

**UNIVERZITET U BEOGRADU
STOMATOLOŠKI FAKULTET**

Dejan I. Čalasan

**UTICAJ HIRURŠKE TEHNIKE
UGRADNJE I MIKRO I MAKRO DIZAJNA
IMPLANTATA NA NJHOVU STABILNOST
U BOČNOM SEGMENTU GORNJE VILICE**

Doktorska disertacija

BEOGRAD 2014 GODINE

**UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF DENTISTRY**

Dejan I. Čalasan

**EFFECT OF SURGICAL TECHNIQUE
AND IMPLANT MICRO AND MACRO
DESIGN ON STABILITY OF IMPLANTS
PLACED IN POSTERIOR MAXILLA**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2014

Mentor:

Prof. dr Aleksa Marković

redovni profesor Stomatološkog Fakulteta Univerziteta u Beogradu

Komisija za ocenu i odbranu završene doktorske disertacije:

Prof. dr Snježana Čolić

redovni profesor Stomatološkog Fakulteta Univerziteta u Beogradu

Prof. dr Ljiljana Stojčev-Stajčić

redovni profesor Stomatološkog Fakulteta Univerziteta u Beogradu

Prof. dr Siniša Mirković

redovni profesor Stomatološkog Fakulteta Univerziteta u Novom Sadu

Datum odbrane:

Mojim klincima,

Ivani, Jakovu i Đurđi

Zahvalnost dugujem:

Pre svih, mom mentoru Prof.dr Aleksi Markoviću, na ideji vodilji i neizmernoj pomoći i podršci u izradi ove doktorske disertacije trasirajući mi put kako u eksperimentalnom tako i u kliničkom delu ovog naučnog rada.

Veliku zahvalost dugujem Prof. dr Snježani Čolić, prof. dr Ljiljani Stojčev-Stajčić i prof. dr Siniši Mirkoviću koji su svojom stručnom pomoći i pedagoškim radom doprineli izradi ovog doktorata.

Želim da se zahvalim dr Tijani Mišić na nesebičnoj pomoći tokom izrade ovog rada koja mi je uvek bila na raspolaganju.

Kolektivu Klinike za oralnu hirurgiju izražavam zahvalnost na podršci i pomoći u toku izrade ove disertacije.

Takođe, hvala dr Marijani Guguljan na tehničkoj podršci u realizaciji ovog doktorata.

Na kraju, želim da se zahvalim svojim roditeljima i mojoj porodici, Jeleni, Ivani, Jakovu i Đurđi na beskrajnom strpljenju i razumevanju.

AUTOR

SAŽETAK

Odgovarajuća primarna stabilnost implantata je osnovni faktor koji utiče na dugotrajan uspeh endoosealnih implantata, što zavisi od dijametra i dužine implantata, oblika tela implantata, karakteristika navoja implantata (makro dizajn), primenjene hirurške tehnike, kao i od kvaliteta i količine raspoložive kosti. Primarnu stabilnost implantata je teško postići u bočnim segmentima gornje vilice zbog male gustine kosti u ovoj regiji. Kako su kvalitet i količina kosti faktori koji su već prisutni, u ovoj doktorskoj disertaciji ispitan je uticaj različitih hirurških tehnika, makro i mikro dizajna implantata na poboljšanje stabilnosti implantata u kosti male gustine.

Cilj doktorske disertacije je bio ispitati i uporediti vrednosti implantne stabilnosti između implantata sa samourezujućim i neurezujućim navojima ugrađenih nakon preparacije ležišta metodom lateralne kondenzacije i standardnom tehnikom u kost male gustine. Takođe, ispitati i uporediti vrednosti implantne stabilnosti između implantata sa hidrofobnom i implantata sa hidrofilnom površinom ugrađenih u kost male gustine.

Preduzeta su eksperimentalna i klinička istraživanja.

U sprovedenoj „*in vitro*“ studiji korišćena su svinjska rebra uniforme debljine koritkalnog sloja od 2 mm radi simulacije klase D3 i D4 po Carl-u i Misch-u humane vilične kosti. Prema hirurškoj tehnici za preparaciju ležišta implantata (lateralna kondenzacija kosti i standardna tehnika) i makro dizajnu implantata (samourezujući i neurezujući), uzorci kosti su metodom slučajnog izbora bili podeljeni u 4 grupe čime je bilo omogućeno ispitivanje svih kombinacija testiranih faktora. Merenje implantatne stabilnosti vršeno je u termostatom kontrolisanom vodenom kupatilu metodom analize rezonantne frekvencije (*engl.* Resonance Frequency Analysis RFA).

U kliničku studiju je bilo uključeno ukupno 46 pacijenata (26 ženskog i 20 muškog pola) prosečne starosti 39.3 godina i kod njih je ugrađeno ukupno 144 implantata i to: 48 samourezujućih implantata (24 u ležišta preparirana lateralnom kondenzacijom kosti i 24 u ležišta preparirana standardnom tehnikom), 48 neurezujućih implantata (24 u ležišta preparirana lateralnom kondenzacijom kosti i 24 u ležišta preparirana standardnom tehnikom), 24 implantata hidrofilne i 24 implantata hidrofobne površine u ležišta

preparirana standardnom tehnikom. Merenje stabilnosti implantata vršeno je analizom rezonantne frekvencije (RFA) i to neposredno nakon ugradnje implantata kao i svake nedelje u periodu od 6 nedelja.

Samourezujući implantati ugrađeni u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije ostvarili su najveću stabilnost tokom celokupnog perioda praćenja od 6 nedelja. Primarna i sekundarna stabilnost u 1. nedelji implantata ugrađenih u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije, nije se statistički značajno razlikovala u odnosu na makrodizajn implantata. Od druge do šeste nedelje praćenja, samourezujući implantati ugrađeni u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije ostvarili su statistički značajno veću stabilnost u poređenju sa neurezujućim implantatima nakon primene iste hirurške tehnike. Implantati ugrađeni nakon primene tehnike lateralne kondenzacije, ostvarili su statistički značajno veću stabilnost tokom celokupnog perioda praćenja u poređenju sa implantatima ugrađivanim standardnom hirurškom tehnikom bez obzira na makro dizajn implantata. Kada je primenjivana standardna hirurška tehnika, samourezujući implantati ostvarili su statistički značajno veću primarnu stabilnost kao i sekundarnu stabilnost tokom celokupnog perioda praćenja od 6 nedelja u poređenju sa neurezujućim implantatima.

Implantati hidrofилne SLActive površine ostvarili su statistički značajno veću primarnu stabilnost kao i sekundarnu stabilnost u poređenju sa implantatima hidrofobne SLA površine tokom celokupnog perioda praćenja. U grupi implantata hidrofилne površine, uočen je kontinuirani porast ISQ vrednosti tokom celokupnog perioda praćenja od 6 nedelja. Implantati hidrofobne površine ostvarili su kontinuirani pad ISQ vrednosti od 1. do 3. nedelje, sa najnižom prosečnom ISQ vrednosti u trećoj nedelji, nakon čega je od 4. nedelje nastupio kontinuirani porast ISQ vrednosti sa najvećom prosečnom vrednosti u šestoj nedelji.

Dobijeni rezultati ukazuju da se odgovarajuća primarna i sekundarna stabilnost implantata u kosti male gustine može ostvariti preparacijom implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije, bez obzira na makro dizajn implantata. Kada se ležišta u kosti male gustine preparišu standardnom hirurškom tehnikom, veću stabilnost implantata moguće je ostvariti ugradnjom samourezujućih implantata. Ugradnjom implantata hidrofилne površine

ostvaruje se veća primarna i sekundarna stabilnost u odnosu na implantate hidrofobne površine u kosti male gustine.

KLJUČNE REČI: hirurgijska tehnika ugradnje implantata, kost male gustine, mikro dizajn implantata, makro dizajn implantata, stabilnost implantata

NAUČNA OBLAST: stomatološke nauke

UŽA NAUČNA OBLAST: oralna hirurgija

UDK broj: 616.314-089.843(043.3)

SUMMARY

Sufficient primary implant stability is very important factor that affects long-term implant success and depends on diameter and length of the implant, shape of implant body, features of implant threads (macro design), surgical technique used as well as on the quality and quantity of the available jaw bone. Primary stability is hard to achieve in posterior maxilla due to low density of bone in this region. Since the quality and quantity of the jaw bone are factors that are already present, the effect of surgical techniques, implant's macro and micro designs on improvement of implant stability in low-density bone were assessed in this doctoral dissertation.

The aim was to investigate and compare implant stability between self-tapping and non self-tapping implants inserted in low-density bone following lateral bone condensing or standard surgical techniques. Also, to investigate and compare implant stability between implants with hydrophobic and hydrophilic surfaces inserted into the low-density bone.

Experimental and clinical study were performed.

In the „*in vitro*“ study, pig ribs with uniform thickness of corticalis of 2 mm were used to simulate jaw bone type D3 or D4 according to Carl and Misch classification. With regards to surgical technique (lateral bone condensing or standard surgical technique) and implant macro design (self-tapping and non self-tapping), bone samples were randomly divided into 4 test groups to allow investigation of all possible combinations of the tested factors. Implant stability was measured in thermostat controlled water bath using Resonance Frequency Analysis (RFA) as a method of measurement.

A total of 46 patients (26 females and 20 males) with a mean age of 39.3 years were included in the clinical study and they received a total of 144 implants in the following way: 48 self-tapping implants (24 following lateral bone condensation and 24 following standard surgical technique), 48 non self-tapping implants (24 following lateral bone condensation and 24 following standard surgical technique), 24 implants with hydrophilic surface and 24 implants with hydrophobic surface following standard surgical technique.

Implant stability was measured using Resonance Frequency Analysis (RFA) immediately after implant placement and afterwards weekly during the next 6 post operative weeks.

Self-tapping implants inserted after lateral bone condensing, achieved the highest stability during the entire follow-up of 6 weeks. In week 1, primary stability and secondary stability of implants inserted following lateral bone condensing did not differ significantly regarding to implant macro design. From the week 2 to the week 6, self-tapping implants inserted after lateral bone condensing, achieved significantly higher stability compared with non self-tapping implants inserted using the same surgical technique. Implants placed following lateral bone condensing, achieved significantly higher stability during the entire follow-up of 6 weeks compared with these placed after standard surgical technique regardless of the implant macro design. When standard surgical technique was used, self-tapping implant achieved significantly higher primary as well as secondary stability during the entire follow-up of 6 weeks compared with non self-tapping implants.

Implants with hydrophilic SLActive surface had significantly higher primary and secondary stability compared with hydrophobic SLA implants during the entire follow-up of 6 weeks. Implants with hydrophilic surface achieved steady increase of ISQ values during the 6 post operative weeks. Hydrophobic implants expressed continual decrease of ISQ values during the first 3 post operative weeks with the lowest ISQ recorded in the week 3 and afterwards steady increase of ISQ values with the highest ISQ recorded in the week 6.

Obtained results indicate that sufficient primary and secondary implant stability in low-density bone could be achieved with the use of lateral bone condensing surgical technique, regardless of the implant macro design. When standard bone drilling is used, higher implant stability in low-density bone could be achieved with self-tapping macro design. Placement of implants with hydrophilic SLActive surface provides higher primary and secondary implant stability in low-density bone compared with hydrophobic implants.

KEY WORDS: implant placement surgical technique, low-density bone, implant micro design, implant macro design, implant stability

SCIENTIFIC FIELD: Dental Sciences

SPECIFIC SCIENTIFIC FIELD: Oral surgery

UDC: 616.314-089.843(043.3)

SADRŽAJ

I UVOD.....	1
1. Gustina kosti kao osnov za uspeh implantatne terapije	3
2. Modifikovane hirurške tehnike ugradnje implantata u bočnom segmentu gornje vilice	8
2.1 Tehnika lateralne kondenzacije u kosti male gustine	8
2.2 Ugradnja implantata sa vratom iznad nivoa alveolarnog grebena	9
2.3 Ugradnja implantata širokog dijametra	10
2.4 Angulacija i ugradnja implantata u kortikalni deo kosti	11
2.5 Preparacija implantatnog ležišta borerom manjeg promera	13
2.6 Ugradnja implantata u implantatno ležište bez primene ureznice	14
3. Primena implantata različitog makro i mikro dizajna u kosti male gustine	15
3.1 Dizajn implantata	15
3.1.1 Makrodizajn implantata	15
3.1.1.1 Dijametar implantata	16
3.1.1.2 Dužina implantata	17
3.1.1.3 Navoj implantata	19
3.1.1.4 Samourezujući navoji	22
3.1.1.5 Oblik implantata	24
3.1.2 Mikrodizajn implantata	25
3.1.2.1 Hemijski sastav površine dentalnih implantata	25
3.1.2.2 Hrapavost površine dentalnih implantata.....	26
3.1.2.2.1 Hrapavljenje implantata plazmiranjem (titanium plasma-spraying)	28
3.1.2.2.2 Hrapavljenje implantata peskiranjem	29
3.1.2.2.3 Hrapavljenje implantata nagrivanjem kiselinom	30

3.1.2.2.4	Peskirane i kiselinom nagrižene površine (SLA)	31
3.1.2.2.5	Hrapavljenje implantata anodizacijom	35
3.1.2.2.6	Hrapavljenje implantata slojem kalcijum fosfata	36
II NAUČNA OSNOVA PROBLEMA		38
III CILJEVI		41
IV MATERIJAL I METOD		43
4.1. Laboratorijsko istraživanje		44
4.1.1	Koštani model	44
4.1.2.	Merenje stabilnosti implantata	45
4.1.3.	Eksperimentalne grupe	46
4.1.4	Eksperimentalna procedura	46
4.2. Kliničko istraživanje		52
4.2.1.	Kriterijumi za uključivanje pacijenata u studiju	52
4.2.2.	Kriterijumi za isključivanje pacijenta iz studije	52
4.2.3.	Preimplantološko planiranje	53
4.2.4.	Pacijenti	55
4.2.5.	Hirurški protokol	55
4.2.6	Merenje stabilnosti implantata	68
4.3. Statistička analiza		70
V REZULTATI EKSPERIMENTALNE STUDIJE		72
5.1	Primarna stabilnost implantata u zavisnosti od hirurške tehlike i makro dizajna implantata	73
VI REZULTATI KLINICKE STUDIJE		76
6.1.	Rezultati primarne i sekundarne stabilnosti neurezujućih implantata ugrađenih u kost male gustine tehnikom lateralne kondenzacije	77

6.2. Rezultati primarne i sekundarne stabilnosti neurezujućih implantata ugrađenih u kost male gustine standardnom hirurškom tehnikom	80
6.3. Komparativna analiza primarne i sekundarne stabilnosti neurezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom.....	83
6.4. Rezultati primarne i sekundarne stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih u kost male gustine tehnikom lateralne kondenzacije	86
6.5. Rezultati primarne i sekundarne stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih u kost male gustine standardnom hirurškom tehnikom	89
6.6. Komparativna analiza primarne i sekundarne stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom	92
6.7. Komparativna analiza primarne i sekundarne stabilnosti implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije prema makro dizajnu implantata	96
6.8. Komparativna analiza primarne i sekundarne stabilnosti implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom prema makro dizajnu implantata	100
6.9. Komparativna analiza primarne i sekundarne stabilnosti implantata u zavisnosti od hirurške tehnike i makro dizajna implantata	104
6.10. Rezultati primarne i sekundarne stabilnosti implantata hidrofilne SLActive površine ugrađenih u kost male gustine	111
6.11. Rezultati primarne i sekundarne stabilnosti implantata hidrofobne SLA površine ugrađenih u kost male gustine	114
6.12. Komparativna analiza primarne i sekundarne stabilnosti implantata hidrofilne i hidrofobne površine	117
VII DISKUSIJA	121
7.1. Uticaj hirurške tehnike za preparaciju ležišta na primarnu i sekundarnu stabilnost implantata ugrađenih u kost male gustine	123
7.2. Uticaj makro dizajna implantata na primarnu i sekundarnu stabilnost implantata ugrađenih u kost male gustine	127
7.3. Uticaj mikro dizajna implantata na primarnu i sekundarnu stabilnost implantata ugrađenih u kost male gustine	129
VIII ZAKLJUČCI	132
IX LITERATURA	135

UVOD

Nadoknada zuba koji nedostaju zubnim implantatima, klinički je ustanovljen modalitet terapije sa veoma dobrom prognozom⁶⁷.

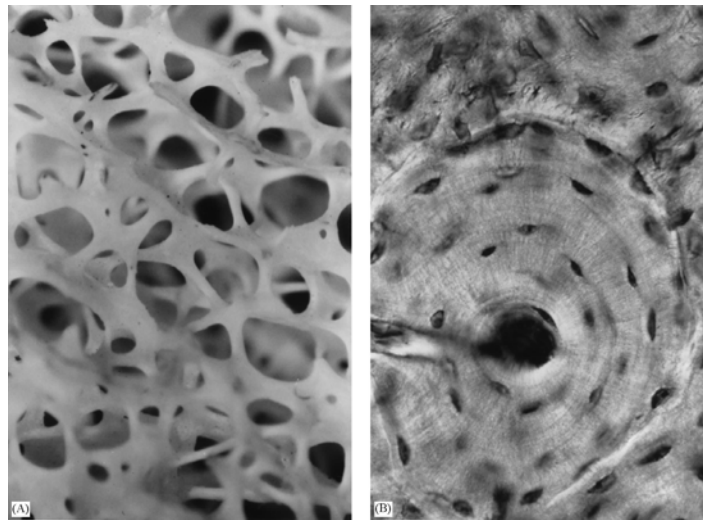
Bezuba bočna regija gornje vilice najčešće pokazuje ograničene količine zapremine kosti i njenu smanjenu gustinu usled atrofije alveolarnog grebena i pneumatizacije maksilarnog sinusa, tako da ova anatomska ograničenja predstavljaju izazov koji može nepovoljno uticati na uspešnost oseintegracije kao i na izradu estetski i funkcionalno uspešne implantno nošene protetske nadoknade⁵.

U bočnoj regiji gornje vilice gustina kosti je mala, a visina alveolarnog grebena često nedovoljna zbog blizine sinusa. Ovi nepovoljni anatomske uslovi često ograničavaju indikacije za implantatno-protetičku rehabilitaciju. Zbog toga je bočna regija gornje vilice predeo koji je manje podesan za postupak implantacije i najveći broj neuspeha opisan je upravo u ovoj regiji⁷⁸.

Ugradnja implantata u bočnoj regiji gornje vilice može biti otežana zbog male gustine kosti (kvalitativni nedostatak) i redukovane subantralne visine alveolarnog grebena (kvantitativni nedostatak).

1. GUSTINA KOSTI KAO OSNOV ZA USPEH IMPLANTATNE TERAPIJE

Tkivo zrele, lamelarne kosti je makroskopski organizovano u dva osnovna oblika: kompakta ili kortikalna kost i spongioza ili trabekularna kost, koje svojom zastupljenošću određuju gustinu kosti (Slika 1)⁶¹.



Slika 1. Mikroskopski izgled a) spongioznog i b) kompaktnog koštanog tkiva. *Preuzeto iz: Fyhrie DP, Kimura J.H. Cancellous bone biomechanics. Journal of Biomechanics 1999; 32: 1139-1148.56*

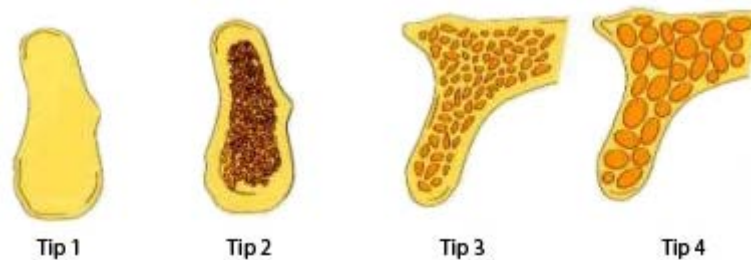
Gustina kosti u bezuboj regiji je od primarnog značaja za plan implantatne terapije, hirurški pristup i zarastanje. Zbog toga je evaluacija gustine koštanog tkiva sastavni deo preimplantološkog kliničkog i radiografskog ispitivanja. Preoperativno utvrđena gustina kosti se može proveriti intraoperativno u toku preparacije ležišta implantata¹⁰⁸.

U literaturi je predloženo nekoliko klasifikacija gustine koštanog tkiva. Najčešće je u upotrebi klasifikacija kosti po *Lekholm i Zarbu* (1985)⁹⁵ na osnovu

rendgenološke procene makrostrukturnih karakteristika kosti, pri čemu morfologija i distribucija kortikalne i trabekularne kosti determiniše njen kvalitet (Tabela 1, Slika 2). *Misch* (1993)¹⁰⁸ je na osnovu intraoperativne subjektivne percepcije otpora usled preparacije ležišta klasifikovao kost u četiri grupe opadajuće gustine. Za razliku od klasifikacija po *Lekholm i Zarbu*⁹⁵ i *Mischu*¹⁰⁸ koje su zasnovane na subjektivnoj proceni datih kriterijuma, *Norton & Gamble* (2001)¹¹⁴ su predložili klasifikaciju gustine kosti na osnovu CT snimaka uz upotrebu interaktivnog softvera pri čemu se na osnovu objektivnog i kvantitativnog rezultata izraženog u *Hounsfield* jedinicama (HU) dobijaju podaci o kvalitetu kosti na mestu budućeg ležišta implantata.

Tabela 1. Uporedni prikaz klasifikacija gustine kosti vilica

Lekholm i Zarb ⁹⁵	Misch ¹⁰⁸	Norton i Gamble ¹¹⁴
Q 1: kost je sačinjena od homogene kompakte	D1: debela kompaktna kost	> +850HU
Q 2: debeo sloj kompakte okružuje gustu spongiozu	D2: debela, porozna kompaktna kost sa razvijenom spongiozom	od +500HU do +850HU
Q 3: tanak sloj kompakte okružuje gustu spongiozu	D3: tanka, porozna kompakta i rastresita spongioza	od 0HU do +500HU
Q 4: tanak sloj kompakte okružuje rastresitu spongiozu	D4: rastresita, tanka spongiozna kost	< 0HU



Slika 2. Prikaz klasifikacije gustine kosti prema *Lekholm i Zarbu* Preuzeto iz: *Misic T. Eksperimentalno i kliničko ispitivanje uticaja hirurške tehnike na temperaturu kosti male gustine tokom preparacije ležišta i ugradnje implantata. Doktorska disertacija. Beograd; 2012.*

Kvalitet kosti podrazumeva ne samo fiziološki aspekt koštanog tkiva već i njegovu mehaničku kompetentnost zasnovanu na strukturnim karakteristikama (arhitekturi i morfologiji) i osobinama materijala (modulu elastičnosti i stepenu mineralizacije)⁴⁹. U poređenju sa kompaktom, trabekularna kost predstavlja biološki superiorno tkivo jer je dobro vaskularizovana, bogata mezenhimalnim progenitornim ćelijama i endotelijalnim ćelijama neophodnim za angiogenezu, što omogućuje brzo peri-implantatno zarastanje⁴⁷. Ipak, sa mehaničkog aspekta, trabekularna kost je slabog kvaliteta. Histomorfometrijske studije su pokazale da je u kosti gustine D4 prisutno značajno manje koštanih trabekula (oko 28%) u poređenju sa klasom D1 (oko 77%)¹⁴⁴. Dakle, kost male gustine (tip 4) obezbeđuje najmanji inicijalni koštano implantatni kontakt od svih tipova kosti koji iznosi oko 25% i praćen je nedovoljnom primarnom stabilnošću implantata¹⁰⁸. Izostanak rigidne fiksacije i mikropokreti implantata veći od 150 μm uzrokuju sile istezanja i smicanja koje favorizuju fibroznu inkapsulaciju implantata i onemogućuju oseointegraciju vodeći ka aseptičnom labavljenju i gubitku implantata¹⁰³.

Gustina kosti je značajan prediktor uspeha implantatne terapije o čemu svedoče rezultati brojnih studija. *Enquist i sar.*⁵⁰ su u retrospektivnoj multicentričnoj studiji zabeležili procenat uspešnosti 89% za implantate ugrađene u kost tipa 1-3 i samo 74% uspešnosti za one koji su ugrađeni u kost tipa 4. *Glauser*⁶⁶ je zabeležio uspešnost od 66%

za implantate ugrađene u kost tipa 4, a *Hutton*⁷⁶ je za isti tip kosti zabeležio uspeh od samo 50%. Rezultati navedenih studija jasno ukazuju da implantati ugrađeni u kost male gustine (tip 4) imaju manji procenat uspeha u poređenju sa implantatima ugrađenim u kosti veće gustine (tip 1-3). *Bass i sar.*¹⁷ su zabeležili najveći procenat neuspeha implantata u kosti tipa 4. Rezultati njihove studije ukazuju da je kvalitet kosti faktor koji značajnije utiče na uspeh implantatne terapije u poređenju sa kvantitetom.

Anatomska distribucija kosti različitog kvaliteta u datim regijama vilica je često dosledna. Prednja regija bezube donje vilice se najčešće sastoji iz debele kompaktne kosti kvaliteta Q1, dok se kost kvaliteta Q2 i Q3 nalazi u bočnoj regiji donje i prednjoj regiji gornje vilice. Kost najmanje gustine Q4 anatomski je najzastupljenija u bočnoj regiji gornje vilice^{22,145}.

Nakon gubitka zuba atrofija bezubog dela alveolarnog grebena smanjuje količinu i kvalitet kosti za preparaciju implantantnog ležišta¹⁰⁷. Neadekvatan kvalitet kosti može uzrokovati slabu stabilnost implantata, preterane mikropokrete i sledstveno gubitak implantata, pogotovo ako je primenjena metoda imedijatnog opterećenja¹⁴³.

Gustina kosti u bezubom delu vilice pokazuje izuzetnu varijabilnost¹⁰⁷. Morfologija, količina kao i gustina raspoložive kosti smatraju se važnim faktorima u predviđanju uspešnosti implantacije. Takođe, procena stepena mineralizacije ili kvaliteta kosti pre same implantacije veoma je važna za pripremu plana terapije.

Po mišljenju mnogih autora preparacija ležišta i ugradnja implantata u kosti tipa 3 i 4 (klas. Lekholm i Zarb) predstavljaju potencijalni rizik i nose sa sobom mogućnost neuspeha terapije¹²⁶. Većina neuspeha implantacije zabeležena je u ležištima lokalizovanim u distalnim partijama vilica, kao što su regije iznad mandibularnog kanala ili ispod maksilarnog sinusa, gde je teško ostvariti bikortikalnu stabilizaciju⁵⁷.

Procena primarne stabilnosti posle ugradnje implantata određuje njegovu uspešnost kao i vreme njegovog opterećenja u kosti male gustine. Smanjen kvalitet- gustina kosti u bočnom delu gornje vilice posle gubitka zuba negativno utiče na primarnu stabilnost implantata.

U literaturi je opisano nekoliko pristupa rešavanja ovog problema kao što su:

- modifikovane hirurške tehnike i
- primena implantata različitog makro i mikro dizajna.

2. MODIFIKOVANE HIRURŠKE TEHNIKE UGRADNJE IMPLANTATA U BOČNOM SEGMENTU GORNJE VILICE

Modifikovane hirurške tehnike ugradnje su:

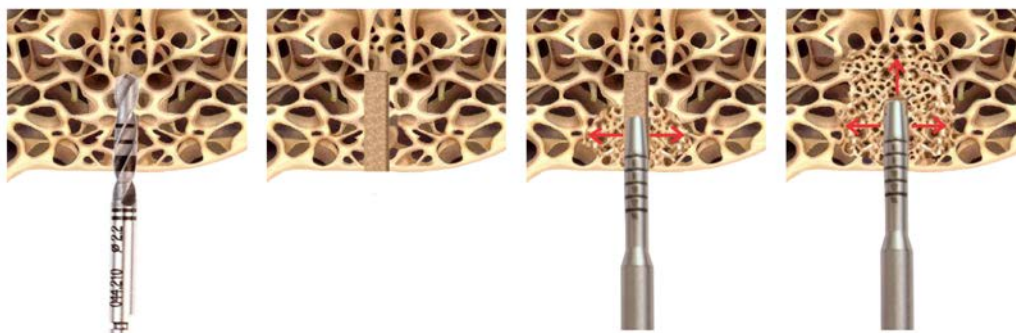
- tehnika lateralne kondenzacije,
- ugradnja implantata šireg dijametra,
- angulacija i ugradnja implantata u kortikalni deo alveolarnog grebena,
- ugradnja implantata sa vratom iznad alveolarnog grebena,
- preparacija ležišta implantata manjim borerom,
- ugradnja implantata bez ureznice¹²³.

2.1 Tehnika lateralne kondenzacije u kosti male gustine

Za preparaciju implantatnih ležišta u mekoj kosti (tip 3 i 4) *Summers*¹³⁹ je 1994. godine predložio hiruršku tehniku koja se zasniva na upotrebi instrumenata oblika implantata tzv. kondenzatora, koji potiskuju kost lateralno i apikalno, povećavajući gustinu okolne kosti i održavajući njen obim. Suština ove metode je da se sačuva svaki deo preostale kosti smanjenjem ili eliminacijom bušenja kosti, koje nastaje kao posledica hirurškog protokola. Susedni deo kosti u odnosu na preparaciono mesto se progresivno sabija (kompaktira) različitim koštanim kondenzatorima, što rezultira gušćom kosti koja dolazi u kontakt sa implantom čime se povećava primarna stabilnost implantata (Slika 3). Summers je postigao stopu uspeha od 96% za 143 pres-fit implantata ugrađenih u kost male gustine kod 55 pacijenata (11 do 27 meseci nakon opterećenja). U ovoj studiji su korišćeni implantati obloženi hidroksiapatitom i implantati sa (TPS) *titanium plasma spraying* površinom^{70,74,132}.

Danas je u upotrebi modifikacija ove tehnike po Lazzaru⁴³ koja podrazumeva kombinovanu preparaciju implantatnog ležišta borerima i serijom kondenzatora rastućeg

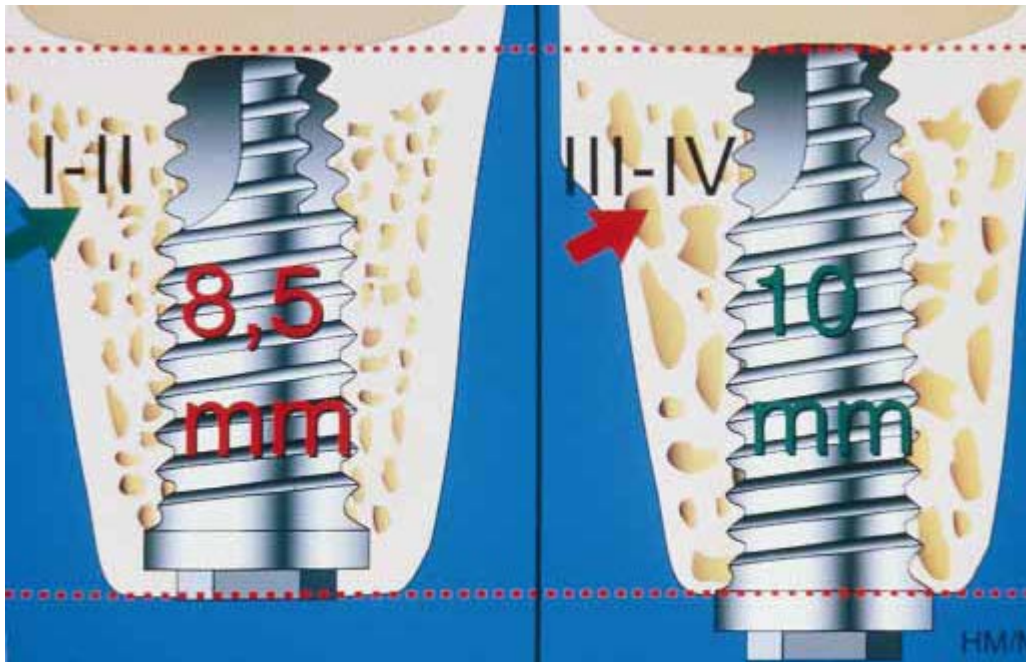
promera koji sabijaju koštane gredice i time povećavaju gustinu kosti s ciljem povećanja stabilnosti implantata.



Slika 3. Preparacija implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije. *Preuzeto iz: Misic T. Eksperimentalno i kliničko ispitivanje uticaja hirurške tehnike na temperaturu kosti male gustine tokom preparacije ležišta i ugradnje implantata. Doktorska disertacija. Beograd; 2012.*

2.2 Ugradnja implantata sa vratom iznad nivoa alveolarnog grebena

Ova hirurška tehnika podrazumeva ugradnju implantata sa postavljanjem vratnog dela iznad nivoa alveolarnog grebena^{44,45}. Hirurška procedura je vrlo slična standardnoj proceduri, a nakon završene ugradnje ceo implant je postavljen u kosti. Cervikalno proširenje (konični deo) se ne postavlja u kost posebno kod kosti tipa III i tipa IV, jer ugrožava debljinu kortikalnog dela alveolarne kosti. Zbog toga odsustvo ovog proširenja u ležištu napravljenom u kosti povećava primarnu stabilnost zahvaljujući blokiranju vratnog dela u kortikalnom sloju kosti (Slika 4).



Slika 4. **Levo**: konvencionalna pozicija implantata. **Desno**: supra-alveolarna pozicija implantata omogućava bolju primarnu stabilnost u kosti male gustine. **Preuzeto iz:** *Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):423-432.*

Ova supraalveolarna pozicija vratnog dela dozvoljava poboljšanje odnosa kliničke krune i implantata. Supraalveolarno pozicioniranje vrata implantata ograničava gubitak kosti na cervikalni nivo i omogućava upotrebu dužih implantata. Dužina implantata je od najveće važnosti za inicijalnu stabilnost i poboljšava stopu uspešnosti^{147,157}.

2.3 Ugradnja implantata širokog dijametra

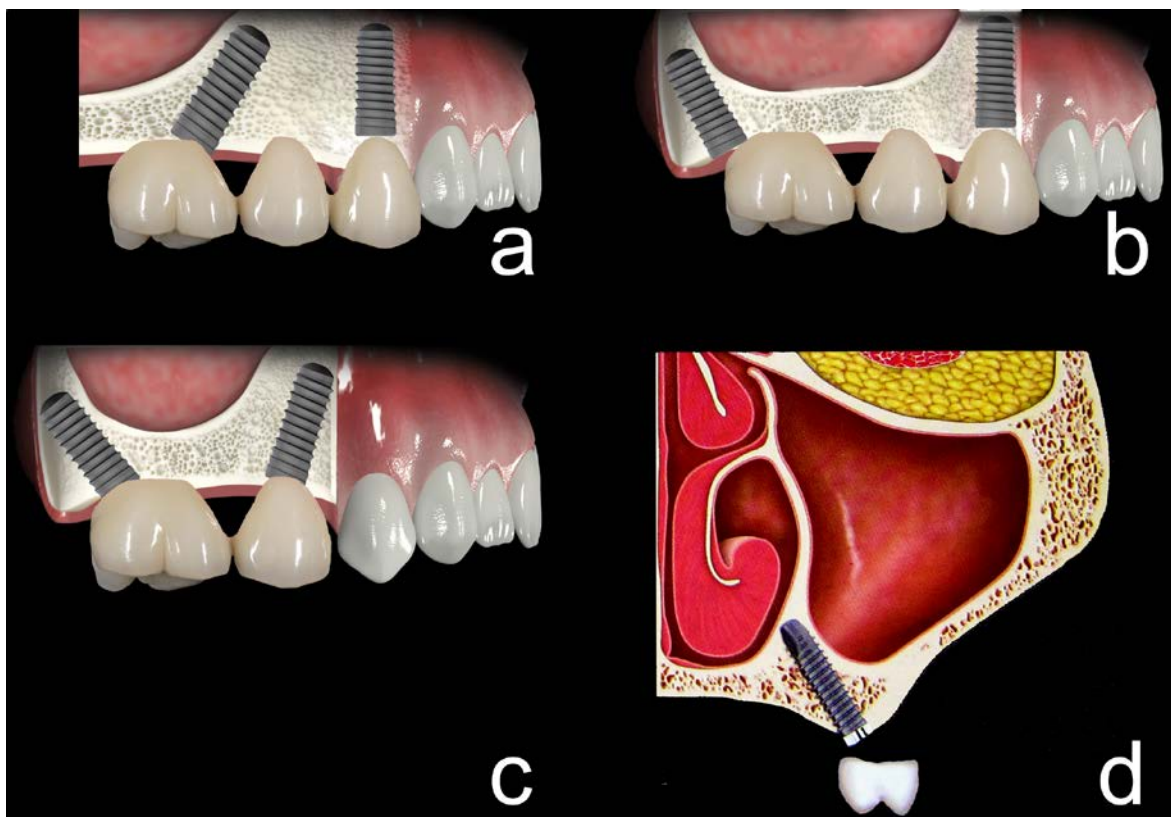
Jedna od navedenih tehnika za povećanje gustine kosti i optimizaciju primarne stabilnosti je i ugradnja implantata šireg dijametra. Pod širokim implantatima podrazumevamo implantate čiji je dijametar $\geq 4,5$ mm.

Mnoge publikacije su predstavile veliki procenat neuspešnosti kod standardnih implantata u kosti male gustine Tip3 i Tip 4^{57,78,80}. Langer⁹³ je 1997. godine predstavio implantat dijametra 5 mm, koji je baziran na osnovnom konceptu koštane integracije, tj. na važnosti učvršćivanja površine zarad bolje primarne stabilnosti implantata. Upotreba širokih implantata se može uzeti u obzir ako je širina alveolarnog grebena jednaka ili veća od 8 mm⁴⁶. Preparacija ležišta implantata izvodi se standardnom tehnikom, nizom borera rastućeg dijametra po uputstvu proizvođača. Posle preparacije ležišta ugrađuje se implantat šireg dijametra. Široki dijametar tela implantata lakše dopušta bikortikalnu (buko-lingvalnu) fiksaciju omogućavajući povećanje primarne stabilnosti u kosti male gustine⁷⁷. Takođe, povećanjem dijametra implantata povećava se kontakt između kosti i implantata. Tokom hirurške intervencije veća širina implantata nekada može kompromitovati primarnu stabilnost u kosti male gustine, pogotovu ako se radi nasilna ugradnja implantata u određenu poziciju, pri čemu ne postoji adekvatan kvalitet odnosno kvantitet kosti¹⁵⁴.

2.4 Angulacija i ugradnja implantata u kortikalni deo kosti

U kliničkim uslovima vrlo često anatomske strukture, kao što je velika pneumatizacija maksilarnog sinusa, mogu ograničiti prostor za ugradnju implantata u premolarnoj i molarnoj regiji gornje vilice. Ovakva anatomija je praćena smanjenjem raspoložive kosti u pomenutoj regiji kako u kvalitativnom tako i u kvantitativnom smislu. Da bi se izbegle skupe neophodne rekonstruktivne procedure na alveolarnoj kosti, pribegava se ugradnji (*tilted*) anguliranih implantata. Angulirani implantati su implantati koji se ne ugrađuju upravno (perpendikularno) na površinu alveolarne kosti već pod određenim uglom. Ugao ugradnje anguliranih implantata se kreće od 15-45° pa i više u odnosu na okluzalnu ravan. U zavisnosti od veličine i oblika maksilarnog sinusa oni mogu biti postavljeni: **koso mezijalno-** prateći prednji koštani zid maksilarnog sinusa i njegov

oblik; **koso i distalno** u tuber maksile- prateći zadnji koštani zid maksilarnog sinusa; **koso kaudo-apikalno** u vestibulooralnom pravcu (Slika 5).



Slika 5. Angulirani implantati u rehabilitaciji krezube gornje vilice: a) mezijalno anguliran; b) distalno anguliran; c) kombinacija mezijalno i distalno anguliranih implantata d) buko-palatinalno anguliran.

Radi postizanja što bolje primarne stabilnosti, obzirom da je reč o kosti male gustine, ovi implantati se mogu ugraditi trans-maksilarno sa vrhom implantata u pterigoidnom nastavku, preparisanjem ležišta kroz raspoloživu koštanu strukturu tubera gornje vilice . To podrazumeva primenu implantata čija je dužina veća od 13 mm. Na taj

način se dobija višekortikalna fiksacija implantata što doprinosi boljoj stabilnosti u kosti lošeg kvaliteta i kvantiteta. Tulasne (1992)¹⁴⁶, Bahtat (1992)¹³, Khayat i Nader (1994)⁸⁴, Venturelli (1996)¹⁴⁸ i Fernandez-Valeron i Fernandez-Velazquez (1997)⁵⁶ prikazali su visoku stopu uspeha (od 92% do 98%) kod implantata ugrađenih u tuber i pterigomaksilarnu regiju. Najveći broj komplikacija uočenih kod ovog hirurškog protokola je bio protetske prirode (preloma različitih komponenata).

Brånemark i saradnici (1984)²⁴ su preporučili bikortikalno učvršćivanje implantata na nivou poda sinusa u cilju povećanja inicijalne stabilnosti, obzirom da u zadnjim segmentima gornje vilice uglavnom nalazimo kost male gustine. Prema tome, membrana sinusa je neznatno izdignuta od strane implantata, jer elastičnost membrane u normalnim uslovima dozvoljava odvajanje od koštane površine bez stvaranja perforacije postizujući bikortikalno učvršćivanje²⁴.

2.5 Preparacija implantatnog ležišta borerom manjeg promera

Ova tehnika podrazumeva odsustvo korišćenja poslednjeg borera pri preparaciji implantatnog ležišta u kosti male gustine. Kod ove tehnike se obezbeđuje prisniji kontakt između površine implantata i kosti pri ugradnji, što ima za posledicu sabijanje koštanih gredica i komprimovanje okolne kosti povećavajući na taj način njen kvalitet pri samoj ugradnji implantata. Ova metoda dovodi do povećanja kontaktne površine između kosti i implantata, što rezultira povećanjem primarne stabilnosti implantata kada je reč o kosti male gustine.

2.6 Ugradnja implantata u implantatno ležište bez primene ureznice

Pri ugradnji implantata u kosti male gustine, u većini slučajeva se odstupa od protokola standardne tehnike ugradnje implantata. Modifikacija ove tehnike podrazumeva odsustvo korišćenja ureznice i pravljenje navoja u kosti posle završene preparacije ležišta. Na taj način se kod kosti male gustine omogućava da prilikom uvrtnja implantata u kost, bilo da je reč o urezujućim ili neurezujućim implantatima, obezbedi prisniji kontakt između imlantata i okolne kosti što dovodi do povećanja primarne stabilnosti implantata kao osnovnog preduslova za uspešnu oseintegraciju . Pri ugradnji implantata treba voditi računa o brzini njegove ugradnje jer bi previše brzo rotiranje implantata moglo izazvati kolaps koštanih navoja i gubitak njegove inicijalne stabilnosti.

3. PRIMENA IMPLANTATA RAZLIČITOG MAKRO I MIKRO DIZAJNA U KOSTI MALE GUSTINE

Osobine kosti, ali i implantata (makro i mikro-dizajn), zajedno sa karakteristikama hirurške tehnike, su parametri koji uglavnom utiču na kliničke rezultate uspešnosti oseointegriranih implantata i koriste se za protetičku rehabilitaciju parcijalne ili totalne bezubosti.

3.1 Dizajn implantata

Karakteristike dizajna implantata predstavljaju osnovne elemente koji utiču na primarnu stabilnost i mogućnost implantata da izdrži opterećenje za vreme i nakon procesa oseintegracije. Dizajn implantata se može podeliti u dve kategorije: makrodizajn i mikrodizajn.

Makrodizajn implantata podrazumeva navoj, oblik implantata i dizajn navoja^{63,64}.

Mikrodizajn predstavlja materijale od kojih su napravljeni implantati, morfologiju površine i oblaganje površine implantata različitim slojevima.

3.1.1 Makrodizajn implantata

Mehaničke osobine i sposobnost implantata da optimalno prihvati i distribuira okluzalno opterećenje određuje makrodizajn implantata.

Oblik implantata, učestalost i dubina navoja te stepen njihove zakošenosti doprinosi optimalnoj primarnoj stabilnosti i ravnomernoj distribuciji zagrižajnih sila na okolnu alveolarnu kost.

3.1.1.1 Dijametar implantata

Dijametar implantata predstavlja dužinu merenu od vrha najšireg navoja do iste tačke na suprotnoj strani implantata. Dijametrom se meri spoljašnja dimenzija navoja pri čemu to nije sinonim za platformu implantata, što predstavlja meru međuveze implantata povezanog sa abatmentom. Zbog razlike u širini implantata i raspoloživih platformi, široka platforma implantata se ne podudara uvek sa većim dijametrom implantnog navoja.

Dužina i širina implantata takođe su veoma bitni za primarnu stabilnost i uspešnost implantacijskog postupka.

U slučajevima tankog alveolarnog grebena mnogi autori preporučuju primenu implantata smanjenog promera, a u cilju izbegavanja većih operativnih zahvata (primena koštanih transplantata, vođena koštana regeneracija, sinus lift). Međutim, primenom implantata smanjenog promera smanjuje se površina sidrenja, kao i otpornost na lom implantata nakon njegovog opterećenja. Tako su Lekholm i saradnici⁹⁵ u svom istraživanju utvrdili uspešnost od 87% posle primene implantata promera 3,3 mm, 92% nakon ugradnje implantata 4,0 mm a 94% uspešnosti nakon ugradnje implantata promera 4,3 mm. Wyatt i Zarb (1998. god)¹⁵⁷ su ustanovili slični procenat uspešnosti s tim da su zabeležili znatno manji procenat kod implantata 3,3 mm i to svega 80%. U oba istraživanja zabeležen je trend porasta procenta uspešnosti sa povećanjem promera implantata (Tabela 2).

Tabela 2. Uspešnost implantata u odnosu na širinu implantata

Širina implantata	<i>Lekholm et al. (1994)⁹⁵</i>	<i>Wyatt i Zarb(1998)¹⁵⁷</i>
3,3 mm	87%	80 %
4,0 mm	92 %	91 %
4,3 mm	94 %	95 %
5,0 mm	100 %	100 %
6,0 mm	100 %	100 %

3.1.1.2 Dužina implantata

Dužina implantata predstavlja dimenziju koja se meri od platforme do vrha implantata¹⁵⁵.

Ugradnjom implantata veće dužine povećava se površinski kontakt implant –kost, a samim tim i neke od mehaničkih osobina kao što je otpornost na lom implantata nakon opterećenja. Dužina implantata takođe veoma bitno utiče na primarnu stabilnost. Primenom implantata veće dužine i povećanjem njihove primarne stabilnosti pogotovo u kosti male gustine moguća je i primena protokola neposrednog ili ranog opterećenja implantata.

Lekholm⁹⁵ je 1994. godine ukazao da se primenom dužih implantata povećava njihova uspešnost i pronašao da uspešnost ugrađenih implantata dužine 15 i 18 mm iznosi 100%. Isti autor je zabeležio 84% uspešnosti implantata dužine 7 mm, a 90% i 94% kod implantata standardne dužine (10 mm i 13 mm).

Wyatt i Zarb (1998.)¹⁵⁷ takođe su našli uspešnost od 100 % kod implantata dužine 13 mm i 15 mm ali i veoma nizak procenat uspešnosti kod implantata dužine 7 mm (75%) (Tabela 3). Ovi autori su zaključili da se povećanjem dužine implantata povećava njihova primarna stabilnost koja je osnovni preduslov uspešnog implantacijskog postupka.

Tabela 3 Uspešnost implantata u odnosu na dužinu implantata

Dužina implantata	<i>Lekholm et al. (1994)⁹⁵</i>	<i>Wyatt i Zarb (1998)¹⁵⁷</i>
7 mm	84%	75 %
10 mm	90 %	92 %
13 mm	94 %	95 %
15 mm	100 %	100 %
18 mm	100 %	100 %

3.1.1.3 Navoj implantata

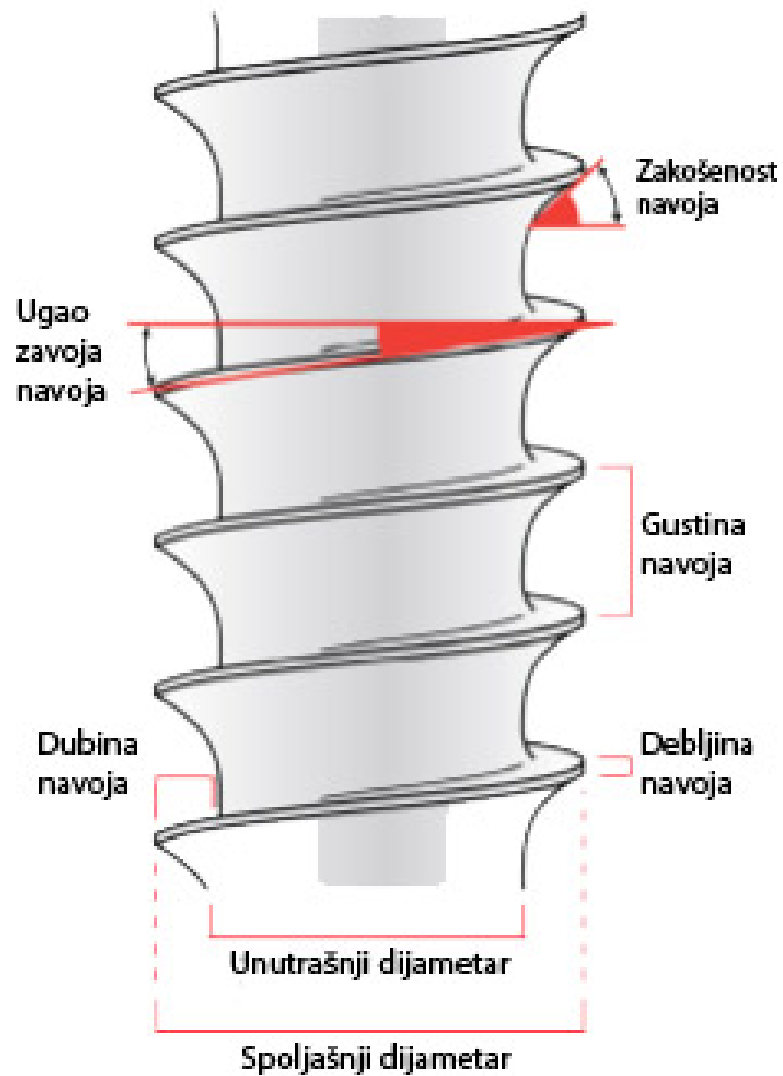
Oblik navoja implantata je determinisan je dubinom, širinom, nagibnim uglom i gustinom navoja (Slika 6).

Dubina navoja je opisana kao razdaljina između vrha navoja i tela implantata. Veća dubina navoja može biti prednost u zonama manje gustine kosti i visokih okluzalnih sila zbog veće površinske funkcionalne zone u kontaktu sa kosti. Rezultati brojnih studija su pokazali da je optimalna dubina navoja u rangu od 0,34 do 0,5 mm i širina navoja između 0,18 do 0,3 mm, gde je dubina navoja više osetljiva na maksimum napora nego širina navoja¹.

Širina navoja predstavlja razdaljinu između najkoronarnije i najapikalnije tačke na vrhu jednog navoja merenu u istoj aksijalnoj ravni.

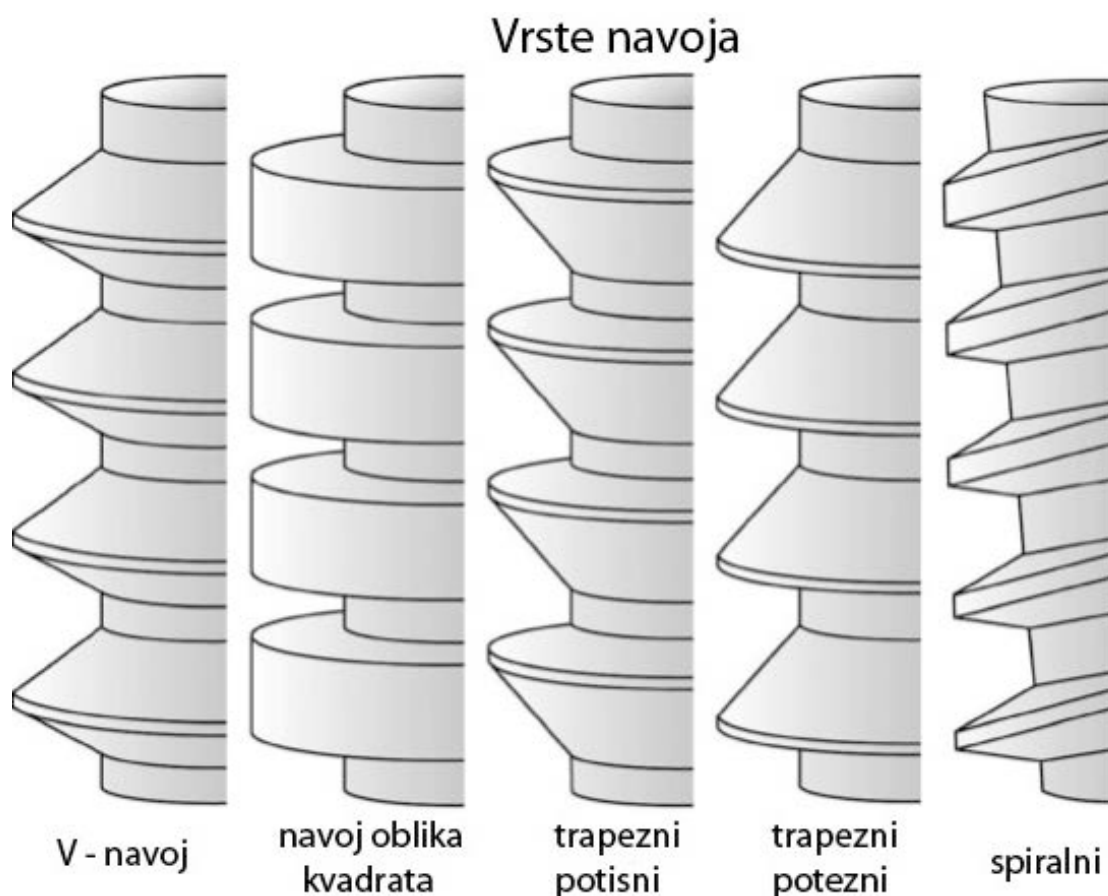
Nagibni ugao predstavlja ugao inklinacije navoja i ravni vertikalne (perpendikularne) na longitudinalnu osu implantata. U literaturi najispitivaniji nagibni ugao je onaj na apikalnom delu gde se najviše razlažu sile opterećenja.

Gustina navoja (*eng. Pitch*) se odnosi na razdaljinu od sredine navoja do sredine sledećeg navoja, meren paralelno sa osom implantata⁸¹. Kod implantata jednake dužine, što je manja gustina navoja, to je veći broj navoja. Na osnovu istraživanja učestalost navoja od 0,8 mm obezbeđuje optimalnu primarnu stabilnost implantata^{88,89}. Gustina implantnih navoja po jedinici dužine je značajan faktor u dizajniranju implantata. Porast gustine navoja i povećanje dubine između pojedinačnih navoja omogućava povećanje kontakta između kosti i implantata te može izmeniti biomehaničke osobine implantata oblika šrafa¹⁰⁶.



Slika 6. Navoji implantata. Preuzeto iz: *Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H-L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. Clin. Oral Impl. Res. 21, 2010; 129–136*

Oblici navoja koji se nalaze na površinama implantata su: V-oblik, navoj oblika kvadrata, trapezni potisni navoj, trapezni potezni navoj i spiralni oblik navoja (Slika 7)²³.



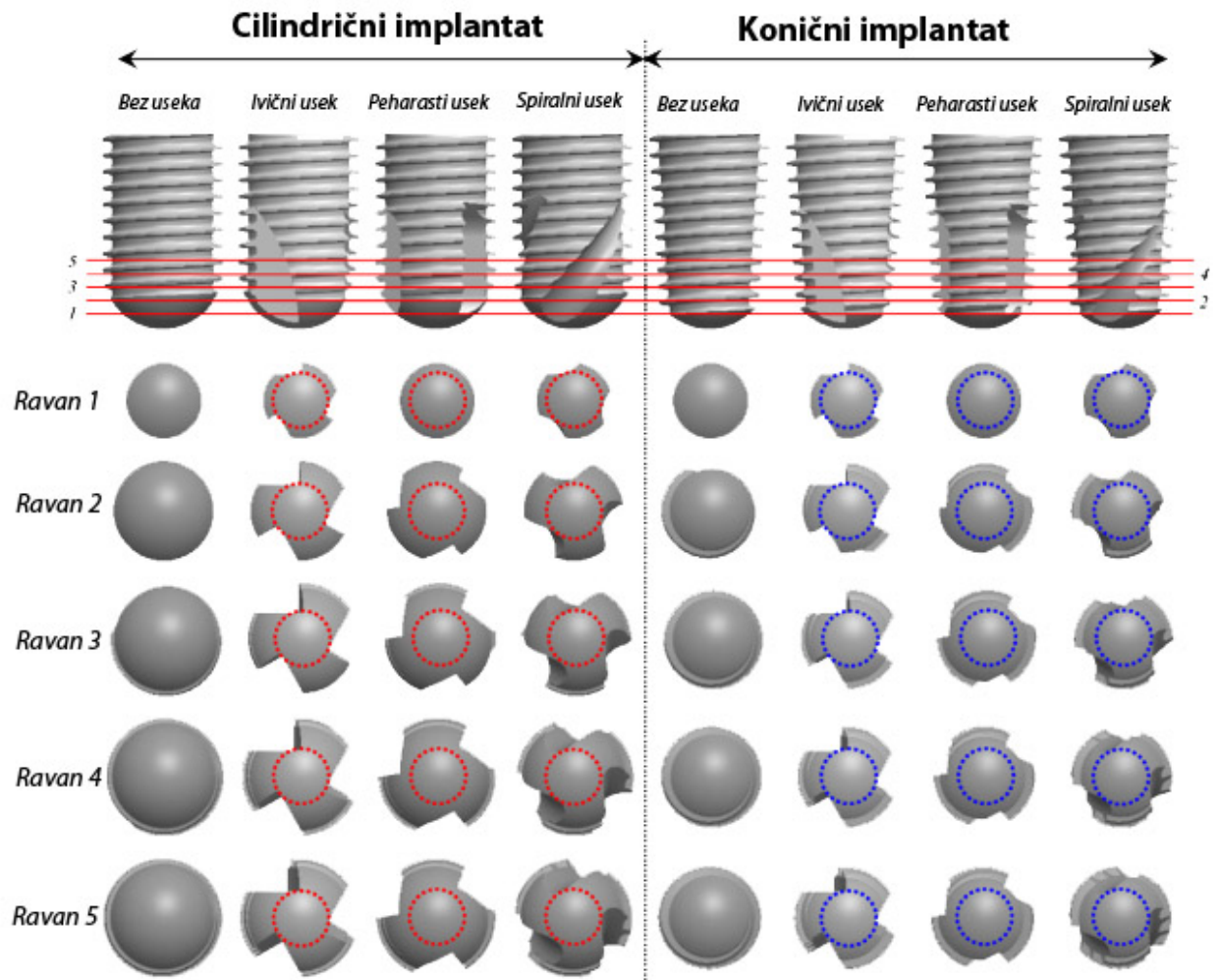
Slika 7. Oblici navoja implantata. Trapezni potisni- *eng. buttress thread*, trapezni potezni- *eng. revers buttress thread*, standardni V navoj- *eng. standard V thread*, spiralni navoj- *eng. spiral thread*, navoj oblika kvadrata- *eng. square thread* navoja *Preuzeto iz: Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H-L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. Clin. Oral Impl. Res. 21, 2010; 129–136*

Navoji oblika kvadrata (engl. **Squared thread**) i trapezni potisni navoj (engl. **Buttress thread**) obezbeđuju balans između fiziološki prihvatljivih sila kompresije i istezanja istovremeno redukujući nepovoljne sile smicanja što povećava gustinu koštanog tkiva i veličinu površine implantata u kontaktu sa okolnom kosti u odnosu na ukupnu površinu implantata^{15,28}.

3.1.1.4 Samourezujući navoji

Radi postizanja što bolje primarne stabilnosti koja je osnovni preduslov uspeha implantatne terapije, danas je preporučena primena implantata sa samourezujućim navojem. Primena implantata sa samourezujućim navojima posebno je indikovana u kosti male gustine^{119,142}. Mogućnost samourezivanja navoja najčešće je obezbeđena prisustvom useka u apikalnoj trećini implantata koji istovremeno omogućuje akumuliranje koštanih opiljaka proizvedenih tokom procesa samourezivanja u periimplantatnu kost. Radna efikasnost samourezujućih navoja uslovljena je brojem, dužinom, dubinom i oblikom useka (Slika 8). Konični implantati sa peharastim usekom u apikalnoj trećini ostavaruju najveću primarnu stabilnost u kosti male gustine kao i u odnosu na cilindrične implantate sa istim dizajnom¹⁵⁶.

Sečivne ivice prisutne u apikalnoj trećini implantata omogućuju postavljanje samourezujućih implantata u pripremljeno ležište bez prethodnog korišćenja ureznice, kao i jednostavnije angažovanje susedne kosti u većoj meri čime se povećava primarna stabilnost implantata⁶³.



Slika 8. Izgled poprečnog preseka apikalne trećine implantata uslovljen dizajnom useka. Isprekidane linije označavaju kružnice jednakih dijametara. **Preuzeto iz:** Wu S-W et al. *The effect of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. Med Eng Phys* 2011 170.

3.1.1.5 Oblik implantata

Oblik implantata je varirao od tradicionalnog oblika koji podseća na koren zuba do oštrih (listastih) i subperiostalnih oblika⁹¹. Oblik dentalnih implantata je bio jedan od aspekata koji je najviše sporan kada je u pitanju dizajn endoosealnih sistema i može imati uticaja na biomehaniku implantata⁹⁶. Danas se najviše koriste implantni sistemi kao ispunjeni šuplji šrafovi ili cilindri. Kod dizajna šraf-tipa, napravljena je značajna modifikacija krestalnog i apikalnog dela implantata kako bi se povećao pritisak implantata i smanjila proizvodnja toplote. Ostali modeli su napravljeni kako bi imitirali anatomiju korena zuba i uključuju “stepenast” cilindričan dizajn, što je analogno obliku korena zuba i u vratnom i u apikalnom delu. Ovi “stepenasti” cilindrični implantati pokazuju veće razlaganje pritiska u poređenju sa cilindričnim ili konusnim implantatima, i poboljšavaju operećenje krestalne kosti, podržavajući alveolarnu kost od strane implantata koji ima oblik analogan korenu zuba⁷³.

Kan JY i saradnici 2002. godine u svojoj studiji su pokazali da implantati oblika šrafa obezbeđuju najbolju retenciju odmah nakon ugradnje implantata⁸². Kako bi se poboljšala primarna stabilnost i povećala površina kontakta, većina oblika implantata je razvijena sa rekastim navojima^{72,96}. Veruje se da geometrija navoja ima značajan pozitivan uticaj na biomehaniku implantata^{72,96}. Razlaganje pritiska duž implantata bi trebalo da bude podjednako i minimalno, kako bi se izbegle moguće komplikacije⁷². Uticaj oblika i veličine implantata na razlaganje (distribuciju) pritiska oko implantata ispitivano je u studijama korišćenjem 3D FEA. Rezultati su pokazali da implantat oblika korena zuba ima veći uticaj na raspodelu pritisaka na okolnu kost oko svakog implantata od dimenzija implantata⁹⁶.

U kosti male gustine preporučena je upotreba implantata koničnog oblika čiji se prečnik postepeno povećava idući od vrha ka vratu u odnosu na cilindrične implante koji imaju isti promer celom dužinom. Ugradnja koničnih implantata u ležišta cilindričnog

oblika i prečnika manjeg od najvećeg prečnika implantata indukuje kompresiju kortikalnog sloja okolne kosti što rezultira dobrom primarnom stabilnošću^{116,156}.

3.1.2 Mikrodizajn implantata

Mikrodizajn implantata je važan preduslov oseointegracije. Integracija implantata u koštanom tkivu nakon postupka ugradnje implantata predstavlja osnovnu ideju na kojoj se bazira oseointegracija. Materijal izbora je titanijum, a danas postoje samo različiti oblici površinske obrade implantata.

Dugi niz godina površina implantata obrađivana je samo mašinski, međutim polazeći od toga da se značajno bolji rezultati postižu sa implantatima čija je površina poboljšana, danas su u upotrebi implantati sa povećanom tj. modifikovanom površinom.

Hrapava odnosno modifikovana površina implantata povećava površinski kontakt implantata i kosti dovodeći do bolje distribucije okluzalnog opterećenja i poboljšanja primarne stabilnosti implantata što je veoma značajno kod ugradnje implantata u kost manje gustine (tip 3 i tip 4).

Sastav površine, hidrofilnost i hrapavost su parametri koji mogu imati važnu ulogu u interakciji između tkiva i implantata i oseointegracije.

3.1.2.1 Hemijski sastav površine dentalnih implantata

Hemijski sastav ili opterećenje (punjenje) na površini titanijumskog dentalnog implanta se razlikuje u zavisnosti od sastava njihovog obima tretiranja površine. Sastav i opterećenje su kritični za adsorpciju proteina i pripajanje ćelija. Dentalni implantati su

najčešće pravljeni od čistog titanijuma ili od legure titanijuma. Čisti titanijum (cpTi) ima veći stepen čistoće koji se vrednuje na skali od 1 do 4. Ova čistoća je okarakterisana sadržajem kiseonika, ugljenika i gvožđa. Većina dentalnih implantata je napravljena od cpTi četvrtog stepena zbog toga što je ovaj stepen jači od ostalih. Legure titanijuma su uglavnom sastavljene od Ti6Al4V (peta klasa legure titanijuma) koji ima veću sposobnost popuštanja i svojstva zamora materijala od čistog titanijuma¹³⁴.

Hemijski sastav površine implantata od titanijuma takođe utiče i na hidrofilnost površine. Visoko hidrofilne površine se čine poželjnijim od hidrofobnih zbog njihovih interakcija sa biološkim tečnostima, ćelijama i tkivima^{31,160}. Vrednosti kontaktnog ugla mogu biti od 0° (hidrofilne) do 140° (hidrofobne) za površine titanijumskih implanta^{12,31,65}. U istraživanju Busera i sar.³¹ dokazano je da su hidrofilne SLActive površine dale veći stepen kontakta između kosti i implanta od hidrofobnih SLA površina. Nasuprot tome, Albrektson i sar.^{34,151} u "*in vivo*" studiji nisu dokazali bolju oseointegraciju hidrofilnih površina dentalnih implantata.

3.1.2.2 Hrapavost površine dentalnih implantata

U literaturi, postoje brojne studije koje pokazuju da hrapavost površine implanta od titanijuma utiče na stopu oseointegracije i biomehaničke fiksacije^{38,152}. Hrapavost površine može biti podeljena u tri nivoa u zavisnosti od osobina topografije: makro, mikro i nano nivo.

Makro nivo je definisan na osnovu topografskih svojstava i zahvata opseg od nekoliko milimetara do desetine mikrona. Ova skala je direktno povezana sa geometrijom implanta, navojem zavrtnja i makroporoznim tretiranjem površine što daje hrapavost površini od više od 10µm. Mnogi autori su pokazali da se i rana fiksacija i dugoročna stabilnost proteze mogu poboljšati profilom visoke hrapavosti u odnosu na glatke površine^{32,69,153}.

Visoka hrapavost rezultira mehaničkim blokiranjem između površine implanta i daljeg rasta kosti. Veliki rizik koji visoko hrapava površina nosi sa sobom je nastanak peri-

implantitisa kao i povećanje jonskog propuštanja(curenja)¹⁹. Umerena hrapavost od 1-2 μm može ograničiti ova dva parametra⁷.

Mikrotopografski profil dentalnog implantata je po hrapavosti površine definisan tako da pripada opsegu od 1 do 10 μm . Ovoliki opseg hrapavosti povećava blokiranje između mineralizovane kosti i površine implanta^{152,153}. Idealna površina bi trebalo da bude pokrivena hemisferičnim udubljenjima od oko 1,5 μm dubine i prečnika 4 μm ⁷¹.

U savremenoj implantologiji implantati su kategorizovani i na osnovu procene hrapavosti (**Sa**). U odnosu na hrapavost delimo ih u četiri grupe (Albrektsson i Wennerberg 2004a): glatka (**Sa** < 0,5 μm), minimalno hrapava (**Sa** = 0,5 – 1,0 μm), umereno hrapava (**Sa** = 1,0 – 2,0 μm) i hrapava (**Sa** > 2 μm). (**Sa**) vrednost predstavlja visinu šiljaka i udubljenja na površini, dok parametar (**Sdr**), predstavlja razvoj površine u poređenju sa savršeno glatkom površinom. Sa većom ukupnom površinom implantata može se dobiti i veća površina kontakta između implantata i tkiva. Postoji **oko 50 direktnih ili kombinovanih** parametara za hrapavost površine⁶². Međutim, još uvek nije poznato u kom obimu su ovi parametri značajni⁴.

Glavna klinička indikacija za korišćenje implantata hrapave površine je loš kvalitet ili smanjen obim kosti u koju se ugrađuje implantat. U ovakvim nepovoljnim kliničkim uslovima rani i jak kontakt kost-implant bi mogao biti koristan za omogućavanje većeg opterećenja. U slučajevima nedovoljne količine kosti ili anatomskih ograničenja, implantati kratkog dizajna sa hrapavom površinom su pokazali bolje kliničke rezultate od implantata sa glatkim površinom^{40,141}. Veliki broj studija je pokazao da hrapava površina opesga od 2-20 μm daje mnogo bolji kontakt između kosti i implanta kao i veći otpor od otklona momenta sile za razliku od drugih tipova topografija površine^{152,153}. Međutim, Cochrane i sar.⁵² nisu nasli kliničke dokaze kojima bi se pokazala superiornost neke posebne površine implanta.

Profili površine u nanometarskom opsegu(>10 μm) imaju važnu ulogu u adsorpciji proteina, adheziji osteoblastnih ćelija pa samim tim i u oseointegraciji²⁵. Ipak, teško je proizvesti hrapavu površinu u nanometarskom opsegu uz pomoć hemijskih tretmana. Štaviše, optimalna površina nanotopografije za selektivnu adsorpciju proteina vodi do adhezije osteoblastih ćelija i brza apozicija kosti je nepoznata.

U novije vreme razvijene su razne metode da bi se stvorila hrapava površina i poboljšala oseointegracija titanijumskih dentalnih implantata (Tabela 4) ⁹⁴. Ove metode podrazumevaju: plazmiranje (titanijum plasma-spraying), bombardovanje česticama keramike, nagrivanje kiselinom i anodizaciju.

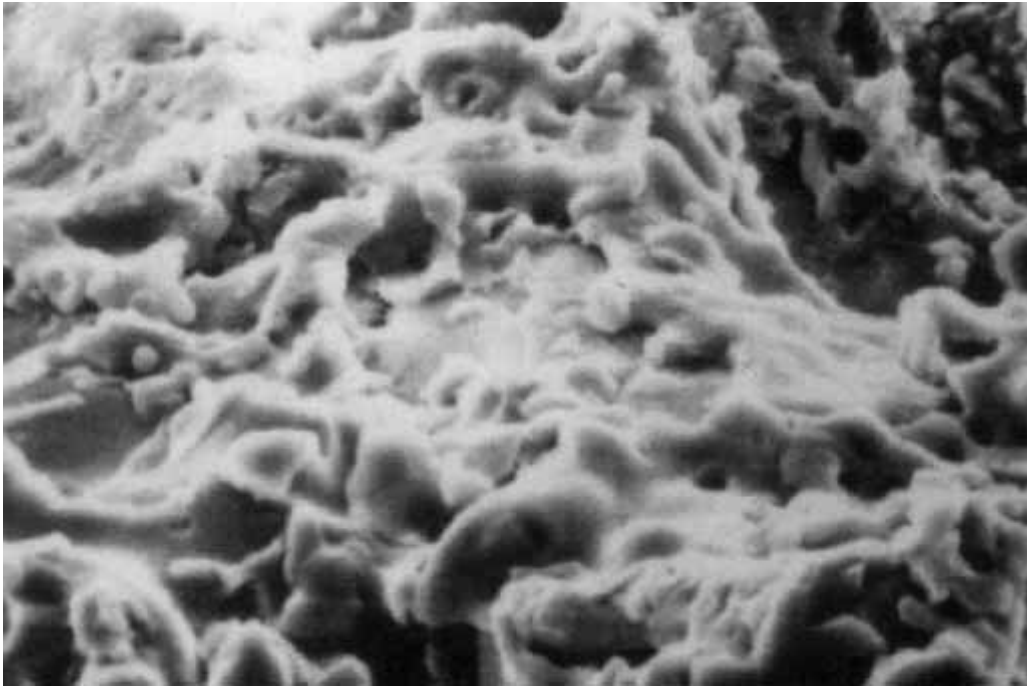
Table 4. Površinska svojstva titanijumskih dentalnih implantata

Tip implantata	Hrapavost površine (μm)	Kontaktni ugao ($^{\circ}$)	Referenca
cpTi	Ra = $0.22 \pm 0.01a$	55.4 ± 4.1	[12,97]
Ti6Al4V	Ra = $0.23 \pm 0.01a$	56.3 ± 2.7	[12,97]
Plazmiranje (TPS)	Ra = 7.01 ± 2.09	n.d.	[12]
SLA	Sa = 1.15 ± 0.05	138.3 ± 4.2	[31]
Modifikovana SLA	Sa = 1.16 ± 0.04	0	[31]
Hrapavljenje HA	Ra = 1.06 ± 0.21	57.4 ± 3.2	[65,55]
Hrapavljenje CaP	Ra = 1.83 ± 0.64	13.4 ± 0.17	[94]

Tabela 4. Hrapavosti površina u zavisnosti od završne obrade dentalnih implantata **Preuzeto iz:** Le Gu'ehennec I, A. Soueidan, P. Layrolle, Y. Amouriq: Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. Elsevier Ltd.doi:10.1016/j.dental.2006.06.025

3.1.2.2.1 Hrapavljenje implantata plazmiranjem (titanium plasma-spraying)

Ovaj metod, "titanium plasma-spraying" (TPS) je korišćen za stvaranje hrapave površine implanta ¹⁰⁰. Ovaj metod se sastoji od ubrizgavanja titanijumskog praha u „plasma torch“ na visokoj temperaturi. Čestice titanijuma se projektuju na površinu implanta gde se zgušnjavaju i spajaju i tako formiraju sloj debljine od oko 30 μm . Debljina mora dostignuti opseg od 40-50 μm da bi sloj postao ravnomeran (Slika 9). Krajnji TPS sloj ima prosečnu hrapavost od oko 7 μm što povećava površinu implanta (polje površine implantata).

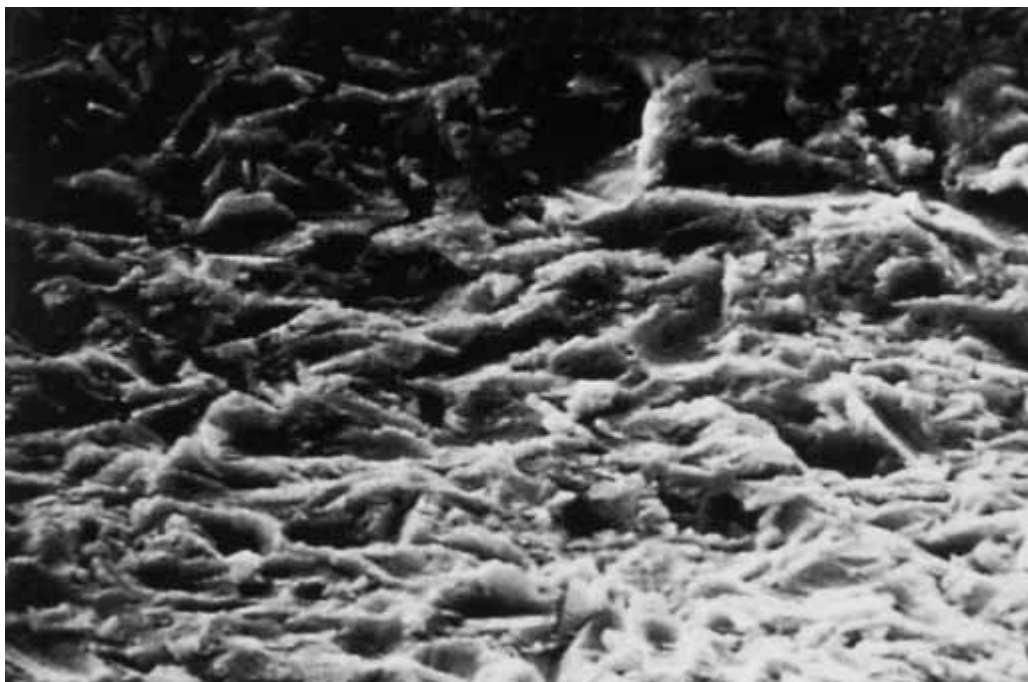


Slika 9. TPS površina dentalnih implantata (uvećanje 2000 puta) Preuzeto iz: Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):423-432

3.1.2.2.2 Hrapavljenje implantata peskiranjem

Kod ove metode hrapavljenja površine titanijuma sastoji se od peskiranja implantata jakim česticama keramike koje se propuštaju velikom brzinom kroz rasprskivač uz pomoć vazduha pod pritiskom. Različita hrapavost površine se može postići u zavisnosti od veličine keramičkih čestica. Materijal za peskiranje mora biti hemijski stabilan, biokompatibilan i ne bi trebalo da ometa oseointegraciju titanijumskih implanata. Korišćene su razne keramičke čestice kao što su: aluminijumske (Al-III-oksidi), titanijum oksid i čestice kalcijum fosfata koje stvaraju umereno hrapavu površinu u opsegu od 1-2

μm na površini implantata. Prikazan je primer implantata peskiranog titanijum oksidom (Slika 10).

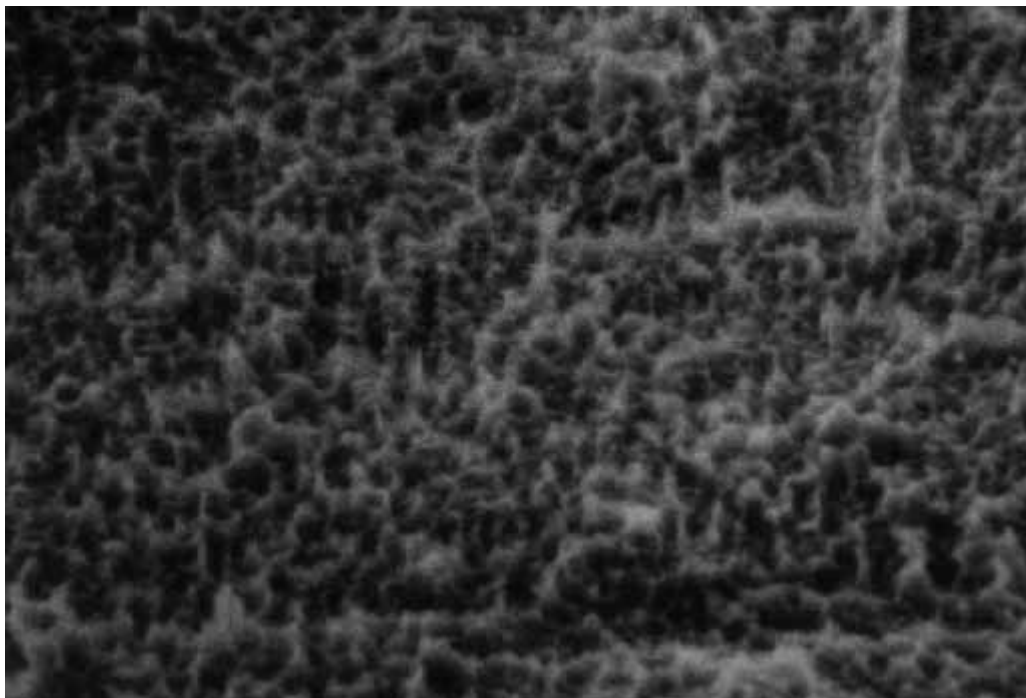


Slika 10. Peskirana površina dentalnog implantata (uvećanje 2000puta). Preuzeto iz: Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):423-432

3.1.2.2.3 Hrapavljenje implanata nagrizanjem kiselinom

Nagrizanje jakim kiselinama kao što su HCl, H₂SO₄, HNO₃ i HF stvara mikro neravnine na titanijumskim površinama veličine u opsegu od 0,5 do 2 μm u prečniku^{102,161}. Potapanjem titanijumskih implantata u mešavinu koncentrovanih HCl i H₂SO₄, zagrejanih na temperaturi višoj od 100⁰C (dvostruko nagrizanje kiselinom) tokom nekoliko minuta dobija se mikrohrapava površinu (slika 11). Ako se nagrizanje vrši fluorovodoničnom

kiselinom anjoni iz kiseline mogu biti inkorporisani u sloj oksida (kao što su joni fluora)⁴¹.



*Slika 11. Kiselinom (HCL, H₂SO₄) nagrižena površina dentalnog implantata(uvećanje 2000puta) . **Preuzeto iz:** Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):423-432*

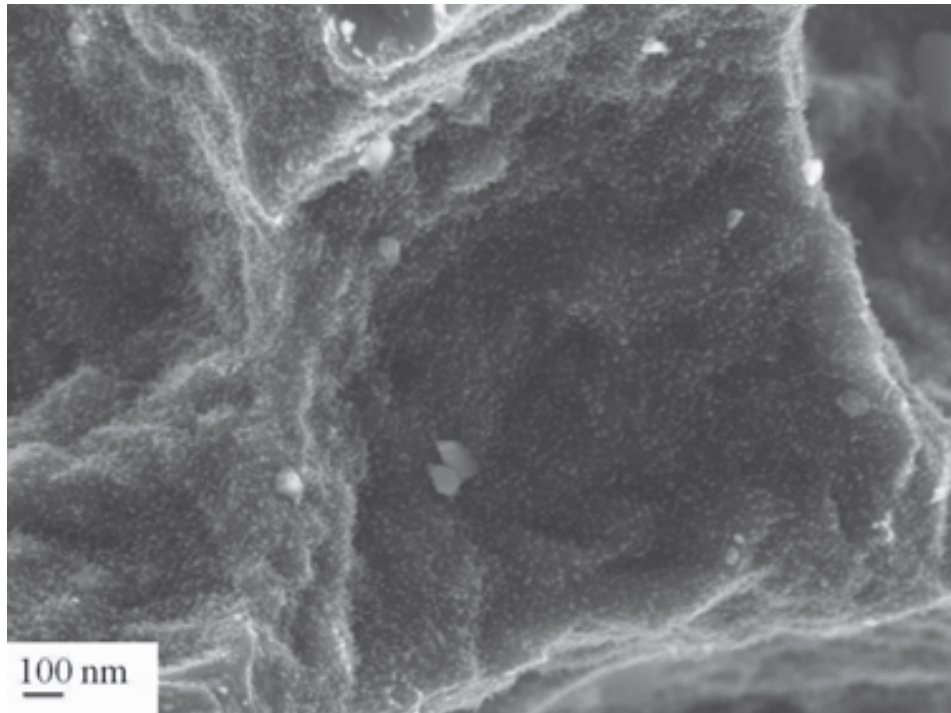
3.1.2.2.4 Peskirane i kiselinom nagrižene površine (SLA)

U savremenoj implantologiji dentalni implantati su obično peskirani česticama i nagriženi kiselinom. Ovo se primenjuje kako bi se dobila površina koja je dvostruko hrapava, a ovim postupkom se uklanjaju i utiskuju čestice kojima se površina peskira. Nagrizanje smanjuje visinu šiljaka (neravnina) i stvara manja udubljenja, tako da je prosečna hrapavost smanjena.

Početak 90-ih istraživanja su pokazala da peskirane i kiselinom nagrižene površine imaju prednosti u poređenju sa drugom implantnom površinom, uključujući i titanijum plazmiranu površinu, koja je do tog vremena bila standard^{29,125}.

Vrednosti hrapavosti za implantate koji su peskirani i kiselinom nagriženi iznose 1 – 2 μm . Hemijski proces koji prati nagrižanje kiselinom menja površinsku strukturu i stvara sloj titanijum hidrida debljine 1 – 2 μm , kao međuproizvoda oksida na površini i metala³⁹.

SLA površina hrapavosti 20-40 μm dovodi do optimalnog ćelijskog odgovora unutar koštanog tkiva ubrajajući je u mikroteksture hrapavosti implantatnih površina. Mikro gruba površina nastala je kao posledica izlaganja titanijumske površine implantata česticama peska velikog promera (50-250 μm), a zatim najetkana u kiseloj sredini do željene hrapavosti (Slika 12). Takođe, ova površina se od strane više autora vodi kao hidrofobna jer ugao koji ona zaklapa sa vodom iznosi 139,9°. SLA površina danas predstavlja industrijski standard.

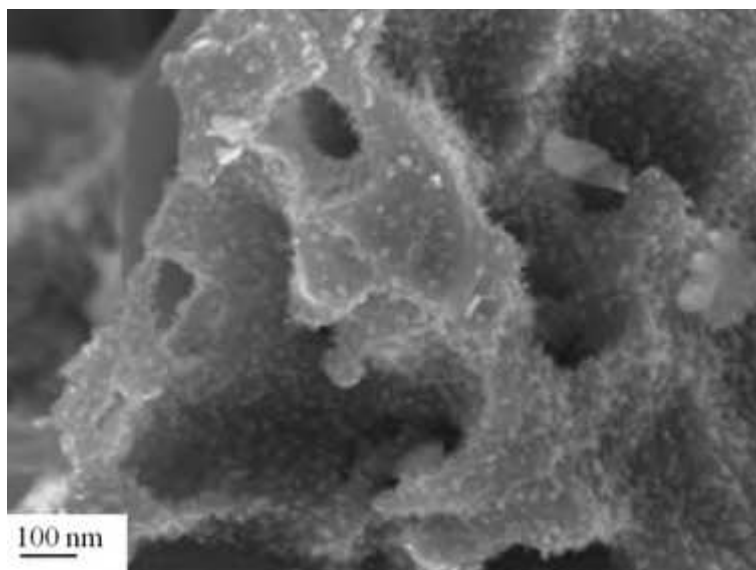


Slika 12. SEM mikrografija. SLA površina titanijum dentalnog implantata *Preuzeto iz: Ahmed M. Ballo, Omar Omar, Wei Xia and Anders Palmquist (2011). Dental Implant Surfaces –Physicochemical Properties, Biological Performance, and Trends, Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4*

Ispiranjem implantata sa SLA površinom u prisustvu azota i čuvanjem u alkalnom rastvoru do upotrebe, količina kontaminacije ugljenikom može biti redukovana, a hidrofилnost površine implantata poboljšana¹²⁴. Na ovaj način stvorena je nova hidrofилna površine -SLActive (Slika 13).

SLActive površina je hemijski aktivna sa visokom slobodnom površinskom energijom, smanjenom kontaminacijom atmosferskim ugljovodonicima i jakom hidrofилnošću; ugao kontakta sa vodom je 0° za implantate sa SLActive u poređenju sa 139.9° za implantate sa SLA površinom^{124,160}. SLActive površina je presvučena

hidroskilatnim / hidriranim filmom titanijum oksida. Modifikacija površine se odvija pod N₂ uslovima i rezultujuća visoka slobodna površinska energija je sačuvana skladištenjem u izotoničnom fiziološkom rastvoru.



Slika 13. SEM mikrografija. SLActive površina titanijum dentalnog implantata. Preuzeto iz: **Ahmed M. Ballo**, Omar Omar, Wei Xia and Anders Palmquist (2011). *Dental Implant Surfaces –Physicochemical Properties, Biological Performance, and Trends, Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, Prof. Işer Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4.

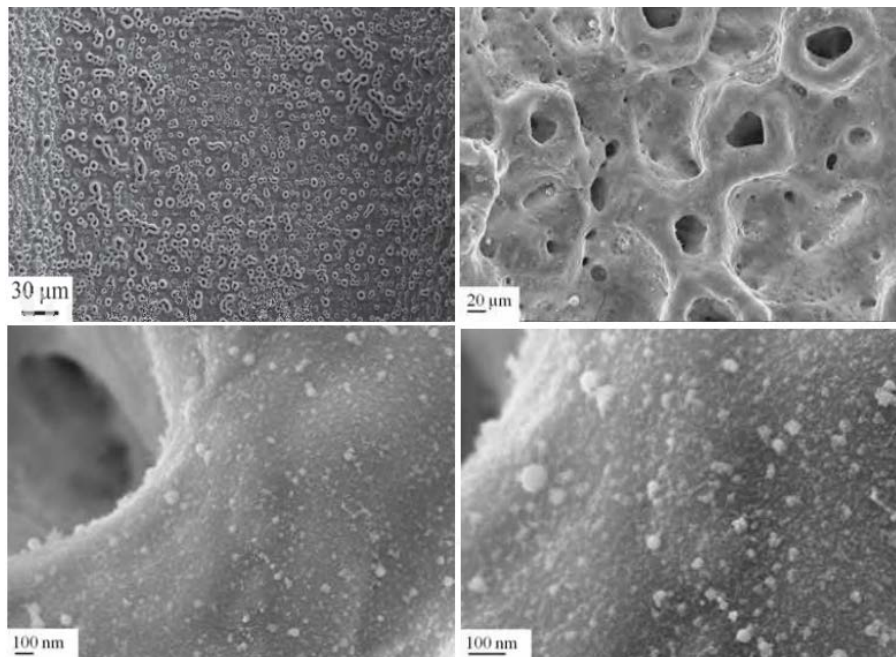
OSC površina održava vrhunsku tehnologiju i moderan dizajn implantata. Mikrostruktura implantata nastaje izlaganjem njegove površine česticama peska, a zatim nagrizanjem kiselinom pri visokim temperaturama. Njena hidrofилnost obezbeđuje visok nivo krestalne kosti nakon implantacije i pojačan ćelijski odgovor po ugradnji.

Koštani odgovor na peskirane i kiselinom nagrižene površine poređen je na različitim implantnim površinama. Dokazano je da je potreban veći momenat sile za uklanjanje, odnosno za odvrtnje implantata sa dvostruko modifikovanim površinama u poređenju sa implantatima sa površinama koje su samo nagrizane kiselinom¹⁴⁰. Takođe, značajno veći momenat sile je potreban za uklanjanje implantata sa hrapavom površinom u poređenju sa mašinski obrađenim površinama, dok su slične vrednosti dobijene u poređenju sa implantatima koji imaju „titanijum plasma sprayed“ površinu. Nije primećena razlika u gustini kosti oko sva tri tipa implantata³⁰.

Buser i sar.^{31, 127} su pokazali da implantati sa SLActiv površinom postižu veći kontakt sa kosti i bolju stabilnost u ranijim vremenskim periodima (6 nedelja) u poređenju sa implantatima sa SLA površinom čime je moguće smanjenje vremena zarastanja sa 12 na 6 nedelja.

3.1.2.2.5 Hrapavljenje implantata anodizacijom

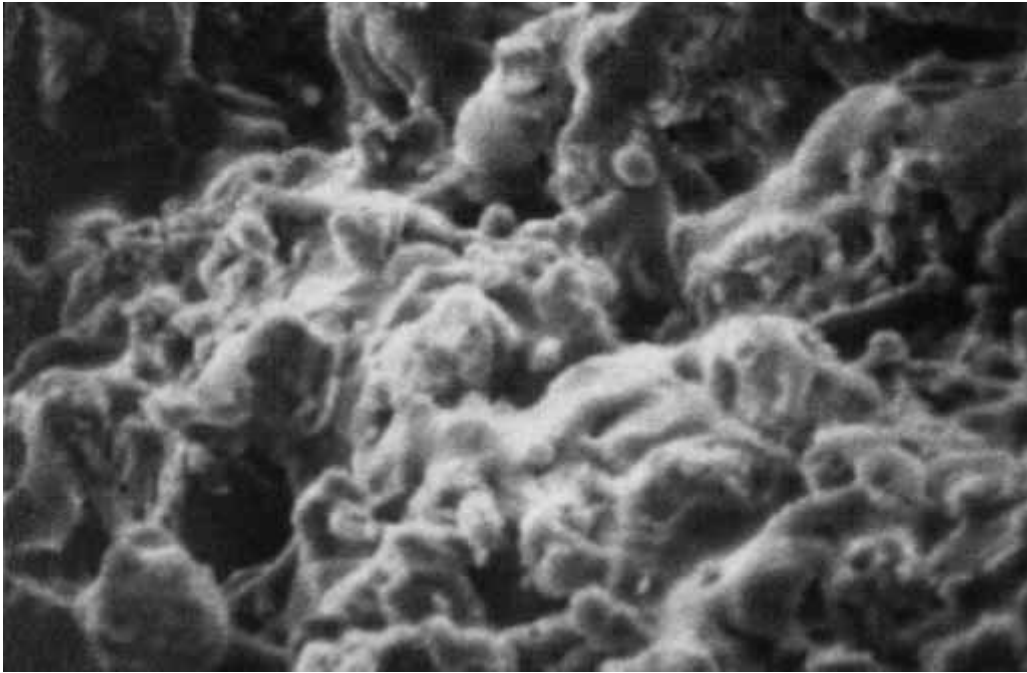
Mikro ili nano porozne površine se takođe mogu stvoriti potencioštatičkom ili galvanostatičkom anodizacijom titanijuma u jakim kiselinama (H_2SO_4 , H_3PO_4 , HNO_3 , HF) pri velikoj gustini električne struje ($200A/m^2$) ili električnom potencijalu (naponu) (100V). Ishod anodizacije je zadebljanje sloja oksida na više od 1000 nm na površini titanijumskih implantata. Kada se u rastvoru elektrolita koriste jake kiseline, sloj oksida se duž linija prenošenja struje rastvara dok se u nekim drugim regijama zgušnjava (zadebljava). Rastvaranje sloja oksida duž linija prenošenja struje stvara mikro ili nano pore na površini titanijuma (Slika 14)^{75,136,137,138}. Anodizacija stvara izmene u mikrostrukturi i stepenu kristalizacije sloja titanijum oksida¹³⁸.



Slika 14. SEM anodizirane TiUnite® površine implantata (A). Prisustvo pora dijametra 1-10 µm (B), manjih pora dijametra manjeg od 1 µm (C) i nanostruktura na anodiziranoj površini implantata (D). **Preuzeto iz:** Ballo AM, Omar O, Xia W, Palmquist A (2011). Dental Implant Surfaces –Physicochemical Properties, Biological Performance, and Trends, Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4

3.1.2.2.6 Hrapavljenje implantata slojem kalcijum fosfata

Implantati mogu biti obloženi slojevima kalcijum fosfata koji su sastavljeni od hidroksilapatita. Ugradnju implantata prati oslobađanje kalcijum fosfata u periimplantnoj regiji, povećavanje zasićenja telesnim tečnostima i taloženje biološkog apatita na površini implantata (Slika 15)^{42,48}.



Slika 15. Površina dentalnog implantata obložena slojem CaP (uvećanje 2000puta)
Preuzeto iz: Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):423-432

II NAUČNA OSNOVA PROBLEMA

Ugradnja implantata u bočnoj regiji gornje vilice može biti kompromitovana (otežana ili nemoguća) zbog male gustine kosti (kvalitativni nedostatak) i redukovane subantralne visine alveolarnog grebena (kvantitativni nedostatak).

Smanjen kvalitet-gustina kosti u bočnom delu gornje vilice posle gubitka zuba negativno utiče na primarnu stabilnost implantata⁵. Nekoliko tehnika i procedura ugradnje implantata predloženo je u cilju poboljšanja kvaliteta kosti u bočnoj regiji gornje vilice. U literaturi je opisano nekoliko pristupa rešavanju ovog problema, kao što su: ugradnja širih implantata, angulacija i ugradnja u kortikalni deo alveolarnog grebena, preparacija ležišta implantata manjim borerom, ugradnja implantata bez ureznice i ugradnja implantata nakon preparacije ležišta lateralnom kondenzacijom kosti. Suština lateralne kondenzacije kosti jeste u očuvanju kosti oko ležišta za ugradnju implantata i sabijanju koštanih gredica, što doprinosi većoj kontaktnoj površini kost-implantat, a što ima povoljnog uticaja na stabilnost implantata²⁷.

Primena implantata sa hrapavim površinama omogućilo je ugradnju implantata u bočnoj regiji gornje vilice sa sličnim procentom uspeha kao i u regiji sa pogodnijim kvalitetom kosti.

Buchter i saradnici su u svojoj eksperimentalnoj studiji na zečevima pokazali da nema statistički značajne razlike u koštanom kontaktu između implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije i implantata ugrađenih standardnom tehnikom²⁷. Međutim, rezultati studija na animalnim modelima kontradiktorne su rezultatima na humanom modelu¹³¹. Humane kliničke studije su pokazale 100% uspeh opterećenih implanata ugrađenih metodom lateralne kondenzacije⁶⁰.

Merenje implantatne stabilnosti se veoma efikasno vrši neinvazivnim putem, kliničkom primenom rezonantne frekvencije. Pri tom, promene vrednosti rezonantne frekvencije u direktnoj su proporciji sa promenama u stabilnosti implantata u procesu

oseintegracije. Rezultati skorašnjih histomorfometričkih istraživanja pokazuju da su vrednosti rezonantne frekvencije direktno povezane sa nivoom kosti oko implantata¹¹³.

Primena lateralne kondenzacije kosti trebalo bi da obezbedi bolju primarnu stabilnost tokom ranog perioda oseintegracije. Implantati sa samourezujućim navojima tokom postavljanja u preparisano implantatno ležište kondenzuju kost lateralno i apikalno i bitno utiču na postizanje primarne stabilnosti i omogućavaju uspešan implantacijski postupak u kosti male gustine.

Uzimajući u obzir činjenicu da danas još uvek ne postoji jedinstven stav po pitanju prednosti i nedostataka primene različitih tehnika ugradnje dentalnih implantata u bočnim segmentima gornje vilice, **radna hipoteza** ovog istraživanja je da se primarna stabilnost može postići primenom tehnike lateralne kondenzacije i ugradnjom implantata sa samourezujućim navojima u kosti male gustine.

III CILJEVI

Imajući u vidu potrebu za naučnom verifikacijom uticaja hirurške tehnike, makro i mikro dizajna implantata na njihovu stabilnost u bočnom segmentu gornje vilice, postavljeni su sledeći *ciljevi istraživanja*:

1. Ispitati vrednosti primarne i sekundarne stabilnosti implantata sa neurezujućim navojima ugrađenih nakon preparacije ležišta metodom lateralne kondenzacije kosti u kost male gustine.
2. Ispitati vrednosti primarne i sekundarne stabilnosti implantata sa neurezujućim navojima ugrađenih nakon preparacije ležišta standardnom tehnikom u kost male gustine.
3. Ispitati vrednosti primarne i sekundarne stabilnosti implantata sa samourezujućim navojima ugrađenih nakon preparacije ležišta metodom lateralne kondenzacije kosti u kost male gustine.
4. Ispitati vrednosti primarne i sekundarne stabilnosti implantata sa samourezujućim navojima ugrađenih nakon preparacije ležišta standardnom tehnikom u kost male gustine.
5. Uporediti dobijene vrednosti implantne stabilnosti između implantata sa samourezujućim i neurezujućim navojima ugrađenih nakon preparacije ležišta metodom lateralne kondenzacije i standardnom tehnikom u kost male gustine.
6. Ispitati vrednosti primarne i sekundarne stabilnosti implantata hidrofobne površine ugrađenih u kost male gustine.
7. Ispitati vrednosti primarne i sekundarne stabilnosti implantata hidrofilne površine ugrađenih u kost male gustine.
8. Uporediti dobijene vrednosti implantne stabilnosti između implantata sa hidrofobnom i implantata sa hidrofilnom površinom ugrađenih u kost male gustine.

IV MATERIЈAL I METOD

1. LABORATORIJSKO ISTRAŽIVANJE

1.1 Koštani model

U sprovedenoj „*in vitro*“ studiji korišćena su svinjska rebra uniforme debljine koritkalnog sloja od 2 mm radi simulacije klase D3 i D4 po Carl-u i Misch-u humane vilične kosti¹⁸. Svi uzorci su prikupljeni iz iste mesare od već zaklanih životinja muškog pola, 7 meseci starih i 140 kg teških. Radi smanjenja fizičkih promena kosti, uzorci su pripremani prema protokolu koji su objavili Sedlin i Hirsch, (tj.kost je bila vlažna sve vreme i čuvana je zamrznuta u fiziološkom rastvoru na temperaturi od -10°C) i iskorišćeni su u roku od 3-4 nedelje²⁰.

1.2. Merenje stabilnosti implantata

Merenje implantatne stabilnosti vršeno je metodom Analize rezonantne frekvencije (*engl.* Resonance Frequency Analysis RFA). Za ovu analizu korišćen je aparat Ostell[®](Integration Diagnostics AB, Sävedalen, Svedska) (Slika 1). Transduktor Smartpeg[®](Integration Diagnostics AB, Sävedalen, Svedska) fiksiran za implantat je bio aktiviran magnetnim impulsom iz sonde aparata sa rastojanja 2-3 mm i nakon 1-5 sec vrednost implantatne stabilnosti je očitavana sa ekrana aparata. Merenja su iskazivana u ISQ (implant stability quotient) jedinicama, koje su prikazane na skali od 1 do 100, sa 100 kao najvećim stepenom stabilnosti.



Slika 1. Aparat za merenje implantatne stabilnosti RFA metodom

1.3. Eksperimentalne grupe

Prema hirurškoj tehnici za preparaciju ležišta implantata i makro dizajnu implantata, uzorci kosti su metodom slučajnog izbora bili podeljeni u 4 grupe:

Prvu grupu činili su uzorci kosti u koju su nakon preparacije ležišta standardnom tehnikom, ugrađeni neurezujući implantati (Standard, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) dijametra 4,1 mm i dužine 10 mm pri torqu 35 N/cm.

Drugu grupu činili su uzorci kosti u koju su nakon preparacije ležišta metodom lateralne kondenzacije kosti, ugrađeni neurezujući implantati (Standard, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) dijametra 4,1 mm i dužine 10 mm pri torqu 35 N/cm.

Treću grupu činili su uzorci kosti u koju su nakon preparacije ležišta standardnom tehnikom, ugrađeni samourezujući implantati (BlueSky, Bredent GmbH&Co. Kg, Senden, Nemačka) dijametra 4,0 mm i dužine 10 mm pri torqu 35 N/cm.

Četvrtu grupu činili su uzorci kosti u koju su nakon preparacije ležišta metodom lateralne kondenzacije kosti, ugrađeni samourezujući implantati (BlueSky, Bredent GmbH&Co. Kg, Senden, Nemačka) dijametra 4,0mm i dužine 10mm pri torqu 35 N/cm.

1.4 Eksperimentalna procedura

Uzorak je fiksiran i donjom polovinom potopljen u termostatom kontrolisano vodeno kupatilo na temperaturi $37\pm 1^{\circ}\text{C}$. Gornja polovina uzorka je bila na sobnoj temperaturi (26°C). U prvoj i trećoj grupi, ležište je preparisano standardnom hirurškom tehnikom uz upotrebu kolenjaka sa fiziodispenzerom (W&H, Burmoos, Austrija). Za implantatna ležišta iz prve grupe upotrebljavana je serija borera rastućeg dijametra: okrugli borer $\text{Ø}1.4$ mm i $\text{Ø}2.3$ mm, pilot boreri $\text{Ø}2.2$ mm i $\text{Ø}2.8$ mm i spiralni borer $\text{Ø}3.5$ mm (Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) pri brzini od 500-600 obrtaja po minutu radi simulacije kliničkih uslova (Slika 2), dok je u trećoj grupi korišćena serija borera rastućeg dijametra do finalnog dijametra od 3,5 mm (Bredent GmbH& Co.KG. Senden, Nemačka) (Slika 3). Hlađenje je učinjeno fiziološkim rastvorom pri protoku od 50 ml/min. Nivo vode u vodenom kupatilu je održavan konstantnim aspiracijom fiziološkog rastvora u blizini mesta preparacije³⁷.



Slika 2. Preparacija implantatnih ležišta prve grupe standardnom tehnikom, borerom finalnog dijametra 3,5 mm (Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska)



Slika 3. Preparacija implantatnog ležišta treće grupe standardnom tehnikom, borerom finalnog dijametra 3,5 mm (Bredent GmbH& Co.KG. Senden, Nemačka)

U drugoj i četvrtoj grupi, preparacija ležišta implantanta je vršena metodom lateralne kondenzacije kosti. U drugoj grupi, ležište implantata dubine 10 mm je preparisano u koštanom uzorku koristeći marker borer Ø1.4 mm i Ø2.3 mm, pilot borer Ø2.2 mm i seriju kondenzatora dijametra Ø2.8 mm i Ø3.5 mm (Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) (Slika 4). Ležišta samourezujućih implantata iz četvrte grupe preparisana su serijom kondenzatora (Aesculap Bone Condenser[®], FourSquare HealthCare, Silsden, UK) rastućeg dijametra do finalnog dijametra od 3,5mm (Slika 5). Kondenzacija kosti je izvedena intermitentnim pokretima, laganim ukucavanjem kondenzatora hirurškim čekićem. Kondenzatori su uklanjani iz ležišta simultanim izvlačenjem i rotacionim pokretima. Sve preparacije je izveo isti operator radi standardizacije hirurške procedure.



Slika 4. Preparacija implantatnih ležišta druge grupe tehnikom lateralne kondenzacije, kondenzatorom finalnog dijametra 3,5 mm (Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska)



Slika 5. Preparacija implantatnih ležišta četvrte grupe tehnikom lateralne kondenzacije, kondenzatorom finalnog dijametra 3,5 mm (Aesculap Bone Condenser[®], FourSquare HealthCare, Silsden, UK)

U preparisana ležišta, implantati su ugrađivani mašinski, uz obrtni moment od 35 Ncm (Slike 6-7).



Slika 6. Ugradnja neurezujućeg implantata (Standard, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska)

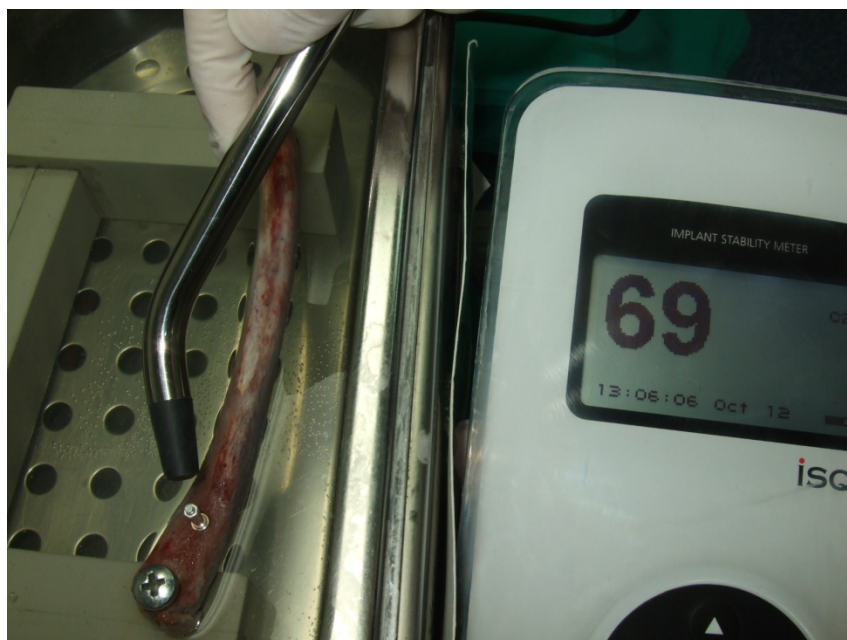


Slika 7. Ugradnja samourezujućeg implantata (BlueSky, Bredent GmbH&Co. Kg, Senden, Nemačka)

Neposredno nakon ugradnje implantata, merena je njihova primarna stabilnost RFA metodom (Slika 8-9).



Slika 8. Merenje primarne stabilnosti neurezujućih implantata (Standard, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska)



Slika 9. Merenje primarne stabilnosti samourezujućeg implantata (BlueSky, Bredent GmbH&Co. Kg, Senden, Nemačka)

Upotrebjeno je ukupno 12 rebara i na svakom od njih je preparirano 8 ležišta.
Učinjeno je ukupno 96 merenja, 24 po eksperimentalnoj grupi.

2. KLINIČKO ISTRAŽIVANJE

Kliničko istraživanje je sprovedeno na Klinici za oralnu hirurgiju Stomatološkog fakulteta u Beogradu. Ovo istraživanje je odobreno od Etičkog komiteta Stomatološkog fakulteta u Beogradu (broj 36/20).

2.1. Kriterijumi za uključivanje pacijenata u studiju:

- Pacijenti sa bilateralnim nedostatkom jednog ili više zuba u regiji od prvog premolara do drugog molara, u gornjoj vilici
- Gustina kosti tipa D3 i D4 prema klasifikaciji Lekholma i Zarba¹⁴
- Visina rezidualnog alveolarnog grebena ≥ 10 mm i širina $\geq 6,1$ mm
- Pacijenti oba pola,
- Pacijenti stariji od 18 godina, bez ograničenja gornje starosne granice

2.2. Kriterijumi za isključivanje pacijenta iz studije:

- Zloupotreba alkohola ili lekova zapažena u dokumentaciji pacijenta ili u anamnezi pacijenta
- Zdravstvena stanja koja ne dozvoljavaju izvođenje hirurškog postupka
- Razlog da se veruje da bi lečenje moglo da ima negativno dejstvo na ukupnu situaciju ispitanika (psihijatrijski problemi) kako je zapaženo u dokumentaciji pacijenta ili u njegovoj anamnezi
- Ispitanik nije u stanju da da svoj pristanak za učestvovanje po dobijanju informacija
- Potreba za primenom koštanog grafta ili grafta mekog tkiva

- Bilo koji poremećaj u planiranoj zoni implantata kao što su raniji tumori, hronično oboljenje kosti ili prethodno zračenje
- Težak bruksizam ili druge destruktivne navike
- Aktuelne infekcije, problemi sa endodoncijumom ili parodoncijumom kod zuba do implantata

2.3. Preimplantološko planiranje

Pacijenti su popunili upitnik o zdravstvenom stanju, nakon čega se pristupilo intraoralnom kliničkom pregledu (Slika 1a,b).



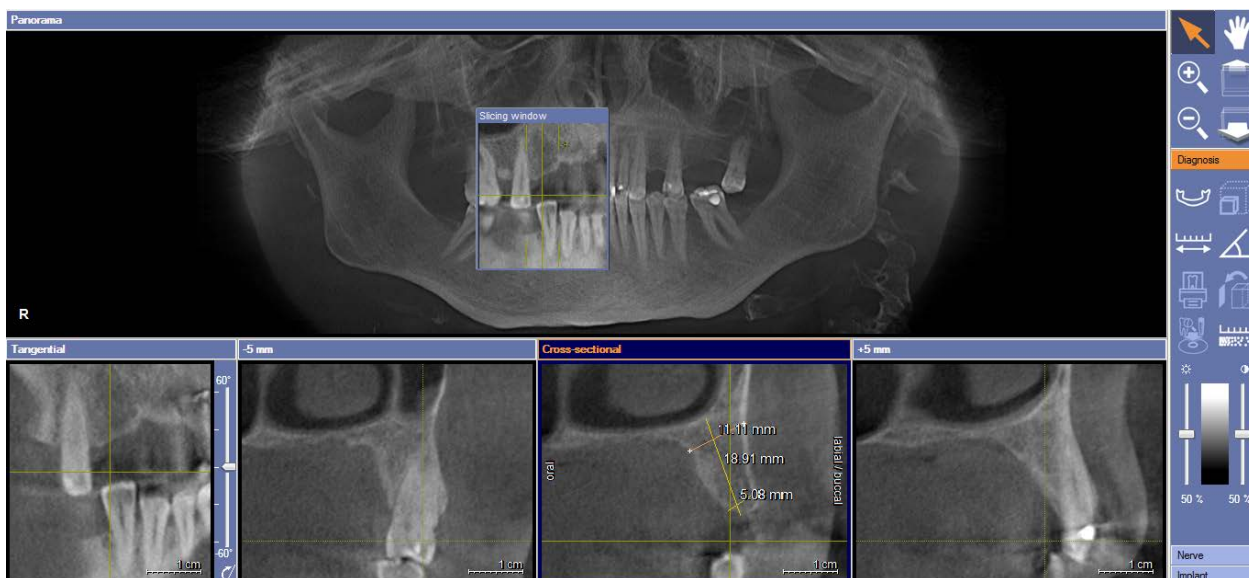
Slika 1. Izgled bezube regije gornjeg desnog prvog premolara:
a-bukalni aspekt; b-okluzalni aspekt.

Zatim su načinjeni ortopantomografski snimci na kojima je ispitivano eventualno prisustvo patoloških lezija u vilicama (Slika 2).



Slika 2. Preoperativno načinjen ortopantomografski snimak

Precizna preoperativna procena visine i širine rezidualnog alveolarnog grebena kao i procena kvaliteta kosti učinjena je pomoću CBCT (Galileos, Sirona, Bensheim, Nemačka), (Slika 3).



Slika 3. Merenje dimenzija rezidualnog alveolarnog grebena na preoperativnom CBCT snimku.

2.4. Pacijenti

Ukupno 46 pacijenata (26 ženskog i 20 muškog pola) prosečne starosti 39.3 godina, bilo je uključeno u studiju. Svim pacijentima je bila detaljno obrazložena hirurška procedura ugradnje implantata i intervencije su bile izvedene uz njihovu pismenu saglasnost.

2.5. Hirurški protokol

Pacijenti su 1 čas pre intervencije primili antibiotsku profilaksu *per os* i to: 2 g amoksicilina (Sinacilin, Galenika a.d. Beograd) ili u slučaju alergije na penicilin, 0,6g klindamicina (Clindamycin-MIP, MIP-PHARMA, Beograd, Srbija). Pola sata pre intervencije, pacijentima je ordinirana antiedematozna terapija: 0,008g deksametazona (Dexason, Galenika a.d. Beograd). Sve hirurške intervencije su izvedene u lokalnoj anesteziji, primenom 2% lidokaina sa 12.5 mg/ml adrenalina, (Xylocain/ Adrenalin, Astra, Wedel, Germany).

U zavisnosti od primenjivane hirurške tehnike i makro i mikro dizajna implantata, pacijenti su metodom slučajnog izbora, podeljeni u sledeće grupe:

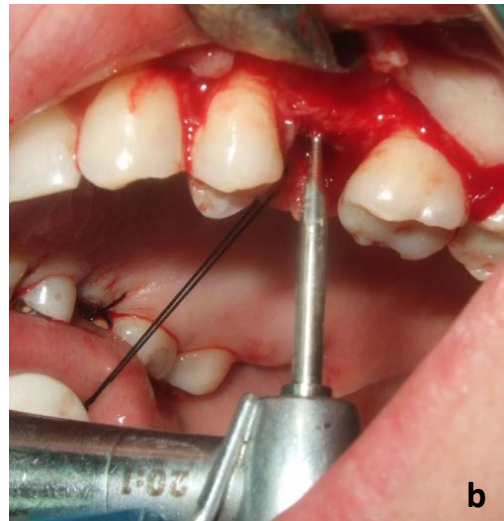
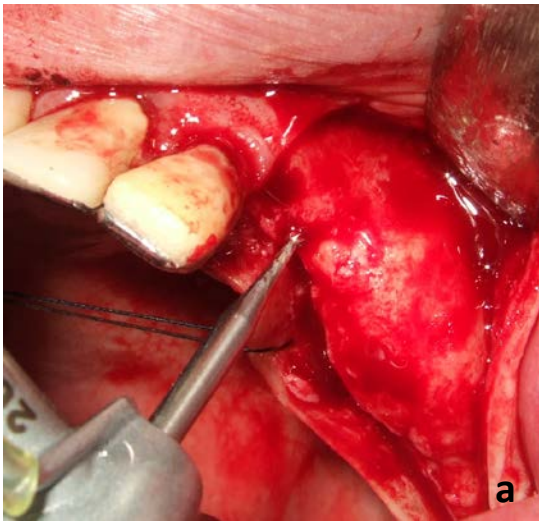
Ia i Ib grupa: Ugradnja neurezujućih implantata (4,1x10 mm Standard, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije (**Ia**) i u ležišta preparirana standardnom hirurškom tehnikom (**Ib**).

IIa i IIb grupa: Ugradnja samourezujućih implantata (4,0x10mm BlueSky, Bredent GmbH&Co. Kg, Senden, Nemačka) u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije (**IIa**) i u ležišta preparirana standardnom hirurškom tehnikom (**IIb**).

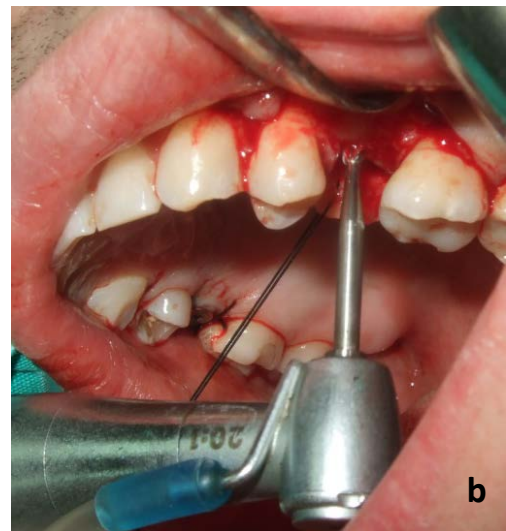
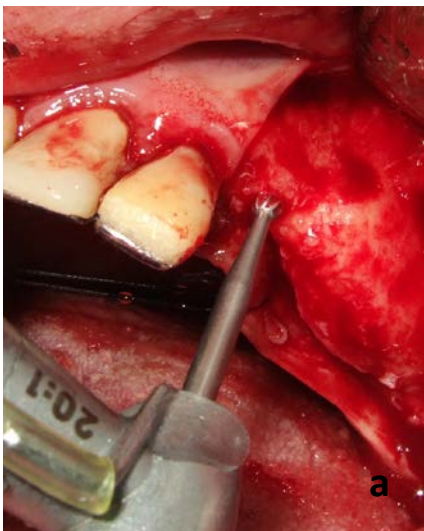
IIIa i IIIb grupa: Ugradnja implantata hidrofilne površine (4,1x10mm Bone Level SLActive, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) (**IIIa**) i implantata hidrofobne površine (4,1x10mm Standard SLA, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) (**IIIb**) u ležišta preparirana standardnom hirurškom tehnikom.

Incizija je učinjena obostrano, po sredini bezubog alveolarnog grebena i kroz sulkus susednih zuba, bez vertikalnih relaksacija, nakon čega je odizan mukoperiostalni režanj. U prvoj i drugoj grupi, ležišta jedne strane vilice, odabrane na osnovu tablice slučajnih brojeva, preparirana su standardnom tehnikom dok je na suprotnoj strani primenjivana tehnika lateralne kondenzacije kosti. Sva ležišta treće grupe preparirana su standardnom hirurškom tehnikom.

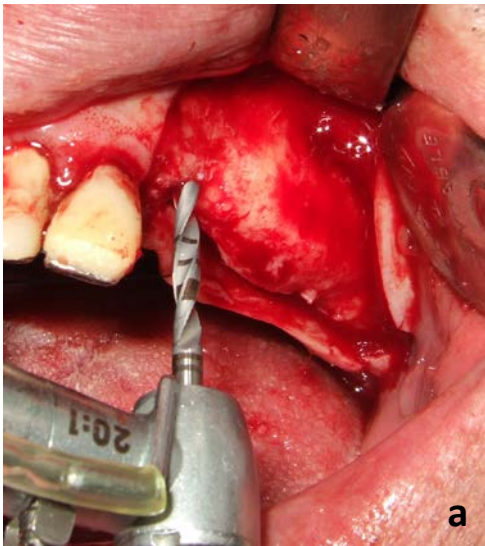
Preparacija standardnom tehnikom učinjena je pri brzini od 400 do 600 o/min uz kontinuirano hlađenje sterilnim fiziološkim rastvorom pri protoku od 100 ml/min. Centri budućih ležišta **Ib** i **IIIb** grupe su najpre označeni marker borerom (Slika 4a i b), nakon čega je kortikalni sloj kosti perforiran okruglim borerom (Slika 5a i b) a zatim su položaj i dubina ležišta određivani pilot borerom prečnika 2,20mm (Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) (Slika 6a i b).



Slika 4. Marker boreri za označavanje centara budućih implantatnih ležišta: **a-** ležište neurezjućeg implantata (grupa Ib) i **b-** ležište implantata hidrofилne površine (grupa IIIb)

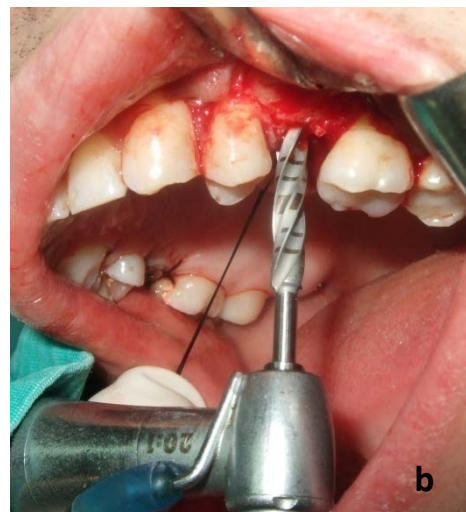
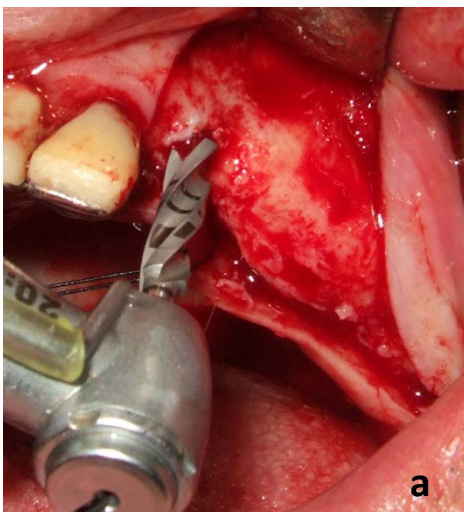


Slika 5. Kortikalni sloj kosti perforiran okruglim borerima: **a-** ležište neurezjućeg implantata (grupa Ib) i **b-** ležište implantata hidrofилne površine (grupa IIIb)

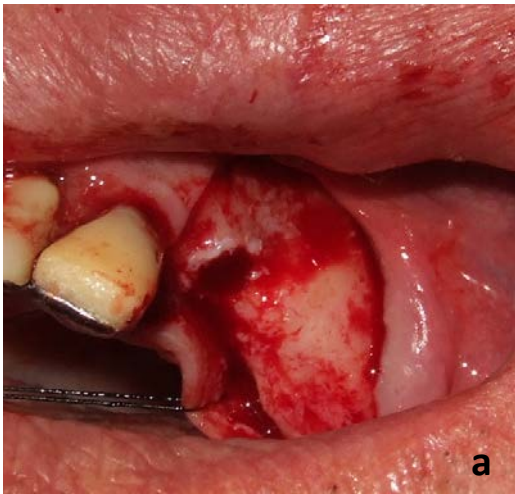


Slika 6. Pilot boreri za određivanje pravca i dubine implantatnog ležišta: **a-** ležište neurezujućeg implantata (grupa Ib) i **b-** ležište implantata hidrofилne površine (grupa IIIb)

Ležište je potom prošireno do finalnog dijametra 3,5mm (Slika 7a i b) i ulaz u ležište je prepariran profilnim borerom (Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) (Slika 8a i b)

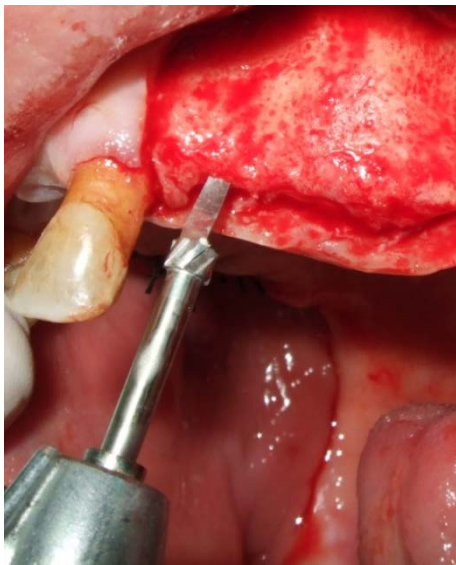


Slika 7. Boreri finalnog dijametra: **a-** ležište neurezujućeg implantata (grupa Ib) i **b-** ležište implantata hidrofилne površine (grupa IIIb)

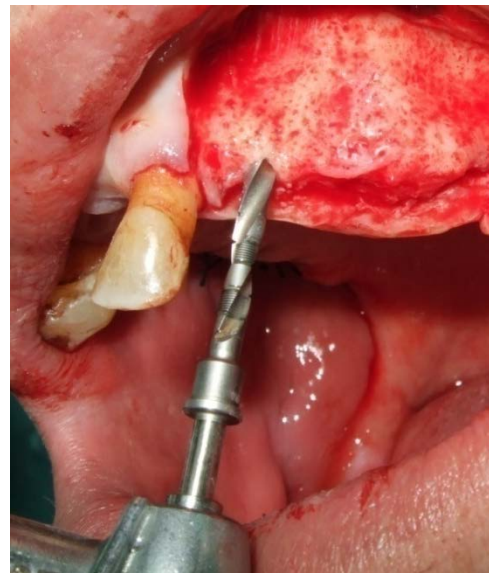


Slika 8. Ulaz u ležište prepariran profilnim borerom: **a**- ležište neurezujućeg implantata (grupa Ib) i **b**- ležište implantata hidrofилne površine (grupa IIIb)

Preparacija ležišta samourezujućih implantata iz **IIIb** grupe standardnom tehnikom, otpočinjana je marker borerom, nakon čega je primenjen pilot borer (Slike 9, 10).



Slika 9. Centar budućeg ležišta samourezujućeg implantata označen marker borerom (IIb grupa)



Slika 10. Pravac i dubina ležišta samourezujućeg implantata određena pilot borerom (IIb grupa)

Preparacija ležišta samourezujućih implantata standardnom tehnikom je zatim nastavljena setom borera rastućeg dijametra do finalnog prečnika 3,5 mm (Slike 11, 12).



Slika 11. Povećanje dijametra ležišta samourezujućeg implantata



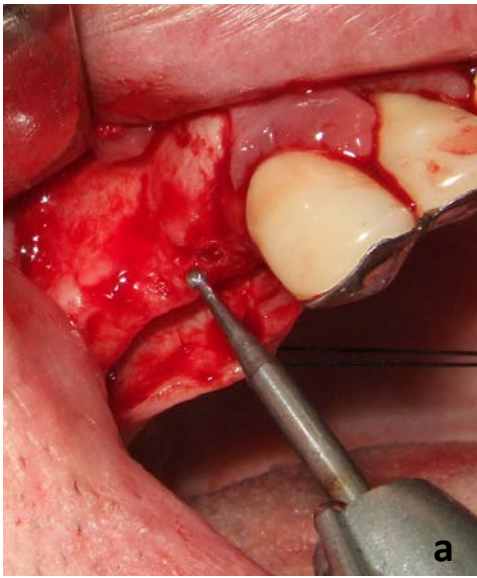
Slika 12. Ležište samourezujućeg implantata prošireno borerom finalnog dijametra

Ulaz u ležište je prepariran profilnim borerom (Bredent GmbH&Co. Kg, Senden, Nemačka) (Slika 13).

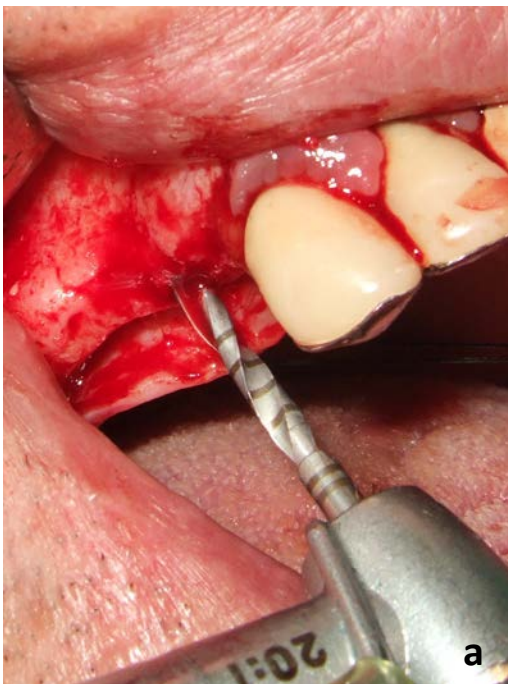


Slika 13. Ulaz u ležište samourezujućeg implantata prepariran profilnim borerom

Na kontralateralnoj strani, ležišta u prvoj i drugoj grupi su preparirana tehnikom lateralne kondenzacije. Početna preparacija je učinjena pomoću marker i pilot borera (Slike 14a-b, 15a-b).

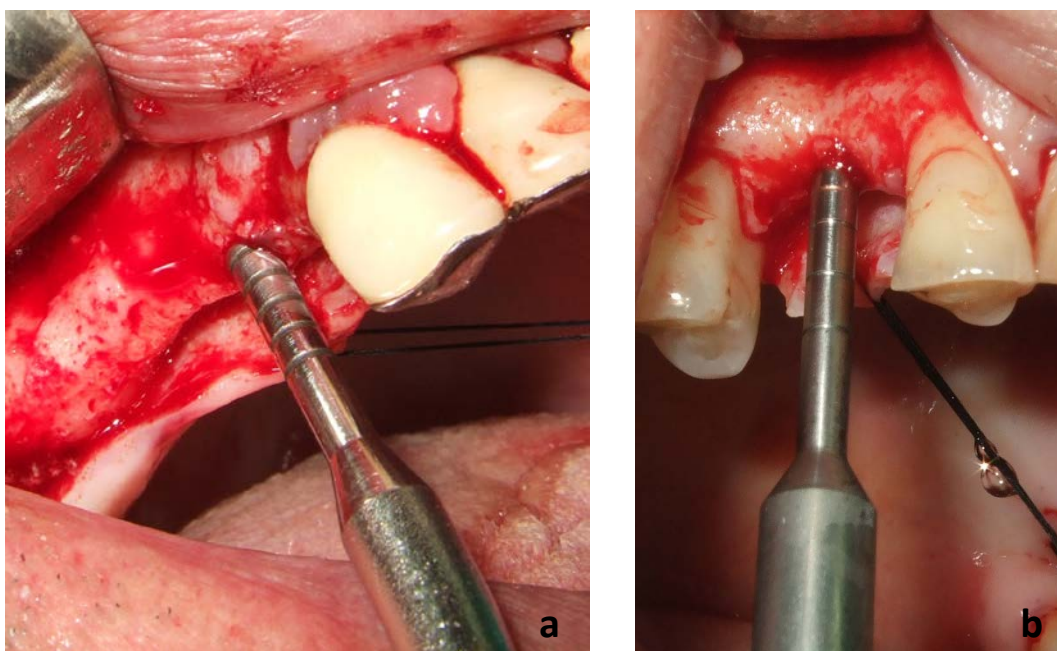


Slika 14. Marker borer kojim je označen centar budućeg implantatnog ležišta: **a-** ležište neurezujućeg implantata (grupa Ia) i **b-** ležište samourezujućeg implantata (grupa IIa)

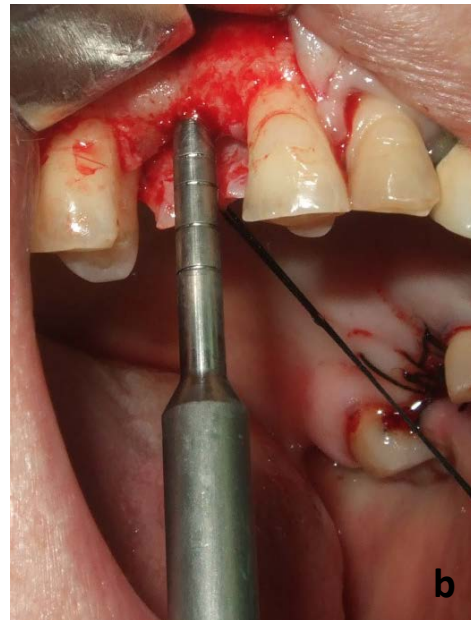
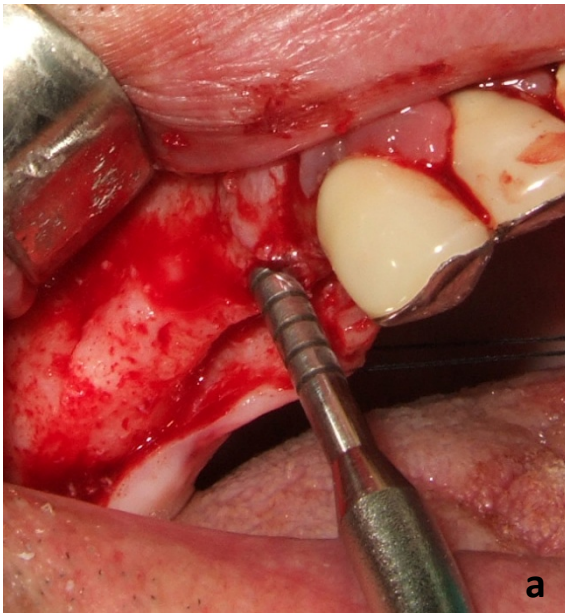


Slika 15. Pilot boreri kojima je određen pravac i dubina budućeg implantatnog ležišta: **a-** ležište neurezujućeg implantata (grupa Ia) i **b-** ležište samourezujućeg implantata (grupa IIa)

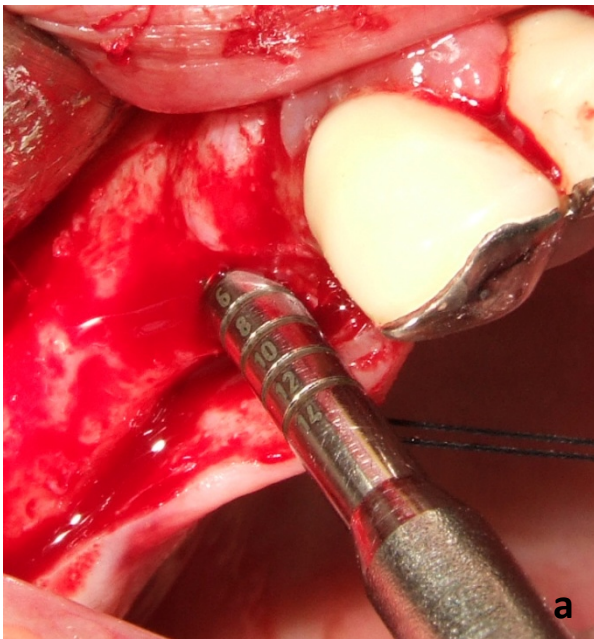
Zatim je ležište sa ovako determinisanom dubinom od 10mm prošireno serijom kondenzatora rastućih prečnika radnog dela do finalnog dijametra od 3,5mm (Set Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska za ležišta Ia i IIa grupe; Aesculap Bone Condenser[®], FourSquare HealthCare, Silsden, UK za ležišta IIa grupe) (Slike 16-18).



Slika 16. Povećanje dijametra implantatnog ležišta kondenzatorom dijametra 2,2mm: **a**- ležište neurezujućeg implantata (grupa Ia) i **b**- ležište samourezujućeg implantata (grupa IIa)



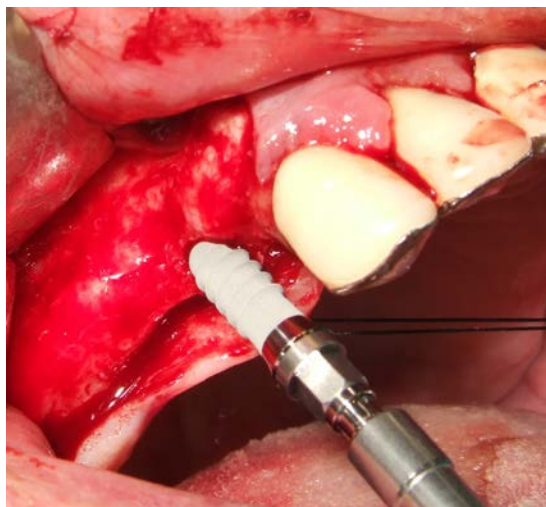
Slika 17. Povećanje dijametra implantatnog ležišta kondenzatorom dijametra 2,8mm: **a**- ležište neurezujućeg implantata (grupa Ia) i **b**- ležište samourezujućeg implantata (grupa IIa)



Slika 18. Preparacija implantatnog ležišta kondenzatorom finalnog dijametra: **a**- ležište neurezujućeg implantata (grupa Ia) i **b**- ležište samourezujućeg implantata (grupa IIa)

Kondenzatori su postavljani u ležište hirurškim čekićem, odmerenim pokretima, bez prekomerne sile. Svaki kondenzator je nakon plasiranja u ležište implantata ostavljan u ležištu najmanje 1 minut pre nego što se primeni sledeći kondenzator radi postizanja odgovarajuće kondenzacije okolne kosti.

U ovako pripremljena ležišta, implantati su ugrađivani mašinski, uz obrtni moment od 35 Ncm, bez prethodne primene ureznice. U ležišta **Ia** i **Ib** grupe ugrađivani su neurezujući implantati (4,1x10 mm Standard, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) (Slika 19), u ležišta **IIa** i **IIb** grupe samourezujući implantati (4,0x10mm BlueSky, Bredent GmbH&Co. Kg, Senden, Nemačka) (Slika 20), dok su u ležišta **IIIa** grupe ugrađivani implantati hidrofилne površine (4,1x10mm Bone Level SLActive, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) (Slika 20), a **IIIb** grupe implantati hidrofobne površine (4,1x10 mm Standard SLA, Institut Straumann AG[®], Valdenburg, Švajcarska) (Slika 21).



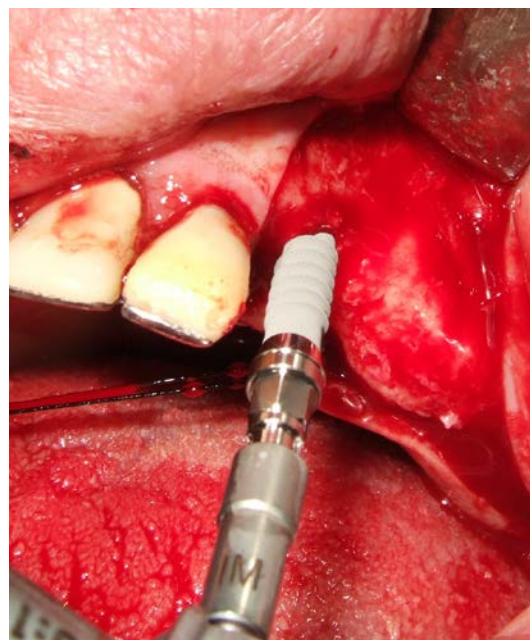
Slika 19. Mašinska ugradnja neurezujućeg implantata



Slika 20. Mašinska ugradnja samourezujućeg implantata



Slika 21. Mašinska ugradnja implantata hidrofилne SLActive površine



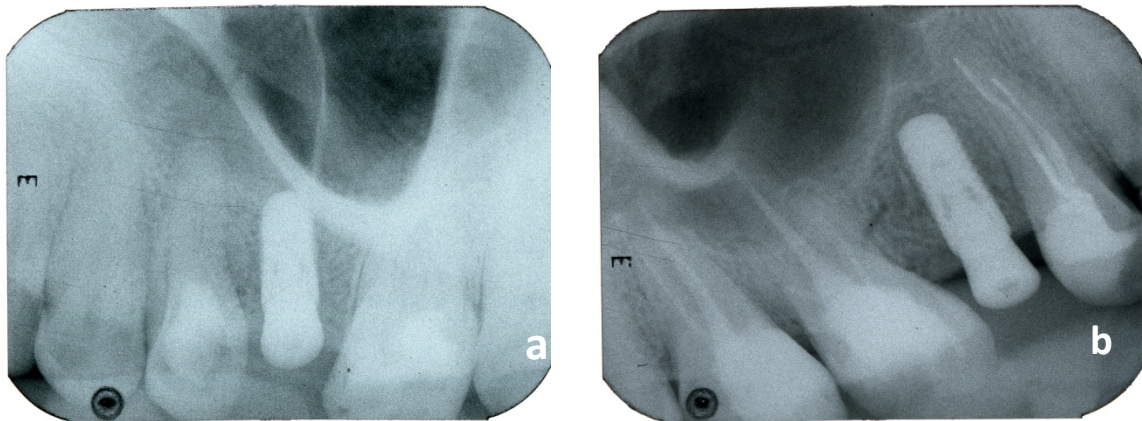
Slika 22. Mašinska ugradnja implantata hidrofobne SLA površine

Ugrađeno je ukupno 144 implantata, 24 u svakoj grupi.

Nakon ugradnje implantata, mukoperiostalni flap je reponiran, a rana ušivena pojedinačnim šavovima (Slike 23, 24a-b).



Slika 23. Rana ušivena pojedinačnim šavovima



Slika 24. Kontrolni retroalveolarni radiogrami: **a**-regija 25; **b**- regija 15

Pacijenti su otpušteni kući uz savet o postoperativnom režimu i preporuku o antibiotskoj terapiji: 1,5g amoksicilina dnevno podeljeno u tri doze (Sinacilin, Galenika a.d. Beograd) ili 1,2 g klindamicina dnevno podeljeno u dve doze (Clindamycin-MIP, MIP-PHARMA, Beograd, Srbija) u trajanju od tri dana. Konci su uklanjani nakon 7 dana.

2.6 Merenje stabilnosti implantata

Merenje stabilnosti implantata vršeno je analizom rezonantne frekvencije (RFA) i to neposredno nakon ugradnje implantata kao i svake nedelje u periodu od 6 nedelja. Analiza rezonantne frekvencije vršena je aparatom marke Osstell® (Integration Diagnostics AB, Sävedalen, Svedska). Korišćeni su komercijalni transduktori prema tipu implantata: SmartPeg br. 4 za Standard implantat (Institut Straumann AG®, Valdenburg, Švajcarska); SmartPeg br. 49 za BlueSky implantat (Bredent GmbH&Co. Kg, Senden, Nemačka) i SmartPeg br. 54 za Bone Level implantat (Institut Straumann AG®, Valdenburg, Švajcarska). Transduktor je bio aktiviran magnetnim impulsom iz sonde aparata sa rastojanja 2-3 mm (Slika 25).



Slika 25. Merenje stabilnosti implantata analizom rezonantne frekvencije pomoću Osstell® aparata

Izmerena stabilnost implantata očitavana je sa ekrana aparata i iskazivana u ISQ (implant stability quotient) jedinicama, na skali od 1 do 100, sa 100 kao najvećim stepenom stabilnosti. Vrednost ISQ koja se ponavljala u dva uzastopna merenja, prihvatana je kao autentična vrednost.

3. Statistička analiza

U studiji su praćena dva ishoda: stabilnost implantata izražena u ISQ i promena stabilnosti implantata u datoj nedelji posmatranja u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ). Dobijeni podaci statistički su analizirani sledećim parametrima:

1. Aritmetička sredina
2. Medijana
3. Standardna devijacija
4. Minimum
5. Maksimum
6. 95% Interval poverenja

Primenjeni su sledeći statistički testovi:

1. Fridman-ov test
2. Vilkokson-ov test
3. Man-Vitnijev test
4. Kraskal-Volisov test

Značajnost razlike u promeni implantatne stabilnosti tokom 6 nedelja praćenja, unutar grupa, analizirana je najpre Fridmanovim testom, a potom, po potrebi i

Vilkoksonovim testom. Za procenu značajnosti razlike navedenih parametara između grupa primenjivan je najpre Kraskal-Volisov test, a potom, po potrebi i Man-Vitnijev test.

Za kompjutersku obradu podataka primenjivani su sledeći programi:

1. Microsoft® Excel 2007-za formiranje baze podataka i tabele
2. Microsoft® Word 2007 -za tekstualnu obradu
3. SPSS ver. 17, Čikago, SAD - za statističku analizu podataka

V REZULTATI EKSPERIMENTALNE STUDIJE

1. PRIMARNA STABILNOST IMPLANTATA U ZAVISNOSTI OD HIRURŠKE TEHNIKE I MAKRO DIZAJNA IMPLANTATA

U eksperimentalnoj studiji najveću primarnu stabilnost ostvarili su samourezujući implantati ugrađeni tehnikom lateralne kondenzacije, a najmanju neurezujući implantati ugrađeni standardnom tehnikom i ova razlika u primarnoj stabilnosti između grupa je bila statistički značajno različita (tabela 1 i 2, grafikon 1). Primarna stabilnost implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije nije se značajno razlikovala prema makrodizajnu implantata, premda su samourezujući implantata ugrađeni ovom hirurškom tehnikom ostvarili veću primarnu stabilnost od neurezujućih (tabela 1 i 2, grafikon 1). Kada je primenjivana standardna hirurška tehnika, samourezujući implantati ostvarili su statistički značajno veću primarnu stabilnost u poređenju sa neurezujućim (tabela 1 i 2, grafikon 1).

Samourezujući implantati ugrađeni tehnikom lateralne kondenzacije, ostvarili su statistički značajno veću primarnu stabilnost u poređenju sa onima ugrađenim standardnom hirurškom tehnikom (tabela 1 i 2, grafikon 1). I u grupi neurezujućih implantata uočena je značajno veća primarna stabilnost kada su oni ugrađivani tehnikom lateralne kondenzacije u poređenju sa standardnom hirurškom tehnikom (tabela 1 i 2, grafikon 1). Primarna stabilnost neurezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacijenije nije se statistički značajno razlikovala od primarne stabilnosti samourezujući implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom (tabela 1 i 2, grafikon 1).

Tabela 1. Primarna stabilnost implantata u zavisnosti od hirurške tehlike i makro dizajna implantata.

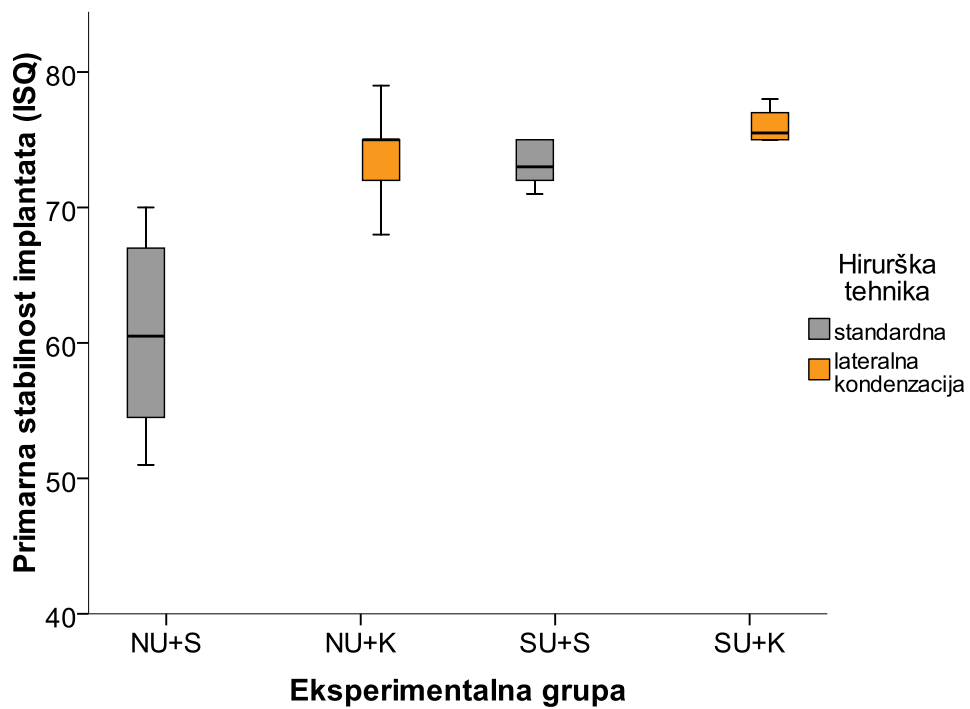
Eksperimentalna grupa	Primarna stabilnost implantata (ISQ)					
	Prosek	SD	Med	Min	Max	95% CI
Neurezujući + standardna	60,62	7,25	60,5	51	70	54,56-66,69
Neurezujući + kondenzacija	73,88	3,62	75	67	80	72,02-75,74
Samourezujući + standardna	73,25	1,58	73	71	75	71,93-74,57
Samourezujući + kondenzacija	76,00	1,41	75,5	75	78	73,75-78,25

Tabela 2. Statistička značajnost razlike u primarnoj stabilnosti implantata u zavisnosti od hirurške tehlike i makro dizajna implantata.

Grupa	NU +K	SU +S	SU +K
NU+S	p ^a =0,000	p ^a =0,000	p ^a =0,004
NU +K		p ^a =0,475	p ^a =0,203
SU+S			p ^a =0,022

^a Man-Vitnijev Test

SU-samourezujući; NU-neurezujući; S-standardna tehnika; K-kondenzacija;



Grafikon 1. Primarna stabilnost implantata u zavisnosti od hirurške tehlike i makro dizajna implantata (NU-neurezujući; SU-samourezujući; S-standardna tehnika; K-kondenzacija).

REZULTATI KLINIČKE STUDIJE

1. REZULTATI PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI NEUREZUJUĆIH IMPLANTATA UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE TEHNIKOM LATERALNE KONDENZACIJE

Analizom vrednosti ISQ, tokom posmatranih 6 nedelja, uočena je statistički značajna razlika (Fridman-ov test; $p=0,000$).

Vrednosti ISQ izmerene od 1. do 6.nedelje bile su statistički značajno manje od vrednosti primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,000$), tabela 1 i tabela 2.

Tabela 1. Primarna i sekundarna stabilnost neurezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
ISQ-primarna stabilnost	74,03	74,0	3,53	69	81	72,72-75,35
ISQ-1. nedelja	72,70	73,0	3,20	68	79	71,51-73,89
ISQ-2. nedelje	69,70	69,0	2,20	67	76	68,88-70,52
ISQ-3. nedelja	66,70	66,0	1,64	65	72	66,09-67,31
ISQ-4. nedelja	68,37	68,0	1,65	66	73	67,75-68,98
ISQ-5. nedelja	68,83	69,0	1,32	67	73	68,34-69,32
ISQ-6. nedelja	70,33	70,0	1,21	69	74	69,88-70,79

Tabela 2. Statistička značajnost razlike u stabilnosti neurezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
ISQ: Primarna stabilnost vs 1. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 2. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 3. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 4. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 5. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 6. nedelja	p=0,000

^a Wilcoxon-ov test

Promena vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ), po nedeljama, statistički značajno se menjala (Wilcoxon-ov test; p=0,000), tabela 3 i 4. Tokom prve tri nedelje pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) statistički značajno su se povećavale, da bi od četvrte nedelje pa do kraja praćenja pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) se smanjivala. I posle šest nedelja kod ove tehnike izmerene vrednosti ISQ bile su manje od primarne stabilnosti. Vrednosti ISQ šeste nedelje, samo u pojedinačnim slučajevima bile su veće od primarne stabilnosti.

Tabela 3. Promena stabilnosti (Δ ISQ) neurezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije tokom perioda praćenja od 6 nedelja

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
Δ ISQ-1. nedelje	1,33	1,0	0,71	0	3	1,07-1,60
Δ ISQ-2. nedelje	4,33	5,0	1,79	1	8	3,67-5,00
Δ ISQ-3. nedelje	7,33	7,0	2,52	4	14	6,39-8,28
Δ ISQ-4. nedelje	5,67	5,50	2,60	2	12	4,69-6,64
Δ ISQ-5. nedelje	5,20	5,0	2,86	1	12	4,13-6,27
Δ ISQ-6. nedelje	3,70	3,50	3,06	-1	11	2,56-4,84

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

Tabela 4. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti neurezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
Δ ISQ: 1. nedelje vs 2. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 2. nedelje vs 3. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 3. nedelje vs 4. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 4. nedelje vs 5. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 5. nedelje vs 6. nedelje	p=0,000

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

^aWilcoxon-ov test

2. REZULTATI PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI NEUREZUJUĆIH IMPLANTATA UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE STANDARDNOM HIRURŠKOM TEHNIKOM

Analizom vrednosti ISQ, tokom posmatranih 6 nedelja, uočena je statistički značajna razlika (Fridman-ov test; $p=0,000$).

Vrednosti ISQ izmerene od 1. do 3. nedelje bile su statistički značajno manje od vrednosti primarne stabilnosti (Wicoxon-ov test; $p=0,000$). Vrednosti ISQ četvrte nedelje u ovoj grupi implanata, nije se statistički značajno razlikovala od primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,230$) dok su 5. i 6. nedelje vrednosti ISQ izmerene u ovoj grupi ispitanika bile veće od primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,000$), tabela 5 i tabela 6.

Tabela 5 . Primarna i sekundarna stabilnost neurezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana standardnom hirurškom tehnikom

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
ISQ-primarna stabilnost	61,20	61,0	1,63	58	64	60,59-61,81
ISQ-1. nedelja	59,10	59,0	1,40	56	63	58,58-59,62
ISQ-2. nedelje	58,50	58,50	1,41	56	62	57,97-59,03
ISQ-3. nedelja	57,10	57,0	1,45	54	61	56,56-57,64
ISQ-4. nedelja	60,77	61,0	0,90	59	63	60,43-61,10
ISQ-5. nedelja	63,43	63,0	0,86	62	65	63,11-63,75
ISQ-6. nedelja	65,23	65,0	0,43	65	66	65,07-65,39

Tabela 6. Statistička značajnost razlike u stabilnosti neurezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana standardnom tehnikom tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
ISQ: Primarna stabilnost vs 1. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 2. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 3. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 4. nedelja	p=0,230
ISQ: Primarna stabilnost vs 5. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 6. nedelja	p=0,000

^a Wilcoxon-ov test

Promena vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ), po nedeljama, statistički značajno se menjala (Fridman-ov test; p=0,000), tabela 7 i 8. Tokom prve tri nedelje pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) statistički značajno se povećavao (Wilcoxon-ov test; p=0,000). Četvrte nedelje pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) statistički značajno se smanjila (Wilcoxon-ov test; p=0,000). Posle pete nedelje zapažamo porast vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost, koja je bila prisutna kod većine implanata. Tokom šeste nedelje zapažamo dalji statistički značajan porast ISQ, tako da su na kraju analiziranog perioda praćenja svi implantati iz ove grupe imali statistički značajno veće vrednosti ISQ od primarne stabilnosti.

Tabela 7. Promena stabilnosti neurezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana standardnom tehnikom tokom perioda praćenja od 6 nedelja

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
Δ ISQ-1. nedelje	2,10	2,0	0,88	0	4	1,77-2,43
Δ ISQ-2. nedelje	2,70	3,0	1,20	0	5	2,28-3,12
Δ ISQ-3. nedelje	4,10	4,0	1,67	1	8	3,48-4,72
Δ ISQ-4. nedelje	0,43	0,50	1,68	-2	4	-0,19-1,06
Δ ISQ-5. nedelje	-2,23	-2,0	1,72	-5	1	-2,87-(-1,59)
Δ ISQ-6. nedelje	-4,03	-4,00	1,73	-7	-1	-4,68-(-3,39)

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

Tabela 8. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti neurezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana standardnom tehnikom tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
Δ ISQ: 1. nedelje vs 2. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 2. nedelje vs 3. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 3. nedelje vs 4. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 4. nedelje vs 5. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 5. nedelje vs 6. nedelje	p=0,000

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

^aWilcoxon-ov test

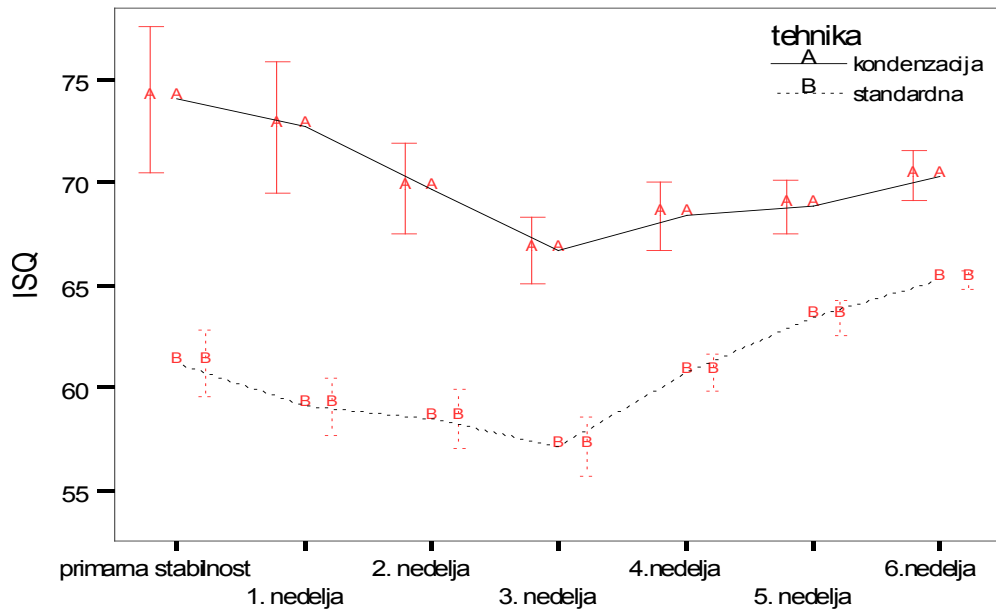
3. KOMPARATIVNA ANALIZA PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI NEUREZUJUĆIH IMPLANTATA UGRAĐENIH TEHNIKOM LATERALNE KONDENZACIJE I STANDARDNOM HIRURŠKOM TEHNIKOM

Vrednosti ISQ izmerene u grupi implanata gde je primenjivana tehnika kondenzacije statistički značajno su bile veće tokom posmatranih šest nedelja (Mann Whitney U test; $p=0,000$), tabela 9, grafikon 1.

Tabela 9. Statistička značajnost razlike u primarnoj i sekundarnoj stabilnosti neurezujućih implantata u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike

Vreme merenja		Tehnika kondenzacije	Standardna tehnika	^a Verovatnoća
ISQ	Primarna stabilnost	74,03±3,53	61,20±1,63	$p=0,000$
	1. nedelje	72,70±3,20	59,10±1,40	$p=0,000$
	2. nedelje	69,70±2,20	58,50±1,41	$p=0,000$
	3. nedelje	66,70±1,64	57,10±1,45	$p=0,000$
	4. nedelje	68,37±1,65	60,77±0,90	$p=0,000$
	5. nedelje	68,83±1,32	63,43±0,86	$p=0,000$
	6. nedelje	70,33±1,21	65,23±0,43	$p=0,000$

Prosek±standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;



Grafikon 1. Primarna i sekundarna stabilnost neurezujućih implantata u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike

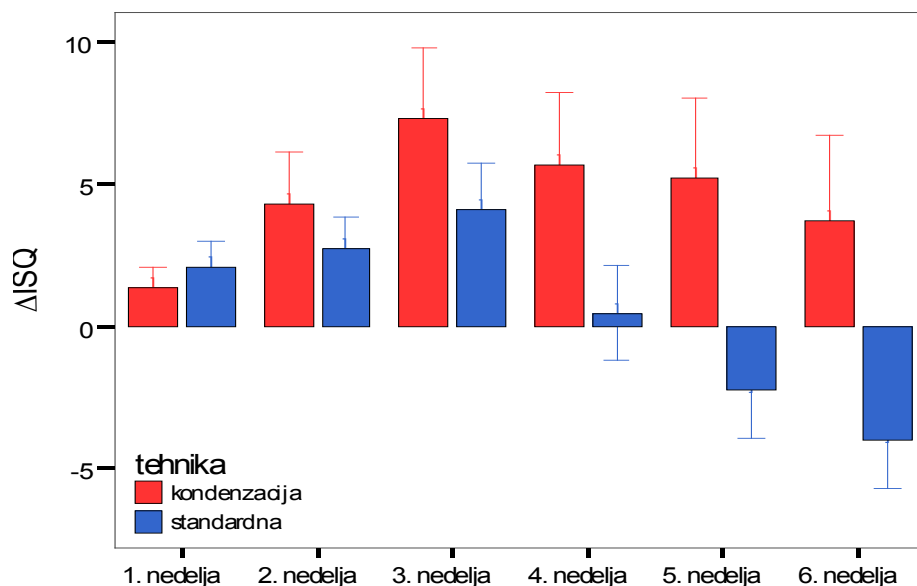
Vrednosti promene stabilnosti implantata u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) prve nedelje posmatranja su bile statistički značajno manje u grupi gde je primenjivana tehnika kondenzacije (Mann Whitney U test; $p=0,000$) tabela 10, grafikon 2. U periodu od druge do šeste nedelje vrednosti Δ ISQ izmerene u grupi sa standardnom tehnikom su bile statistički značajno manje od vrednosti ovog parametra u grupi sa tehnikom kondenzacije (Mann Whitney U test; $p=0,000$), tabela 10, grafikon 2.

Tabela 10. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti neurezujućih implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike

Vreme merenja	Tehnika kondenzacije	Standardna tehnika	Verovatnoća ^a
Δ ISQ: primarna stabilnost-1. nedelja	1,33 \pm 0,71	2,10 \pm 0,88	p=0,001
Δ ISQ: primarna stabilnost-2. nedelja	4,33 \pm 1,79	2,70 \pm 1,20	p=0,000
Δ ISQ: primarna stabilnost-3. nedelja	7,33 \pm 2,52	4,10 \pm 1,67	p=0,000
Δ ISQ: primarna stabilnost-4. nedelja	5,67 \pm 2,60	0,43 \pm 1,68	p=0,000
Δ ISQ: primarna stabilnost-5. nedelja	5,20 \pm 2,86	-2,23 \pm 1,72	p=0,000
Δ ISQ: primarna stabilnost-6. nedelja	3,70 \pm 3,06	-4,03 \pm 1,73	p=0,000

Prosek+standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja



Grafikon 2. Promena stabilnosti neurezujućih implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike

4. REZULTATI PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI SAMOUREZUJUĆIH IMPLANTATA UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE TEHNIKOM LATERALNE KONDENZACIJE

Analizom vrednosti ISQ, tokom posmatranih 6 nedelja, uočena je statistički značajna razlika (Fridman-ov test; $p=0,000$).

Vrednosti ISQ izmerene od 1. do 6.nedelje bile su statistički značajno manje od vrednosti primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,000$), tabela 11 i tabela 12.

Tabela 11. Primarna i sekundarna stabilnost samourezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
ISQ-primarna stabilnost	74,43	74,0	4,09	62	80	72,71-75,76
ISQ-1. nedelja	73,13	74,0	3,80	62	79	71,71-74,55
ISQ-2. nedelje	71,33	71,0	3,78	59	79	69,92-72,75
ISQ-3. nedelja	68,77	68,0	3,94	55	77	67,29-70,24
ISQ-4. nedelja	69,97	70,0	3,35	59	77	68,72-71,22
ISQ-5. nedelja	70,93	70,0	2,98	63	78	69,82-72,05
ISQ-6. nedelja	71,67	71,0	2,84	65	79	70,60-72,73

ΔISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

Tabela 12. Statistička značajnost razlike u stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
ISQ: Primarna stabilnost vs 1. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 2. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 3. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 4. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 5. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 6. nedelja	p=0,000

^a Wilcoxon Test

Promena vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ), po nedeljama, statistički značajno se menjala (Fridman-ov test; p=0,000), tabela 13 i 14. Tokom prve tri nedelje pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) statistički značajno se povećavao, da bi se od četvrte nedelje pa do kraja perioda praćenja pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) smanjivao. I posle šest nedelja izmerene vrednosti ISQ u ovoj grupi, bile su manje od primarne stabilnosti. Vrednosti ISQ šeste nedelje, samo u pojedinačnim slučajevima su bile veće od primarne stabilnosti.

Tabela 13. Promena stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije tokom perioda praćenja od 6 nedelja

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
Δ ISQ-1. nedelja	1,10	1,0	0,76	0	3	0,82-1,38
Δ ISQ-2. nedelja	2,90	3,0	1,86	-1	7	2,20-3,60
Δ ISQ-3. nedelja	5,47	5,0	2,37	2	12	4,58-6,35
Δ ISQ-4. nedelja	4,27	4,0	2,46	0	11	3,35-5,19
Δ ISQ-5. nedelja	3,30	3,0	2,97	-1	11	2,19-4,41
Δ ISQ-6. nedelja	2,57	2,0	3,23	-3	11	1,36-3,77

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

Tabela 14. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
Δ ISQ: 1. nedelje vs 2. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 2. nedelje vs 3. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 3. nedelje vs 4. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 4. nedelje vs 5. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 5. nedelje vs 6. nedelje	p=0,000

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

^aWilcoxon Test

5. REZULTATI PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI SAMOUREZUJUĆIH IMPLANTATA UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE STANDARDNOM HIRURŠKOM TEHNIKOM

Analizom vrednosti ISQ, tokom posmatranih 6 nedelja, uočena je statistički značajna razlika (Fridman-ov test; $p=0,000$).

Vrednosti ISQ izmerene od 1. do 4. nedelje bile su statistički značajno manje od vrednosti primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,000$). Vrednosti ISQ pete nedelje u ovoj grupi implanata, nisu se statistički značajno razlikovala od primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,476$) dok su 6. nedelje vrednosti ISQ izmerene u ovoj grupi ispitanika bile statistički značajno veće od primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,000$), tabela 15 i tabela 16.

Tabela 15. Primarna i sekundarna stabilnost samourezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
ISQ-primarna stabilnost	65,10	64,5	3,03	62	75	63,97-66,23
ISQ-1. nedelja	64,27	63,0	3,53	61	78	62,95-65,59
ISQ-2. nedelje	63,43	63,0	3,43	60	77	62,15-64,71
ISQ-3. nedelja	61,90	61,0	3,73	57	75	60,51-63,29
ISQ-4. nedelja	63,27	62,0	3,47	59	75	61,97-64,56
ISQ-5. nedelja	64,83	64,0	2,69	62	75	63,83-65,84
ISQ-6. nedelja	66,60	66,0	2,19	64	75	65,78-67,42

Tabela 16. Statistička značajnost razlike u stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana tehnikom lateralne kondenzacije tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
ISQ: Primarna stabilnost vs 1. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 2. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 3. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 4. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 5. nedelja	p=0,476
ISQ: Primarna stabilnost vs 6. nedelja	p=0,001

^a Wilcoxon-ov test

Promena vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ), po nedeljama, statistički značajno se menjala (Fridman-ov test; p=0,000), tabela 17 i 18. Tokom prve tri nedelje pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) statistički značajno se povećavao (Wilcoxon-ov test; p=0,000). Četvrte nedelje pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) statistički značajno se smanjio (Wilcoxon-ov test; p=0,000). Posle pete nedelje uočava se porast vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost, kod pojedinih implanata. Tokom šeste nedelje uočen je dalji statistički značajan porast ISQ, tako da je na kraju analiziranog perioda praćenja, većina implantati iz ove grupe imala statistički značajno veće vrednosti ISQ od primarne stabilnosti.

Tabela 17. Promena stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana standardnom tehnikom tokom perioda praćenja od 6 nedelja

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
Δ ISQ-1. nedelja	0,83	1,0	1,56	-6	4	0,25-1,41
Δ ISQ-2. nedelja	1,67	2,0	2,0	-5	7	1,00-2,33
Δ ISQ-3. nedelja	3,20	3,0	1,69	-3	7	2,57-3,83
Δ ISQ-4. nedelja	1,83	2,0	1,62	-3	5	1,23-2,44
Δ ISQ-5. nedelja	0,27	0,0	1,70	-3	4	-0,37-0,90
Δ ISQ-6. nedelja	-1,50	-2,00	1,91	-5	3	-2,21-(-0,79)

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

Tabela 18. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih u ležištata preparirana standardnom tehnikom tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
Δ ISQ: 1. nedelje vs 2. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 2. nedelje vs 3. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 3. nedelje vs 4. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 4. nedelje vs 5. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 5. nedelje vs 6. nedelje	p=0,000

Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

^aWilcoxon-ov test

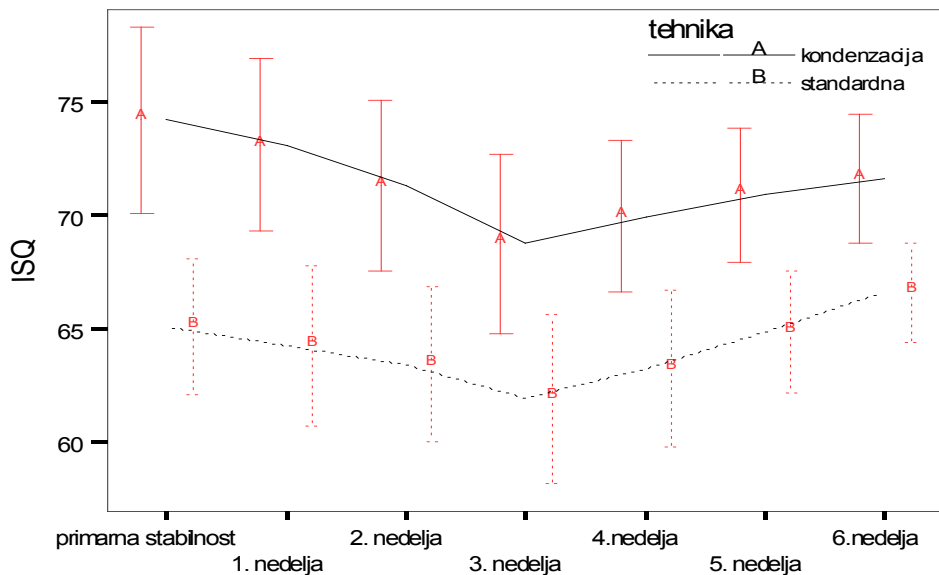
6.KOMPARATIVNA ANALIZA PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI SAMOUREZUJUĆIH IMPLANTATA UGRAĐENIH TEHNIKOM LATERALNE KONDENZACIJE I STANDARDNOM HIRURŠKOM TEHNIKOM

Vrednosti ISQ izmerene u grupi samourezujućih implanata su bile statistički značajno veće kada je primenjivana tehnika lateralne kondenzacije u poređenju sa standardnom hirurškom tehnikom, u svakoj nedelji posmatranja (Mann Whitney U test; $p=0,000$), tabela 19, grafikon 3.

Tabela 19. Statistička značajnost razlike u primarnoj i sekundarnoj stabilnosti samourezujućih implantata u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike

Vreme merenja		Tehnika kondenzacije	Standardna tehnika	Verovatnoća ^a
ISQ	Primarna stabilnost	74,23±4,09	65,10±3,03	$p=0,000$
	1. nedelje	73,13±3,80	64,27±3,53	$p=0,000$
	2. nedelje	71,33±3,78	63,43±3,43	$p=0,000$
	3. nedelje	68,77±3,94	61,90±3,73	$p=0,000$
	4. nedelje	69,97±3,35	63,27±3,47	$p=0,000$
	5. nedelje	70,93±2,98	64,83±2,69	$p=0,000$
	6. nedelje	71,67±2,84	66,60±2,19	$p=0,000$

Prosek±standardna devijacija; ^a Mann Whitney U test



Grafikon 3 . Primarna i sekundarna stabilnost samourezujućih implantata u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike

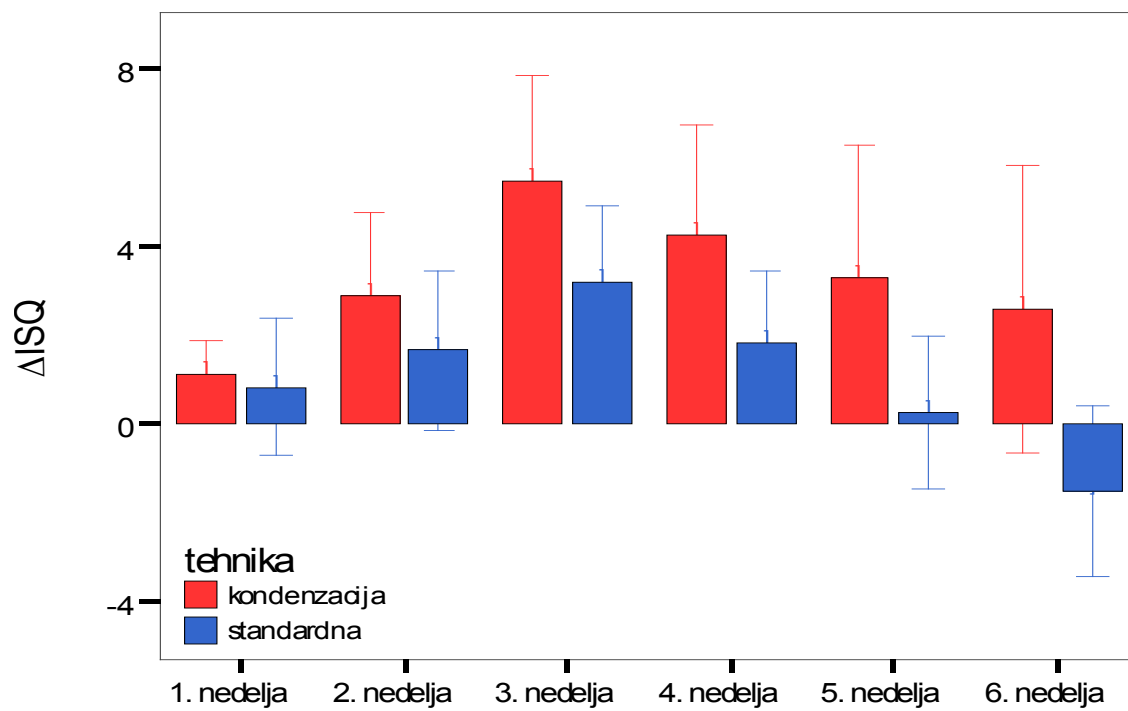
Vrednosti Δ ISQ prve nedelje nisu se statistički značajno razlikovale između grupa sa različitim tehnikama: standardnom i tehnikom kondenzacije (Mann Whitney U test; $p=0,329$). U periodu od druge do šeste nedelje uočen je statistički značajno manji pad sekundarne stabilnosti (Δ ISQ) samourezujućih implantata kada je primenjivana standardna hirurška tehnika u poređenju sa tehnikom lateralne kondenzacije (Mann Whitney U test; $p=0,000$), tabela 20, grafikon 4.

Tabela 20. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti samourezujućih implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike

Vreme merenja	Tehnika kondenzacije	Standardna tehnika	Verovatnoća ^a
ΔISQ: primarna stabilnost-1. nedelja	1,10±0,76	0,83±1,56	p=0,329
ΔISQ: primarna stabilnost-2. nedelja	2,90±1,86	1,67±1,79	p=0,002
ΔISQ: primarna stabilnost-3. nedelja	5,47±2,37	3,20±1,69	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-4. nedelja	4,27±2,46	1,83±1,62	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-5. nedelja	3,30±2,97	0,27±1,70	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-6. nedelja	2,57±3,23	-1,50±1,91	p=0,000

Prosek±standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;

ΔISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja



Grafikon 4. Promena stabilnosti samourezujućih implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike

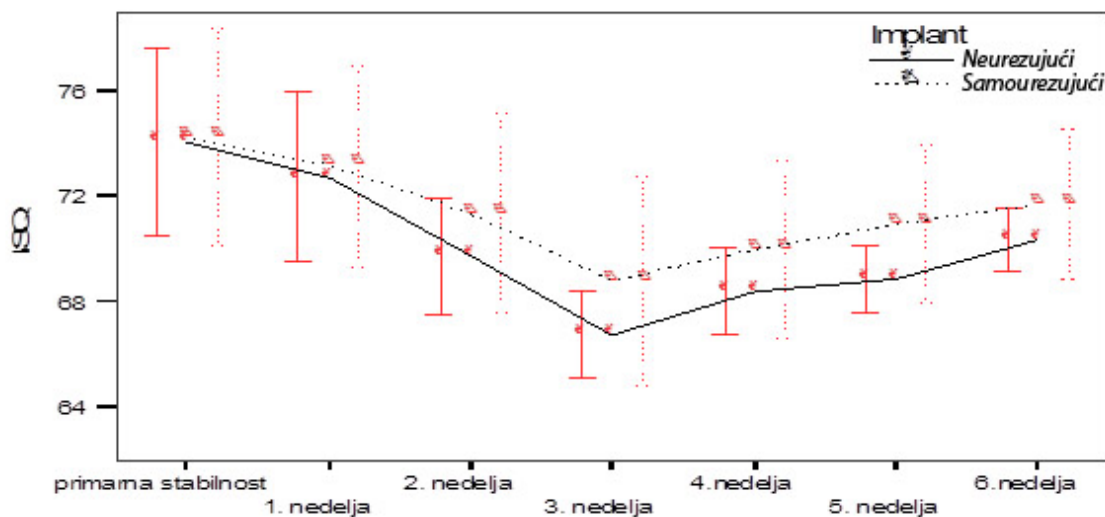
7. KOMPARATIVNA ANALIZA PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI IMPLANTATA UGRAĐENIH TEHNIKOM LATERALNE KONDENZACIJE PREMA MAKRO DIZAJNU IMPLANTATA

Kada su ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije, primarna stabilnost (Mann Whitney U test; $p=0,593$) i sekundarna stabilnost izmerena u prvoj nedelji zarastanja (Mann Whitney U test; $p=0,409$), nisu se statistički značajno razlikovale u odnosu na makrodizajn implantata. Od druge do šeste nedelje, samourezujući implantati ostvarili su statistički značajno veću sekundarnu stabilnost u poređenju sa neurezujući implantatima (Tabela 21, grafikon 5).

Tabela 21. Statistička značajnost razlike u primarnoj i sekundarnoj stabilnosti implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije u zavisnosti od makrodizajna implantata

Vreme merenja		Samourezujući	Neurezujući	Verovatnoća ^a
ISQ	Primarna stabilnost	74,23±4,09	74,03±3,53	$p=0,593$
	1. nedelje	73,13±3,80	72,70±3,20	$p=0,409$
	2. nedelje	71,33±3,78	69,70±2,20	$p=0,016$
	3. nedelje	68,77±3,94	66,70±1,64	$p=0,001$
	4. nedelje	69,97±3,35	68,37±1,65	$p=0,007$
	5. nedelje	70,93±2,98	68,83±1,32	$p=0,000$
	6. nedelje	71,67±2,84	70,33±1,21	$p=0,013$

Prosek±standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;



Grafikon 5. Primarna i sekundarna stabilnosti implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije u zavisnosti od makrodizajna implantata

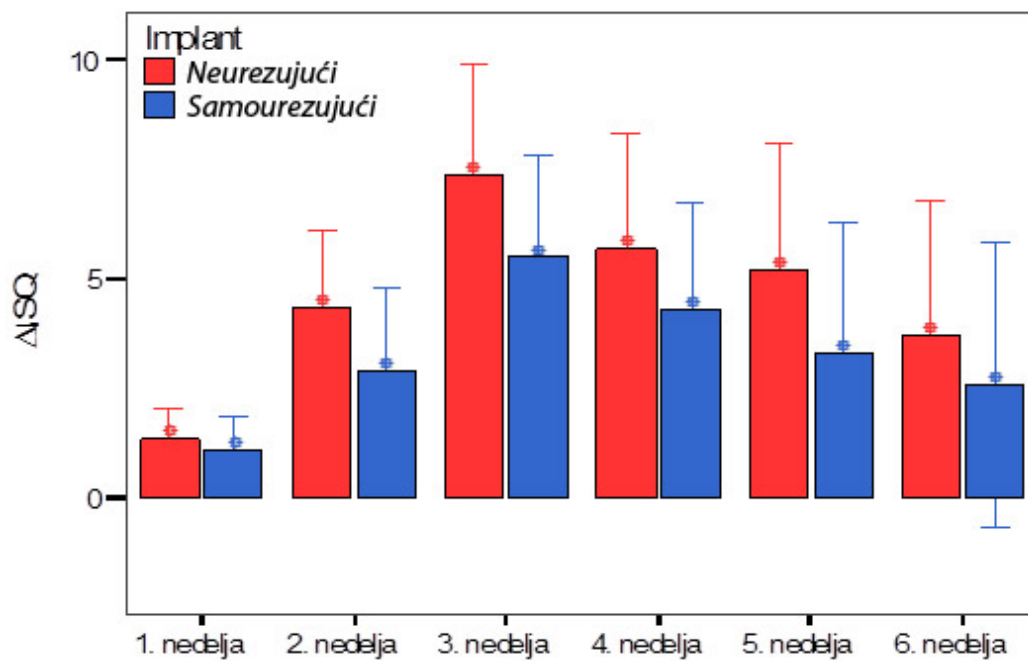
Nakon primene tehnike lateralne kondenzacije, u prvoj nedelji posmatranja, pad stabilnosti implantata u odnosu na njihovu primarnu stabilnost, nije se statistički značajno razlikovao između samourezujućih i neurezujućih implantata (Mann Whitney U test; $p=0,200$). Od druge do pete nedelje, statistički značajno veći pad stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost zabeležen je u grupi neurezujućih implanata, (tabela 22, grafikon 6). Veći pad stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost neurezujućih implantata u poređenju sa samourezujućim zabeležen je i u šestoj nedelji posmatranja ali razlika nije bila statistički značajna (Mann Whitney U test; $p=0,142$).

Tabela 22. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije u zavisnosti od makrodizajna implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Samourezujući	Neurezujući	Verovatnoća ^a
ΔISQ: primarna stabilnost-1. nedelja	1,10±0,76	1,33±0,71	p=0,200
ΔISQ: primarna stabilnost-2. nedelja	2,90±1,86	4,33±1,79	p=0,004
ΔISQ: primarna stabilnost-3. nedelja	5,47±2,37	7,33±2,52	p=0,004
ΔISQ: primarna stabilnost-4. nedelja	4,27±2,46	5,67±2,60	p=0,032
ΔISQ: primarna stabilnost-5. nedelja	3,30±2,97	5,20±2,86	p=0,015
ΔISQ: primarna stabilnost-6. nedelja	2,57±3,23	3,70±3,06	p=0,142

Prosek+standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;

ΔISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja



Grafikon 6. Promena stabilnosti implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije u zavisnosti od makrodizajna implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja

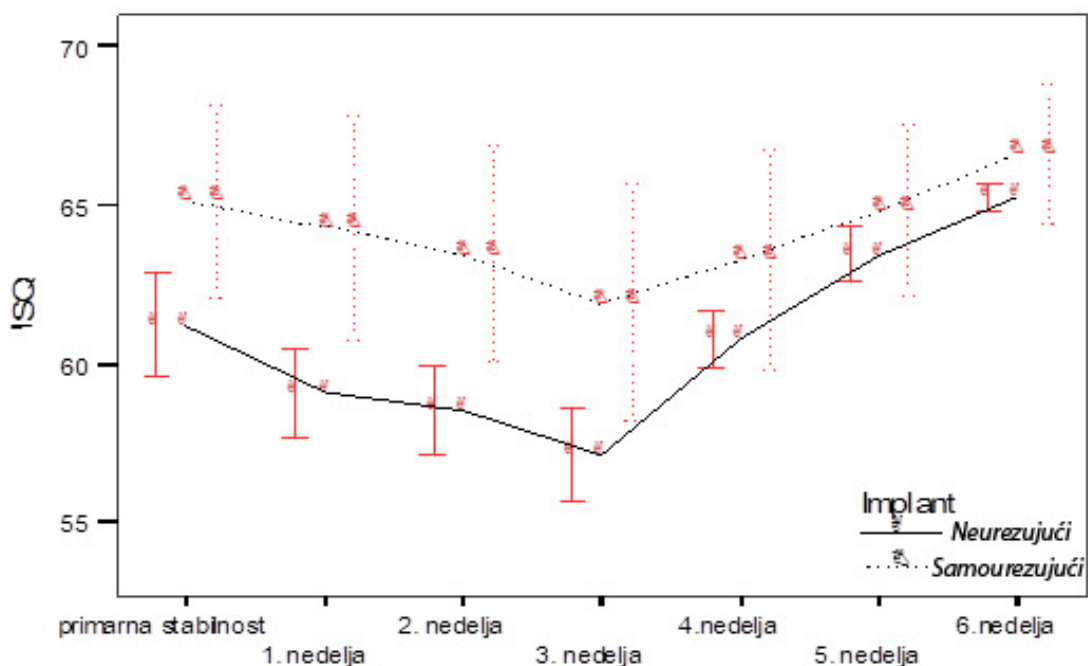
8. KOMPARATIVNA ANALIZA PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI IMPLANTATA UGRAĐENIH STANDARDNOM HIRURŠKOM TEHNIKOM PREMA MAKRO DIZAJNU IMPLANTATA

Nakon primene standardne hirurške tehnike, samourezujući implantati ostvarili su statistički značajno veću primarnu i sekundarnu stabilnost u poređenju sa neurezujućim (Mann Whitney U test; $p=0,000$) tokom celog perioda praćenja (tabela 23 i grafikon 7).

Tabela 23. Statistička značajnost razlike u primarnoj i sekundarnoj stabilnosti implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom u zavisnosti od makrodizajna implantata

Vreme merenja		Neurezujući	Samourezujući	Verovatnoća ^a
ISQ	Primarna stabilnost	65,10 \pm 3,03	61,20 \pm 1,63	$p=0,000$
	1. nedelje	64,27 \pm 3,53	59,10 \pm 1,40	$p=0,000$
	2. nedelje	63,43 \pm 3,43	58,50 \pm 1,41	$p=0,000$
	3. nedelje	61,90 \pm 3,73	57,10 \pm 1,45	$p=0,000$
	4. nedelje	63,27 \pm 3,47	60,77 \pm 0,90	$p=0,000$
	5. nedelje	64,83 \pm 2,69	63,43 \pm 0,86	$p=0,006$
	6. nedelje	66,60 \pm 2,19	65,23 \pm 0,43	$p=0,000$

Prosek \pm standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;



Grafikon 7. Primarna i sekundarna stabilnosti implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom u zavisnosti od makrodizajna implantata

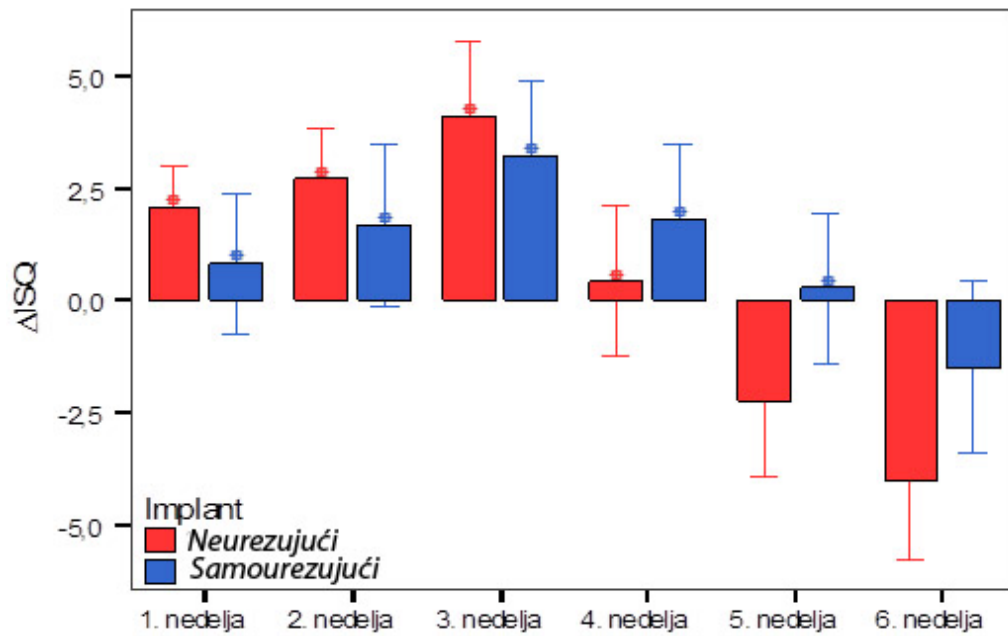
U prvoj i drugoj nedelji praćenja, pad stabilnosti implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom bio je statistički značajno veći kod neurezujućih implantata u poređenju sa samourezujućim (Mann Whitney U test; $p=0,000$). Treće nedelje, neurezujući implantati imali su i dalje izraženiji pad stabilnosti (Δ ISQ) u odnosu na samourezujuće, ali razlika nije bila statistički značajno različita (Mann Whitney U test; $p=0,063$). Pad stabilnosti samourezujućih implantata u četvrtoj nedelji posmatranja u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) bio je statistički značajno veći u poređenju sa neurezujućim. U petoj nedelji, u grupi samourezujućih implantata nastavljen je trend pada stabilnosti implantata u odnosu na primarnu stabilnost, dok je u grupi neurezujućih implantata u ovom periodu posmatranja sekundarna stabilnost bila veća od primarne stabilnosti (Tabela 24, grafikon 8). U šestoj nedelji, uočen je porast sekundarne stabilnosti u odnosu na primarnu kod implantata oba makro dizajna, i taj porast je bio statistički značajno veći za neurezujuće implantate (Tabela 24, grafikon 8).

Tabela 24. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom u zavisnosti od makrodizajna implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Samourezujući	Neurezujući	Verovatnoća ^a
ΔISQ: primarna stabilnost-1. nedelja	0,83±1,56	2,10±0,88	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-2. nedelja	1,67±1,79	2,70±1,20	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-3. nedelja	3,20±1,69	4,10±1,67	p=0,063
ΔISQ: primarna stabilnost-4. nedelja	1,83±1,62	0,43±1,68	p=0,001
ΔISQ: primarna stabilnost-5. nedelja	0,27±1,70	-2,23±1,72	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-6. nedelja	-1,50±1,91	-4,03±1,73	p=0,000

Prosek±standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;

ΔISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja



Grafikon 8. Promena stabilnosti implantata ugrađenih standardnom tehnikom u zavisnosti od makrodizajna implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja (Δ ISQ-primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja)

9. KOMPARATIVNA ANALIZA PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI IMPLANTATA U ZAVISNOSTI OD HIRURŠKE TEHNIKE I MAKRO DIZAJNA IMPLANTATA

Samourezujući implantati ugrađeni u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije ostvarili su najveću stabilnost tokom celokupnog perioda praćenja od 6 nedelja (tabela 25, grafikon 9).

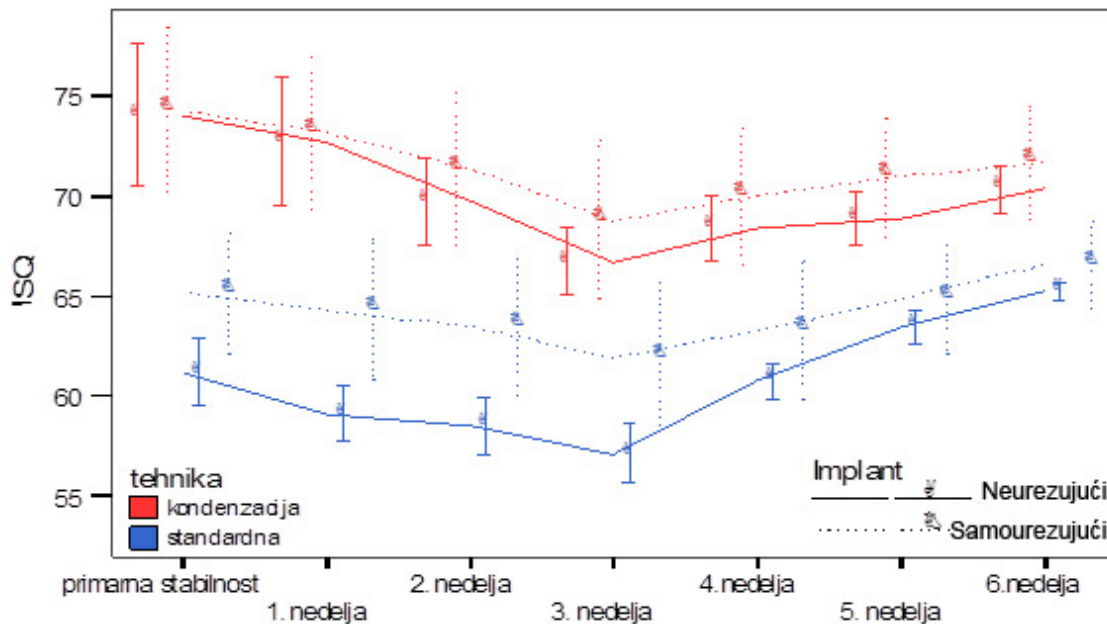
Primarna stabilnost i sekundarna stabilnost implantata ugrađenih u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije, nije se statistički značajno razlikovala u odnosu na makrodizajn implantata (Man-Vitnijev test; $p=0,593$; $p=0,409$; respektivno). Od druge do šeste nedelje praćenja, samourezujući implantati ugrađeni u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije ostvarili su statistički značajno veću stabilnost u poređenju sa neurezujućim implantatima nakon primene iste hirurške tehnike (Man-Vitnijev test; $p<0,0005$). Implantati ugrađeni nakon primene tehnike lateralne kondenzacije, ostvarili su statistički značajno veću stabilnost tokom celokupnog perioda praćenja u poređenju sa implantatima ugrađivanim standardnom hirurškom tehnikom bez obzira na makro dizajn implantata (Man-Vitnijev test; $p<0,05$) (tabela 25, grafikon 9).

Kada je primenjivana standardna hirurška tehnika, samourezujući implantati ostvarili su statistički značajno veću primarnu stabilnost kao i sekundarnu stabilnost tokom celokupnog perioda praćenja od 6 nedelja u poređenju sa neurezujućim implantatima (Man-Vitnijev test; $p<0,05$) (tabela 25, grafikon 9).

Tabela 25. Komparativna analiza primarne i sekundarne stabilnosti implantata u zavisnosti od hirurške tehnike i makro dizajna implantata tokom 6 nedelja praćenja

ISQ	Lateralna kondenzacija		Standardna tehnika	
	Samourezujući	Neurezujući	Samourezujući	Neurezujući
Primarna stabilnost	74,23±4,09	74,03±3,53	65,10±3,03	61,20±1,63
1. nedelje	73,13±3,80	72,70±3,20	64,27±3,53	59,10±1,40
2. nedelje	71,33±3,78	69,70±2,20	63,43±3,43	58,50±1,41
3. nedelje	68,77±3,94	66,70±1,64	61,90±3,73	57,10±1,45
4. nedelje	69,97±3,35	68,37±1,65	63,27±3,47	60,77±0,90
5. nedelje	70,93±2,98	68,83±1,32	64,83±2,69	63,43±0,86
6. nedelje	71,67±2,84	70,33±1,21	66,60±2,19	65,23±0,43

Prosek±standardna devijacija;



Grafikon 9. Komparativna analiza primarne i sekundarne stabilnosti implantata u zavisnosti od hirurške tehnike i makro dizajna implantata tokom 6 nedelja praćenja

U prvoj nedelji posmatranja, najveći pad sekundarne stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost zabeležen je u grupi neurezujućih implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom i razlika je bila statistički značajna u poređenju sa svim preostalim grupama (Man-Vitnjev test, $p < 0,05$) (tabela 26, grafikon 10). U ovoj nedelji posmatranja, pad stabilnosti nije se značajno razlikovao između samourezujućih i neurezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije (Man-Vitnjev test, $p = 0,200$) dok je

nakon primene standardne hirurške tehnike, značajno manji pad zabeležen u grupi samourezujućih u poređenju sa neurezujućim implantatima (Man-Vitnijev test, $p=0,000$).

U drugoj nedelji posmatranja, najveći pad sekundarne stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost zabeležen je u grupi neurezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije i razlika je bila statistički značajna u poređenju sa svim preostalim grupama (Man-Vitnijev test, $p<0,05$) (tabela 26, grafikon 10). Pad stabilnosti samourezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije i neurezujućih implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom nije se statistički značajno razlikovao (Man-Vitnijev test, $p=0,855$).

Najveći pad stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost posmatran tokom 6 nedelja, zabeležen je u trećoj nedelji posmatranja u svim ispitivanim grupama (tabela 26, grafikon 10). U ovoj nedelji, najveći pad stabilnosti zabeležen je u grupi neurezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije i razlika u padu stabilnosti je bila statistički značajno različita u poređenju sa preostalim ispitivanim grupama (Man-Vitnijev test, $p<0,05$). Pad stabilnosti u trećoj nedelji posmatranja u odnosu na primarnu stabilnost kod implantata ugrađenih standardnom tehnikom nije se statistički značajno razlikovala između samourezujućih i neurezujućih implantata (Man-Vitnijev test, $p=0,063$).

U četvrtoj nedelji posmatranja, najveći pad stabilnosti zabeležen je u grupi neurezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije i razlika u padu stabilnosti je bila statistički značajno različita u poređenju sa preostalim ispitivanim grupama (Man-Vitnijev test, $p<0,05$).

U petoj nedelji posmatranja, u grupi neurezujućih implantata ugrađenih standardnom hirurškom tehnikom, zabeležen je porast stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost, dok je u preostalim ispitivanim grupama zabeležen pad stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost (tabela 26, grafikon 10). Najveći pad stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost, zabeležen je u grupi neurezujućih implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije i razlika je bila statistički značajna između svih ispitivanih grupa (Man-Vitnijev test; $p<0,005$).

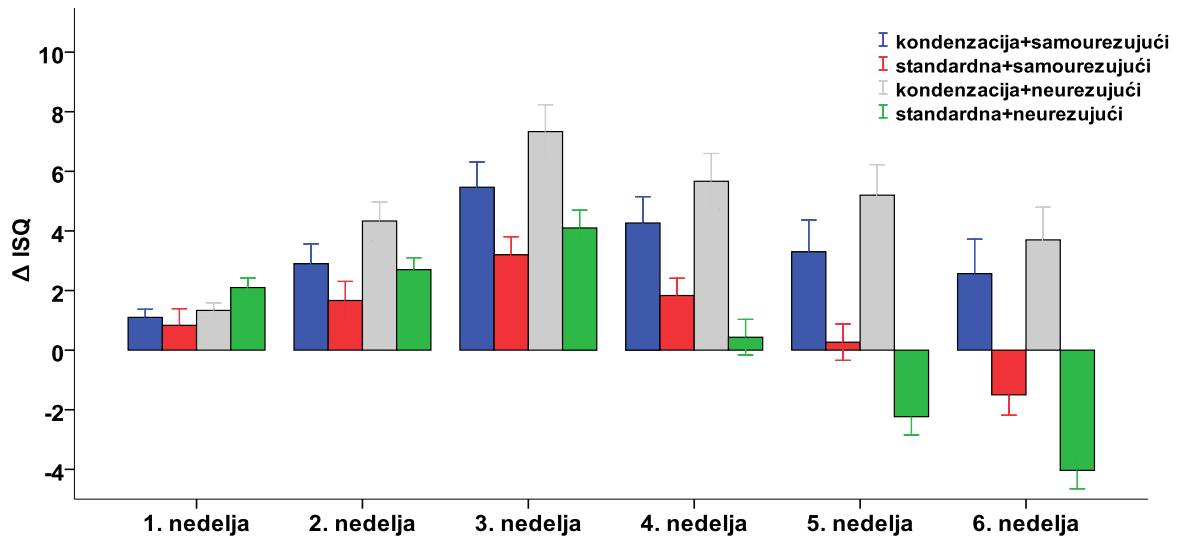
U šestoj nedelji posmatranja, u grupama u kojima je primenjivana standardna hirurška tehnika nastupio je porast stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost implantata, dok je u grupama u kojima su ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije, zabeležen pad stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost, bez obzira na makro dizajn implantata (tabela 26, grafikon 10). Međutim, implantati ugrađeni tehnikom lateralne kondenzacije ostvarili su statistički značajno veće vrednosti stabilnosti (ISQ) u poređenju sa implantatima ugrađenim standardnom tehnikom tokom celokupnog perioda posmatranja od 6 nedelja (Man-Vitnijev test; $p < 0,05$) (tabela 25, grafikon 9). Pad stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost u grupama u kojima je primenjivana tehnikom lateralne kondenzacije, nije se značajno razlikovala između samourezujućih i neurezujućih implantata (Man-Vitnijev test; $p = 0,142$). Kada je primenjivana standardna hirurška tehnika, neurezujući implantati ostvarili su statistički značajno veći porast stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost u poređenju sa samourezujućim implantatima (Man-Vitnijev test; $p < 0,005$) (tabela 26, grafikon 10).

Tabela 26. Komparativna analiza promene stabilnosti implantata tokom 6 nedelja praćenja u odnosu na primarnu stabilnost prema hirurškoj tehnici i makro dizajnu implantata

Vreme merenja	Lateralna kondenzacija		Standardna tehnika	
	Samourezujući	Neurezujući	Samourezujući	Neurezujući
Δ ISQ 1. nedelja	1,10 \pm 0,76	1,33 \pm 0,71	0,83 \pm 1,56	2,10 \pm 0,88
Δ ISQ 2. nedelja	2,90 \pm 1,86	4,33 \pm 1,79	1,67 \pm 1,79	2,70 \pm 1,20
Δ ISQ 3. nedelja	5,47 \pm 2,37	7,33 \pm 2,52	3,20 \pm 1,69	4,10 \pm 1,67
Δ ISQ 4. nedelja	4,27 \pm 2,46	5,67 \pm 2,60	1,83 \pm 1,62	0,43 \pm 1,68
Δ ISQ 5. nedelja	3,30 \pm 2,97	5,20 \pm 2,86	0,27 \pm 1,70	-2,23 \pm 1,72
Δ ISQ 6. nedelja	2,57 \pm 3,23	3,70 \pm 3,06	-1,50 \pm 1,91	-4,03 \pm 1,73

Δ ISQ: primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

Prosek \pm standardna devijacija;



Grafikon 10. Komparativna analiza promene stabilnosti implantata tokom 6 nedelja praćenja u odnosu na primarnu stabilnost prema hirurškoj tehnici i makro dizajnu implantata (Δ ISQ: primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja)

10. REZULTATI PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI IMPLANTATA HIDROFILNE SLActive POVRŠINE UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE

Analizom vrednosti ISQ, tokom posmatranih 6 nedelja, uočen je kontinuiran porast stabilnosti implantata hidrofилne SLActive površine.

U prvoj i drugoj nedelji, implantati hidrofилne površine ostvarili su veću stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost ali razlika nije bila statistički značajno različita u ovom periodu posmatranja (Tabela 27 i 28). Vrednosti implantatne stabilnosti (ISQ) izmerene od 3. do 6. nedelje, bile su statistički značajno veće od primarne stabilnosti (Tabela 27 i 28).

Tabela 27. Primarna i sekundarna stabilnost implantata hidrofилne SLActive površine

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
ISQ-primarna stabilnost	72,70	74,50	3,96	63,00	80,00	71,22-74,18
ISQ-1. nedelja	72,97	73,00	3,16	68,00	80,00	72,97-74,15
ISQ-2. nedelje	73,03	73,00	2,75	69,00	80,00	72,01-74,06
ISQ-3. nedelja	74,10	75,00	3,06	70,00	81,00	72,96-75,24
ISQ-4. nedelja	75,27	75,00	2,97	70,00	81,00	74,16-76,38
ISQ-5. nedelja	75,93	76,00	2,77	70,00	82,00	74,90-76,97
ISQ-6. nedelja	77,07	77,00	2,38	72,00	83,00	76,18-77,95

Tabela 28. Statistička značajnost razlike u stabilnosti implantata hidrofilne SLActive površine tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
ISQ: Primarna stabilnost vs 1. nedelja	p=0,478
ISQ: Primarna stabilnost vs 2. nedelja	p=0,549
ISQ: Primarna stabilnost vs 3. nedelja	p=0,004
ISQ: Primarna stabilnost vs 4. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 5. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 6. nedelja	p=0,000

^aWilcoxon-ov test

U svakoj nedelji posmatranja uočen je porast stabilnosti implantata hidrofilne SLActive površine u odnosu na primarnu stabilnost (tabela 29). Porast stabilnosti ovih implantata u prvoj i drugoj nedelji (Δ ISQ) nije bio značajno različit (tabela 30). U trećoj nedelji posmatranja implantati hidrofilne SLActive površine, ostvarili su statistički značajno veći porast stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) u poređenju sa porastom stabilnosti zabeleženim u drugoj nedelji posmatranja (tabela 29 i 30). Ovaj trend je nastavljen tako da je porast stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) u svakoj sledećoj nedelji bio statistički značajno veći u poređenju sa onim izmerenim u prethodnoj nedelji (tabela 29 i 30). Najveći porast sekundarne stabilnosti implantata hidrofilne

SLActive površine u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) zabeležen je u šestoj nedelji posmatranja (tabela 29).

Tabela 29. Promena stabilnosti implantata hidrofилne SLActive površine tokom perioda praćenja od 6 nedelja

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
Δ ISQ-1. nedelje	-2,67	0,00	1,66	-5,00	2,00	-0,89-0,35
Δ ISQ-2. nedelje	-0,33	0,00	2,28	-6,00	5,00	-1,18-0,52
Δ ISQ-3. nedelje	-1,40	-1,50	2,33	-7,00	4,00	-2,27-(-0,53)
Δ ISQ-4. nedelje	-2,57	-3,00	2,66	-10,00	3,00	-3,56-(-1,57)
Δ ISQ-5. nedelje	-3,23	-3,00	3,09	-11,00	3,00	-4,39-(-2,08)
Δ ISQ-6. nedelje	-4,37	-4,50	2,82	-12,00	1,00	-5,42-(-3,31)

Δ ISQ: primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

Tabela 30. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti implantata hidrofилne SLActive površine tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
Δ ISQ: 1. nedelje vs 2. nedelje	p=0,480
Δ ISQ: 2. nedelje vs 3. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 3. nedelje vs 4. nedelje	p=0,000
Δ ISQ: 4. nedelje vs 5. nedelje	p=0,010
Δ ISQ: 5. nedelje vs 6. nedelje	p=0,000

Δ ISQ: primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

^aWilcoxon-ov test

11. REZULTATI PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI IMPLANTATA HIDROFOBNE SLA POVRŠINE UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE

Analizom vrednosti ISQ, tokom posmatranih 6 nedelja, uočena je statistički značajna razlika (Fridman-ov test; $p=0,000$).

Vrednosti ISQ izmerene od 1. do 3. nedelje bile su statistički značajno manje od vrednosti primarne stabilnosti (Wicoxon-ov test; $p=0,000$). Vrednosti ISQ četvrte nedelje u ovoj grupi implanata, nije se statistički značajno razlikovala od primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,230$) dok su 5. i 6. nedelje vrednosti ISQ izmerene u ovoj grupi ispitanika bile veće od primarne stabilnosti (Wilcoxon-ov test; $p=0,000$), (tabela 31 i tabela 32).

Tabela 31. Primarna i sekundarna stabilnost implantata hidrofobne SLA površine

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
ISQ-primarna stabilnost	61,20	61,0	1,63	58	64	60,59-61,81
ISQ-1. nedelja	59,10	59,0	1,40	56	63	58,58-59,62
ISQ-2. nedelje	58,50	58,50	1,41	56	62	57,97-59,03
ISQ-3. nedelja	57,10	57,0	1,45	54	61	56,56-57,64
ISQ-4. nedelja	60,77	61,0	0,90	59	63	60,43-61,10
ISQ-5. nedelja	63,43	63,0	0,86	62	65	63,11-63,75
ISQ-6. nedelja	65,23	65,0	0,43	65	66	65,07-65,39

Tabela 32. Statistička značajnost razlike u stabilnosti implantata hidrofobne SLA površine tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća ^a
ISQ: Primarna stabilnost vs 1. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 2. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 3. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 4. nedelja	p=0,230
ISQ: Primarna stabilnost vs 5. nedelja	p=0,000
ISQ: Primarna stabilnost vs 6. nedelja	p=0,000

a Wilcoxon-ov test

Promena vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ), po nedeljama, statistički značajno se menjala (Fridman-ov test; p=0,000), tabela 33 i 34. Tokom prve tri nedelje pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) statistički značajno se povećavao (Wilcoxon-ov test; p=0,000). Četvrte nedelje pad vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost (Δ ISQ) statistički značajno se smanjila (Wilcoxon-ov test; p=0,000). Posle pete nedelje zapažamo porast vrednosti ISQ u odnosu na primarnu stabilnost, koja je bila prisutna kod većine implanata. Tokom šeste nedelje zapažamo dalji statistički značajan porast ISQ, tako da su na kraju analiziranog perioda svi implantati iz ove grupe imali statistički značajno veće vrednosti ISQ od primarne stabilnosti.

Tabela 33. Promena stabilnosti implantata hidrofobne SLA površine tokom perioda praćenja od 6 nedelja

ISQ	Prosek	Med	SD	Min	Max	95% CI
ΔISQ-1. nedelje	2,10	2,0	0,88	0	4	1,77-2,43
ΔISQ-2. nedelje	2,70	3,0	1,20	0	5	2,28-3,12
ΔISQ-3. nedelje	4,10	4,0	1,67	1	8	3,48-4,72
ΔISQ-4. nedelje	0,43	0,50	1,68	-2	4	-0,19-1,06
ΔISQ-5. nedelje	-2,23	-2,0	1,72	-5	1	-2,87-(-1,59)
ΔISQ-6. nedelje	-4,03	-4,00	1,73	-7	-1	-4,68-(-3,39)

ΔISQ: primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

Tabela 34. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti implantata hidrofobne SLA površine tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	Verovatnoća^a
ΔISQ: 1. nedelje vs 2. nedelje	p=0,000
ΔISQ: 2. nedelje vs 3. nedelje	p=0,000
ΔISQ: 3. nedelje vs 4. nedelje	p=0,000
ΔISQ: 4. nedelje vs 5. nedelje	p=0,000
ΔISQ: 5. nedelje vs 6. nedelje	p=0,000

ΔISQ: primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja

^aWilcoxon-ov test

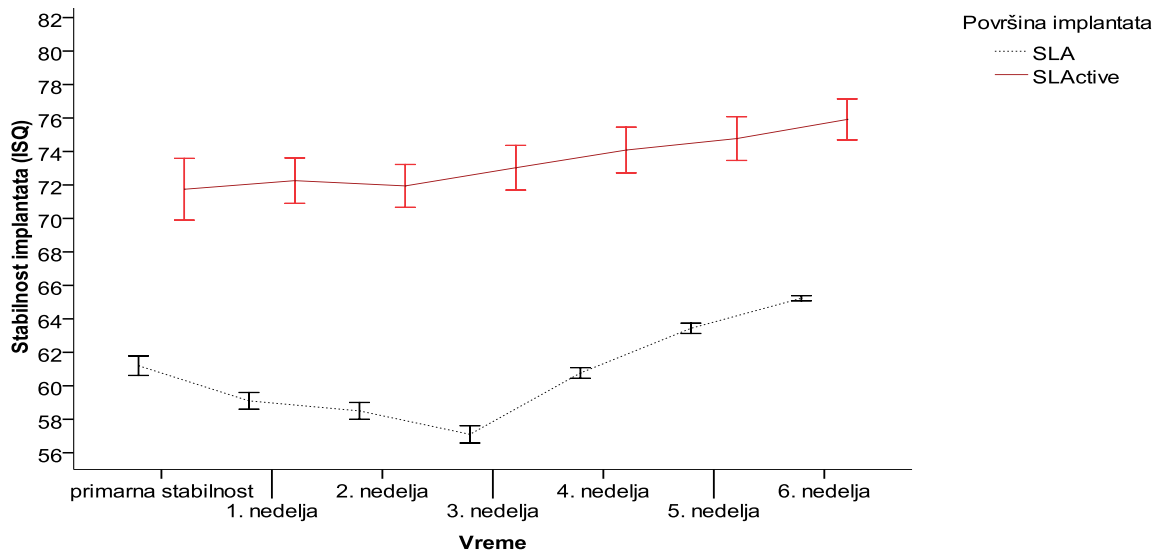
12. KOMPARATIVNA ANALIZA PRIMARNE I SEKUNDARNE STABILNOSTI IMPLANTATA HIDROFILNE I HIDROFOBNE POVRŠINE

Implantati hidrofilne SLActive površine ostvarili su statistički značajno veću primarnu stabilnost kao i sekundarnu stabilnost u poređenju sa implantatima hidrofobne SLA površine (Mann Whitney U test; $p=0,000$) tokom celog perioda praćenja (tabela 35, grafikon 11). Dinamika promene stabilnosti tokom perioda posmatranja razlikovala se između implantata hidrofilne i hidrofobne površine (grafikon 11). U grupi implantata hidrofilne površine, uočen je kontinuirani porast ISQ vrednosti tokom celokupnog perioda praćenja od 6 nedelja (grafikon 11). Implantati hidrofobne površine ostvarili su kontinuirani pad ISQ vrednosti od 1. do 3. nedelje, sa najnižom prosečnom ISQ vrednosti u trećoj nedelji, nakon čega je od 4. nedelje nastupio kontinuirani porast ISQ vrednosti sa najvećom prosečnom vrednosti u šestoj nedelji (grafikon 11).

Tabela 35. Statistička značajnost razlike u primarnoj i sekundarnoj stabilnosti implantata u zavisnosti od površine implantata

Vreme merenja	SLActive	SLA	Verovatnoća ^a
Primarna stabilnost	72,70±3,96	61,20±1,63	$p=0,000$
1. nedelje	72,97±3,16	59,10±1,40	$p=0,000$
2. nedelje	73,03±2,74	58,50±1,41	$p=0,000$
3. nedelje	74,01±3,06	57,10±1,45	$p=0,000$
4. nedelje	75,27±2,97	60,77±0,90	$p=0,000$
5. nedelje	75,93±2,77	63,43±0,86	$p=0,000$
6. nedelje	77,07±2,38	65,23±0,43	$p=0,000$

Prosek±standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;



Grafikon 11. Primarna i sekundarna stabilnosti implantata u zavisnosti od površine implantata

Dinamika promene sekundarne stabilnosti implantata u odnosu na primarnu stabilnost, razlikovala se prema površini implantata (grafikon 12). Implantati hidrofилne površine ostvarivali su porast stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost u svim nedeljama posmatranja, a najveći porast zabeležen je u šestoj nedelji. U grupi implantata hidrofobne površine od 1. do 4. nedelje zabeležen je pad stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost i on je bio najizraženiji u 3. nedelji, a najmanji u 4. nedelji posmatranja (tabela 36, grafikon 12). U 5. i 6. nedelji, implantati obe grupe ostvarili su porast sekundarne stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost (tabela 36, grafikon 12). Implantati hidrofилne površine ostvarili su veći porast sekundarne stabilnosti u 5. i 6. nedelji u odnosu na primarnu stabilnost u poređenju sa hidrofobnim, ali razlika između grupa nije bila statistički značajno različita (tabela 36). Međutim, implantati hidrofилne SLActive površine ostvarili su statistički značajno veću primarnu stabilnost kao i sekundarnu stabilnost u poređenju sa

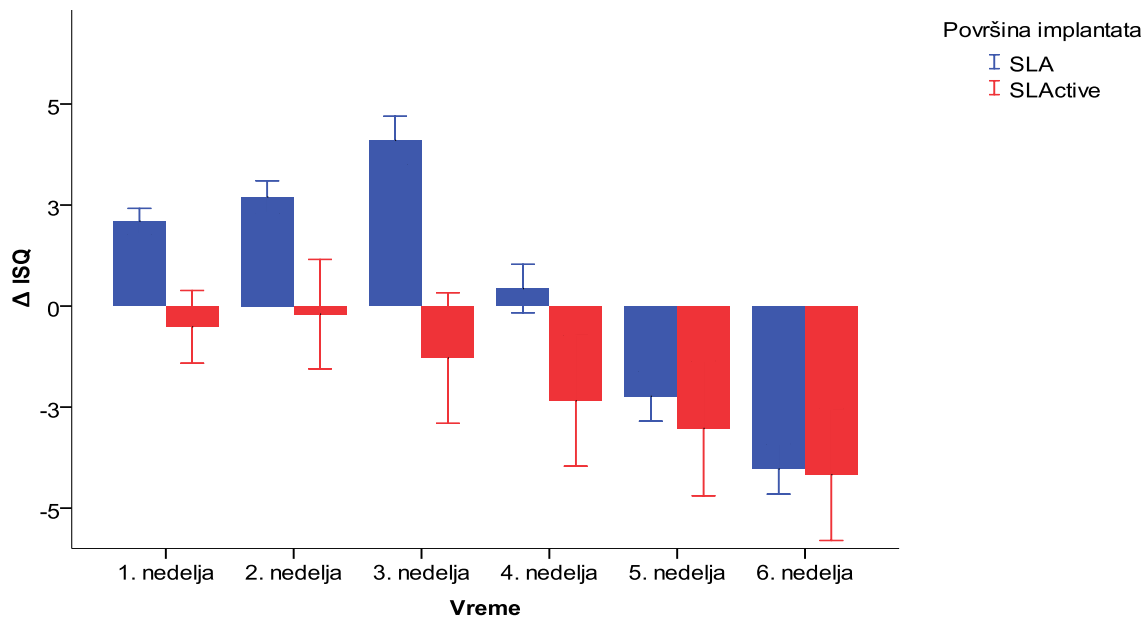
implantatima hidrofobne SLA površine (Mann Whitney U test; $p=0,000$) tokom celog perioda praćenja (tabela 35, grafikon 11).

Tabela 36. Statistička značajnost razlike u promeni stabilnosti implantata u zavisnosti od površine implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja

Vreme merenja	SLActive	SLA	Verovatnoća ^a
ΔISQ: primarna stabilnost-1. nedelja	-0,27±1,66	2,10±0,88	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-2. nedelja	-0,33±2,28	2,70±1,20	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-3. nedelja	-1,40±2,33	4,10±1,67	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-4. nedelja	-2,56±2,66	0,43±1,68	p=0,000
ΔISQ: primarna stabilnost-5. nedelja	-3,23±3,09	-2,23±1,72	p=0,166
ΔISQ: primarna stabilnost-6. nedelja	-4,37±2,82	-4,03±1,73	p=0,681

Prosek±standardna devijacija; ^aMann Whitney U-test;

ΔISQ: primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja



Grafikon 12. Promena stabilnosti implantata u zavisnosti od površine implantata tokom perioda praćenja od 6 nedelja (Δ ISQ: primarna stabilnost-vrednost ISQ izmerena u posmatranoj nedelji merenja)

VII DISKUSIJA

Endosealni dentalni implantati nude uspešan način nadoknade nedostajućih zuba. Primarna stabilnost implantata je osnovni faktor koji utiče na dugotrajan uspeh endosealnih implantata, što zavisi od dijametra i dužine implantata, oblika tela implantata, karakteristika navoja implantata (makro dizajn), primenjene hirurške tehnike, kao i od kvaliteta i količine raspoložive kosti ^{128,129}.

Primarnu stabilnost implantata je teško postići u bočnim segmentima gornje vilice **zbog male gustine kosti** u ovoj regiji ¹⁶². Kako su kvalitet i količina kosti faktori koji su već prisutni, u ovoj studiji ispitivan je uticaj različitih hirurških tehnika, makro i mikro dizajna implantata na poboljšanje stabilnosti implantata u kosti male gustine. U tom smislu preduzeta su eksperimentalna i klinička istraživanja. Problem prenošenja rezultata dobjenih na osnovu koštanih modela u eksperimentalnim studijama na kliničke uslove sastoji se u razlici debljine kortikalnog sloja kosti između vrsta ⁵¹. Za potrebe ove eksperimentalne studije kao koštani model korišćeno je svinjsko rebro uniformne debljine kortikalnog sloja od 2 mm, što dogovara debljini korteksa prisutnog u bočnoj regiji humane gornje vilice ^{70,85}. Dakle, rezultati ove studije se odnose na kost kvaliteta D3 i D4 kod koje je indikovana primene tehnike lateralne kondenzacije kao i upotreba samourezujućih implantata.

U literaturi je opisano nekoliko metoda za evaluaciju implantatne stabilnosti. U ovoj studiji, primenjivana je RFA metoda usled njene neinvazivnosti što je čini prikladnom za izvođenje u kliničkim uslovima. RFA merenja se mogu uzastopno ponavljati kako bi se kvantitativno procenila stabilnost implantata kako intraoperativno, tako i u postoperativnom periodu, a posmatrane ISQ vrednosti se mogu upoređivati nezavisno od implantatnog sistema koji se koristi ¹⁰⁴.

1. UTICAJ HIRURŠKE TEHNIKE ZA PREPARACIJU LEŽIŠTA NA PRIMARNU I SEKUNDARNU STABILNOST IMPLANTATA UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE

Primarna stabilnost omogućava mehanički oslonac implantata nakon njihove ugradnje u prethodno preparirano ležište i na taj način stvara uslove za neometanu oseointegraciju.

Rezultati naših eksperimentalnih i kliničkih ispitivanja pokazali su značajno veću primarnu stabilnost implantata ugrađenih tehnikom lateralne kondenzacije kosti, u poređenju sa implantatima ugrađenim standardnom hirurškom tehnikom. Ovakav rezultat se može objasniti mikromorfološkim promenama u spongioznoj kosti periimplantne regije nakon apikolateralne kondenzacije. Fanuscu i saradnici ⁵⁴ su zabeležili da lateralna kondenzacija kosti značajno povećava gustinu koštanih trabekula (gredica) i smanjuje razmak između njih. Takođe, zabeležili su značajno povećanje relativne zapremine kosti u sloju od 1 mm oko implantata ugrađenih nakon kondenzacije kosti. U njihovoj studiji izvedenoj na kadaverima implantati ugrađeni u ležišta preparirana tehnikom kondenzacije kosti postigli su veću primarnu stabilnost u odnosu na one koji su ugrađeni standardnom tehnikom, ali ova razlika u primarnoj stabilnosti implantata nije bila statistički značajna. Navedena diskrepanca u poređenju sa našim rezultatima može se objasniti različitom gustinom kosti u gornjoj vilici u *in vivo* uslovima i u ilijačnoj kosti svežih kadavera koji su korišćeni kao eksperimentalni modeli u njihovoj studiji.

Značajno veća primarna stabilnost implantata nakon kondenzacije kosti može biti rezultat poboljšane gustine kosti u periimplantatnoj regiji i povećanog kontakta kost-implantat. Proff i saradnici ¹¹⁷ su izveli studiju na kadaverima čiji histomorfometrijski rezultati ukazuju na značajno povećanje kontakta kost-implantat u spongiozi, nakon kondenzacije kosti, što je potvrđeno radorafskim merenjem gustine koštanog tkiva.

Navedene promene u mikroarhitektonici spongioznog koštanog tkiva klinički su se manifestovale diskretnim povećanjem primarne stabilnosti implantata nakon kondenzacije kosti (67.00 ± 3.32 ISQ) u poređenju sa standardnom tehnikom (65.60 ± 3.29 ISQ). U kompaktnoj kosti tehnika kondenzacije nije doprinela povećanju primarne stabilnosti implantata.

Strietzel i saradnici¹³⁵ su istakli prednosti upotrebe tehnike kondenzacije kod kosti tipa 3 i 4, kao i štetan efekat na oseointegraciju kada je izvođena u kosti velike gustine. Mesta ugradnje implantata gde se u toku preparacije ne može postići sila manja od 20 MPa nisu pogodna za kondenzaciju, zato što jača sila oštećuje osteocite, stvara koštane mikrofrakture i smanjuje mehaničke karakteristike koštanog tkiva i stabilnost implantata^{111,115}. U kliničkim uslovima u toku kondenzacije kosti, nije moguće primeniti definisanu silu, što ukazuje na značaj preoperativne procene gustine kosti kako bi se postigao uspešan terapijski ishod.

Buchter i saradnici²⁶ su zaključili da se ugradnjom implantata tehnikom kondenzacije kosti, postiže manja stabilnost implantata u poređenju sa standardnom tehnikom, što su objasnili stvaranjem mikrofrakture u kosti oko implantata. Međutim, Stavropoulos i saradnici¹³³ su zabeležili da vrlo male pukotine u koronarnom delu alveolarnog grebena, uočene nakon kondenzacije kosti u donjoj vilici pasa, nisu narušile dobru primarnu stabilnost implantata. Autori nisu zabeležili potpuno odvajanje koštanih fragmenata.

U saglasnosti sa našim rezultatima, Kim i saradnici⁸⁶ su potvrdili efikasnost tehnike kondenzacije za povećanje primarne stabilnosti implantata ugrađenih u kost male gustine. U njihovoj studiji na animalnim modelima, nakon ugradnje implantata u femur pasa, implantati ugrađeni tehnikom kondenzacije trabekularne kosti, ostvarili su više ISQ vrednosti, nego u grupama u kojima je primenjivana konvencionalna tehnika. Takođe, Choi i saradnici³⁶ su uočili veću primarnu stabilnost za implantate ugrađene u sveže smrznutu kost kadavera nakon kondenzacije kosti u poređenju sa konvencionalnom tehnikom.

Tokom vremena, primarna mehanička stabilnost implantata se transformiše u sekundarnu biološku stabilnost, koja je rezultat regeneracije i remodeliranja međuveze kost-implantat⁷⁹. Rezultati ovog kliničkog istraživanja pokazali su značajno povećanje prosečne stabilnosti implantata čija su ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije u poređenju sa konvencionalnom tehnikom, tokom celokupnog perioda posmatranja od 6 nedelja. Ovakav rezultat može biti posledica različitih načina regeneracije kosti nakon ispitivanih hirurških tehnika. Za razliku od uobičajenog načina koštane regeneracije koji se odvija primenom standardne tehnike, kod tehnike kondenzacije kosti može se očekivati pojava trauma-zavisnog mehanizma reparacije poznatijeg kao “regionalni fenomen ubrzavanja” (*engl.* “regional acceleratory phenomena”). Mehanički stimuli mogu ubrzati stvaranje trabekularne kosti⁵⁸. Lokalna koštana remodelacija može biti intenzivirana i do 50 puta⁵⁹. U studiji koja je sprovedena na životinjama, lokalna trauma izazvana osteotomskom tehnikom vodi ka poboljšanju kontakta kost-implantat u funkciji vremena²². Takođe je otkriveno da u poređenju sa standardnom tehnikom preparacije implantatnog ležišta, kondenzacijom kosti se generiše značajno manja količina toplote, što potencijalno stvara bolje uslove za oseointegraciju¹⁰⁹. Blanco i sar.²² su objavili poboljšanje oseointegracije denalnih implantata u trabekularnoj kosti nakon koštane kondenzacije u poređenju sa standardnom tehnikom.

Rezultati ove kliničke studije ukazuju na značajno smanjenje stabilnosti implantata u trećoj nedelji nakon ugradnje u obe ispitivane grupe. Ove opadajuće vrednosti su u skladu sa prethodnim istraživanjima i mogu se objasniti nekrozom u toku koštane remodelacije, što podrazumeva aktivnost osteoklasta koja smanjuje inicijalnu mehaničku stabilnost implantata, za vreme dok se novo koštano tkivo još uvek nije formiralo u stepenu potrebnom da obezbedi dobru stabilnost implantata. Berlundh i saradnici^{16,21,120} su na modelu psa zabeležili da u drugoj nedelji dolazi do remodelacija kosti u određenim regijama na implantatu, koje su odgovorne za primarnu stabilnost implantata. Uz poštovanje razlika u brzini zarastanja između vrsta, ovaj fenomen odgovara istoj pojavi koja se javlja u trećoj nedelji procesa zarastanja kod ljudi.

Rezultati naše studije su pokazali da čak i u trećoj kritičnoj nedelji zarastanja, bez obzira na prisutne frakture koštanih trabekula, zabeležene u prethodnim histološkim studijama, stabilnost implantata nakon kondenzacije se nije spustila ispod 65 ISQ, što je ustanovljena vrednost za imedijatno opterećenje implantata^{22,130}. U kontrolnoj grupi izmerene su značajno manje ISQ vrednosti. Moglo bi se špekulisati da povećana stabilnost implantata nakon kondenzacije kosti stvara uslove za njihovo ranije opterećenje. Ovo ukazuje na potrebu da se preispitaju postojeći protokoli opterećenja u kosti male gustine gde je upotrebljena tehnika kondenzacije. Uspešan ishod imedijatnog opterećenja implantata, ugradjenih nakon tehnike kondenzacije objavljen je u nekoliko prikaza slučajeva^{33,105}. Rezultati ove studije pokazuju da stabilnost počinje da raste počevši od četvrte nedelje, zahvaljujući stvaranju vlaknaste kosti (*engl. woven bone*) u kombinaciji sa stvaranjem zrele lamelarne kosti. U šestoj nedelji posmatranja, implantati iz obe grupe, ostvarili su ISQ vrednosti potrebne za protokol ranog opterećenja²¹. Međutim, značajno veće ISQ vrednosti su zabeležene kod tehnike lateralne kondenzacije u poređenju sa standardnom hirurškom tehnikom.

Različiti efekat kondenzacije kosti na stabilnost implantata opisan u literaturi, mogao bi se objasniti razlikom u gustini kosti i vremenu zarastanja između različitih eksperimentalnih životinja, kao i između modela životinja i gornje vilice kod ljudi. Takođe, može se objasniti i različitim primenjenim biomehaničkim testovima. U ovoj studiji je upotrebljena analiza rezonantne frekvencije (*engl. resonance frequency analysis*) za procenu stabilnosti implantata. U literaturi je RFA predložen kao najprihvatljiviji klinički metod za određivanje primarne i sekundarne stabilnosti implantata kao važnih indikatora uspeha implantata kao i ranih neuspehe^{35,68}.

2. UTICAJU MAKRO DIZAJNA IMPLANTATA NA PRIMARNU I SEKUNDARNU STABILNOST IMPLANTATA UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE

Rezultati naših eksperimentalnih i kliničkih istraživanja koja su se odnosila na uticaj makro dizajna implantata i hirurške tehnike za prepearciju implantatnog ležišta su pokazali da samourezujući implantati ugrađeni metodom lateralne kondenzacije kosti pokazuju najveće vrednosti primarne stabilnosti dok neurezujući implantati ugrađeni standardnom tehnikom pokazuju najmanje vrednosti. Samourezujući makro dizajn može kompenzovati nedovoljnu primarnu stabilnost implantata ugrađenih u kost male gustine standardnom hirurškom tehnikom i tako dobijene vrednosti nisu se značajno razlikovale od onih koje su ostvarili neurezujući implantati ugrađeni metodom lateralne kondenzacije. Porast stabilnosti kod ugradnje implantata sa samourezujućim navojima metodom kondenzacije može biti posledica u promeni mikromorfologije trabekularne kosti u periimplantatnoj regiji, koja je uzrokovana apiko-lateralnom kondenzacijom i sledstvenim sabijanjem kosti pri postavljanju samourezujućih implantata u ležište, povećavajući na taj način kontakt implant-kost. U nekoliko eksperimentalnih studija u kojima je gustina kosti procenjivana radiografski, dokazano je značajno povećanje gustine koštanih gredica, odnosno smanjenje rastojanja između njih, kao i značajno povećanje histomorfometrijskih karakteristika na spoju kost-implantat nakon kondenzacije kosti^{54,117}.

Akca i sar. su otkrili da je lokalna mikromorfologija kosti jedan od odlučujućih faktora pri adekvatnom izboru dizajna implantata kada je u pitanju postizanje primarne intraosealne stabilnosti implantata³. Nakon preparacije implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije, gustina kosti u periimplantatnoj regiji se može povećati sa tipa 4 na kost tipa 3. Rabel i sar. su zabeležili da se upotrebom samourezujućih implantata značajno povećava primarna stabilnost u mekoj kosti, dok kod ugradnje implantata u kost veće gustine makro dizajn nije od velikog značaja¹¹⁹. Moguće je da tehnika kondenzacije

omogućava tako dobru kompresiju trabekularne kosti da dalja kompresija koja se ostvaruje uz pomoć samourezujućih implantata ne mora ostvarivati bolji efekat na stabilnost implantata.

Međutim, nakon standardne tehnike ugradnje, samourezujući implantati su postigli značajno veću primarnu stabilnost u poređenju sa implantatima neurezujućeg makro dizajna. Ovo se može objasniti bliskim odnosom između kosti i implantata koji se dobija kao rezultat kompresije kosti navojima usled ugradnje implantata, pri čemu se smanjuju intertrabekularni prostori. Na ovaj način se povećava gustina kosti koja se nalazi između dva susedna navoja implantata. Poboljšavajući osobine kosti koja okružuje implantatno ležište postiže se čvršća podrška implantata što rezultuje povećanom stabilnošću implantata.

Toyoshima i saradnici ¹⁴² su u eksperimentalnoj studiji, koristeći trabekularnu ilijačnu kost svinja, ugrađivali implantate u ležišta preparirana standardnom tehnikom i zabeležili su značajno veću stabilnost samourezujućih implantata u poređenju sa neurezujućim.

U našoj studiji, u svim ispitivanim grupama zabeležen je značajan pad stabilnosti implantata u trećoj nedelji posle ugradnje. Ovo odgovara prelazu primarne mehaničke stabilnosti implantata, uslovljene koštanim tkivom koje okružuje ležište, u sekundarnu biološku stabilnost za koju je odgovorna nova remodelirana kost (novostvorena kost). U toku ovog perioda osteoklasti uklanjaju deo postojeće kosti, a količina novostvorene kosti je još uvek nedovoljna da omogući sekundarnu stabilnost. Od četvrte postoperativne nedelje zabeležen je porast stabilnosti implantata u svim studijskim grupama kao rezultat stvaranja nove vlaknaste kosti (*engl.* woven bone) i lamelarne kosti²¹.

3. UTICAJU MIKRO DIZAJNA IMPLANTATA NA PRIMARNU I SEKUNDARNU STABILNOST IMPLANTATA UGRAĐENIH U KOST MALE GUSTINE

Baier i saradnici^{10,11} su ukazali na značaj velike površinske efektivnosti (engl. surface energy) kao jednu od važnih površinskih karakteristika odgovornih za bolji koštani odgovor, iako se jedan od prethodnih pokušaja da se potvrdi ova hipoteza pokazao neuspešnim⁵³. Postoji mogućnost da je ovaj neuspeh nastao usled toga što su testirani implantati sa velikom površinskom efikasnošću gubili svoje fizičke osobine kada su došli u kontakt sa mekim tkivima ili usled činjenice da površinska efikasnost postoji na različitim nivoima i da u pomenutoj studiji ona nije bila dovoljno visoka. Pretpostavlja se da se potapanjem SLActive implantata modifikovane površine u tečnost nakon obrađivanja njegove površine može savladati problem kontaminacije tkiva.

Nekoliko studija je izvedeno u cilju ispitivanja celularnog odgovora na SLActive površinu. Vise različitih ćelijskih vrsta uključujući: osteoblaste humanog porekla kao što su MG63 ćelije, alveolarni osteoblasti humanog porekla, mezenhimalne stem ćelije humanog porekla iz koštane srži i ćelije periodontalnog ligamenta humanog porekla, je uzgajano na titanijumskim diskovima koji su imali SLActive površinu i upoređeno sa ćelijama koje su uzgajane na SLA površini. Samo je jedna studija pokazala povećanje ćelijske athezije na SLActive površini u prva 3 sata⁹², dok je većina studija pokazala slično vezivanje ćelija za SLActive i SLA površine^{98,118,157}.

U našoj studiji tokom 6 nedelja observacije, uočen je kontinuiran porast stabilnosti implantata hidrofilne SLActive površine. Porast stabilnosti u prvoj i drugoj nedelji nije bio statistički značajan dok su vrednosti stabilnosti SLActive površine od treće do šeste nedelje pokazale statistički značajnu razliku u odnosu na primarnu stabilnost.

Vrednosti stabilnosti SLA površine u prve tri nedelje nakon implantacije su pokazale statistički značajan pad u odnosu na primarnu stabilnost, dok je u četvrtoj nedelji došlo do povećanja vrednosti stabilnosti u odnosu na primarnu stabilnost bez statistički značajne razlike. Vrednosti stabilnosti izmerene u petoj i šestoj nedelji su bile znatno veće u odnosu na primarnu stabilnost. Ovo se može objasniti *in vitro* studijama koje pokazuju da je moguće kultivisati više različitih fenotipova ćelija na SLActive površini u poređenju sa SLA površinom, a takođe je potvrđeno i izuzetnim porastom aktivnosti alkalne fosfataze, osteokalcina i produkcije osteoprotegerina na SLActive površini u odnosu na SLA^{53,87,98,99,101,160}. Pored toga, veći stepen stvaranja lokalnih faktora odgovornih za formiranje kosti u mikrosredini, kao što je 10 puta povećanje prostaglandina E2 i 2,5 puta povećanje transformišućeg faktora rasta – β na SLActive površini u poređenju sa SLA površinom,^{122,159,160} predstavlja i izrazito povećanje brojnih genskih ekspresija koje su povezane sa transformišućim faktorom rasta - β i koštanim morfo-genetskim proteinom koji označava put ka povećanju koštane mase¹⁴⁹.

Izgleda da modifikovane SLA površine omogućavaju neinflamatornu mikrosredinu, budući da dendritske ćelije kultivisane na modifikovanoj SLA površini održavaju nezreo fenotip u poređenju sa dendritskim ćelijama koje su kultivisane na SLA površini⁹⁰. Osim toga, ukazano je da SLActive površine povećavaju angiogenezu podstaknutu osteoblastima, pošto su otkrivene veće koncentracije faktora angiogeneze (*engl.* angiogenesis growth factors) i to: vaskularni endotelni faktor rasta - A, fibroblastni faktor rasta - 2 i epidermalni faktor rasta, na ćelijama kultivisanim na SLActive površini u poređenju sa SLA površinom¹²¹. Takođe, otkriveno je povećanje genske ekspresije za nekoliko faktora angiogeneze⁹.

Rezultati naše studije ukazuju na različitu dinamiku promena stabilnosti implantata u zavisnosti od mikro dizajna implantata tokom 6 nedelja posle ugradnje. Implantati sa hidrofilnom površinom ostvarili su kontinuiran i statistički značajan porast stabilnosti tokom prvih 6 nedelja zarastanja u odnosu na primarnu stabilnost. U grupi implantata hidrofobne površine zabeležen je značajan pad stabilnosti tokom prve tri nedelje nakon ugradnje u odnosu na primarnu stabilnost, i kasniji kontinuirani porast stabilnosti do kraja

observacionog perioda. Takođe možemo reći da porast stabilnosti kod implantata sa hidrofilnom površinom pokazuje veće vrednosti od implantata sa hidrofobnom površinom na kraju opservacionog perioda ove studije i ta razlika je statistički značajna.

Karabuda i sar.⁸³ su kod 22 pacijenta sa bilateralnim nedostatkom zuba u bočnom segment donje vilice, ugradili 96 dentalnih implantata i to 48 implantata sa hidrofobnom SLA površinom i 48 SLActive implantata hidrofilne površine. Merenjem stabilnosti implantata neposredno posle operacije zatim 1, 3 i 6 nedelje nakon ugradnje nisu utvrdili značajnu razliku u stabilnosti implantata hidrofilne i hidrofobne površine.

Ova diskrepanca u poređenju sa našim rezultatima može se objasniti boljim kvalitetom kosti u dojoj vilici i malim uticajem površine imlantata na njihovu stabilnost ugradjenih u kost veće gustine.

VIII ZAKLJUČCI

Na osnovu primenjene metodologije i dobijenih rezultata eksperimentalnih i kliničkih istraživanja mogu se doneti sledeći zaključci :

1. Implantati ugrađeni u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije, u kosti male gustine, ostvarili su značajno veću primarnu i sekundarnu stabilnost u poređenju sa implantatima ugrađenim standardnom hirurškom tehnikom, tokom prvih 6 nedelja zarastanja.
2. Samourezujući implantati ugrađeni standardnom tehnikom u kost male gustine ostvaruju značajno veću primarnu i sekundarnu stabilnost u poređenju sa neurezujućim, tokom prvih 6 nedelja zarastanja.
3. Preparacijom implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije, makro dizajn implantata ne utiče značajno na primarnu stabilnost implantata. Sekundarna implantna stabilnost od druge do šeste nedelje zarastanja značajno je veća kod samourezujućih implantata u poređenju sa neurezujućim implantatima u kosti male gustine.
4. Najveće vrednosti primarne i sekundarne stabilnosti u kosti male gustine zabeležene su kod implantata samourezujućeg makro dizajna ugrađenih metodom lateralne kondenzacije a najmanje kod implantata sa neurezujućim makrodizajnom ugrađenih standardnom tehnikom.
5. Implantati hidrofilne površine ugrađeni u kost male gustine ostvarili su kontinuiran porast stabilnosti tokom prvih 6 nedelja zarastanja.
6. Implantati sa hidrofobnom površinom zabeležili su statistički značajan kontinuirani pad implantatne stabilnost u prve tri nedelje zarastanja. Od četvrte nedelje implantati sa hidrofobnom površinom zabeležili su statistički značajan porast

stabilnosti tako da su nakon pete i šeste nedelje vrednosti sekundarne stabilnosti bile više od primarne stabilnosti.

7. Implantati hidrofilne površine ugrađeni u kost male gustine ostvarili su statistički značajno veću primarnu i sekundarnu stabilnost u poređenju sa implantatima hidrofobne površine tokom prvih 6 nedelja zarastanja.

IX LITERATURA

A

1. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H-L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin. Oral Impl. Res.* 21, 2010; 129–136

2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.

3. Akca K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micromorphometric analysis. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17:465–472.

4. Ahmed M. Ballo, Omar Omar, Wei Xia and Anders Palmquist (2011). *Dental Implant Surfaces –Physicochemical Properties, Biological Performance, and Trends, Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4

5. Alberto R, Paolo T, Roberto C, Giulio C. Preoperative Evaluation of bone Quality and Bone Density Using a Novel CT/microCT based Hard-Normal-Soft Classification System. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002, 25:75-85.

6. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretation of the osseointegrated response: Clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6:95-105.

7. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants—past and future, 1966–2042. *J Can Dent Assoc* 2005;71:327.

8. Albrektsson, T. & Wennerberg, A. (2004a). Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*, 17, 536-543.

9. An N, Schedle A, Wieland M, Andrukhov O, Matejka M, Rausch-Fan X. Proliferation, behavior, and cytokine gene expression of human umbilical vascular endothelial cells in response to different titanium surfaces. *J Biomed Mater Res A*. 2010;93:364–372.

B

10. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Natiella RR, Carter JM. Surface properties determine bioadhesive outcomes: Methods and results. *J Biomed Mater Res*. 1984;18:337–355.

11. Baier RE, De Palma VA. Electrode-less glow discharge cleaning and activation of high energy substrates to ensure their freedom from organic contamination and their receptivity for adhesives and coatings. Technical Report CAQL NO 176, Internal Research Work Authorization No 7145–7176. Buffalo NY: Cornell Aeronautical Laboratory Inc, Cornell University; 1970.

12. Bagnò A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med* 2004;15:935–49.

13. Bahat, O. (1992) Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 7: 459–467.

14. Baksh D, Davies JE, Kim S. Three-dimensional matrices of calcium polyphosphates support bone growth in vitro and in vivo. *J Mater Sci Mater Med.* 1998;9(12):743-748.

15. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):215-223.

16. Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance Frequency Measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:641-51.

17. Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(4):193-198.

18. Bayerlein T, Proff P, Richter G, Dietze S, Fanghanel J, Gedrange T. The use of ceramic drills on a zirconium oxide basis in bone preparation. *Folia Morphol (Warsz).* 2006;65(1):72-74

19. Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, et al. A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin. Implant Dent Relat Res* 2000;2:159–65.

20. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):293-297.

21. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. A model study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:251-62.

22. Blanco J, Suarez J, Novio S, Villaverde G, Ramos I, Segade LAG. Histomorphometric assessment in cadavers of the periimplant bone density in maxillary tuberosity following implant placement using osteotome and conventional techniques. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:505-10.

23. Boggan, R.S., Strong, J.T., Misch, C.E. & Bidez, M.W. (1999) Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry* 82: 436–440.

24. Brånemark, P-I., Adell, R., Albrektsson, T., Lekholm, U., Lindstrom, J. & Rockler, B. (1984) An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 43: 497–505.

25. Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH, et al. Roughness response genes in osteoblasts. *Bone* 2004;35:124–33.

26. Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyhrother HV, et al. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:1-8.

27. Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Jayaranan M, Joos U, Meyer U. Interface reaction at dental implants inserted in condensed bone. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16:509-517.

28. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper RC, Jr., Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA, Misch CM, Steflik DE. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent.* 2000;9(3):252-260.

29. Buser, D; Schenk, RK; Steinemann, S; Fiorellini, JP; Fox, CH. & Stich, H. (1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*, 25, 889-902.

30. Buser, D; Nydegger, T; Oxland, T; Cochran, DL; Schenk, RK; Hirt, HP; Snétivy, D. & Nolte, LP. (1999). Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res*, 45, 75-83.

31. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83:529–33.

32. Buser D, Schenk R, Steiemann S, Fiorellini J, Fox C, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889–902.

C

33. Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark system implants with enhanced initial stability: a prospective 1 to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(Suppl 1):10-20.

- 34. Carlsson L, Albrektsson T, Berman C.** Bone response to plasma-cleaned titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:199–204.
- 35. Chaushu G, Chaushu S, Tzohar A, Dayan D.** Immediate loading of single-tooth implants: immediate vs. non immediate implantation. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:267-72.
- 36. Choi YC.** An immediate implant stability and pull-out study comparing two different surgical techniques: conventional drilling vs. trabecular compaction: A pilot study. Loma Linda, CA: Loma Linda University; 1995.
- 37. Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, Han CH, Rhyu IC, Lee SJ.** Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: A dog study. *J Oral Rehabil.* 2008;35(3):229-236.
- 38. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D.** Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 1998;40:1–11.
- 39. Conforto, E; Caillard, D; Aronsson, BO. & Descouts, P. (2004).** Crystallographic properties and mechanical behaviour of titanium hydride layers grown on titanium implants. *Philosophical Magazine*, 84, 631-645.
- 40. Conner K, Sabatini R, Mealey B, Takacks V, Mills M, Cochran D.** Guided bone regeneration around titanium plasma-sprayed, acid-etched and hydroxyapatite-coated implants in the canine model. *J Periodontol* 2003;74:658–68.

41.Cooper, LF; Zhou, Y; Takebe, J; Guo, J; Abron, A; Holmen, A, et al. (2006). Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO₂ grit-blasted c.p. titanium endosseous implants. *Biomaterials*, 27, 926-936.

D

42.Daculsi G, Laboux O, Malard O, Weiss P. Current state of the art of biphasic calcium phosphate bioceramics. *J Mater Sci Mater Med* 2003;14:195–200.

43.Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Kebir-Quelin M, Lazzara RJ. Technique modifiée de l'ostéotome. *Implant*. 1999;5:107–115.

44.Davarpanah, M., Martinez, H. & Tecucianu, J.F. (1999)Implants de gros diame`tre: peut-on pre`venir la perteosseuse et limiter les e`checs? *Implant 5*: 239–242.

45.Davarpanah, M., Martinez, H., Kebir-Quelin, M.&Tecucianu,J.F. (2000b) Enfouissement implantaire: approcheconventionnelle et nouvelles propositions.*Implant 6*: 81–90.

46.Davarpanah, M., Martinez, H., Tecucianu, J.F., Etienne,D., Askari, N. & Kebir, M. (1995) Les implants de large diame`tre. Re`sultats chirurgicaux a` 2 ans. *Implant1*: 289–300.

47.Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ*. 2003;67(8):932-949.

48. de Groot K, Wolke JG, Jansen JA. Calcium phosphate coatings for medical implants. *Proc Inst Mech Eng*1998;212:137–47.

49.de Oliveira RC, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on ct images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(2):231-238.

E

50. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(2):129-134.

51.Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(1):4-7.

52.Esposito M, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*2005;25:CD003815.

F

53. Fang M, Olivares-Navarrete R, Wieland M, Cochran DL, Boyan BD, Schwartz Z. The role of phospholipase D in osteoblast response totitanium surface microstructure. *J Biomed Mater Res A.* 2010;93:897–909.

54.Fanuscu MI, Chang TL, Akca K. Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. *J OralMaxillofac Surg* 2007; 65:2487–2491.

55.Ferraz MP, Monteiro FJ, Serro AP, Saramago B, Gibson IR,Santos JD. Effect of chemical composition on hydrophobicity and zeta potential of plasma sprayed HA/CaO-P2O5 glass coatings. *Biomaterials* 2001;22:3105–12.

56.Fernandez-Valeron, J. & Fernandez-Velazquez, J. (1997) Placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region: surgical procedure and preliminary results. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **12**: 814–819.

57.Friberg B, Jemt L, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prostheses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1991; 6:142-146.

58. Frost HM. The regional acceleratory phenomenon. In: Frost HM, editor. *Intermediary organisation of the skeleton*. Boca Raton,FL: CRC Press; 1986. p. 109-29.

59. Frost HM. The bone repair process. In: Frost HM, editor. *Intermediary organisation of the skeleton*. 1st ed. Boca Raton, FL: CRC Press; 1986. p. 135-64.

60.Fugazzotto PA. Immediate implant placement following a modified trephine/osteotome approach: success rates of 116 implants to 4 years in function. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2002; 17:113-120.

61.Fyhrie DP, Kimura JH. Nacob presentation keynote lecture. Cancellous bone biomechanics. North american congress on biomechanics. J Biomech. 1999;32(11):1139-1148

G

62.Gadelmawla, ES; Koura, MM; Maksoud, TMA; Elewa, IM. & Soliman, HM. (2002).Roughness parameters. Journal of Materials Processing Technology, 123, 133-145.

63.Geng, J.P., Ma, Q.S., Xu, W., Tan, K.B. & Liu, G.R.(2004a) Finite element analysis of four threadform configurations in a stepped screw implant.

Journal of Oral Rehabilitation 31: 233–239.

64.Geng, J.P., Xu, D.W., Tan, K.B. & Liu, G.R. (2004b)Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. Journal of Oral Implantology 30: 223–233

65. Giavaresi G, Fini M, Cigada A, Chiesa R, Rondelli G,Rimondini L, et al. Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. Biomaterials2003;24:1583–94.

66.Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, Hammerle CH. Immediate occlusal loading of branemark tiunite implants placed predominantly in soft bone: 1-year

67. Glauser G, Naef R, Scharer P. The osteotome technique a different method of implant placement in the posterior maxilla. *Implantologie* 1998; 2:103-120.

68. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:428-34.

69. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjorting-Hansen E. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res* 1995;29:1223–31.

H

70. Hahn J. Clinical uses of osteotomes. *J Oral Implantol.* 1999;25(1):23-29. results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:47-56.

71. Hansson S, Norton M. The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *J Biomech* 1999;32:829–36.

72. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003;36:1247-58.

73.Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a twodimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-8.

74.Horowitz RA. The use osteotomes for sinus augmentation at the time of implant placement. *Compend ContinEdu Dent.* 1997;18:441-7, 450-2

75. Huang YH, Xiropaidis AV, Sorensen RG, Albandar JM, Hall J, Wikesjo UM. Bone formation at titanium porous oxide(TiUnite) oral implants in type IV bone. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:105–11.

76. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):33-42.

I

77.Ivanoff, C.J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B. &Lekholm, U. (1997) Influence of implant diameter on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *International Journal of Oral andMaxillofacial Surgery* **26**: 141–148.

J

78. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of Periodontology* 1991; 62:2-4.

79. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *JDent* 2010;38:612-20.

80. Johns, R.B., Jemt, T. & Heath, M.R. (1992) A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 7: 513–522.

81. Jones, F.D., ed. (1964) *Machine Shop Training Course*. Industrial Press.

K

82. Kan JY, Rungcharassaeng K, Kim J, Lozada JL, Goodacre CJ. Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;87:485-9.

83. Karabuda ZC, Abdel-Haq J, Arifan V. Stability, marginal bone loss and survival of standard and modified sand-blasted, acid-etched implants in bilateral edentulous spaces: A prospective 15-month evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22:840–849.

- 84. Khayat, P. & Nader, N. (1994)** The used of osseointegrated implants in the maxillary tuberosity. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* **6**: 53–61.
- 85. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW.** Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(5):522-527
- 86. Kim SK, Lee HN, Choi YC, Heo S-J, Lee CW, Choie MK.** Effect of anodized oxidation or turned implants on bone healing after using conventional drilling or trabecular compaction technique: Histomorphometric analysis and RFA. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:644-50.
- 87. Klein MO, Bijelic A, Toyoshima T, et al.** Long-term response of osteogenic cells on micron and submicron- scale-structured hydrophilic titanium surfaces: Sequence of cell proliferation and cell differentiation. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:642–649.
- 88. Kong L, Liu BL, Hu KJ, Li DH, Song YL, Ma P, Yang J.** Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2006;24(6):509-512, 515.
- 89. Kong L, Zhao Y, Hu K, Li D, Zhou H, Ziyan W, Liu B.** Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software.* 2009;40:474-478.
Software. 2009;40:474-478.
- 90. Kou PM, Schwartz Z, Boyan BD, Babensee JE.** Dendritic cell responses to surface properties of clinical titanium surfaces. *Acta Biomater.* 2011;7:1354–1363.

91. Kurtzman GM, Schwartz K. The subperiosteal implant as a viable long term treatment modality in the severely atrophied mandible: a patient's 40-year case history. *J Oral Implantol* 1995;21:35-9.

L

92.Lai HC, Zhuang LF, Liu X, Wieland M, Zhang ZY, Zhang ZY. The influence of surface energy on early adherent events of osteoblast on titanium substrates. *J Biomed Mater Res A.* 2010;93:289–296.

93.Langer, B., Langer, L., Herrmann, I. & Erug, M. (1993) The wide fixture: a solution for special bone situations and rescue for the compromised implant. Part1. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **8**: 400–408.

94. Le Gu´ehennec I, A. Soueidan, P. Layrolle , Y. Amouriq Surface treatments of titanium dentalimplants for rapid osseointegration. Elsevier Ltd. doi:10.1016/j.dental.2006.06.025

95. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses:Osseointegration in clinical dentistry.* 1st ed. Chicago: Quintessence; 1985. 199-210.

96.Lin S, Shi S, LeGeros RZ, LeGeros JP. Three-dimensional finite element analyses of four designs of a high-strength silicon nitride implant. *Implant Dent* 2000;9:53-60.

M

97. Mabboux F, Ponsonnet L, Morrier JJ, Jaffrezic N, Barsotti O. Surface free energy and bacterial retention to saliva-coated dental implant materials—an in vitro study. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2004;39:199–205.

98. Mamalis AA, Silvestros SS. Analysis of osteoblastic gene expression in the early human mesenchymal cell response to a chemically modified implant surface: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:530–537.

99. Mamalis AA, Markopoulou C, Vrotsos I, Koutsilirieris M. Chemical modification of an implant surface increases osteogenesis and simultaneously reduces osteoclastogenesis: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22:619–626.

100. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(5):423–432

101. Masaki C, Schneider GB, Zaharias R, Seabold D, Stanford C. Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:650–656.

102. Massaro C, Rotolo F, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, et al. Comparative investigation of the surface of commercial titanium dental implants. Part 1: chemical composition. *J Mater Sci Mater Med* 2002;13:535–48.

103. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2009;9(2):61–71.

104. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998; 11:491–501.

105. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. RF measurements of implant stability in vivo. A cross sectional and longitudinal study of RFM on implants in edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:226-33.

106. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St. Louis: Elsevier; 1999. p. 54.

107. Misch CE. Density of bone effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990; 6:23-31.

108. Misch CE. Density of bone: Effect on treatment planning, surgical approach and healing. In: Misch CE, editor. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2007. 469-485.

109. Misic T, Markovic A, Todorovic A, Colic S, Scepanovic M, Milicic B. An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: bone condensing versus bone drilling. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 112(1):28-33.

110. Misic T. Eksperimentalno i kliničko ispitivanje uticaja hirurške tehnike na temperaturu kosti male gustine tokom preparacije ležišta i ugradnje implantata. Doktorska disertacija. Beograd; 2012.

111. Muller W, Lowicke G, Naumann H. Reconstruction of the pars alveolaris with moulded and compressed spongy substance. Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl 1985;73:464-70.

N

112. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. Six-year prosthodontic study of 509 consecutively-inserted implants for the treatment of facial edentulism. J Prosthet Dent 1992; 67:236-245.

113. Nkenke E, Kloss F, Wiltfang J, et al. Histomorphometric and fluorescence microscopy analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteotome technique. Clin Oral Implants Res 2002; 13:595-602.

114. Norton MR, Gamble C. Bone classification: An objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Implants Res. 2001;12(1):79-84.

O

115. Osborn JF. Generation of anatomically shaped pressed autologous cancellous bone for reconstruction of continuity defects. Dtsch Z Mund, Kiefer Gesichtschir 1980;4:46-9.

116. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):474-480.

P

117.Proff P, Bayerlein T, Rottner K, et al. Effect of bone conditioning on primary stability of FRIALIT-2 implants. *ClinOral Implants Res* 2008; 19:42–47.

Q

118.Qu Z, Rausch-Fan X, Wieland M, Matejka M, Schedle A. The initial attachment and subsequent behavior regulation of osteoblasts by dental implant surface modification. *J Biomed Mater Res A.*2007;1;82:658–668.

R

119.Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig.* 2007;11(3):257-265.

120.Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:425-31.

121.Raines AL, Olivares-Navarrete R, Wieland M, Cochran DL, Schwartz Z, Boyan BD. Regulation of angiogenesis during osseointegration by titanium surface microstructure and energy. *Biomaterials*.2010;31:4909–4917

122.Rausch-Fan X, Qu Z, Wieland M, Matejka M, Schedle A. Differentiation and cytokine synthesis of human alveolar osteoblasts compared to osteoblast-like cells (MG63) in response to titanium surfaces. *Dent Mater*. 2008;24:102–110.

123.Rungcharassaeng K, Lozada JL, Kan JYK, Kim JS, Campagni WV, Munoz CA. Peri-implant tissue response of immediately loaded threaded HA-coated implants: 1-year results. *J Prosthetic Dentistry* 2002; 87:173-181.

124.Rupp, F; Scheideler, L; Olshanska, N; de Wild, M; Wieland, M. & Geis-Gerstorfer, J. (2006).Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *J Biomed Mater Res A*, 76, 323-334.

S

125.Schroeder, A; van der, Zypen, E; Stich, H. & Sutter, F. (1981). The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg*, 9, 15-25.

126.Schultze-Mosgau S, Schliephake H, Neukam FW, Wichmann M. Endosteal implants in the partially edentulous posterior maxilla. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1996; 51:115-117.

127.Schwarz, F; Herten, M; Sager, M; Wieland, M; Dard, M. & Becker, J. (2007). Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemicallymodified (SLActive) and conventional SLAtitanium implants:A pilot study in dogs. *J Clin Periodontol*, 34, 78–86.

128. Sennerby L,Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19:493–498.

129. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000 2008; 47:51–66.

130. Sennerby l, Meredith N, Della A. Frequenza di risonanza (RFA).Conoscence attuali e implicazioni cliniche. In: Chiapasco M, Gatti C, editors. *Osteointegrazione e Carico Immediato Fondamenti biologicie applicazioni cliniche*. Milan: Masson; 2002. p. 19-31.

131.Shalabi MM, Wolke JGC, de Ruijter AJE, Jansen JA. Histological evaluation of oral implants inserted with different surgical techniques into the trabecular bone of goats. *Clin Oral Impl Res* 2007; 18:489-495.

132.Shalabi MM, Manders P, Mulder J, Jansen JA, Creugers NH. A meta analysis of clinical studies to estimate the 4.5 years survival rate of implants placed with osteotome technique. *Int J Oral Maxillofacial Implants*. 2007; 22:110-6

133.Stavropoulos A, Nyengaard JR, Lang NP, Karring T. Immediate loading of single SLA implants: drilling vs. osteotomes for the preparation of the implant site. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:55-65.

- 134. Steinemann S.** Titanium-the material of choice? *Periodontology* 2000 1998;17:7–21.
- 135. Strietzel FP, Nowak M, Kuchler I, Friedmann A.** Peri-implant alveolar bone loss with respect to bone quality after use of the osteotome technique. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:508-13.
- 136.Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Roser K, Wennerberg A,Albrektsson T.** Oxidized implants and their influence on the bone response. *J Mater Sci Mater Med* 2001;12:1025–31.
- 137.Sul YT, Johansson C, Wennerberg A, Cho LR, Chang BS,Albrektsson T.** Optimum surface properties of oxidizedimplants for reinforcement of osseointegration: surfacechemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:349–59.
- 138.Sul YT, Johansson CB, Roser K, Albrektsson T.** Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions toanodised implants. *Biomaterials* 2002;23:1809–17.
- 139. Summers RB.** A new concept in maxillary implant surgery: The osteotome technique. *Compend Suppl.* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
- 140.Szmukler-Moncler, S; Perrin, D; Ahossi, V; Magnin, G. & Bernard, JP.** (2004). Biological properties of acid etched titanium implants: effect of sandblasting on bone anchorage. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 68, 149-159.

T

141. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter S. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:193–200.

142. Toyoshima T, Wagner W, Klein MO, Stender E, Wieland M, Al-Nawas B. Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(1):71-78.

143. Trisi P, Rebaudi A. Peri-implant bone reaction to immediate, early and delayed orthodontic loading in humans. *Int J Periodonics Restorative Dent* 2005; 25:317-329.

144. Trisi P, Rao W. Bone classification: Clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(1):1-7.

145. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(12 Suppl 5):38-45.
126

146. Tulasne, J.F. (1992) Implants pte' rygo-maxillaires. Expe'rience sur 7 ans. *Les cahiers de prothe`se 'Implant'* N^o 1 Hors se'rie 1: 39–48.

V

147. van Steenberghe, D., Lekholm, U. & Bolender C. (1990) The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 588 fixtures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **5**: 272–281.

148. Venturelli, A. (1996) A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **11**: 743–749

149. Vlacic-Zischke J, Hamlet SM, Friis T, Tonetti MS, Ivanovski S. The influence of surface microroughness and hydrophilicity of titanium on the up-regulation of TGFb/BMP signalling in osteoblasts. *Biomaterials*. 2011;32:665–671.

W

150. Wall I, Donos N, Carlqvist K, Jones F, Brett P. Modified titanium surfaces promote accelerated osteogenic differentiation of mesenchymal stromal cells in vitro. *Bone*. 2009;45:17–26.

151. Wennerberg A, Bolind P, Albrektsson T. Glow discharge pre-treated implants combined with temporary bone ischaemia. *Swed Dent J* 1991;15:95–101.

152. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:11–9.

153. Wennerberg A, Albrektsson T, Albrektsson B, Krol JJ. Histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implant Res* 1996;6:24–30.

154. Wikstrom, M. (1996) Wide form surgical handling considerations. *The Nobel Biocare Global Forum* 10(3):7.

155. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol* 2000;5:22-31.

156. Wu SW, Lee CC, Fu PY, Lin SC. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. *Med Eng Phys.* 2011.

157. Wyatt, C.C.&Zarb G.A. (1998) Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 13: 204–211

X

158. Xiropaidis AV, Qahash M, Lim WH, Shanaman RH, Rohrer MD, Wikesjo UM, et al. Bone-implant contact at calcium phosphate-coated and porous titanium oxide (TiUnite)-modified oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:532–9.

Z

159. Zhao G, Raines AL, Wieland M, Schwartz Z, Boyan BD. Requirement for both micron- and submicron scale structure for synergistic responses of osteoblasts to substrate surface energy and topography. *Biomaterials*. 2007;28:2821–2829.

160. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, Boyan BD. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A* 2005; 74: 49-58.

161. Zinger O, Anselme K, Denzer A, Habersetzer P, Wieland M, Jeanfils J, et al. Time-dependent morphology and adhesion of osteoblastic cells on titanium model surfaces featuring scale-resolved topography. *Biomaterials* 2004;25:2695–711

162. Zix J, Liechti GK, Stern RM. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of Resonance Frequency Analysis: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:747–752.

BIOGRAFIJA

Dr Dejan Čalasan je rođen u Foči, 29. 03. 1975 godine. Osnovnu i srednju školu je završio u Foči. Stomatološki fakultet upisao je školske 1993/94. godine, a diplomirao je 2000/01. godine na Stomatološkom Fakultetu u Beogradu sa prosečnom ocenom 9,21. Nakon pripravničkog staža obavljenog na klinikama Stomatološkog fakulteta u Beogradu, položio je stručni ispit 2002. godine.

Prvu godinu magistarskih studija iz naučne oblasti Oralna hirurgija na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu upisao je školske 2001/2002. godine. Položio je sve ispite predviđene planom i programom i septembra 2007. odbranio magistarsku tezu pod nazivom » RADIOLOŠKA PROCENA GUSTINE KOSTI NAKON UGRADNJE ENDOOSEALNIH IMPLANTATA «. Specijalistički ispit iz Oralne hirurgije položio je 2005. godine sa ODLIČNOM ocenom. Zaposlen je na Klinici za oralnu hirurgiju Stomatološkog fakulteta u Beogradu od 2002. godine kao asistent za naučne oblasti Oralna hirurgija, Oralna implantologija i Stomatoloska anesteziologija.

Mr sci. Dejan Čalasan se stručno usavršavao kako u zemlji tako i u inostranstvu. Član je SLD, Sekcije za oralnu hirurgiju SLD i Sekcije za oralnu implantologiju SLD.

Mr sci. Dejan Čalasan je, do sada , saopštio 13 radova na skupovima u zemlji i 6 radova na skupovima u inostranstvu, a objavio je 2 rada u inostranom stručnom časopisu koji je citiran u *Current Contents*. Održao je i 2 predavanja po pozivu i bio mentor tri studentska rada.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а: Дејан И. Ћаласан

број индекса _____

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

**«УТИЦАЈ ХИРУРШКЕ ТЕХНИКЕ И МИКРО И МАКРО ДИЗАЈНА ИМПЛАНТАТА
НА ЊИХОВУ СТАБИЛНОСТ У БОЧНОМ СЕГМЕНТУ ГОРЊЕ ВИЛИЦЕ»**

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанда

У Београду, _____

Дејан Ћаласан

Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора : Дејан И. Таласан

Број индекса _____

Студијски програм _____

Наслов рада: » УТИЦАЈ ХИРУРШКЕ ТЕХНИКЕ И МИКРО И МАКРО ДИЗАЈНА ИМПЛАНТАТА НА ЊИХОВУ СТАБИЛНОСТ У БОЧНОМ СЕГМЕНТУ ГОРЊЕ ВИЛИЦЕ»

Ментор : Проф.др Алекса Марковић

Потписани/а _____

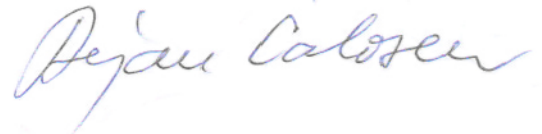
Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, _____



Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

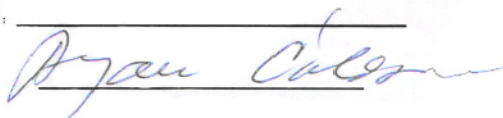
Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, _____



1. Ауторство - Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. Ауторство – без прераде. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.