# Elektrokemijska aktivnost kod konvencionalnog i adhezijskog cementiranja

**Vukmanović, Ljiljana**

**Master's thesis / Diplomski rad**

**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:127:909087

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-03-29**

*Repository / Repozitorij:*

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Ljiljana Vukmanović

# ELEKTROKEMIJSKA AKTIVNOST KOD KONVENCIONALNOG I ADHEZIJSKOG CEMENTIRANJA

Diplomski rad

Zagreb, 2018.

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

Mentor rada: doc. dr. sc. Jurica Matijević , Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Lektorica hrvatskoga jezika: Vera Žužić, prof.

Lektorica engleskoga jezika: Jadranka Rezić, prof.

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskoga rada:

1. _____

2. _____

3. _____

Datum obrane diplomskog rada: _____

Rad sadrži: 32 stranice
1 Tablicu
14 Slika
1 CD

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

**Zahvala**

Hvala obitelji na podršci i strpljenju tijekom cjelokupnog školovanja te prijateljima na nezaboravnim trenutcima tijekom studiranja.

Hvala mentoru doc. dr. sc. Jurici Matijeviću na savjetima i pomoći pri izradi diplomskoga rada.

Hvala prof. dr. sc. Mariu Cifreku na susretljivosti i savjetima prilikom mjerenja.

Hvala Frigiju, Ivani i Tomislavu na satima provedenim uz mjerenja. Iako neizvjesno i uz mnoge nepredviđene situacije, to vrijeme ostat će mi u lijepom sjećanju.

Hvala dr. Petri Nol na savjetima i strpljenju tijekom sati praktične nastave.

**Elektrokemijski potencijali kod konvencionalnog i adhezijskog cementiranja kobalt- - krom legure na konfekcijske titanske abutmente**

**Sažetak**

Metali i njihove legure u stomatologiji su pronašli široku primjenu. Među njima ističe se titan koji je zbog svojstva oseointegracije materijal najčešće upotrebljavan u implantoprotetici. Kao jedan od razloga neuspjeha implantoprotetske terapije navodi se korozija materijala, najčešće galvanska korozija i jamičasta (pitting) korozija. Uzrok galvanske korozije povezivanje je titanskog implantata i suprastrukture izrađene od druge legure. Različiti elektrokemijski potencijali metala u uvjetima usne šupljine, gdje slina predstavlja elektrolit, dovode do pojave galvanskog članka. Kao uzrok pitting korozije navodi se visoka koncentracija fluoridnih iona čiji mogući izvor predstavljaju zubne paste, profilaktički gelovi za fluoridaciju te restaurativni materijali sa sposobnošću otpuštanja fluoridnih iona.

Cilj ovoga istraživanja bio je odrediti dolazi li do pojave elektrokemijskih potencijala pri adhezivnom i konvencionalnom cementiranju.

Kao model u istraživanju korišteni su titanski abutmenti (Bredent GmbH & Co. KG, Senden, Njemačka) i štapići kobalt-krom legure (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) uronjeni u različite vrste cementa. Uzorci su podijeljeni u četiri skupine ovisno u vrsti cementa:

Skupina 1. SpeedCEM Plus, samojetkajući samoadhezivni cement, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn)

Skupina 2. iFix, staklenoionomerni cement (i-dental, UAB "Medicinos linija", Siauliai, Litva)

Skupina 3. Fuji Plus, smolom modificiran staklenoionomerni cement (GC Europe, Leuven, Belgija)

Skupina 4. Phosphate Cement, cinkfosfatni cement, normalno stvrdnjavajući (Heraeus Kulzer, Hanau, Njemačka)

Za svaku od navedenih skupina provedena su tri mjerenja u trajanju od 24 h.

Rezultati su pokazali najveće razlike elektrokemijskih potencijala u cinkfosfatnog cementa i staklenoionomernih cemenata, dok su najmanji potencijali zabilježeni kod samojetkajućeg samoadhezivnog cementa.

Pri konvencionalnom i adhezivnom cementiranju dolazi do pojave elektrokemijskih potencijala.

Ključne riječi: galvanska korozija, abutment implantata, metal – keramika, dentalni cementi, peri-implantitis

**Electrochemical potentials of adhesive and conventional cementing of cobalt chrome suprastructure on titanium abutment**

**Summary**

Metals and its alloys have wide range of use in dentistry. Among them, titanium, a material with osseointegration and passivation ability, is most commonly used in implatoprostethics. One of the reasons of implant failure is material corrosion, mostly galvanic and pitting. Galvanic corrosion is a result of coupling a titanium implant with suprastructure made of a different alloy. Different electrochemical potentials of metals within the oral cavity, where saliva functions as electrolyte, cause galvanic corrosion. High concentration of fluoride ions in low pH environment may be the cause of pitting corrosion. Sources of prophylactic fluoride are toothpastes, fluoride gels and fluoride releasing restorative materials.
The aim of this study was to analyze the existence of electrochemical potentials of conventional and adhesive cementing of cobalt chrome suprastructure on titanium abutment. In the study, titanium abutments (Bredent GmbH & Co. KG, Senden, Njemačka) and sticks made of cobalt chrom alloy (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) were immersed in different cements. Specimens were divided in four groups depending on type of the cement:

Group 1. SpeedCEM Plus, self-adhesive cement ( Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)
Group 2. iFix, glass ionomer cement (i-dental, Siauliai, Lithuania)
Group 3. Fuj Plus, resin-reinforced glass ionomer cement (GC Europe, Leuven, Belgium)
Group 4. Phosphate Cement, normal setting (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany)

For each of the groups three measurements were done during the period of 24 hours.
The highest values of electrochemical potentials were observed among phosphate and glass ionomer cements. The lowest electrochemical potentials were measured in self-adhesive cement group.
Electrochemical potentials are found by adhesive and conventional cementing of cobalt chrome suprastructure on titanium abutment.

Keywords: galvanic corrosion, implant abutment, metal ceramic, dental cement, periimplantitis

**Sadržaj**

1. Uvod.....1

2. Materijali i postupci.....6

2.1 Priprema modela za mjerenje.....7

2.2 Mjerenje elektrokemijskih potencijala.....12

3. Rezultati.....14

4. Rasprava.....20

5. Zaključak.....24

6. Literatura.....26

**7.** Životopis.....31

**Popis skraćenica**

Co-Cr – kobalt-krom

MATLAB – eng. matrix laboratory, programsko sučelje za obradu podataka

NaCl – natrij klorid

N - Njutn

$^{o}$C – Celzijev stupanj

ppm – eng. parts per million; 1 dio na milijun dijelova

# 1. UVOD

Zbog svojih dobrih mehaničkih svojstava koja posebno dolaze do izražaja legiranjem, metali su pronašli široku primjenu u dentalnoj medicini. Legure su smjese metala i metala ili metala i nemetala pri čemu prevladava metalni karakter. Dentalne materijale općenito, pa tako i metale koji se rabe u implantologiji i impalntološkoj protetici, moraju odlikovati svojstva biofunkcionalnosti, biokompatibilnost i otpornost na biodegradaciju u uvjetima usne šupljine.

Uvjeti usne šupljine predstavljaju agresivnu sredinu u kojoj su materijali izloženi stalnim promjenama pH vrijednosti, temperature, sastava sline i djelovanju žvačnih sila (1). Prosječna vrijednosti pH u usnoj šupljini iznosi 6 – 7, međutim konzumacijom hrane, posebno kiselih napitaka, vrijednost pH može se sniziti od 2 do 3. Promjene pH-vrijednosti u usnoj šupljini posebno su izražene u osoba koje boluju od anoreksije, bulimije i gastroezofagealne refluksne bolesti, stanja u kojima je učestalo povraćanje kiselog želučanog sadržaja (2,3). Temperatura usne šupljine jednaka je tjelesnoj (37 $^{o}$C). Unosom hrane i pića, zabilježene su razlike promjene temperature u iznosu 5.6 do 58.5 $^{o}$C (4). Nadalje, u literaturi se navodi kako žvačne sile variraju od 40 do 1250 N (5).

Zbog navedenih razloga korozija metala u uvjetima usne šupljine predstavlja bitan problem (1). Korozija predstavlja nagrizanje površine čvrstih tvari, osobito kovina i građevnih materijala, kemijskim ili elektrokemijskim djelovanjem vode, kemikalija i dr. (6).
Ona se navodi kao jedan od mogućih uzroka neuspjeha implantoprotetske terapije (7). Titan i legura kobalta i kroma dva su metala koja potencijalno predstavljaju dvije elektrode u galvanskom članku sustava implantat-abutment-suprastruktura.

Titan je materijal koji se u implantoprotetici počeo koristiti nakon što je 1965. godine švedski liječnik Per-Ingvar Bra˚nemark otkrio njegovu biokompatibilnost i odličnu sposobnosti oseointegracije. Uz dobre mehaničke osobine i visoku otpornost na koroziju zahvaljujući sposobnosti pasivizacije predstavio je gotovo idealan materijal za implantološku upotrebu. Pasivizacija podrazumijeva sposobnost titana da na zraku vrlo brzo stvori površinski oksidni sloj koji materijal čini otpornim na koroziju (8,9). Narušavanjem kontinuiteta pasivizacijskog sloja titan postaje podložan koroziji. Iako se smatra da pasivizacijom titan postaje otporan na koroziju, u literaturi se navodi nekoliko vrsta korozije vezanih uz primjenu implantata. To su galvanska korozija, korozija uzrokovana trenjem, jamičasta korozija, korozija u procijepu te mehaničko pucanje pod opterećenjem u korozivnoj sredini (engl. environmentally induced cracking) (9,10).

Galvanska korozija posljedica je zbivanja u elektrokemijskom sustavu dviju elektroda metala različitih elektrokemijskih potencijala uronjenih u otopinu elektrolita, tzv. galvanskom članaku (10). Naime, razlika elektrokemijskih potencijala dvaju metala dovodi do oksidacije reaktivnijeg metala, tzv. anode. Oksidacijska reakcija podrazumijeva nastanak slobodnih metalnih iona i elektrona. Druga elektroda, pozitivnijeg elektrokemijskog potencijala, naziva se katoda i na njoj se odvija reakcija redukcije. Tok elektrona usmjeren je od anode prema katodi što dovodi do nastanka razlike u potencijalu, električnog napona i struje. Ovakav sustav predstavljaju titanski implantat i suprastruktura izrađena od legure drugačijeg elektrokemijskog potencijala (11).

Oštećenje pasivizacijskog sloja galvanskom korozijom i fluorovodičnom kiselinom vodi nastanku jamičaste korozije (12). Jamičasta korozija nastaje kao posljedica oštećenja pasivizacijskog sloja na ravnoj i jednoliko eksponiranoj površini.

Korozija uzrokovana trenjem posljedica je ponavljanih mikropokreta ili frikcije između dvaju materijala u kontaktu što dovodi do oštećenja pasivizacijskog sloja na dodirnoj površini . Smatra se da trenje između implantata i kosti uslijed žvačnog opterećenja može biti uzrok korozije titana i otpuštanja metalnih iona (10).

Korozija u procijepu (engl. crevice corrosion) lokalizirani je oblik korozije nastao uslijed geometrijskog ograničenja u dizajnu ili nastaje širenjem s prethodno korodirane površine (10).

Pucanje zbog uvjeta u okolišu (engl. environmentally induced cracking) pojava je odlamanja ili pucanja metalnih terapeutskih nadomjestaka pod silom značajno manjom od one koju bi metal trebao podnijeti s obzirom na fizikalno-mehanička svojstva samog metala. To se događa zbog izloženosti metala korozivnom miljeu u okolnostima kontinuiranog opterećenja implantata (10).

Dosadašnja istraživanja pokazala su povezanost korozije u galvanskom članaku sastavljenom od titanskog implantata i suprastrukture građene od različite legure s neuspjehom implantoprotetske terapije (11). Pokazano je kako oksidi i ioni iz korodirajućih metala i legura mogu difundirati u okolno tkivo te izazvati inhibiciju stanične diferencijacije, imati citotoksičan učinak, fagocitozu makrofazima te izazvati upalnu reakciju ili neoplastične promjene. Titanov dioksid klasificiran je u skupinu mogućih kancerogena za ljude (skupina 2B prema Međunarodnoj agenciji za istraživanje raka) (10).

Titan pokazuje visoku otpornost na koroziju u otopinama kao što su umjetna slina, Ringerova otopina, 0.9 % otopina NaCl i otopina fiziološke sline. Otpornost na koroziju značajno se smanjuje u uvjetima visoke koncentracije fluoridnih iona i niskog pH (13). Visoke koncentracije fluoridnih iona (od 0,05 % (230 ppm F) do 5 % (22600 ppm F) prisutne su u profilaktičkim, karijesprotektivnim sredstvima za fluoridaciju (13, 14). U istraživanju Nakagawa et. al i M. Karthega, (13, 15) dokazano je kako u uvjetima visoke koncentracije fluoridnih iona i niske pH vrijednosti dolazi do korozije titana. Titanov oksid reagira s fluorovodičnom kiselinom uz oslobađanja metalnih iona u tkivo (13).

Poznato je kako su i restaurativni materijali, staklenoionomerni cementni ispuni, izvor fluoridnih iona (16). Navedena svojstava mogu biti uzrok oštećenju pasivizacijskog sloja titana fluoridnim ionima (17). U tom je smislu važno brinuti o odabiru cementa pri cementiranju protetske suprastrukture na titanski abutment i imati na umu potencijalno prokorozijsko djelovanje fluoridnih iona.

S obzirom na način cementiranja nadomjestka na abutment implantata razlikujemo konvencionalno i adhezivno cementiranje. Konvencionalno cementiranje podrazumijeva korištenje cinkfosfatnih, polikarboksilatnih i staklenoionomernih cemenata (18). Cinkfosfatni cement u upotrebi je posljednjih 100 godina te se zbog velikog broja studija u kojima je ispitivan smatra zlatnim standardom. Ima veoma široku indikaciju za upotrebu. Sastoji se od praha cinkovog i magnezijevog oksida i tekućine, 52 – 56 % fosforne kiseline koji reagiraju acidobaznom reakcijom. U vrijeme cementiranja pH vrijednost iznosi 3,5, a nakon 7 dana iznosi 6,9 što znači da zadržava kiselost koja predstavlja stalnu opasnost za pulpu. Također, ima nisku snagu, neadekvatnu adheziju i topiv je u slini (18,19).

Staklenoionomerni cementi sastoje se od praha, kalcij-fluor-aluminij silikatnog stakla i tekućine, 47,5 % vodene otopine poliakrilne kiseline i kopolimera itakonske kiseline. Na tržištu su dostupni u obliku praha i tekućine, paste i paste te kapsulama za miješanje u silamatu. Cement se stvrdnjava acidobaznom reakcijom pri čemu dolazi do neutralizacije kiseline prahom. Smith et al. u svojoj su studiji zabilježili vrijednosti pH manje od 3 u prvih pet minuta stvrdnjavanja staklenoionomernih cemenata (20).

Nadalje, staklenoionomerne cemente odlikuje svojstvo, tzv. „early burst“, otpuštanja visokih koncentracija fluoridnih iona. Različite studije navode trajanje „early burst“ faze od mjesec

dana pa sve do tri godine od postavljanja restauracije. Ova odlika posebno je naglašena u uvjetima niskog pH usne šupljine (16, 21).

Samoadhezivni cementi pojavili su se na tržištu 2002. godine kao podgrupa adhezivnih cemenata na bazi umjetnih smola. Imaju širok spektar primjene te bitno smanjen broj koraka pri kliničkoj manipulaciji čime se u radu s njima smanjila mogućnost pogreške. U sastavu sadrže multifunkcionalne monomere s kiselom fosfatnom skupinom i alkalne molekule punila. Reakcija stvrdnjavanja podrazumijeva polimerizaciju slobodnih radikala koja može biti svjetlosno ili kemijski inicirana. Prilikom stvrdnjavanja dolazi do reakcije neutralizacije između kiselih fosfatnih skupina i alkalnog punila s promjenom pH-vrijednosti od početnih 1 do 6 (22). U studiji Wolfart et al. dokazano je kako samoadhezivni cementi, uz polikarboksilatne, imaju veću snagu retencije u odnosu na konvencionalne cemente (23).

Dosadašnji modeli u kojima su istraživani elektrokemijski potencijali između titana i legura u protetskoj suprastrukturi, podrazumijevali su legure uronjene u elektrolit umjetne sline s različitim koncentracijama fluoroidnih iona, različitim pH-vrijednostima i temperaturama. Prema dostupnoj literaturi do sada nije istraživan utjecaj cementa kojim se cementira suprastruktura na abutment na koroziju. Cilj je ovog rada bio istražiti dolazi li do pojave elektrokemijskih potencijala kod cementiranja suprastrukture na titanski abutment implantata različitim vrstama cemenata te kako različiti cementi tijekom cementiranja određuju vrijednosti elektrokemijskih potencijala.

# 2. MATERIJALI I POSTUPCI

Etički odbor Stomatološkog fakulteta u Zagrebu na XXIX. redovnoj sjednici održanoj 14. lipnja 2018. godine odobrio je provođenje istraživanja pod brojem 05-PA-29-6/2018.

## 2.1 Priprema modela za mjerenje

Model za istraživanje čini plastični cilindar visine 8 mm i širine 12 mm postavljen na voštanu pločicu. Brtvljenje rubova osigurano je nakapavanjem voska na spoju cilindra i voštane pločice.

U istraživanju korištene su dvije elektrode. Jednu elektrodu čini titanski abutment implantata, (Ti6 Al4 V legura, Bredent GmbH & Co. KG, Senden, Njemačka ) a druga je elektroda štapić lijevan od Co – Cr legure (Heraeus Kulzer, Hanau, Njemačka, legura Heranium PV Co Cr legura, Co 55,2 % (mass), Cr 24 % (mass), Mn 0,8 % (mass), Fe 4,0 (mass), Si 1,0 % (mass), W 15 % (mass)) duljine 2 cm i promjera 1 mm, lijevan i pripremljen za cementiranje kao metal metalokeramičke krunice (pjeskarenje aluminij oksidom, odmašćivanje) (Slika 1.).




Slika 1. Ti - elektroda (titanski abutmenti) i Co – Cr - elektroda

Elektrode su uložene u individualno izrađen akrilatni ključ (GC Reline Standard,GC Europe, Leuven, Belgija) promjera jednakog promjeru plastičnog cilindra s kojim su umetnute u cilindar nakon unošenja cementa (Slika 2.). Neposredno prije mjerenja elektrode su pjeskarene česticama aluminijevog oksida kako bi se otklonile nečistoće i površinski oksidni sloj.



Slika 2. Model neposredno prije mjerenja

Mjerenja su provedena unutar četiri skupine ovisno o vrsti cementa koji je ispitivan:

Skupina 1. SpeedCem Plus, samojetkajući samoadhezivni cement (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn), (Slika 3.)



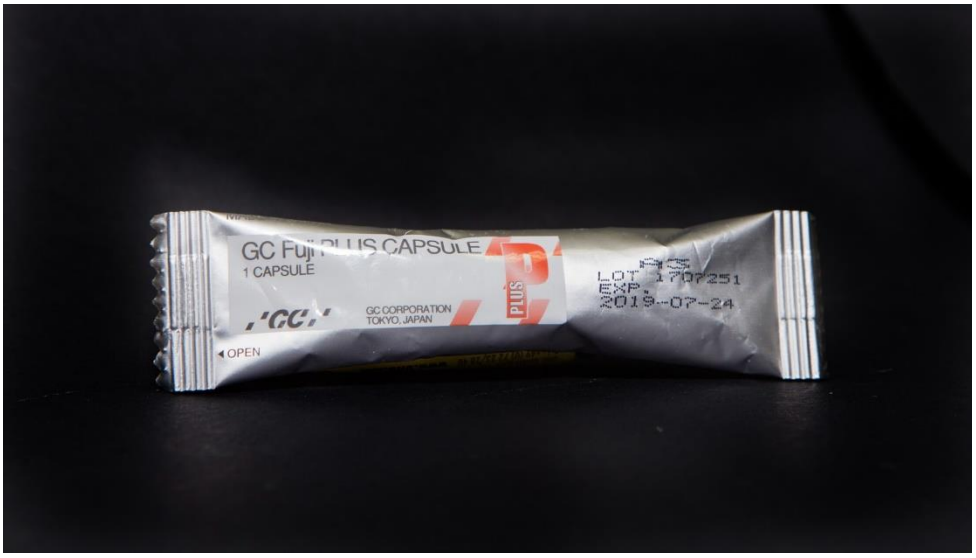

Slika 3. SpeedCem Plus (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn)

Skupina 2. iFix, staklenoionomerni cement (i-dental, Siauliai, Litva), (Slika 4.)




Slika 4. iFix (i-dental, Siauliai, Litva)

Skupina 3. GC Fuji PLUS, kapsulirani, smolom modificirani staklenoionomerni cement (GC Europe, Leuven, Belgija), (Slika 5.)




Slika 5. GC Fuji PLUS (GC Europe, Leuven, Belgija)

Skupina 4. Phosphate Cement, cinkfosfatni cement, normalno stvrdnjavajući (Heraeus Kulzer, Hanau, Njemačka), (Slika 6.)




Slika 6. Cinkfosfatni cement ( Heraeus Kulzer, Hanau, Njemačka)

U pripremljen model uliven je cement zamiješan prema uputama proizvođača volumena 2ml. Neposredno nakon ulijevanja u cement su uronjene elektrode (Slika 7.).

Na takav model pričvršćene su elektrode mjernog uređaja Fluke 45, digitalni multimetar (Fluke Europe, Eindhoven, Nizozemska) (Slika 8.).



Slika 7. Model za vrijeme mjerenja

## 2.2 Mjerenje elektrokemijskih potencijala

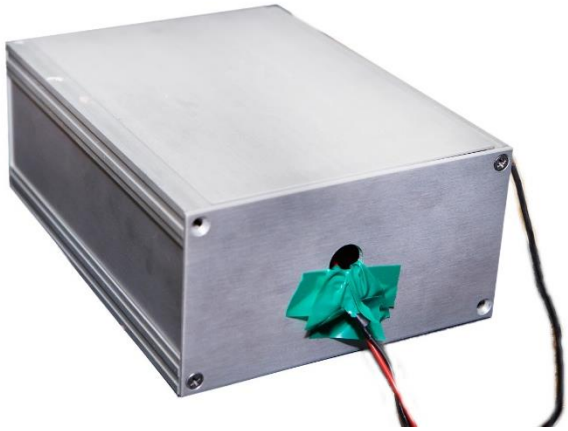
Za svaku od skupina provedena su 3 (tri) mjerenja u trajanju od 24 h.

Sva mjerenja provedena su na Fakultetu elektrotehnike i računarstva, Zavod za elektroničke sustave i obradbu informacija.

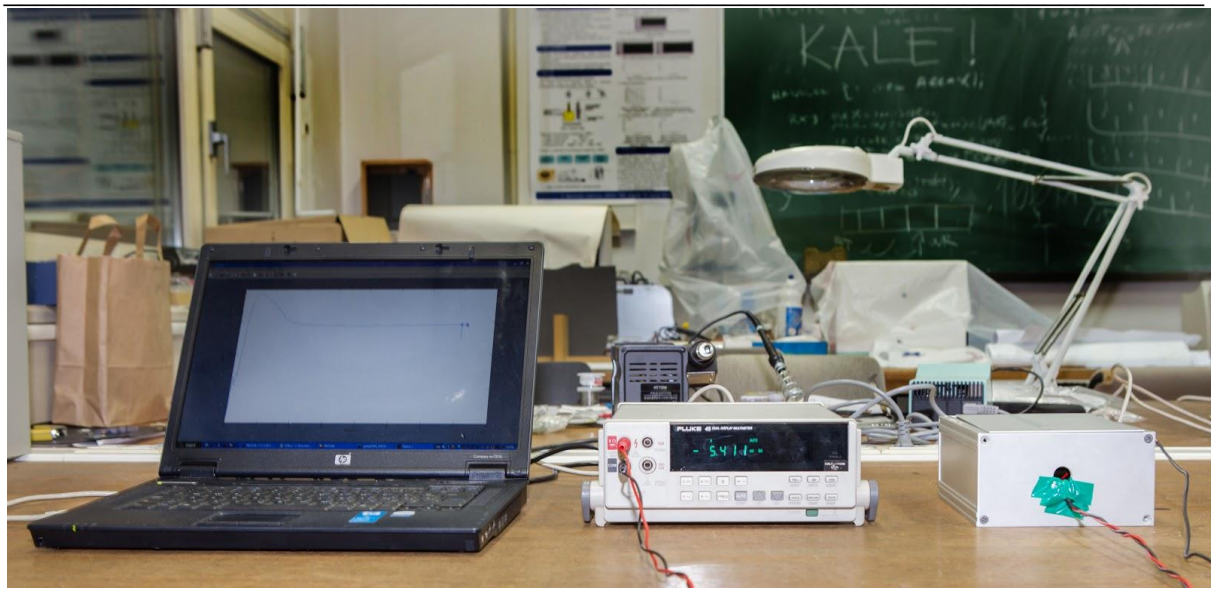
Svaka elektroda pričvršćena je za električne stezaljke te spojene na multimetar. Zbog smetnji prisutnih u okolini mjernog okruženja (gradska mreža, rasvijeta, klima, radio frekvencijska identifikacija na ulazu u laboratorij itd.) cijeli mjerni postav za vrijeme mjerenja stavljen je u uzemljeni Faradeyev kavez (Slika 9.). Njegova je svrha uklanjanje prethodno navedenih smetnji. Digitalni multimetar korišten je i za prijenos uzorkovanih podataka na osobno računalo. Na osobnom računalu u programskom okruženju eng. matrix laboratory (MATLAB) napravljeno je grafičko sučelje potrebno za prikaz, analizu i obradu mjerenih signala (Slika 10.).




Slika 8. Fluke 45, digitalni multimetar (Fluke Europe, Eindhoven, Nizozemska)



Slika 9. Faradayev kavez




Slika 10. Cijeli mjerni sustav

Podatci su obrađeni SPSS 17.0 statističkim programskim sustavom. Korištene su metode deskriptivne i parametrijske statistike.

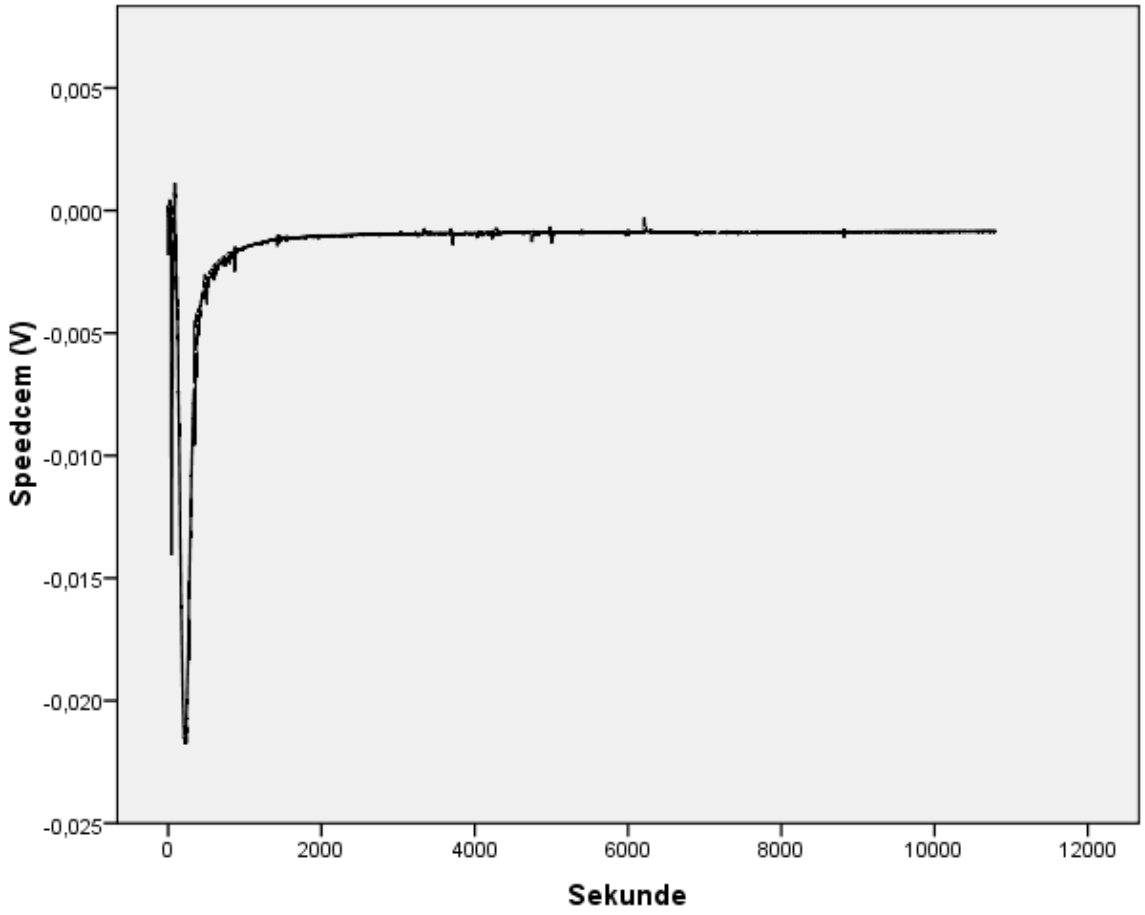
# 3. REZULTATI

Studentov t-test za nezavisne uzorke pokazao je razlike između svih cementa kako slijedi: SpeedCem – I fix $p < 0,001$($t = 116,158$, $df = 21597$);
SpeedCem – Phosphate cement $p < 0,001$($t = 3,331$, $df = 21597$); Speed Cem – Fuji plus $p < 0,001$($t = 120,646$, $df = 21597$); iFix – Fuji plus $p < 0,001$($t = -29,900$, $df = 21598$), iFix – Phosphate Cement $< 0,001$($t = -85,091$, $df = 21598$) Phosphate Cement – Fuji Plus $p < 0,001$($t = 70,343$, $df = 21598$) (Tablica 1.).

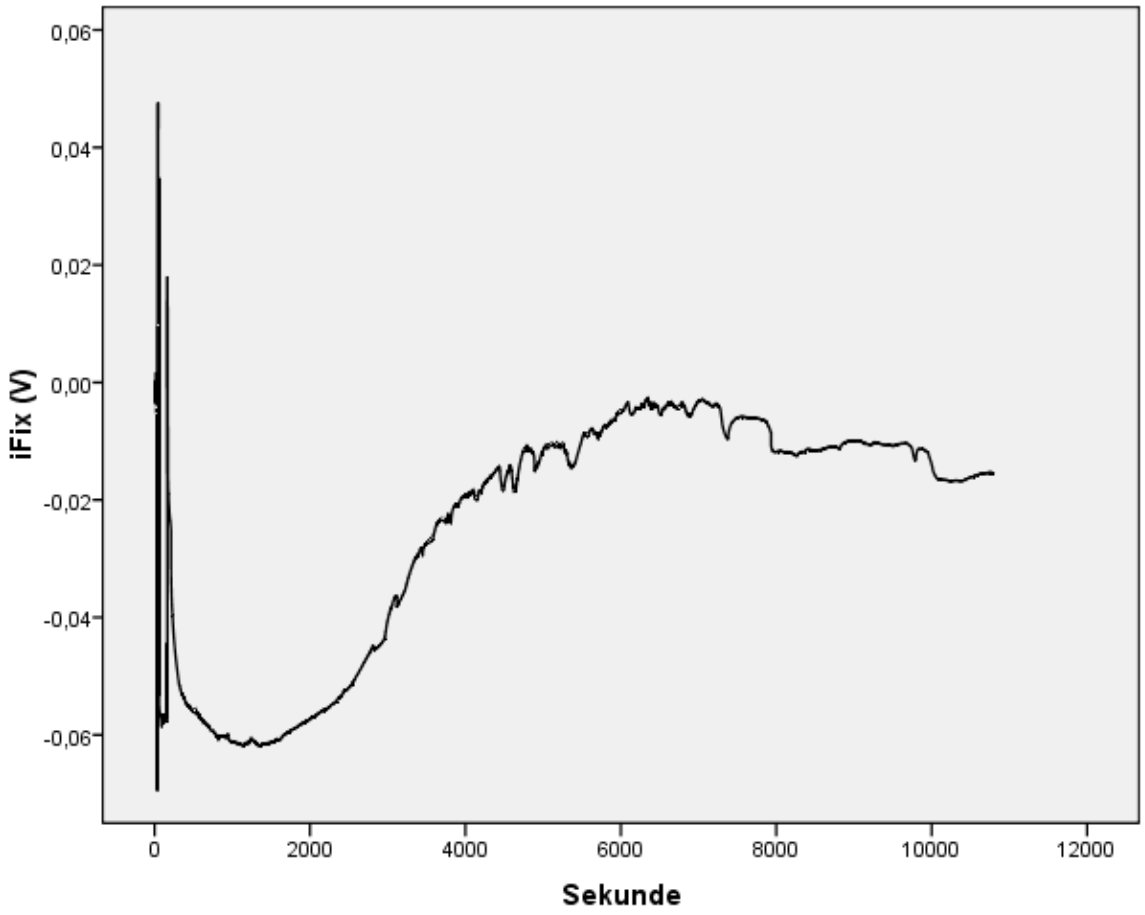
Tablica 1. Deskriptivna statistika prva tri sata

| | N | Raspon | Minimum | Maksimum | Prosjek |
|---|---|---|---|---|---|
| Speedcem (prosjek tri mjerenja) | 10800 | ,0228646667 | -,0217390000 | ,0011256667 | $-1,331x10^{-3}$ |
| Ifix (prosjek tri mjerenja) | 10800 | ,1171560000 | -,0695290000 | ,0476270000 | $-2,43x10^{-2}$ |
| Phosphate Cement (prosjek tri mjerenja) | 10800 | ,0917986667 | -,0800100000 | ,0117886667 | $-1,917x10^{-3}$ |
| Fuji Plus (prosjek tri mjerenja) | 10800 | ,1167730000 | -,0705356667 | ,0462373333 | $-1,725x10^{-2}$ |
| Ukupno | 10800 | | | | |

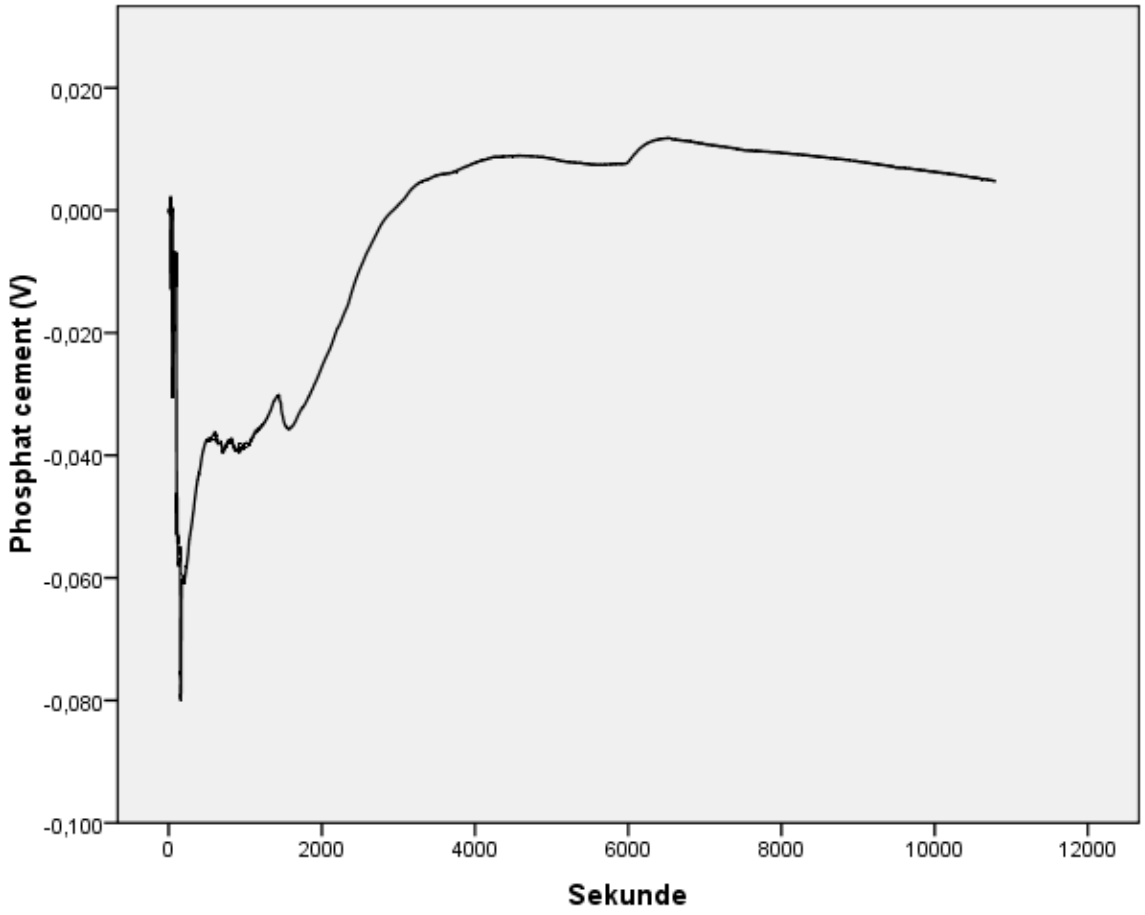
Korozijski potencijali određeni su ekstrapolacijom linearnih dijelova anodne i katodne potencio-dinamske polarizacijske krivulje (Slike 11 – 14).



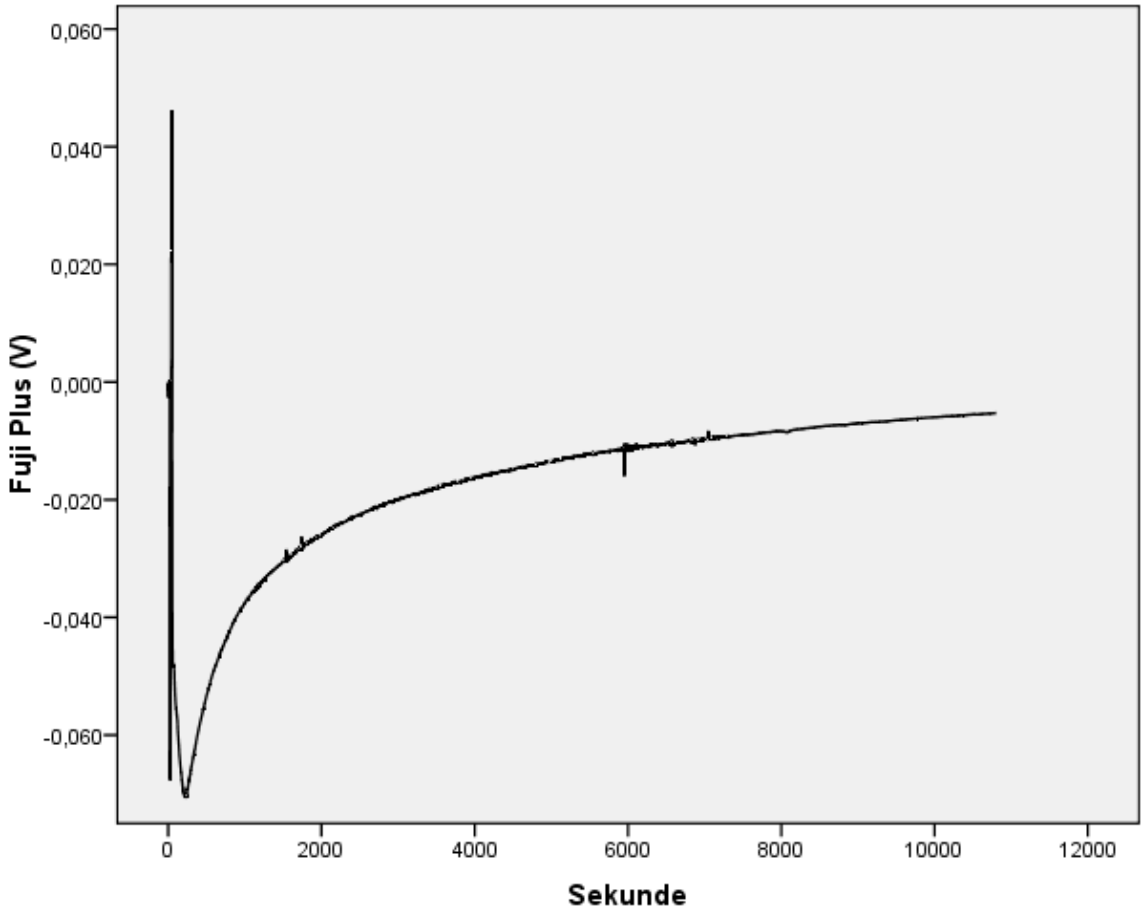

Slika 11. Grafički prikaz korozijskih potencijala za SpeedCem kroz prva tri sata




Slika 12. Grafički prikaz korozijskih potencijala za iFix kroz prva tri sata




Slika 13. Grafički prikaz korozijskih potencijala za Phosphate Cement kroz prva tri sata




Slika 14. Grafički prikaz korozijskih potencijala za Fuji Plus kroz prva tri sata

# 4. RASPRAVA

Kada u ustima postoje dva metala različitih električnih potencijala, dolazi do pojave galvanizma u usnoj šupljini (24). Plemenitiji metal ponaša se kao negativna elektroda- katoda, a manje plemenit metal kao pozitivna elektroda-anoda. U takvom galvanskom članku može se očekivati korozija anode, otpuštanje iona u okolne strukture i stvaranje električne struje. Kakva će biti dinamika korozije ovisi o nizu čimbenika: prisustvu iona fluora, razlici koncentracija kisika, prisustvu dentalnog plaka, mikroorganizama, mehaničom stresu i kiselosti (13).

Upravo je niski pH tijekom stvrdnjavanja četiriju istraživanih cemenata potencijalni razlog pojačanog galvanizma i korozije: staklenoionomerni cement u svom sastavu ima poliakrilnu kiselinu, cinkfosfatni cement ortofosfornu kiselinu, a samojetkajući kompozitni cement sadrži kisele komponente koje otapaju zaostatni sloj i intertubularni dentin te omogućavaju hibridizaciju dentina i adhezivno svezivanje. Cementi kojima se cementira metalkeramička suprastruktura na kompleks implantata i abutmenta mogu predstavljati elektrolit u relativno kratkom vremenu stvrdnjavanja cementa, a s obzirom na njihov kiseli karakter potiču koroziju. U našem smo in vitro istraživanju elektrokemijskim postupkom potencio-dinamske polarizacije kvantificirali razliku potencijala u simulaciji različitih kliničkih situacija prilikom cementiranja suprastrukture (Co-Cr elektroda) na abutment (Ti elektroda). Izmjerena struja tj. razlika potencijala razmjerna je galvanskoj koroziji.

Naši rezultati pokazuju da je kod uranjanja titanske i Co-Cr elektrode u zamiješani staklenoionomerni cement I-fix (i-dental, Siauliai, Litva) razvijen najveći elektrokemijski potencijal tijekom tri sata, a kod uranjanja u zamiješani kompozitni cement Speedcem (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn) razlika potencijala bila je najmanja. Taj se rezultat može pripisati fluoru koji je u sastavu praha staklenoionomernog cementa, kao i njegovoj kiselosti zbog poliakrilne kiseline koja predstavlja tekućinu u tom cementu. Zanimljivo je i da je statistički značajno manji potencijal zabilježen u slučaju Fuji Plus (GC Europe, Leuven, Belgija) cementa u odnosu na I-fix, bez obzira što se radi o staklenoionomernim materijalima. To možemo objasniti različitim vremenom stvrdnjavanja tih dvaju cementa gdje se smolom modificirani Fuji Plus brže stvrdnjava. Osim toga, Fuji Plus je kapsulirani sustav s optimalnim omjerima praha i tekućine cementa, dok se iFix ručno miješa. Nadalje, odsustvo iona fluora kao i relativno kraće vrijeme svezivanja Speedcema u

odnosu na Ifix vjerojatno doprinosi manjoj razlici potencijala između titana i legure Co-Cr. Dakle, osim samog napona galvanskog članka vrlo je važno i trajanje tog galvanskog članka kod različitih vrsta cementiranja. Svakako duže vrijeme trajanja i veća razlika potencijala povećavaju mogućnost galvanske korozije, posebice na mjestima eventualnih manjkavosti u obradi titanskih abutmenta i metala krunica. U in vivo uvjetima galvanska korozija i pitting korozija uslijed okluzalnog stresa mogu dovesti do proširenja pukotine između krunice i abutmenta i veće izloženosti slini te daljnjeg ugrožavanja postojanosti cementa i poticanja daljnje korozije na izloženim legurama. Brojna su istraživanja provedena sa svrhom mjerenja potencijala između titana i legura u protetskoj suprastrukturi u umjetnoj slini. Sva su ona pokazala kako je slina vrlo dobar elektrolit, a oscilirajući pH i temperaturne razlike svojstvene usnoj šupljini, mogu samo dodatno potencirati korozijske procese (13, 25, 26).

Komercijalni čisti titan i njegove legure koriste se za dentalne implantate zbog njihovih mehaničkih svojstava, dobre otpornosti na koroziju u biološkim otopinama i biokompatibilnosti (27).

Korozija titana i legure kobalta određena je otapanjem pasivizacijskog sloja. Pasivizacija titana i njegovih legura te Co-Cr legure postignuta je spontanim odlaganjem $TiO_2$ odnosno $Cr_2O_3$ na njihovoj površini (28, 29). Istraživanja su pokazala da fluoridi pri neutralnom pH ne utječu na pasivizacijski film titanskih legura i legura za protetske suprastrukture, uključujući i Co-Cr leguru (26). Međutim, pri pH 3, koji je prisutan na početku stvrdnjavanja u cemenata koje smo istraživali, dokazano je da koncentracija fluorida od 30 ppm dovodi do destrukcije pasivizacijskog sloja (13).

Općenito je prihvaćen stav da su titan i njegove legure dobri materijali za endoosealnu implantaciju, a pasivizacijski sloj prilično stabilan, no ne može se zanijekati potencijalni problem kod eventualnih manjkavosti obrade materijala i izlaganja kiselom mediju kada može doći do progresivne korozije (13,26).

Korozija metala u usnoj šupljini dovodi do kompromitacije mehaničkih i estetskih svojstava materijala, a produkti korozije imaju nepoželjne lokalne i sistemske učinke na biološke strukture, dok struja može uzrokovati resorpciju kosti (30,31,32,33).

Upravo su istraživanja koja su analizirala biološku pozadinu neuspjeha implantološke terapije rezultirala nalazom čestica metala i komponenti cementa u tkivnim makrofagima, a gubitak kosti i lokalizirana upalna reakcija objašnjena je otpuštanjem komponenti legura i cementa u

okolna tkiva (30,33). Fagocitirane čestice, naime, potiču makrofage na otpuštanje medijatora upale čime se inhibira diferencijacija osteoblasta i potiče osteolitička aktivnost s posljedičnim gubitkom kosti (32).

Gubitak implantata može uslijediti zbog izostanka osteointegracije, no osim toga korozija može dovesti do ubrzanog zamora materijala i pucanja implantata (33).

Zaključno možemo ustvrditi kako, osim odabira legure za protetsku suprastrukturu, odabir cementa kojim se ona pričvršćuje na abutment predstavlja vrlo važnu komponentu implantoprotetske terapije zbog potencijalno korozivnog djelovanja cementa u vremenu stvrdnjavanja. Temeljem rezultata ove studije možemo zaključiti kako bi se kod odabira cementa trebalo brinuti o sastavu cementa (posebno udjelu fluorida), kiselosti te mehanizmu i dinamici stvrdnjavanja. Kompozitni cementi u tom smislu imaju prednost pred cinkfosfatnim cementom i staklenoionomernim cementima.

# 5. ZAKLJUČAK

Implantoprotetska rehabilitacija predstavlja složen biološko-tehnički problem, kako tijekom operativnih faza tako i tijekom vremena poslije završetka rada. Zbog različitih metalnih komponenti koje su u bliskom kontaktu u vrlo nepovoljnim uvjetima usne šupljine (opetovana izloženost kemijskim, biološkim i fizikalnim čimbenicima) i zahtjeva za dugotrajnošću ovakvih konstrukcija, bitno je smanjiti mogućnost pogreške u svakoj fazi rada. Cementiranje metalkeramičke konstrukcije na abutment implantata predstavlja posljednju operativnu fazu. Obzirom da su cementi uglavnom acidobazni sustavi s niskom početnom kiselošću, postavlja se pitanje mogućnosti njihovog utjecaja na koroziju različitih metala tijekom cementiranja. U ovom istraživanju su uspoređeni najčešće korištene vrste cementa za cementiranje: samojetkajući samoadherirajući cement, stakleno-ionomerni cementi te cinkfosfatni cement. Rezultati su pokazali kako je najmanjekorozijsko opterećenje kod kompozitnog cementa, te bi se temeljem prikazanih rezultata mogli preporučiti za cementiranje različitih metala.

## 6. LITERATURA

1. Jerolimov V i sur. Osnove stomatoloških materijala. 1. izd. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2005. 281 p.

2. Millward A, Shaw L, Harrington E, Smith AJ. Continuous monitoring of salivary flow rate and ph at the surface of the dentition following consumption of acidic beverages. Caries Res. 1997; 31(1):44-9.

3. Jarvinen VK, Rytomaa II, Heinonen OP. Risk factors in dental erosion. J Dent Res. 1991; 70(6):942-7.

4. Moore RJ, Watts JTF, James Hood JAA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. Eur J Orthod. 1999; 21(3):249-61.

5. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. 13. izd. Philadelphia (SAD): Elsevier Mosby; 2012. 359 p.

6. Leksikografski zavod Miroslav Krleža **[**Internet**].** Zagreb: Leksikografski zavod Miroslav Krleža; 2008 – 2017. Hrvatski obiteljski leksikon; 2008 [cited 2018.07.15.]; [about 1 screens]. Available from: http://hol.lzmk.hr/trazilica.aspx

7. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(6):826-31.

8. Jorge JRP, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG. Titanium in dentistry: Historical development, state of the art and future perspectiveS. J Indian Prosthodont Soc. 2013; 13(2): 71–7.

9. Agarwal A, Tyagi A, Ahuja A, Kumar N , De N, Bhutani H. Corrosion aspect of dental implants—An overview and literature review. OJST. 2014; 4(2): 56-60.

10. Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Tannenbaum R, Boyan BD, Schwartz Z. Electrical implications of corrosion for osseointegration of titanium implants. J Dent Res. 2011; 90(12): 1389-97.

11. Venugopalan R, Lucas LC. Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. Dent Mater. 1998; 14(3): 165-72.

12. Schiffa N, Grosgogeata B, Lissaca M, Dalardb F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. Biomaterials. 2002; 23(9): 1995-2002.

13. Nakagawa M, Matsuya S, Shiraishi T, Ohta M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. J Dent Res. 1999; 78(9): 1568-72.

14. Orešković I. Fluoridacija – Da ili ne? [Internet]. Zagreb: Sonda; c 2005 [cited 2018.08.25]; Avilable from: http://sonda.sfzg.hr/wp-content/uploads/2015/04/Ore%C5%A1kovi%C4%87-I.-%E2%80%93-Fluoridacija-da-ili-ne.pdf.

15. Karthega M, Tamilselvi S, Rajendran N. Effect of ph on the corrosion behaviour of Ti-6Al-4V alloy for dental implant application in fluoride media. Trends Biomater Artif Organs. 2006; 20(1): 31-4.

16. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. J Funct Biomater. 2016; 7(3): 1-15.

17. Fernandez L. de Mele M. Biodeterioration of Metallic Biomaterials: Effect of fluoride Addition on Titanium. In: Nunez M. Trends in Electrochemistry Research. 1st ed. New York: Nova Science Publisher; 2007. p. 103-6.

18. Zelić M. Konvencionalno vs. Adhezivno cementiranje fiksnoprotetskih radova [master's thesis]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2016. 53 p.

19. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. Dent Clin North Am. 2007; 51(2): 453-71.

20. Smith DC, Ruse ND. Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. J Am Dent Assoc. 1986; 112(5): 654-7.

21. Vrček, D. Otpuštanje Fluorida iz kompozitnog materijala, giomera i staklenoionomernog cementa [dissertation]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2013. 115 p.

22. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008; 10(4): 251-8.

23. Wolfart M1, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006; 21(4): 519-25.

24. Certosimo AJ, O'Connor RP. Oral electricity. Gen Dent. 1996; 44(4): 324-6.

25. Reclaru, L, Meyer, J.M. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. J. Dent. 1994; 22, 159–68.

26. Mellado-Valero A, Igual Muñoz A, Guiñón Pina V, Sola-Ruiz MF. Electrochemical Behaviour and Galvanic Effectsof Titanium Implants Coupled to Metallic Suprastructures in Artificial Saliva. Materials (Basel). 2018; 11(1): 171-1.

27. Balkin BE. Implant dentistry: Historical overview with current perspective. J Dent Educ. 1988; 52(12): 683-5.

28. Milošev I, Košec, T, Strehblow H.H. XPS and EIS study of the passive film formed on orthopaedic Ti6Al7Nb alloy in Hank's physiological solution. Electrochimica Acta. 2008; 53(9): 3547-58.

29. Milošev I, Strehblow H.H. The composition of the surface passive film formed on CoCrMo alloy in simulated physiological solution. Electrochimica Acta. 2003; 48(19): 2767-74.

30. Sun ZL, Wataha JC, Hanks CT. Effects of metal ions on osteoblast like cell metabolism and differentiation. J Biomed Mater Res.1997; 34(1): 29-37.

31. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent. 2002; 87(4): 351-63.

32. Olmedo D, Fernandez MM, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Macrophages related to dental implant failure. Implant Dent. 2003; 12(1): 75-80.

33. Lucas LC, Lemons JE. Biodegradation of restorative metallic systems. Adv Dent Res. 1992; 6: 32-7.

## 7. ŽIVOTOPIS

Ljiljana Vukmanović rođena je 5. kolovoza 1993. godine. Nakon završene osnovne škole i opće gimnazije, 2012. godine upisuje Stomatološki fakultet. Za vrijeme studija demonstrator je pri kolegiju Morfologija zubi s dentalnom antropologijom. U akademskoj godini 2016./2017. dobitnica je Rektorove nagrade za samostalan istraživački rad. Od 2015. godine članica je Fotosekcije kluba studenata elektrotehnike.