizirane metode za testiranje smične sile. Razlike u smjeru testirane sile, uređaju za testiranje, vremenu i uvjetima pohrane uzorka, testiranom materijalu i vrsti zuba uvelike utječu na raznolikost rezultata. Dodatno, *in vitro* studije treba uzeti s rezervom jer ne podliježu kiselinskim utjecajima iz usta, vlažnosti, stresu okluzalnih sila, plaku i konstantnim promjenama temperature. Također, princip odlamanja u *in vitro* uvjetima podrazumijeva primjenu sile torzije, tenzije ili sile smicanja za razliku od *in vivo* odlamanja, gdje dolazi do istodobne primjene svih triju sila u različitim omjerima.

Uz ograničenja koja pruža *in vitro* istraživanje ipak možemo zaključiti da predtretman cakline laserom predstavlja dobru alternativu jetkanju ortofosfornom kiselinom.

5. ZAKLJUČCI

Analizirajući dobivene rezultate može se zaključiti sljedeće:

1. Smolom modificirani staklenoionomerni cement ostvario je dobru čvrstoću sveze u sve tri testirane skupine

2. Najniža srednja vrijednost smične sile izmjerena je u kontrolnoj skupini tretiranoj 37%-tnom ortofosfornom kiselinom, dok je u skupini tretiranoj laserom SSP (100 mJ, 20 Hz,2 W) izmjerena najveća srednja vrijednost smične sile pri uklanjanju bravica

3. Unutar skupina tretiranih laserom nije bilo statistički značajne razlike u usporedbi smičnih sila, dok je između kontrolne i SSP skupine uočena statistički značajna razlika, koja upućuje na veću čvrstoću sveze u iznosu od 24 % u SSP skupini u odnosu na kontrolnu

4. Dužina trajanja pulsa u SSP modu (< 100 μsek) ima više utjecaja na čvrstoću svezivanja nego isprekidani QSP mod

5. Smolom modificirani staklenoionomerni cement ostvaruje bolju vezu s caklinom tretiranom laserom nego kiselinom

6. Sve tri testirane skupine pokazale su veliki raspon u količini zaostatnog sloja cementa na zubu odnosno bravici, od potpuno odlomljenog do potpuno zaostalog na zubu

7. Neovisno o čvrstoći svezivanja princip pucanja veze u kontrolnoj i SSP skupini bio je adhezijskog tipa dok je u QSP skupini uočeno kohezijsko odlamanje

8. Niti u jednoj skupini nakon uklanjanja bravica nisu pronađena oštećenja cakline

9. Uz ograničenja koja pruža *in vitro* istraživanje, tretman cakline laserom u svrhu postavljanja ortodontskih bravica čini dobru alternativu jetkanju ortofosfornom kiselinom.

6. LITERATURA

1. Šutalo J. Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva. Naklada Zadro;1994.pp321-6.

2. Darvell BW. Materials science for dentistry. 7th ed. Hong Kong, China: Woodhead Publishing; 2002. pp. 215–6.

3. Benelli EM, Serra MC, Rodriguez AL, Curry JA. In situ an-ticariogenic potential of glass ionomer cement. Caries Res. 1993;27(4):280–4.

4. Forss H, Seppa L. Prevention of enamel demineralization adjacent to glass ionomer filling materials. Scand J Dent Res. 1990 Apr;98(2):173–8.

5. Millet DT, McCabe JF. Orthodontic bonding with glass ionomer cement-a review. Eur J Orthod. 1996;18:385-99.

6. Wiltshire WA. Shear bond strengths of glass ionomer for direct bonding in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1994;106:127-130.

7. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 119(1):36-42.

8. Larmour CJ, Stirrups DR. An ex vivo assessment of a resin modified glass ionomer cement in relation to bonding technique. J Orthod. 2001 Sep;28(3):207–10.

9. Cheng HY, Chen CH, Li CL, Tsai HH, Chou TH, Wang WN. Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement. Eur J Orthod. 2011; 33(2):180-4.

10. Cacciafesta V, Jost-Brinkmann PG, Sussenberger U, Miethke RR. Effects of saliva and water contamination on the enamel shear bond strength of a light-cured glass ionomer cement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998; 113(4): 402-7.

11. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparision of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin modified glass ionomer adhesive: an in vitro study and in vivo study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;126(2):200-6.

12. Valente R, De Rijk WG, Drummond JL, Evans CA. Etching conditions for resin-modifieed glass ionomer cement for orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;121:516-20.

13. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, de la Higuera B et al. Bond strength of orthodontic brackets using different light and self curing cements. Angle Orthod. 2003;73(1):56-63

14. Yassaei S, Davari A, Goldani Moghadam M, Kamaci A. Comparison of shear bond strength of RMGI and composite resin for orthodontic bracket bonding. J Dent (Tehran). 2014;11(3):282-9.

15. Buonocore M. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. JADA. 1970;80(2):324-30.

16. Ierardo G, Di Carlo G, Petrillo F, Luzzi V, Vozza I et al. Er:YAG laser for bracket bonding: A SEM study after debonding. The Scientific World J. 2014;2014:935946.

17. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth supstrates. J Biomed Mater Res. 1982;16(3):265-73.

18. Maijer R, Smith DC. A new surface tretment for bonding. J Biomed Mater Res. 1979;13:975-85.

19. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic brackets-a comparative study of adhesives. Br J Orthod. 1976;3(3):143–6.

20. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. J Dent Res. 1955;34(6):849-53.

21. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. Oper Dent. 1986;11(3):111-6.

22. Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching on the bond strength of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;109(4):403-9.

23. Beech DR, Jalaly T. Bonding of polymers to enamel: Influence of deposits formed during etching, etching time and period of water immersion. J Dent Res. 1980;59(7):1156-62.

24. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991;100(1):72-9.

25. Lopes GC, Thys DG, Klauss P, Mussi G, Widmer N. Enamel acid etching: A review. Compend Contin Educ Dent. 2007;28(1):18-24.

26. Silvestrone LM, Saxton CA, Dogan IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res. 1975;(5):373-87.

27. Ripa LW, Gwinnett AJ, Buonocore MG. The prismless outer layers of deciduous and permanent enamel. Arch Oral Biol. 1966;11(1):41-8.

28. Gwinnett AJ. Human prismless enamel and its influence on sealant penetration. Arch Oral Biol. 1973;18(3):441-4.

29. Galil KA, Wright GZ. Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. Pediatr Dent. 1979;1(4):230-4.

30.Wang WN, Yeh CL, Fang BD, Sun KT, Arvystas MG. Effect of H3PO4 concentration on bond strength. Angle Orthod. 1994;64(5):377-82.

31. Gottlieb EW, Retief DH, Jamison HC. An optimal concentration of phosphoric acid as etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. J Prosthet Dent. 1982;48(1):48-51.

32. Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG –laser-treated enamel and dentin surfaces. J Prosthet Dent. 2000;84(3):280-8.

33. Ahrari F, Poosti M, Motahari P. Enamel resistance to demineralization following Er:YAG laser etching for bonding orthodontic brackets. Dent Res J (Isfahan). 2012;9(4):472-7.

34. Ogaard B, Rolla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988;94(1):68-73.

35. Alkis H, Turkkahraman H, Adanir N. Microleakage under orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. Eur J Dent. 2015;9(1):117-21.

36. Arikan S, Arhun N, Arman A, Cehreli SB. Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or convencional light curing units. Angle Orthod. 2006;76(6):1035-40.

37. Benson PE, Parkin N, Millett DT, Dyer FE, Vine S et al. Fluorides for the prevention of white spots on teeth during fixed brace treatment. Cochrane Database Syst Rev. 2004;(3):CD003809.

38. Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Benson BJ. Reducing white spot lesions in orthodontic populations with fluoride rinsing. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992;101(5):403-7.

39. White LW. Glass ionomer cement. J Clin Orthod. 1986;20(6):387-91.

40. Wilson AD. Alumino-silicate polyacrylic acid cement. Brit. Polym. J. 1974;6:165–179. doi: 10.1002/pi.4980060303.

41. Hien-Chi N, Mount G, McIntyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: An in vivo study. J Dent. 2006;34(8):608–13.

42. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. Dent Update. 1995;22:429–32.

43. Chatzistavrou E, Eliades T, Zinelis S, Athanasiou AE, Eliades G. Fluoride release from an orthodontic glass ionomer adhesive in vitro and enamel fluoride uptake in vivo. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(4):458-9.

44. Lim HN, Kim SH, Yu B, Lee YK. Influence of HEMA content on the mechanical and bonding properties of experimental HEMA-added glass ionomer cements. J Appl Oral Sci. 2009;17(4):340-9.

45. Nicholson JW, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H. The long term interaction of dental cements with lactic acid solutions. J Mater Sci Mater Med. 1999;10:449–52.

46. Ten Cate JM. In vitro studies on the effects of fluoride on de-and remineralization. J Dent Res. 1990;69(Spec No):614–19.

47. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass ionomer cements for clinical dentistry. J Funct Biomater. 2006;7(3):16.

48. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. Nature. 1960;187:493-4.

49. Gabrić Pandurić D. Fizikalna i ultrastrukturna usporedba utjecaja lasera i kirurškog svrdla na koštano tkivo.[disertacija]. Zagreb; Stomatološki fakultet:2010.

50. Palanker D. Basic laser properties. [PhD].Stanford. Stanford University. 2013.

51. Silfvast WI. Laser fundamentals. New York: Cambridge University Press;1996.

52. Hecht J. Understanding laser. An entry-level guide. 2nd edition. New York: IEEE Press;1994.

53. Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod. 1993;63(1):73-6.

54. Mine A, Yoshida Y, Suzuki K, Nakayama Y, Yatani H et al. Spectroscopic characterization of enamel surfaces irradiated with Er:YAG laser. Dent Mater J. 2006;25(2):214-8.

55. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally apllied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1965;19:515–30.

56. Jukić Krmek S, Miletić I, Simeon P, Prpić Mehičić G, Anić I et al. The temperature changes in the pulp chamber during cavity preparation with the Er:YAG laser using a Very Short Pulse. Photomed Laser Surg. 2009;27(2):351-5.

57. Sağir S, Usumez A, Ademci E, Usumez S. Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2013;83(6):973-80.

58. Apel C, Birker L, Meister J, Weiss C, Gutknecht N. The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation ina n intraoral model:A pilot study. Photomed Laser Surg. 2004;22(4):312-7.

59. Kim JH, Kwon OW, Kim HI, Kwon YH. Acid resistance of Erbium-doped Yttrium Aluminum Garnet laser-treated and phosphoric acid-etched enamels. Angle Orthod. 2006;76(6):1052-6.

60. Rodríguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejìa OF, Sánchez-Flores I, Centeno-Pedraza C. Morphological and structural changes on human dental enamel after Er:YAG laser irradiation:AFM,SEM and EDS evaluation. Photomed Laser Surg. 2011;29(7):493-500.

61. Apel C, Meister J, Schmitt N, Gräber HG, Gutknecht N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro. Lasers Surg Med. 2002;30(5):337-41.

62. Alavi S, Birang R, Hajizadeh F, Banimostafaee H. Effect of bracket bonding with Er:YAG laser on nanomechanical properties of enamel. Dent Res J(Isfahan). 2014;11(1):49-55.

63. Von Fraunhofer JA, Allen DJ. Thermal effects associated with the Nd/YAG dental laser. Angle Orthod. 1993;63(4):299-303.

64. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. Lasers Surg Med. 1989;9(4):338-44.

65. Lukac N, Lukac M, Jezersek M. QSP mode characteristics of 3rd generation ASP powered Er:YAG dental lasers. Journal of the Laser and Health Academy. Vol.2016, No.1(2016):1-5.

66. Apel C, Meister J, Götz H, Duschner H, Gutknecht N. Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. Caries Res. 2005;39(1):65-70.

67. Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Rodríguez-Vilchis L, Pedraza-Centeno C, Olea-Mejía OF et al. Evaluation of self-etching adhesive and Er:YAG laser conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets. The Scientific World Journal. 2013 Oct 8;2013:719182.

68. Hosseini MH, Namvar F, Chalipa J, Saber K, Chiniforush N et al. Comparision of shear bond strength of orthodontic brackets bonded to enamel prepared by Er:YAG laser and conventional acid-etching. J Dent (Teheran). 2012;9(1):20-6.

69. Özer T, Başaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;134(2):193-7.

70. Yassaei S, Fekrazad R, Shahraki N, Goldani Moghadam M. A comparision of shear bond strengths of metal and ceramic brackets using conventional acid etching technique and Er:YAG laser etching. J Dent Res Clin Dent Prospects. 2014;8(1):27-34.

71. Lasmar MF, Reher VGS, Lalloo R, Reher P. Enamel demineralization and bracket bond strength when etching with acid and/or Er:YAG laser. Aust Dent J. 2012;57(2):190-5.

72. Hobson RS, McCabe JF. Relationship between enamel etch characteristics and resin-enamel bond strength. Brith Dent J. 2002;192(8):463-8.

73. Alavi S, Birang R, Hajizadeh. Shear bond strength of orthodontic brackets after acid-etched and erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-etched. Dent Res J (Isfahan). 2014;11(3):321-6.

74. Lukac M, Marincek M, Grad L. Dental laser drilling:Achieving optimum ablation with the latesr generation Fidelis laser systems. J Laser Health Academy,Vol.2007,No.7-3(2007).

75. Lukac M, Marincek M, Grad L. Super VSP Er:YAG pulses for fast and precise cavity preparation. J Oral Applications. 2004:4(3):171-3.

76. Primc Malej N, Lukac M. Quantum square pulse mode ablation measurements with a digitally controlled Er:YAG dental laser handpiece. J of Laser and Health Academy, Vol.2013,No.1(2013):1-5.

77. Lukač N, Suhovršnik T, Lukač M, Jezeršek M. Ablation characteristics of quantum square pulse mode dental erbium laser. Jouranal of Biomedical Optics, 2016:21(1);1-9.

78. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. 1984;85(4):533-40.

79. O'Brien KD, Wattas DC, Read MJF. Residual debris and bond strength-is there a relationship? Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988;94(3):222-30.

80. Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattor T, Ishikawa K et al. Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000;117(4):438-43.

81. Verma G, Trehan M, Sharma S. Comparision of shear bond strength and estimation of adhesive remnant indeks between light-cure composite and dual-cure composite: An in vitro study. Int J Clin Pediatr Dent. 2013;6(3):166-70.

82. Özer T, Basaran G, Devecioglu Kama J. Surface roughness of the restored enamel after orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(3):368-74.

83. Raji SH, Birang R, Majdzade F, Ghorbanipour R. Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with Er-YAG laser etching. Dent Res J (Isfahan).2012;9(3):288-93.

84. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of adhesive remnant indeks score system with different magnifications. Angle Orthod. 2009;79(4):773-6.

85. Bishara S, Vonwald L, Laffoon BS, Jakobsen JR. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000;118(3):288-94.

86. Khan S, Verma S, Maheshwari S. Effect of acid etching on bond strength of nanoionomer as an orthodontic bonding adhesive. J Orthod Sci. 2015;4(4):113-17.

87. Bishara SE, Vonwald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;116(6):616-20.

88. Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Yamada Y, Ito M et al, Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. J Clin Laser Med Surg. 2000;18:61-5.

89. Liu Y, Hsu CY. Laser-induced compositional changes on enamel: A FT-Raman study. J Dent. 2007;35:226-30.

90.Uşümez A. Laser etching of enamel for direct bondingwith an Er,Cr:YSGG hydrocinetic laser system. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;122(6):649-56.

91. Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, Lan WH, Hsu YJ et al. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. Angle Orthod. 2003;73(5):565-70.

92. Lukac M, Malej Primc N, Pirnat S. Quantum square pulse Er:YAG lasers for fast and precise hard dental tissue preparation. J Laser and Health Academy, Vol.2012. No.1(2012):14-21.

93. Gutknecht N, Lukac M, Marincek M, Perhavec T, Kazic M. A novel quantum square pulse mod erbium dental laser. J of Laser and Health Academy. Vol.2011,No.1(2011):15-21.

94. Maruo IT, Godoy-Bezerra J, Saga AY, Tanaka OM, Maruo H et al. Effect of etching and light-curing time on the shear bond strength of a resin-modified glass ionomer cement. Braz Dent J. 2010;21(6):533-7.

95. Baraba A, Nathanson D, Matijevic J, Gabric D, Miletic I. Ablative potential of Er:YAG laser in dentin: quantum versus variable square pulse. Photomedicine and laser surgery. 2016:34(5);215-20.

96. Fornaini C. X-runner in clinical practice. J of Laser and Health Acad. 2013;1:S1-S2.

97. Türköz C, Ulusoy C. Evaluation of different enamel conditioning techniques for orthodontic bonding. Korean J Orthod. 2012;42(1):32-8.

98. Issar R, Mazumdar D, Ranjan S, Krishna NK, Kole R et al. Comparative evaluation of the etching pattern of Er,Cr:YSGG and acid etching on extracted human teeth-an ESEM analysis. J Clin Diagn Res. 2016;10(5):1-5.

99. Lin S, Caputo A, Eversole L, Rizoiu I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. J Prosthet Dent. 1999;82(4):451-5.

100. Basaran G, Ozer T, Berk N, Hamamci O. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. Angle Orthod. 2007;77(1):117-23.

101. Sun X, Ban J, Sha X, Wang W, Jiao Y et al. Effect of Er,Cr:YSGG laser at different output powers on the micromorphology and the bond property of non-carious sclerotic dentin to resin composites. PLoS ONE. 2015;10:11.

102. Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J et al. Er:YAG laser etching of enamel. Scanning Microscopy. 1998;12(2):309-315.

103. Fajer VB, Duncanson MG, Nanda RS, Currier F, Angolkar PV. Ani n vitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990;97(4):316-22.

104. Flores AR, Sáez G, Barceló F. Metallic bracket to enamel bonding with a photopolymerizable resin-reinforced glass ionomer. Am J Orthod Dentofacial Orthoped. 1999;116(5):514-7.

105. Mount GJ, Patel C, Makinson OF. Resin modified glass-ionomers:strengths, cure-depth and translucency. Aust Dent J. 2002;47(4):339-43.

106. Maijer R, Smith GC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket basis. Am J Orthod. 1981:79(1):20-33.

107. Retief DH, Jassem HA, Jamison HC. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. Am J Orthod. 1981;79(6):661-8.

7. ŽIVOTOPIS

Leila Latić Hodžić rođena je 25.02.1980. godine u Slavonskom Brodu gdje završava osnovu školu i opću gimaziju. 1998. godine upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu na kojem diplomira 2004. godine i stječe titulu doktora dentalne medicine. 2005. godine, odmah nakon završenog pripravničkog staža, započinje specijalizaciju iz ortodoncije. Nakon položenog specijalističkog ispita 2008. godine započinje s radom u Stomatološkoj Poliklinici Zagreb. Krajem 2015. godine otvara vlastitu privatnu praksu u kojoj radi do danas. Aktivno sudjeluje na brojnim međunarodnim i domaćim stručnim tečajevima iz područja ortodoncije i dentalne medicine općenito.

Naziv objavljenog rada iz disertacije:

Latić-Hodžić L, Ionescu AC, Brambilla E, Basso M, Gabrić D, Meštrović S. Shear bond strength of orthodontic brackets luted with RMGIC after Er:YAG laser etching with two pulse modes using digitally controlled "X-Runner" handpiece. Photomed and Laser Surg. 2018 April 27. doi:10.1089/pho.2018.4461.

Popis ostalih objavljenih radova:

1. Miškić Đ, Pitlović V, Latić F, Samardžić J,Miškić B, Latić-Hodžić L. Laparascopic transgastric gastrocystostomy pancreatic pseudocyst. Med Arh. 2011;65(6):371-2.

2. Miškić Đ, Samardžić J, Kraljik D, Mahovne I, Miškić B, Latić-Hodžić L. Supernumerary breast in an adolescent boy. Med Arh. 2012;66(5):348-9.

3. Samardžić K, Samardžić J, Janjetović Ž, Samardžić I, Sekelj S, Latić-Hodžić L. Traumatic optic neuropathy-to treat or to observe? Acta Inform Med. 2012;20(2):131-2.

4. Samardžić K, Samardžić P, Vujeva B, Prvulović Đ, Latić-Hodžić L. Embolism in retinal circulation after invasive cardiovascular procedures. Med Arh. 2012;66(1):66-7.