

**UNIVERZITET U BEOGRADU  
STOMATOLOŠKI FAKULTET**

**Tijana S. Mišić**

**EKSPERIMENTALNO I KLINIČKO  
ISPITIVANJE UTICAJA HIRURŠKE  
TEHNIKE NA TEMPERATURU KOSTI MALE  
GUSTINE TOKOM PREPARACIJE LEŽIŠTA  
I UGRADNJE IMPLANTATA**

**Doktorska disertacija**

**Beograd, 2012**

**UNIVERSITY OF BELGRADE  
SCHOOL OF DENTISTRY**

**Tijana S. Mišić**

**EXPERIMENTAL AND CLINICAL STUDY OF  
EFFECT OF SURGICAL TECHNIQUE ON  
TEMPERATURE OF LOW DENSITY BONE  
DURING IMPLANT SITE PREPARATION  
AND IMPLANT PLACEMENT**

**Doctoral Dissertation**

**Belgrade, 2012**

**Mentor:** profesor dr Aleksa Marković, Stomatološki fakultet Beograd

**Članovi komisije:**

profesor dr Snježana Čolić, Stomatološki fakultet Beograd

profesor dr Ljiljana Stojčev – Stajčić, Stomatološki fakultet Beograd

profesor dr Siniša Mirković, Medicinski fakultet Novi Sad

**Datum odbrane:**

## Zahvalnost

Prof. dr Aleksu Markoviću, mom mentoru i učitelju, izražavam neizmernu zahvalnost jer je svojim stručnim znanjem i pedagoškim delovanjem ostvario izuzetan uticaj na postavku, izradu i konačan oblik ovog rada.

Prof. dr Snježani Čolić, prof. dr Ljiljani Stojčev-Stajčić i prof. dr Siniši Mirkoviću izražavam veliku zahvalnost jer su svojim stručnim sugestijama pomogli u definitivnoj izradi ovog rada.

Prof. dr Aleksandru Todoroviću i dr sci. Miodragu Šćepanoviću zahvaljujem na pomoći u realizaciji eksperimentalnog istraživanja, kao i na stručnim sugestijama i dobronamernim primedbama kojima su unapredili kvalitet ove doktorske disertacije.

Zahvaljujem prof. dr Draganu Mančiću, mr Zoranu Petrušiću i dipl. inž. Igoru Jovanoviću iz Laboratorije za termoviziju Elektronskog fakulteta u Nišu na pomoći u realizaciji i unapređenju kliničke studije.

Zahvalnost dugujem prof. dr Biljani Miličić na istrajnoj i stručnoj pomoći u borbi sa Scilom i Haribdom u statistici.

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

Zahvaljujem Zlatku Dukiću na snimljenim fotografijama i firmi Bredent koja je obezbedila materijal za istraživanje.

Svojoj porodici, neizmerno zahvaljujem na razumevanju i podršci koju mi neprestano pružaju.

## Rezime

Bočni segment gornje vilice čini kost male gustine u kojoj je teško postići primarnu stabilnost implantata neophodnu za neometano zarastanje. U ovoj regiji, radi postizanja zadovoljavajuće primarne stabilnosti preporučena je ugradnja samourezujućih implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije kosti.

Tokom hirurških implantoloških procedura u implantantnom ležištu se generiše frikciona toplota. Temperatura kosti od 47°C u trajanju od jednog minuta narušava regenerativni potencijal koštanog tkiva, uzrokuje resorpciju kosti i umanjuje njena mehanička svojstva što može rezultirati ranim neuspjehom implantantne terapije. Prevencija ekscesivnog zagrevanja koštanog tkiva tokom preparacije ležišta i ugradnje implantata važan je preduslov uspešne oseointegracije.

Ciljevi doktorske disertacije su:

1. Uporediti promenu temperature u kosti kod standardne i tehnike lateralne kondenzacije preparacije ležišta implantata.
2. Ispitati uticaj temperature fiziološkog rastvora za hlađenje na temperaturu kosti tokom preparacije ležišta implantata.
3. Uporediti promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata nakon preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom tehnikom.
4. Uporediti promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata uz primenu obrtnog momenta od 30, 35 i 40 Ncm.
5. Uporediti promenu temperature kosti tokom ugradnje samourezujućih i neurezujućih implantata.
6. Ispitati uticaj pola i starosne dobi ispitanika na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata.
7. Ispitati uticaj gustine kosti primajuće regije i regije implantacije na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata.

Za ispitivanje uticaja hirurške tehnike na temperaturu kosti male gustine tokom preparacije ležišta i ugradnje implantata preduzeta su eksperimentalna i klinička istraživanja.

U eksperimentalnoj studiji kao koštani model korišćeno je svinjsko rebro uniformne debiljine kortikalnog sloja od 2 mm. Temperatura je merana pomoću tri termopara postavljena na rastojanju 0,5mm od implantatnog ležišta, vertikalno na dubini od 1 mm, 5 mm i 10 mm.

Preduzeta su dva seta eksperimenata.

U prvom setu eksperimenata ispitivan je uticaj hirurške tehnike na promenu temperature kosti tokom preparacije ležišta implantata pri čemu su upoređivane tehnika lateralne kondenzacije kosti (eksperimentalna grupa) i standardna hirurška tehnika (kontrolna grupa). Preparacija implantatnog ležišta izvođena je bez irigacije, zatim uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature i fiziološkim rastvorom temperature 5°C.

Drugi set eksperimenata je preduzet radi ispitivanja uticaja hirurške tehnike (lateralna kondenzacija kosti i standardna tehnika), obrtnog momenta sile (30 Ncm, 35 Ncm i 40 Ncm) i makrodizajna implantata (samourezujući i neurezujući) na temperaturu kosti tokom postavljanja implantata u pripremljeno ležište.

Randomizovanom kontrolisanom kliničkom studijom bilo je obuhvaćeno 14 ispitanika oba pola (8 žena i 6 muškaraca), prosečne starosti 51.13 godina (od 30 do 63 godina) kod kojih je u bočni segment gornje vilice ugrađeno ukupno 30 implantata, 15 implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije (studijska grupa) i 15 implantata nakon

preparacije ležišta standardnom hirurškom tehnikom (kontrolna grupa). Temperatura kosti koja okružuje implantantno ležište merena je infracrvenom termografijom.

Dobijeni rezultati ukazuju da preparacija implantantnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije uzrokuje značajno manje zagrevanje kosti u poređenju sa standardnom hirurškom tehnikom iako su sve izmerene vrednosti temperature bile u fiziološkom opsegu bez obzira na vrstu hirurške tehnike. Preparacija implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije kosti bez irigacije bezbedna je u smislu termičkog efekta koji ostvaruje na koštano tkivo. Iako irigacija kontaktne površine instrumenta i kosti fiziološkim rastvorom sobne temperature obezbeđuje potrebno hlađenje kosti bez obzira na vrstu hirurške tehnike kojom se prepariše implantantno ležište, fiziološki rastvor temperature 5°C značajno efikasnije redukuje temperaturu koštanog tkiva.

Proces ugradnje implantata u pripremljeno ležište značajno povećava temperaturu okolne kosti bez obzira na vrstu hirurške tehnike za preparaciju implantatnog ležišta. Izmerene temperature su ispod nivoa kritičnog za termičku nekrozu kosti. Ugradnja implantata u ležište preparisano tehnikom lateralne kondenzacije uzrokuje značajno veće zagrevanje kosti na dubini ležišta od 1 mm, ali i značajno manje zagrevanje na dubini od 5 mm u poređenju sa ugradnjom implantata u ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom. Obrtni moment od 35 Ncm i 45 Ncm uzrokuju značajno veći porast temperature okolne kosti tokom ugradnje implantata u odnosu na obrtni moment od 30 Ncm. Ugradnja neurezujućih implantata praćena je diskretnim i neznačajnim porastom temperature kosti u poređenju sa samourezujućim implantatima.

Karakteristike ispitanika: starosna dob, pol, gustina kosti primajuće ragije i regija implantacije ne utiču značajno na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata u bočni segment gornje vilice. Značajan prediktor promene temperature uslovljene postavljanjem implantata u pripremljeno ležište je hirurška tehnika kojom je ležište preparisano.

Optimalni termički efekat hirurških implantoloških procedura u kosti male gustine moguće je ostvariti preparacijom ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i ugradnjom samourezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 30Ncm.

**Ključne reči:** infracrvena termografija, irigacija, lateralna kondenzacija kosti, makrodizajn implantata, temperatura kosti, termička nekroza kosti, termoparovi, obrtni moment sile

**Naučna oblast:** stomatološke nauke

**Uža naučna oblast:** oralna hirurgija

**UDK broj:** 616.314-089.843(043.3)

## Summery

The posterior maxilla consists of low density bone in which primary stability of the implant which is necessary for unobstructed healing is difficult to obtain. In order to achieve good implant primary stability, the placement of self tapping implants after lateral bone condensing is recommended.

During surgical implant procedures, friction heat is generated in the implant site. Bone temperature of 47°C lasting for 1 min destroys the regenerative potential of the bone tissue, causes resorption of the bone and diminishes the mechanic features which can result in early failure of implant therapy.

The prevention of excessive heating of the bone tissue during implant site preparation and implant placement is a key requirement for successful osseointegration.

The aims of the dissertation are:

1. To compare the bone thermal changes in lateral bone condensing and bone drilling technique.
2. To examine the effect of the temperature of the saline solution for cooling the bone during implant site preparation and implant placement.
3. To compare the bone thermal changes during implant placement after lateral bone condensing technique and bone drilling technique.
4. To compare the bone thermal changes during implant placement using Insertion torque value of 30, 35, 40 Ncm.
5. To compare the bone thermal changes during placement of self tapping and non self tapping implants.
6. To examine the influence of age and gender of the patients on the bone thermal change during implant placement.
7. To examine the influence of bone density at the recipient site as well as region of the implantation on the bone thermal changes during implant placement.

In order to study and examine the influence of surgical technique on the temperature of the low density bone in implant site preparation and implant placement, experimental and clinical research has been conducted.

In the experimental study as a bone model, a pig rib was used with uniform thickness of the cortical layer of 2mm. The temperature was measured using 3 thermocouples placed in distance of 0,5mm from the implant site, with vertical depth of 1mm, 5mm, 10mm.

Two sets of experiments have been conducted.

In the first set of experiments, the effect of surgical technique on the bone thermal change was examined during implant site preparation in which lateral bone condensing technique (experimental group) and standard bone drilling technique ( control group ) were compared.

Implant site preparation was conducted without irrigation, with irrigation using room temperature saline solution and saline solution of 5 °C.

The second set of experiments were conducted with the aim of examining the effect of surgical technique (lateral bone condensing technique and bone drilling) on bone temperature during implant site preparation and implant placement.

In the randomized, controlled clinical study, 14 patients were included of both gender (8 women and 6 men) and average age 51.3 ( from 30 to 63), in whose posterior maxilla a total of 30 implants were placed: 15 after lateral bone condensing (study group) and 15 after bone drilling ( control group ).

Bone temperature which surrounds the implant site was measured by infrared thermography.

The results obtained indicate that implant site preparation by lateral bone condensing technique causes significantly less bone heating in comparison with standard bone drilling technique, even though all measured temperature values were in the physiological range regardless of the technique used.

Implant site preparation by lateral bone condensing technique with no irrigations is safe in terms of thermal effect which is realized in the bone tissue. Even though the irrigation of the contact surface between the instrument and bone with saline solution of room temperature secures the necessary cooling of the bone regardless of the surgical technique used for implant site preparation, the saline temperature of 5°C significantly reduces the tissue temperature. The implant placement procedure significantly increases the temperature of the surrounding bone regardless of the surgical technique used for implant site preparation.

The measured temperatures are below critical levels for thermal necrosis of the bone. The implant placement in the prepared implant site using lateral bone condensing technique causes significantly higher bone heating at the site, in depth of 1 mm, but also considerably less heating at depth of 5 mm in comparison with the implant placement in implant site prepared by standard bone drilling technique. Insertion torque value of 35 Ncm and 45 Ncm causes a considerably higher increase in temperature of the surrounding bone in comparison with insertion torque value of 30 Ncm. The placement of none self tapping implants is followed by discrete and insignificant thermal increase in comparison with self tapping implants.

The characteristics of patients – age, gender, bone density of the recipient site and region of implantation, do not notable influence the bone thermal change during the implant placement in the posterior maxilla. A significant predictor of the thermal change conditioned by placing the implant in implant site is the surgical technique used for implant site preparation.

The optimal effect of the surgical implant procedures in low density bone is possible by implant site preparation with lateral bone condensing technique and placement of self tapping implants using insertion torque value of 30 Ncm.

**Key words:** Infrared thermography, irrigation, implant macrodesign, bone temperature, insertion torque value, thermocouples, necrosis, lateral bone condensing.

**Scientific field:** Dentistry

**Specialized field:** Oral surgery

**UDC:** 616.314-089.843(043.3)



# Sadržaj

<b>I UVOD .....</b>	<b>1</b>
<b>1. GUSTINA KOSTI KAO PREDIKTOR USPEHA IMPLANTATNE TERAPIJE .....</b>	<b>2</b>
<b>2. SPECIFIČNOSTI IMPLANTACIJSKIH PROCEDURA U KOSTI MALE GUSTINE. 5</b>	<b>5</b>
2.1. SPECIFIČNOSTI HIRURŠKE TEHNIKE PREPARACIJE IMPLANTATNIH LEŽIŠTA .....	5
2.2. SPECIFIČNOSTI HIRURŠKE TEHNIKE UGRADNJE IMPLANTATA .....	6
2.2.1. <i>Obrtni moment sile</i> .....	6
2.2.2. <i>Makrodizajn implantata</i> .....	7
<b>3. TERMIČKO OŠTEĆENJE KOSTI.....</b>	<b>10</b>
3.1. OPŠTI POJMOVI O TERMIČKOJ NEKROZI .....	10
3.2. FAKTORI KOJI UTIČU NA TEMPERATURU KOSTI.....	13
3.2.1. <i>Primenjena sila</i> .....	13
3.2.2. <i>Irigacija</i> .....	14
3.2.3. <i>Brzina okretanja borera</i> .....	16
3.2.4. <i>Dizajn borera</i> .....	18
3.2.5. <i>Hirurška tehnika preparacije ležišta implantata</i> .....	19
3.2.6. <i>Oštećenje borera</i> .....	21
3.2.7. <i>Gradualna vs jednofazna preparacija</i> .....	22
3.2.8. <i>Hirurški stent</i> .....	23
3.2.9. <i>Dubina ležišta implantata</i> .....	23
3.2.10. <i>Dijametar borera</i> .....	23
3.2.11. <i>Materijali za izradu borera</i> .....	24
3.2.12. <i>Upotreba ureznice</i> .....	25
3.2.13. <i>Vrsta pokreta pri preparaciji ležišta</i> .....	25
3.2.14. <i>Debljina kortikalnog sloja</i> .....	25
3.2.15. <i>Gustina kosti</i> .....	26
3.2.16. <i>Vreme ugradnje implantata u odnosu na period ekstrakcije zuba</i> .....	26
<b>II NAUČNA OSNOVA PROBLEMA .....</b>	<b>27</b>
<b>III CILJEVI ISTRAŽIVANJA .....</b>	<b>31</b>
<b>IV MATERIJAL I METOD.....</b>	<b>34</b>
<b>1. EKSPERIMENTALNA ISTRAŽIVANJA .....</b>	<b>35</b>
1.1. MODEL KOŠTANOG TKIVA .....	35
1.2. APARATURA ZA MERENJE TEMPERATURE KOSTI.....	35
1.3. MERENJE TEMPERATURE KOSTI TERMOPAROVIMA TOKOM PREPARACIJE IMPLANTATNOG LEŽIŠTA .....	37
1.4. MERENJE TEMPERATURE KOSTI TERMOPAROVIMA TOKOM UGRADNJE IMPLANTATA ..	43
<b>2. KLINIČKO ISTRAŽIVANJE .....</b>	<b>52</b>
2.1. KRITERIJUMI ZA UKLJUČENJE U STUDIJU: .....	52
2.2. KRITERIJUMI ZA ISKLJUČENJE IZ STUDIJE:.....	52

2.3. ISPITANICI.....	52
2.4. PREOPERATIVNI PROTOKOL.....	53
2.5. HIRURŠKI PROTOKOL.....	55
2.6. TERMOGRAFSKO MERENJE TEMPERATURE TOKOM UGRADNJE IMPLANTATA .....	60
2.7. STATISTIČKA OBRADA PODATAKA .....	63
<b>V REZULTATI .....</b>	<b>65</b>
<b>1. REZULTATI EKSPERIMENTALNIH ISTRAŽIVANJA .....</b>	<b>66</b>
1.1. TEMPERATURA KOSTI TOKOM PREPARACIJE LEŽIŠTA IMPLANTATA TEHNIKOM LATERALNE KONDENZACIJE U ODNOSU NA PRIMENJENI METOD IRIGACIJE .....	66
1.1.1. <i>Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije bez irigacije.....</i>	66
1.1.2. <i>Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature .....</i>	67
1.1.3. <i>Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C.....</i>	68
1.1.4. <i>Komparativna analiza promena temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije u odnosu na primenjeni metod irigacije ....</i>	69
1.2. TEMPERATURA KOSTI TOKOM PREPARACIJE LEŽIŠTA IMPLANTATA STANDARDNOM TEHNIKOM U ODNOSU NA PRIMENJENI METOD IRIGACIJE .....	72
1.2.1. <i>Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C.....</i>	72
1.2.2. <i>Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature.....</i>	73
1.2.3. <i>Komparativna analiza promena temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom u odnosu na primenjeni metod irigacije.....</i>	74
1.3. KOMPARATIVNA ANALIZA PROMENA TEMPERATURA KOSTI TOKOM PREPARACIJE LEŽIŠTA U ZAVISNOSTI OD HIRURŠKE TEHNIKE.....	77
1.3.1. <i>Komparativna analiza promene temperature kosti tokom preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature .....</i>	77
1.3.2. <i>Komparativna analiza promene temperature kosti tokom preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C .....</i>	79
1.4. TEMPERATURE KOSTI U TOKU UGRADNJE IMPLANTATA U ZAVISNOSTI OD HIRURŠKE TEHNIKE PREPARACIJE LEŽIŠTA, MAKRODIZAJNA IMPLANTATA I OBRITNOG MOMENTA.....	81
1.4.1. <i>Promena temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od hirurške tehnik preparacije implantatnog ležišta .....</i>	84
1.4.2. <i>Promena temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od obrtnog momenta .....</i>	85
1.4.3. <i>Promena temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od makrodizajna implantata .....</i>	87
<b>2. REZULTATI KLINIČKOG ISTRAŽIVANJA .....</b>	<b>88</b>
2.1. DEMOGRAFSKE KARAKTERISTIKE ISPITANIKA I DISTRIBUCIJA IMPLANTATA STUDIJSKE I KONTROLNE GRUPE .....	88

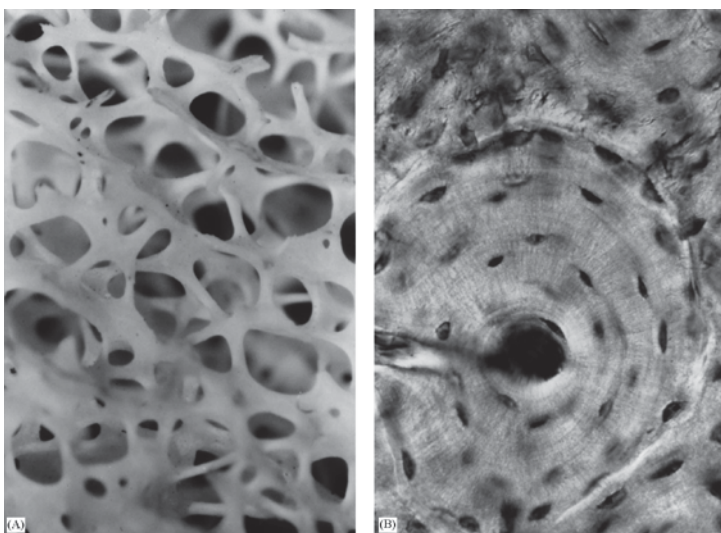
2.2. TEMPERATURA KOSTI U TOKU UGRADNJE IMPLANTATA U LEŽIŠTA PREPARISANA TEHNIKOM LATERALNE KONDENZACIJE.....	89
2.3. TEMPERATURA KOSTI U TOKU UGRADNJE IMPLANTATA U LEŽIŠTA PREPARISANA STANDARDNOM HIRURŠKOM TEHNIKOM.....	92
2.4. KOMPARATIVNA ANALIZA TEMPERATURA KOSTI TOKOM UGRADNJE IMPLANTATA U LEŽIŠTA PREPARISANA TEHNIKOM LATERALNE KONDENZACIJE I STANDARDNOM HIRURŠKOM TEHNIKOM .....	95
2.5. UTICAJ INDIVIDUALNIH KARAKTERISTIKA ISPITANIKA NA PROMENU TEMPERATURE KOSTI TOKOM UGRADNJE IMPLANTATA .....	96
2.5.1. <i>Uticaj starosne dobi ispitanika na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata .....</i>	96
2.5.2. <i>Uticaj pola ispitanika na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata</i>	97
2.5.3. <i>Uticaj gustine kosti primajuće regije na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata.....</i>	98
2.5.4. <i>Promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u zavisnosti od regije implantacije.....</i>	99
<b>VI DISKUSIJA .....</b>	<b>101</b>
1. TEMPERATURA KOSTI TOKOM PREPARACIJE LEŽIŠTA IMPLANTATA.....	102
2. TEMPERATURA KOSTI TOKOM UGRADNJE IMPLANTATA U PRIPREMLJENO LEŽIŠTE .....	106
<b>VII ZAKLJUČCI .....</b>	<b>110</b>
<b>LITERATURA .....</b>	<b>113</b>

## **I UVOD**

Uspeh implantatne terapije zavisi od atraumatske hirurške tehnike preparacije ležišta tako da u toku ugradnje implantata njegova površina bude u kontaktu sa vitalnim koštanim tkivom<sup>2 146</sup>. Međutim, instrumenti neophodni za preparaciju implantatnog ležišta neminovno uzrokuju ne samo mehaničku već i termičku traumu susjednog koštanog tkiva. Ekscesivno zagrevanje kosti koja okružuje implantatno ležište uzrokuje njenu termičku nekrozu<sup>8, 63</sup>. Tako nastali poremećaji u strukturi i metabolizmu koštanog tkiva narušavaju regeneraciju kosti i vode ka ranom neuspehu implantatne terapije<sup>125-127</sup>. Prevencija ekscesivnog generisanja toplote tokom preparacije implantatnog ležišta je jedan od ključnih faktora u atraumatskoj hirurgiji<sup>146</sup>. Generisanje toplote u toku preparacije ležišta je kompleksan proces uslovljen sadejstvom faktora poreklom od pacijenta, lokalne kosti u regiji budućeg implantatnog ležišta, operatora i hirurške tehnike. Radi prevencije termičke nekroze koštanog tkiva i ranog neuspeha oseointegracije, potrebno je hirurški pristup prilagoditi kvalitetu lokalne kosti<sup>133</sup>.

## 1. Gustina kosti kao prediktor uspeha 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).



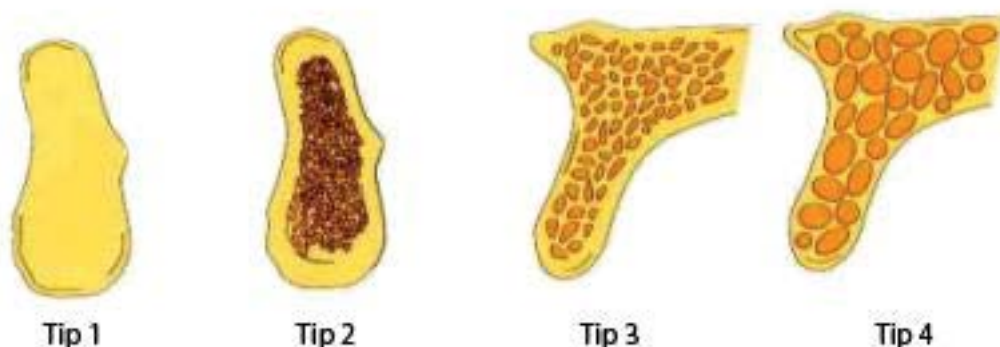
Slika 1. Mikroskopski izgled a) spongioznog i b) kompaktnog koštanog tkiva. Preuzeto iz Fyhrie DP, Kimura J.H. *Cancellous bone biomechanics. Journal of Biomechanics* 1999; 32: 1139-1148.<sup>56</sup>

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 implantata<sup>108</sup>.

U literaturi je predloženo nekoliko klasifikacija gustine koštanog tkiva. Najčešće je u upotrebi klasifikacija kosti *Lekholma i Zarba* (1985) na osnovu rendgenološke procene makrostrukturnih karakteristika kosti, pri čemu morfologija i distribucija kortikalne i trabekularne kosti determinišu njen kvalitet (Tabela 1, Slika 2)<sup>94</sup>. *Jensen* (1989) je proširio pomenutu klasifikaciju povezujući je sa određenom bezubom regijom i ističući značaj blizine vitalnih anatomskih struktura, ali ova klasifikacija nije u široj primeni<sup>119</sup>. *Misch* (1993) je na osnovu intraoperativne subjektivne percepcije otpora usled preparacije ležišta klasifikovao kost u četiri grupe opadajuće gustine<sup>108</sup>. Za razliku od prethodnih klasifikacija zasnovanih na subjektivnoj proceni datih kriterijuma, *Northon & Gamble* (2001) 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<sup>115</sup>.

Tabela 1. Uporedni prikaz klasifikacija gustine kosti vilica

<b>Lekholm i Zarb</b> <sup>94</sup>	<b>Misch</b> <sup>108</sup>	<b>Norton i Gamble</b> <sup>115</sup>
Q 1: kost je sačinjena od homogene kompakte	D1: debela kompaktna kost	> +850HU
Q 2: deo 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 kompaktna 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 *Lekholmu i Zarbu*.

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)<sup>39</sup>. 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 zarastanje<sup>38</sup>. 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%)<sup>158</sup>. Dakle, kost male gustine (tipa 4) obezbeđuje najmanji inicijalni koštano implantatni kontakt od svih tipova kosti koji iznosi oko 25% i praćen je nedovoljnom primarnom stabilnošću implantata<sup>108</sup>. Izostanak rigidne fiksacije i mikropokreti implantata veći od 150 µm uzrokuju sile istezanja i smicanja koje favorizuju fibroznju inkapsulaciju implantata i onemogućuju oseointegraciju vodeći ka aseptičnom labavljenju i gubitku implantata<sup>105</sup>.

Gustina kosti je značajan prediktor uspeha implantatne terapije o čemu svedoče rezultati brojnih studija. *Engquist i sar.* 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<sup>41</sup>. *Glauser* je zabeležio uspešnost od 66% za implantate ugrađene u kost tip 4, a *Hutton* je za isti tip kosti zabeležio uspeh od samo 50%<sup>60,71</sup>. 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.* su zabeležili najveći procenat neuspeha implantata u kosti tip 4. Rezultati njihove studije ukazuju da je kvalitet kosti faktor koji značajnije utiče na uspeh implantatne terapije u poređenju sa kvantitetom<sup>15</sup>.

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 Q<sub>1</sub>, dok se kost kvaliteta Q<sub>2</sub> i Q<sub>3</sub> nalazi u bočnoj regiji donje i prednjoj regiji gornje vilice. Kost najmanje gustine Q<sub>4</sub> anatomski je najzastupljenija u bočnoj regiji gornje vilice<sup>160</sup>.

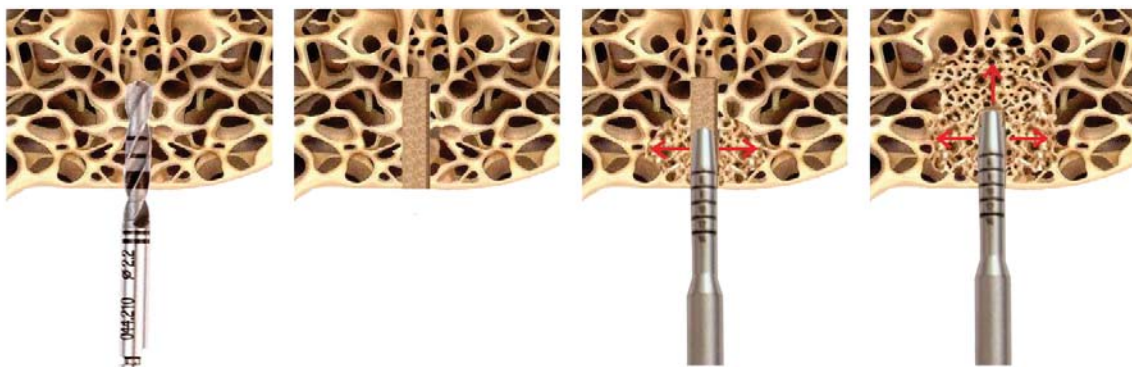


## 2. Specifičnosti implantacijskih procedura u kosti male gustine

Bočna regija gornje vilice sačinjena je od koštanog tkiva male gustine (tip 4) a usled resorpcije kosti i prisustva maksilarnog sinusa visina rezidualnog alveolarnog grebena je često insuficijentna zbog čega implantološka terapija u ovoj anatomskej regiji često zahteva dodatne hirurške procedure. Primena standardnog protokola uz navedena anatomska ograničenja uzrok su najvećeg procenta neuspeha implantološke terapije upravo u ovoj regiji<sup>76</sup>. *Misch* ističe neophodnost primene hirurškog protokola, dizajna implantata i vremena opterećenja koji je jedinstven za svaki tip gustine kosti<sup>108</sup>. Veći uspeh implantatne terapije u kosti male gustine može se postići povećanjem kontaktne površine implantata i fine trabekularne kosti ugradnjom samourezujućih implantata, koničnog oblika, šireg dijametra, sa hrapavom i hemijski aktivnom površinom uz primenu modifikovane hirurške tehnike. Preporučeno je nekoliko hirurških pristupa u cilju poboljšanja karakteristika lokalne kosti u regiji implantacije: odsustvo formiranja useka za navoje implantata u zidovima ležišta, upotreba boreru redukovanog prečnika (engl. *undersized drilling*) ili kondenzacija kosti oko implantatnog ležišta<sup>102</sup>.

### 2.1. Specifičnosti hirurške tehnike preparacije implantatnih ležišta

Za preparaciju implantatnih ležišta u mekoj kosti (tip 3 i 4) *Summers* 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<sup>153</sup>. Danas je češće u upotrebi modifikacija ove tehnike po *Lazzaru* koja podrazumeva kombinovanu preparaciju implantatnog ležišta borerima i serijom kondenzatora rastućeg prečnika koji sabijaju koštane gredice u cilju povećanja primarne stabilnosti implantata (Slika 3)<sup>36</sup>.



Slika 3. Preparacija implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije.



Porast implantatne stabilnosti rezultat je promena u mikromorfologiji peri-implantatne trabekularne kosti usled njene apiko-lateralne kondenzacije. Histomorfometrijske analize su pokazale značajno zadebljanje koštanih trabekula, smanjenje intertrabekularnog prostora i povećanje kontaktne površine kost-implantat. Primećeno je značajno povećanje gustine periimplantatnog koštanog tkiva naročito u apikalnom delu ležišta<sup>52, 129</sup>. Opisane mikromorfološke promene periimplantatne trabekularne kosti, klinički se manifestuju pojačanom primarnom stabilnošću implantata. Implantati ugrađeni u ležište preparirano tehnikom lateralne kondenzacije postižu stabilnost koja dozvoljava njihovo imedijatno opterećenje i raniju protetsku rehabilitaciju pacijenata za razliku od implantata postavljenih u ležište nakon standardne hirurške tehnike koji tek kasnije u toku perioda zarastanja postižu taj stepen stabilnosti<sup>99</sup>.

Tokom kompresije kosti, mehanički stimulusi pokreću traumom uslovljen mehanizam regeneracije poznat kao regionalni akceleratorni fenomen (engl. *regional acceleratory phenomenon*) koji ubrzava formiranje trabekularne kosti<sup>53, 54</sup>. Lokalna trauma usled kondenzacije kosti poboljšava oseointegraciju i povećava površinu kontakta implantata i kosti tokom rane faze zarastanja, zbog čega mnogi autori preporučuju lateralnu tehniku kondenzacije za preparaciju implantatnih ležišta u kosti slabog kvaliteta<sup>113, 114</sup>.

## 2.2. Specifičnosti hirurške tehnike ugradnje implantata

### 2.2.1. Obrtni moment sile

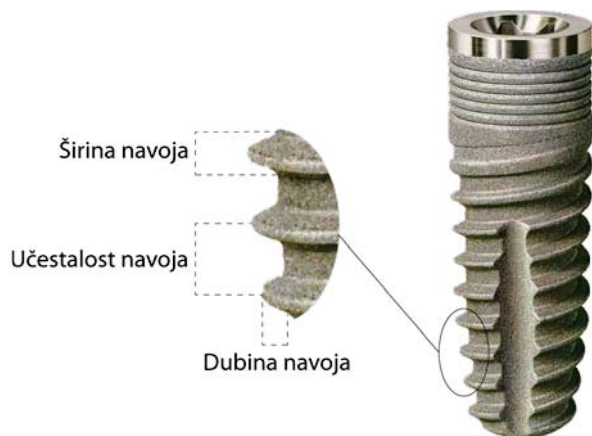
Inicijalna biomehanička kompetentnost implantata definisana je obrtnim momentom sile (engl. *insertion torque*) potrebne za ugradnju implantata u pripremljeno ležište. Povećanjem vrednosti obrtnog momenta u toku mašinske ugradnje implantata moguće je povećati primarnu i sekundarnu stabilnost implantata i stvoriti optimalne uslove za oseointegraciju<sup>77, 159</sup>. Predvidljivi uspeh implantatne terapije, podrazumeva primenu obrtnog momenta od najmanje 30Ncm u cilju prevencije mikropokreta implantata i sledstvene fibrozne inkapsulacije<sup>72, 122, 136, 167</sup>. Vrednosti obrtnog momenta veće od 40-45Ncm, izazivaju kompresiju i distorziju periimplantatnog koštanog tkiva što rezultuje poremećajem lokalne mikrocirkulacije i nekrozom tkiva<sup>112, 117</sup>. Mehanizmom mehanotransdukcije, upotrebljena prekomerna spoljašnja mehanička energija konvertuje se u bioelektrične i biohemijske signale koji indukuju ćelijsku smrt osteocita, aktivaciju osteoklasta i resorpciju koštanog tkiva<sup>26, 30</sup>.

## 2.2.2. Makrodizajn implantata

Oblik implantata, učestalost, dubina i ugao zakošenosti navoja definišu njegove biomehaničke osobine. Izbor implantata optimalnog makrodizajna uslovljen je kvalitetom i volumenom raspoložive kosti u regiji implantacije.

U kosti male gustine, preporučena je upotreba implantata koničnog oblika čiji se prečnik gradualno povećava idući od vrha ka vratu. Ugradnja koničnih implantata u ležišta cilindričnog oblika i prečnika manjeg od najvećeg prečnika implantata indukuje kompresiju kortikalnog sloja okolne kosti rezultirajući korektnom primarnom stabilnošću.<sup>116, 170</sup>

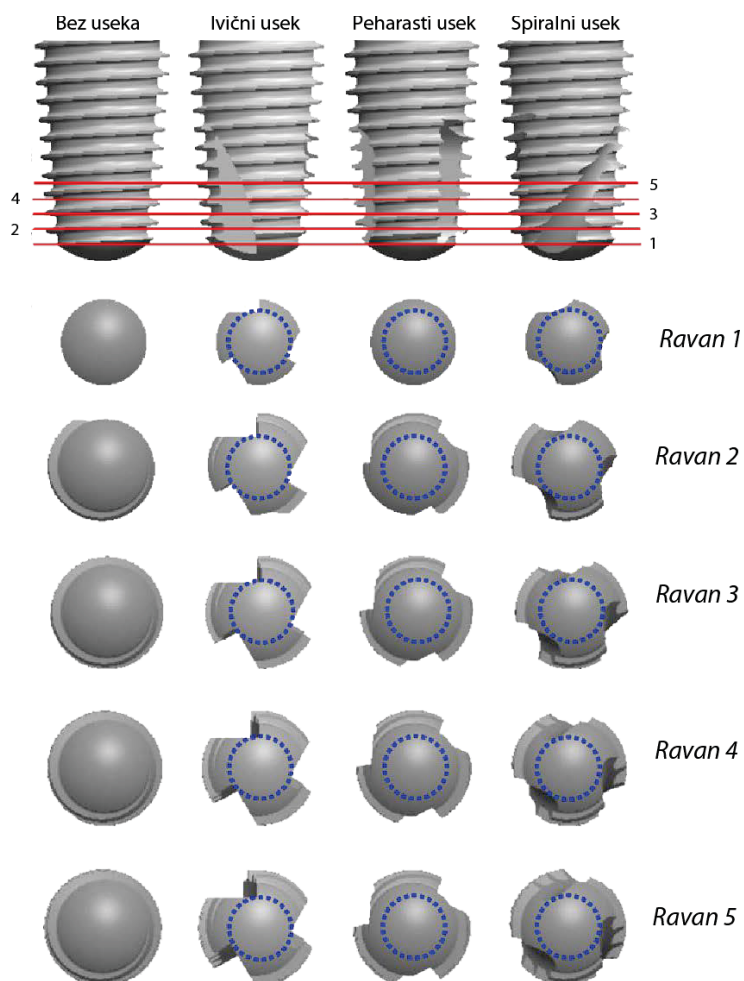
Navoji implantata obezbeđuju optimalnu primarnu stabilnost i fiziološku distribuciju sila na alveolarnu kost. Povećanjem dubine i učestalosti navoja implantata ugrađenih u bočni segment gornje vilice obezbeđuje se veća kontaktna površina kost-implantat čime se kompenzuje nedovoljna dužina i dijametar implantata koji su često limitirani anatomskim faktorima i resorpcijom kosti u ovoj regiji.<sup>31, 109</sup> Na ovaj način ostvarena veća kontaktna površina, omogućuje bolju primarnu stabilnost implantata. Preporučena dubina navoja implantata je iz opsega 0.34-0.5mm i širina navoja 0.18-0.3mm. Učestalost navoja od 0.8mm obezbeđuje optimalnu primarnu stabilnost implantata (Slika 4).<sup>87, 88</sup>



Slika 4. Karakteristike navoja implantata: *Dubina navoja* (engl. *thread depth*) -rastojanje između najvećeg i najmanjeg dijametra navoja; *širina navoja* (engl. *thread width*) -rastojanje u istoj aksijalnoj ravni između najkoronarnije i najapikalnije tačke na vrhu navoja; *učestalost navoja* (engl. *thread pitch*) -rastojanje između centara dva susedna navoja u longitudinalnoj ravni implantata.<sup>4</sup>

Samourezujući navoji dizajnirani su u cilju postizanja veće primarne stabilnosti implantata ugrađenih u kost male gustine<sup>130, 157</sup>. Mogućnost samoureživanja 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 5). Konični implantati sa peharastim (engl. *bowl*) usekom u apikalnoj trećini ostvaruju najveću primarnu stabilnost.<sup>170</sup>



Slika 5. 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.<sup>170</sup>

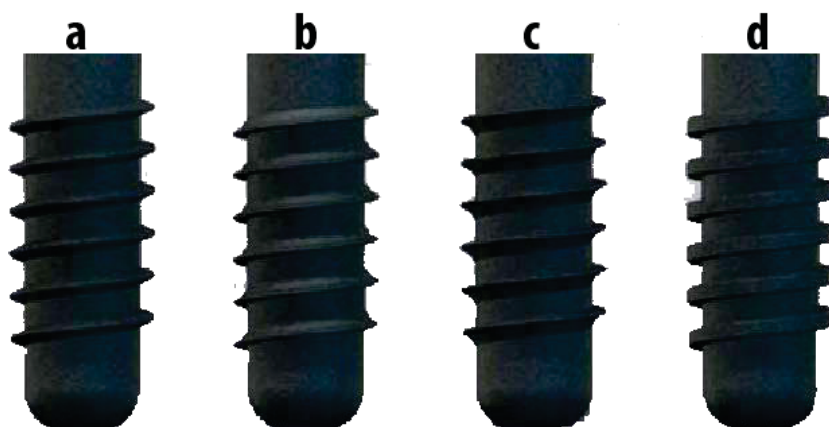
Sečivne ivice prisutne u apikalnoj trećini implantata omogućuju postavljanje samourezujućih implantata u pripremljeno ležište bez prethodnog korišćenja ureznice<sup>58</sup> kao i jednostavnije angažovanje susedne kosti u većoj meri čime se povećava primarna stabilnost i uspeh implantata.

Samourezujući implantati ugrađeni u kost male gustine ostvaruju veću primarnu i sekundarnu stabilnost u poređenju sa neurezujućim bez obzira na vrstu hirurške tehnike kojom se prepariše implantatno ležište. Ipak, upotreba samourezujućih

implantata je posebno preporučena nakon preparacije ležišta standardnom hirurškom tehnikom jer ona nije efikasna u unapređivanju stabilnosti implantata ugrađenih u kost slabog kvaliteta.<sup>100</sup>

Samourezujući makrodizajn obezbeđuje veću radnu efikasnost i skraćuje trajanje procedure ugradnje implantata.

Oblik navoja implantata određuje vrstu napona koji se generiše u zoni implantatno-koštanog pripoja definišući uspeh oseintegracije (Slika 6). Navoji oblika kvadrata (engl. *squared thread*) i trapezni potisni navoji (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 (engl. *Bone to Implant Contact Value*).<sup>14, 25</sup>



Slika 6. Oblici navoja implantata. a) V-navoj (engl. V-thread; b) trapezni potisni navoj (engl. buttress; c) trapezni potezni navoj (engl. reverse buttress); d) navoj oblika kvadrata (engl. square shape). Preuzeto iz: Eraslan O, İnan Ö. *The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis.* Clin Oral Invest 2010; 14: 411-416.<sup>42</sup>

### 3. Termičko oštećenje kosti

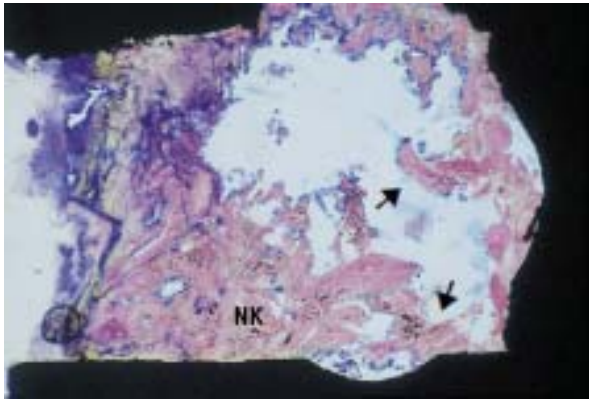
#### 3.1. Opšti pojmovi o termičkoj nekrozi

Kost je živo tkivo, bogato celularnim elementima i dobro vaskularizovano. Uspešna implantatna terapija podrazumeva očuvanje vitaliteta i biološke aktivnosti koštanog tkiva putem adekvatne hirurške tehnike i odgovarajućeg opterećenja implantata. Preparacija ležišta implantata u kosti, i najpažljivije izvedena, uvek uzrokuje nekrozu kosti u graničnoj zoni preparacije. Na nastalu nekrozu koštano tkivo može odgovoriti trojako: formiranjem međusloja fibroznog tkiva; zadržavanjem nekrotičnog koštanog sloja kao sekvestra bez reparacije; ili formiranjem novog koštanog tkiva<sup>7</sup>.

Prvobitno se smatralo da je fibroosealno zarastanje tj. formiranje „pseudoperiodoncijuma“ superiorno, međutim istraživanja su pokazala da je to tkivo zapravo slabo diferencirano vezivno tkivo koje je mehanički insuficijentno te dozvoljava nekontrolisano pomeranje implantata u funkciji<sup>23</sup>. Oseointegracija, tj. funkcionalna i strukturna veza organizovane, žive kosti i površine opterećenog implantata, bez prisustva fibroznog međusloja, podrazumeva kaskadu intracelularnih i ekstracelularnih bioloških događaja koja je kontrolisana faktorima rasta i diferencijacije poreklom iz aktiviranih krvnih ćelija, a koja rezultuje prekrivanjem površine implantata novoformiranom kosti<sup>33, 37, 142</sup>.

Toplota koja se generiše tokom preparacije ležišta implantata je posledica smicanja površinskog sloja koštanog tkiva borerom koji raskida međumolekularne veze oslobađajući energiju. Takođe, trenje tupih bočnih površina borera i osovine borera o koštane zidove ležišta implantata predstavlja još jedan izvor toplote. Generisana toplota je delimično rasuta krvlju i tkivnom tečnošću a delom preko koštanih opiljaka. Međutim, kost je slab konduktor toplote i porast temperature može biti značajan<sup>139</sup>. Tome doprinosi i prekid krvnih sudova koštanog tkiva i njihova okluzija koštanim opiljcima usled preparacije čime se onemogućuje konvekcija toplote cirkulacijom.

Efekat koji toplota ostvaruje na koštano tkivo zavisi od temperature i vremena ekspozicije<sup>2</sup>. Postoji velika razlika u termičkoj stabilnosti različitih proteina. Alkalna fosfataza se denaturiše na temperaturama iznad 56°C za 10s<sup>46</sup>, dok je kolagen otporniji sa temperaturom denaturacije od 60°C<sup>165</sup>. Međutim, na temperaturi od 50°C usled slabljenja veza između kolagena i hidroksiapatita nastupa reorijentacija kolagenih molekula i ireverzibilne promene u mehaničkim osobinama koštanog tkiva<sup>20</sup>. Na osnovu studije *Lunskog i sar.* većina autora je smatrala da temperatura koja dovodi do nekroze kosti iznosi 50°C jer je to temperatura inicijacije deaktivacije enzima dehidrogenaze (engl. *diaphorase*) odgovorne za aerobne i anaerobne procese u ćeliji te se smatra indikatorom vitalnosti koštanog tkiva<sup>97</sup>. Kasnije, *Eriksson i sar.* su pokazali da je kost senzitivnija na toplotu nego što se ranije mislilo i da je prag ireverzibilnog oštećenja osteocita 47°C pri ekspoziciji od 1 min (Slika 7)<sup>44</sup>.



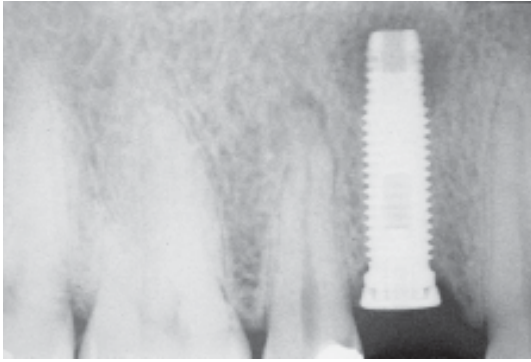
Slika 7. Histološki izgled nekrotične kosti (NK) sa praznim lakunama. *Preuzeto iz: Preuzeto iz Piattelli A, Scarano A, Balleri P, Favero GA. Clinical and histologic evaluation of an active implant periapical lesion: a case report. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13:713-716.*<sup>126</sup>

Ćelijski mehanizam patogeneze termičke traume koštanog tkiva podrazumeva promenu protoplazmatskih proteina sa inaktivacijom enzima i metaboličkih procesa, i alteraciju protoplazmatskih lipida. Na višim temperaturama može doći do promene agregatnog stanja pri čemu se voda transformiše u paru što rezultuje dehidratacijom, desikacijom, smanjenjem, rupturom membrane i na kraju karbonizacijom<sup>90</sup>. Termička trauma u ranoj fazi dovodi do nekroze osteoblasta a u kasnijoj fazi i do apoptoze. Molekularni mehanizam koji je u osnovi apoptoze usled termičke traume podrazumeva disbalans između promotera apoptoze (p53 i c-jun N-terminal kinase) i njenih inhibitora (*Heat Shock Protein 70* tj. HSP70)<sup>96</sup>.

Mikroostećenja kosti uzrokovana preparacijom ležišta implantata praćena su povećanom apoptozom osteocita čime se isključuje inhibicija osteoklasta i aktivira lokalna resorpcija kosti što rezultuje slabljenjem implantata<sup>64</sup>. Prisustvo aseptične zone inflamacije u međuprostoru odgovornija je za neuspeh oseointegracije nego infekcija, preko aktivacije celularnog i humoralnog imunog odgovora domaćina<sup>63</sup>. Pored toga, termalna trauma može da uzrokuje nekrozu koštanog tkiva, dovede do prekida mikrocirkulacije u kosti i aktivacije makrofaga koštane srži. Nekroza endosta i smanjena vaskularna perfuzija tkiva promovišu rezistentnost bakterija prema nespecifičnim mehanizmima odbrane domaćina, kao što je fagocitoza, stvarajući povoljne uslove za razvoj bakterijske infekcije<sup>106</sup>.

U literaturi je pregrevanje kosti tokom preparacije ležišta implantata prepoznato kao jedan od najčešćih uzroka ranog neuspeha implantacije<sup>125-127</sup>. Termički indukovana aseptična nekroza kosti se klinički karakteriše bolom, formiranjem fistule i ekstruzijom implantata a radiografski periimplantantnim rasvetljenjem (Slika 8).





Slika 8. Periimplantatno rasvetljenje usled termičke nekroze kosti. *Preuzeto iz: Piattelli A, Scarano A, Balleri P, Favero GA. Clinical and histologic evaluation of an active implant periapical lesion: a case report. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13:713-716.<sup>11</sup>*

Histološka studija sprovedena na implantatima koji su usled termičke traume morali biti eksplantirani ili je iz istog razloga došlo do njihove spontane eksplantacije, ukazuje na prisustvo koštanih sekvestara na udaljenosti 1.5-3 mm od površine implantata kao i praznog prostora između implantata i koštanog tkiva širine 100-400 $\mu$ m koji ispunjava inflamatorni infiltrat u kome dominiraju limfociti i plazma ćelije. Bakterije su prisutne u međuprostoru kao i oko koštanih sekvestara a nije primećena organizacija koaguluma niti novoformirana kost u periimplantatnoj zoni<sup>125</sup>.

Pregrevanje kosti u toku preparacije implantatnog ležišta narušava njen regenerativni potencijal, uzrokuje resorpciju i umanjuje mehanička svojstva što može rezultirati ranim neuspehom implantacije.

### 3.2. Faktori koji utiču na temperaturu kosti

Generisanje toplote tokom preparacije implantatnih ležišta i ugradnje implantata uslovljeno je brojnim faktorima.

#### 3.2.1. Primenjena sila

Sila koju operator primenjuje pri preparaciji ležišta implantata je faktor koji je najteže standardizovati o čemu svedoči in vitro studija *Hobkirka i sar.* u kojoj su autori merili sile koje 20 oralnih hirurga primenjuje tokom preparacije osteotomije u goveđoj mandibuli i zabeležili vrednosti od 6N do 24N<sup>69</sup>.

Iako brojne studije ukazuju na jasnu povezanost sile i temperature, podaci o efektu koji sila ima su kontroverzni. *Eriksson i Adell* ukazuju na neophodnost primene slabe sile pri preparaciji ležišta implantata i upozoravaju da svako povećanje intenziteta sile povećava rizik od ekcesivnog zagrevanja koštanog tkiva<sup>47</sup>. Nasuprot njima, *Matthews i Hirsch* smatraju da se pri većim silama kost manje zagreva i taj porast temperature traje kraće. Ovo je uslovljeno time što pri većim silama, borer seče dublje i napreduje brže kroz tkivo pa je potreban manji broj okretanja borera da se kompletira ležište implantata, dakle manja je frikcija<sup>103</sup>. Takođe, sila utiče i na distribuciju toplote i to tako što se pri većim silama veći deo toplote prenosi na koštane opiljke, a manji na borer i kost koja čini zidove ležišta<sup>143</sup>.

*Matthews i Hirsch* su pokazali da je sila faktor koji značajnije utiče na temperaturu kosti u poređenju sa brzinom okretanja borera<sup>103</sup>. Primenjena sila menja brzinu okretanja borera i to tako što pri malim početnim brzinama brzina blago raste sa silom, a pri velikim početnim brzinama brzina opada i to do 50% kako sila raste. Porast sile i brzine skraćuje vreme preparacije i smanjuje temperaturu<sup>1</sup>. *Brisman* je u in vitro studiji pokazao da ukoliko se za preparaciju ležišta implantata primeni prosečna sila (1.2kg) uz veliku brzinu okretanja borera (2 400 o/min) ili kada se primeni veća sila (2.4 kg) uz malu brzinu (1 800 o/min) u oba slučaja temperatura kosti premašuje kritičnih 47°C i iznosi 49.03°C kada se primeni sila od 1.2kg, odnosno, 51.61°C kada se primeni sila od 2.4kg. Zbog toga autor savetuje primenu slabe sile uz malu brzinu okretanja borera a ukoliko se primeni veća sila ona mora biti praćena povećanjem brzine okretanja borera jer je tako porast temperature minimalan a efikasnost borera maksimalna<sup>24</sup>.

*Reingewirtz i sar.* su zabeležili da povećanje primenjene sile od 0.8Kg do 2Kg (tj od 7.8N do 19.6N) u toku preparacije ležišta implantata pri malim brzinama (400-800 o/min) uzrokuje diskretan porast temperature (< 3°C). Međutim, primena sile od 2kg redukovala je trostruko ili četvorostruko vreme preparacije ležišta implantata u poređenju sa silom od 0.8kg. Rezultati njihove studije ukazuju da je vreme preparacije ležišta implantata obrnuto proporcionalno kvadratu primenjene sile<sup>133</sup>.



*Abouzgia i sar.* su ispitivali sile iz opsega 1.5N do 9N smatrajući ih klinički relevantnim jer pri sili manjoj od 1.5N borer ne može da penetrira u kost, a pri sili većoj od 9N borer biva zaustavljen. Rezultati njihove studije ukazuju da pri porastu sile od 0N do 4N temperature raste, a pri silama većim od pomenutih temperature pada jer se smanjuje vreme potrebno za preparaciju ležišta. Uočena dinamika promene temperature u odnosu na sile iz ispitivanog opsega uslovljena je kompetitivnim faktorima. Ukupna toplota koja se generiše pri preparaciji ležišta implantata je rezultat brzine stvaranja toplote i vremena trajanja preparacije. Sa porastom sile povećava se i brzina kojom se toplota stvara ali trajanje preparacije se skraćuje. Rezultati studije *Abouzgia i sar.* ukazuju da kod sila većih od 4N trajanje preparacije ležišta implantata postaje dominantan faktor, pa kako se to vreme skraćuje i temperatura pada<sup>2</sup>.

Iako su literaturni podaci kontroverzni, većina autora preporučuje primenu sile intenziteta 2 kg (20N) za preparaciju ležišta implanta jer se njome prevenira ekscesivno generisanje toplote i istovremeno obezbeđuje kontinuirani progres borera kroz tkivo<sup>34, 155</sup>.

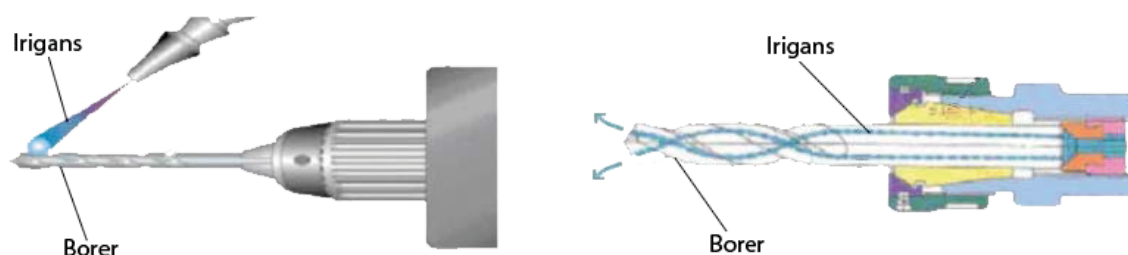
### 3.2.2. Irigacija

Pri formiranju implantatnog ležišta u kosti kontinuirana irigacija borera i kosti je uobičajeni postupak kojim se sprečava pregrejavanje tkiva.<sup>101</sup>

Tokom preparacije ležišta implantata bez irigacije u okolnom koštanom tkivu generišu se temperature koje značajno premašuju vrednost karakterističnu za termalnu nekrozu. *Matthews i Hirsch* su pokazali da tokom preparacije osteotomije u humanom femoralnom kortikalnom modelu kada se ne koristi eksterna irigacija, temperatura kortikalnog sloja kosti je viša od 100°C<sup>103</sup>. Saglasne rezultate dobili su i *Benington i sar.* u svojoj studiji preparišući ležišta implantata u goveđim mandibulama bez irigacije. Prosečne vrednosti temperature kosti oko ležišta implantata izmerene u njihovoj studiji su bile 82.7°C pri preparaciji okruglim borerom, 130.1°C pri preparaciji spiralnim borerom dijametra 2mm i 126.3°C pri preparaciji pilot borerom dijametra 3mm<sup>18</sup>. Rezultati ovih komparativnih *in vitro* studija ukazuju na neophodnost primene irigacije u toku preparacije ležišta implantata.

U prošlosti su postojali pokušaji hlađenja borera kriogenim sprejom naročito pri radu sa velikim brzinama okretanja borera (24 000 o/min) kako bi se redukovala temperatura koja se stvara pri kontaktu instrumenta sa tkivom. Kriogenim sprejom borer se može ohladiti do -36°C i 15s nakon hlađenja temperatura je -26°C, a 0°C dostiže tek nakon 40s, pri čemu se produkcija toplote redukuje za 30% (14°C umesto 19°C)<sup>133</sup>. Iako se pri radu borerom čija je inicijalna temperatura redukovana na opisani način okolna kost manje zagreva, veliki raspon promena temperature borera tokom preparacije kosti mogao bi da naruši fizička svojstva nerđajućeg čelika i izazove oštećenje borera što ovaj koncept prevencije termalne nekroze čini paradoksalnim.<sup>12</sup>

Savremeni koncept prevencije termičkog oštećenja koštanog tkiva podrazumeva irigaciju implantatnog ležišta fiziološkim rastvorom koja obezbeđuje eliminaciju koštanih opiljaka i indirektno redukuje frikcionu toplotu.<sup>97</sup> Eksternom irigacijom fluid se usmerava ka površini borera na mestu na kome on perforira korteks pomoću automatizovanih sistema nezavisnih od borera ili manuelno, pomoću brizgalice<sup>103</sup>. Tradicionalni metod eksterne irigacije vremenom je zamenjen savremenim sistemima za internu irigaciju kod kojih se irigans usmerava kroz kanale u osovini borera do njegovog vrha gde se oslobađa, jer se smatralo da će ovi sistemi obezbediti efikasniji debridman ležišta implantata tokom preparacije i tako smanjiti otpor borera pri trenju što bi rezultovalo redukcijom generisane toplote (Slika 9).



Slika 9. Eksterna (a) i interna irigacija (b). Preuzeto iz: Eyup B, Babur O. Effects of different cooling conditions on twist drill temperature. *International Journal of Advances in Manufacturing Technology* 2007; 34: 867–877.<sup>51</sup>

Studija *Kirchner-a i Meyer-a* je potvrdila efikasnost interne irigacije u prevenciji generisanja toplote<sup>85</sup>. *Lavelle i Wedgwood* su poredivši efikasnost interne, eksterne irigacije i preparaciju bez irigacije zaključili da sistemi sa internom irigacijom najefikasnije hlade kost<sup>92</sup>. Međutim, *Benington i sar.* su pokazali da ne postoji značajna razlika u temperaturi koja se generiše u toku preparacije ležišta implantata uz upotrebu eksterne i interne irigacije<sup>17</sup>. Ovo stanovište potvrđuju i rezultati studije *Sutter-a i sar.*<sup>154</sup>. *Sener i sar.* favorizuju upotrebu eksterne irigacije jer se njome može efikasno hladiti kost oko ležišta implantata između pojedinih koraka preparacije. Tako bi se pre upotrebe sledećeg borera ubrzalo hlađenje kosti, koje se usled niske termičke konduktivnosti koštanog tkiva odvija sporo (  $0.8^{\circ}\text{C/s}$  ), a time bi se sprečilo kumulativno zagrevanje kosti. Primena eksterne irigacije ležišta implantata pre upotrebe sledećeg borera posebno se preporučuje u uslovima kada se očekuje veliko zagrevanje kosti: kost gustine tipa 1, preparacija borerom velikog dijametra i sl.<sup>145</sup>.

Rezultati studije *Haider-a i sar.* ukazuju na superiornost eksterne irigacije u hlađenju površnih delova ležišta ali ovaj efekat izostaje u dubljim delovima kada je efektivnija interna irigacija. Ovi autori smatraju da je dodatna eksterna irigacija korisna uz bilo koji sistem za internu irigaciju i preporučuju upotrebu sistema za hlađenje koji kombinuju eksternu i internu irigaciju. Primena kombinovanog hlađenja posebno je značajna pri preparaciji ležišta u kompaktnoj kosti i pri radu sa spiralnim borerima jer se kod njih otvor za izlaz fluida nalazi na vrhu i može biti blokiran opiljcima kosti i debrijem što bi onemogućilo efikasnu internu irigaciju<sup>66</sup>.

Povećanjem brzine protoka irigansa obezbeđuje se efikasnija redukcija zagrevanja lokalne kosti tokom preparacije implantatnog ležišta.<sup>103</sup> Brzinom protoka irigansa od 50ml/min moguće je održati temperaturu kosti u fiziološkim granicama pri

formiranju implantatnih ležišta u donjoj vilici, dok je u gornjoj vilici potrebno povećati brzinu protoka irigansa zbog sile zemljine teže.

Efikasnost temperature irigansa u prevenciji pregrevanja kosti tokom hirurških implantoloških procedura bila je predmet ispitivanja nekoliko studija. Upotreba fiziološkog rastvora temperature 37°C značajno redukuje toplotu koja se generiše tokom preparacije ležišta implantata<sup>168</sup>. Iako eksterna irigacija fiziološkim rastvorom sobne temperature (25°C) održava temperature kosti pri preparaciji ležišta implantata na nivou koji je daleko ispod kritičnih vrednosti za termičku nekrozu, upotreba ohlađenog fiziološkog rastvora od 10°C je efikasnija u kontroli generisane toplote<sup>145</sup>.

### 3.2.3. Brzina okretanja borera

Količina toplote koja se generiše tokom preparacije ležišta implantata zavisi od sila trenja i smicanja na sečivnim ivicama borera što ukazuje da broj obrtaja borera u koštanom tkivu određuje zagrevanje kosti<sup>137</sup>. Efekat brzine okretanja borera na termalnu nekrozu najpre je ispitivan u histološkim studijama čiji rezultati ukazuju da je porast brzine od 125 o/min ka 2000 o/min praćen porastom širine zone nekrotičnog tkiva, dok se pri ultra-visokim brzinama iz opsega 40 000-350 000 o/min širina nekrotične zone ne menja značajno<sup>111, 123, 156</sup>. Iako je, nakon osteotomija prepariranih pri ultra-velikim brzinama, koštano zarastanje brže u ranoj fazi, sa aspekta dugoročne regeneracije one ne daju nikakvu prednost<sup>22, 149</sup>. Histološke studije pružile su dokaz o uticaju brzine okretanja borera na termalnu nekrozu koštanog tkiva i podstakle istraživanja u kojima se meri temperatura kosti radi determinisanja onih vrednosti brzine okretanja borera koje su bezbedne za kliničku upotrebu.

*Thompson* je 1958. ispitivao termalne promene kosti oko ležišta implantata u toku preparacije bez upotrebe irigacije, analizirajući uticaj različitih brzina iz opsega 125-2 000 o/min dostupnih u to vreme. Autor je zabeležio porast temperature od 38,3°C do 65,5°C pri porastu brzine iz ispitivanog opsega<sup>156</sup>. Sličan rezultat dobio je *Pallan* koji je pronašao linearnu vezu između brzine okretanja borera i produkcije toplote<sup>123</sup>. Ovu tvrdnju potvrdili su i rezultati studije *Matthews i Hirsch-a*. Oni su preparirali ležišta spiralnim borerom dijametra 3,2mm ispitujući brzine iz opsega 345-2 900o/min. Zaključili su da je produkcija toplote direktno proporcionalna brzini okretanja borera<sup>103</sup>. *Lavelle i Wedgwood* su zabeležili porast temperature pri porastu brzine okretanja borera do vrednosti od 350 o/min<sup>92</sup>. Rezultati ovih studija ukazuju na značaj preparacije ležišta implantata uz upotrebu malih brzina okretanja borera u prevenciji termalne nekroze koštanog tkiva.

Nasuprot tome, *Sharawy i sar.* su u svojoj in vitro studiji pokazali da brzine okretanja borera iz opsega 1 225 o/min – 2 500 o/min ne uzrokuju porast temperature kosti iznad kritičnih vrednosti te se mogu smatrati bezbednim za kliničku upotrebu. Rezultati njihove studije ukazuju na to da se pri većoj brzini (2 500 o/min) kost manje zagreva, potrebno je kraće vreme za kompletnu preparaciju ležišta implantata i kraće vreme da se temperatura kosti nakon preparacije ležišta implantata vrati na inicijalnu

vrednost. Isti autori sugerišu da se za preparaciju ležišta u kosti sa velikom gustinom koriste veće brzine okretanja borera radi redukcije toplote koja se kod ovog tipa kosti inače pojačano generiše<sup>146</sup>. *Rafel* je tokom preparacije ležišta implantata u donjoj vilici kadavera karbidnim borerom uz eksternu irigaciju i intermitentan pritisak zabeležio najmanji porast temperature kosti pri najvećoj ispitivanoj brzini okretanja borera (350 000 o/min)<sup>131</sup>. *Iyer i sar.* su u svojoj *in vivo* studiji na tibiji zeca zabeležili značajno manje temperature (31,4°C) pri velikim brzinama okretanja borera (400 000 o/min) u poređenju sa srednjim (30 000o/min) ili malim brzinama (2 000o/min) kada su izmerili 33.5°C odnosno 35.7°C. Ovaj rezultat bi se mogao objasniti time što pri malim brzinama okretanja borera preparacija ležišta implantata traje duže i kumulativni efekat dužeg trajanja produkcije toplote dovodi do porasta temperature. Takođe, nakon što sečivne ivice borera odseku kost, nova površina kosti koja sada čini zid ležišta implantata postaje zagrejana usled frikcije. Upotrebom većih brzina pri preparaciji, sledeća sečivna ivica borera brže uklanja ovu zagrejanu kost i tako ostaje manje vremena za kondukciju toplote na okolnu kost<sup>74</sup>. Histološka studija istih autora pokazala je da veće brzine okretanja borera prati brža i kvalitetnija regeneracija koštanog tkiva. U drugoj postoperativnoj nedelji ležišta implantata preparirana pri brzini od 400 000 o/min ispunjena su uglavnom nezrelim, vlaknastim koštanim tkivom (engl. *Woven bone*), dok su ležišta preparirana pri brzini od 30 000 o/min ispunjena osteoidom a kod onih pri brzini od 2 000 o/min prisutno je nekrotično tkivo. U šestoj postoperativnoj nedelji, uzorci preparirani pri velikim brzinama pokazali su najveći stepen maturacije koštanog tkiva u gustu, kompaktnu kost, dok su uzorci preparirani pri srednjim i malim brzinama imali široke medularne prostore i umerenu količinu kompaktne kosti<sup>75</sup>. I druge histološke studije potvrdile su prednost većih brzina okretanja borera u odnosu na manje u prevenciji termičkih oštećenja koštanog tkiva. *Youngblood* je u svojoj studiji na psećim mandibulama primetio bržu regeneraciju i manju zonu bazofila koji ukazuju na nekrozu kosti usled frikcione toplote tokom preparacije, kada se koriste veće brzine okretanja borera (do 300 000 o/min)<sup>172</sup>. Takođe, *Spatz* je uočio manju inflamaciju, pravilnije ivice kosti i bržu regeneraciju kod uzoraka prepariranih pri brzini od 300 000 o/min u poređenju sa manjim brzinama kod pasa<sup>149</sup>.

*Reingewirtz i sar.* su u svojoj studiji ispitivali promenu temperature kosti pri porastu brzina iz opsega 400-40 000 o/min. Registrovali su pozitivnu korelaciju između porasta temperature i brzine okretanja borera iz intervala od 0 do 10 000 o/min. Porast temperature je dostigao maksimum pri brzini od 10 000 o/min, a zatim počeo da pada sa daljim porastom brzine sve do 24 000 o/min. Pri daljem povećanju brzine sve do najveće ispitivane brzine od 40 000 o/min, zabeležili su da je vrednost porasta temperature konstantna (plato na grafikonu). Autori ističu da pri ovako velikim brzinama (24 000- 40 000 o/min) preparacija ležišta implantata mora trajati kratko jer vrlo brzo temperatura kosti dostiže vrednost od 90°C<sup>133</sup>.

*Abouzgia i Symington* su pokazali da je sa porastom brzine okretanja borera i primenjene sile porast temperature susedne kosti manji i kraće traje, sugerišući da je preparacija ležišta implantata uz veliku brzinu okretanja borera i veliku silu poželjnija nego što se ranije mislilo. Ovi autori su ispitivali uticaj brzina okretanja borera iz opsega 20 000-100 000 o/min i sila 1.5-9N na zagrevanje kosti tokom preparacije ležišta implantata koristeći govedu butnu kost kao model kompaktne kosti. Kritičnu vrednost temperature 47°C u trajanju od preko 1min zabeležili su samo kod primene

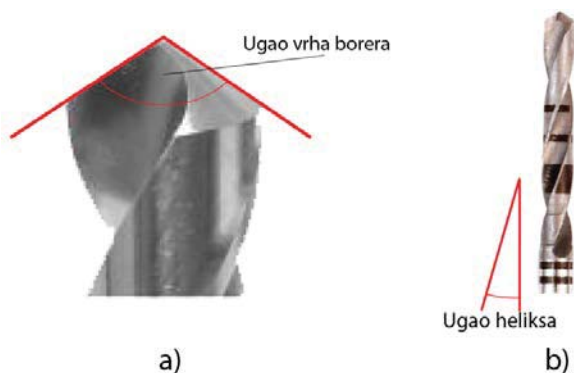
malih brzina (manje od 30 000 o/min) i slabe sile (2N). Porast sile sa 2N na 4.8N čak bez irigacije, značajno je smanjio trajanje ove kritične vrednosti temperature na manje od 30s što je daleko ispod granice za termalnu nekrozu<sup>3</sup>.

Kontroverzni rezultati prethodnih studija o uticaju brzine okretanja borera na zagrevanje kosti tokom preparacije ležišta implantata mogli bi se objasniti primenom različitih koštanih modela, varijabilnosti u sili primenjenoj za preparaciju ležišta kao i razlici između brzine okretanja borera van koštanog tkiva i stvarne brzine u toku preparacije. U savremenoj implantologiji za preparaciju ležišta implantata brzina okretanja borera od 600 o/min do 800 o/min se smatra optimalnom jer omogućuje dovoljnu preciznost preparacije i uzrokuje minimalni porast temperature kosti.<sup>101</sup> Međutim, kada se u istom aktu uz preparaciju ležišta implantata želi prikupiti i autologna kost retinirana u žlebovima borera koja će se koristiti kao graft, onda je preporučena brzina okretanja borera samo 50 o/min jer je pri toj brzini porast temperature kosti minimalan (1.57°C - 2.46°C) i to bez primene irigacije. Dakle, ovako mala brzina okretanja borera dozvoljava preparaciju ležišta implantata bez irigacije što je neprihvatljivo pri većim brzinama. Eliminacijom irigacije redukuje se mogućnost kontaminacije grafta salivom<sup>83</sup>.

### 3.2.4. Dizajn borera

Rezultati istraživanja sprovedenih na različitim koštanim modelima pokazali su da dizajn borera značajno utiče na temperaturu kosti tokom preparacije ležišta implantata.

Boreri sa malim uglom vrha su podložniji oštećenju zbog čega se pri njihovoj upotrebi može generisati veća količina toplote<sup>29</sup>. Mali ugao heliksa obezbeđuje bržu evakuaciju koštanih opiljaka putem žlebova borera čime se eliminiše oko 60% toplote generisane u procesu preparacije implantatnog ležišta i istovremeno se prevenira blokada žlebova pri preparaciji dubljih osteotomija (Slika 10).<sup>12</sup>



Slika 10. Dizajn spiralnog borera. a) ugao vrha borera (engl. *point angle*) koji formiraju glavne sečivne ivice u ravni koja prolazi kroz uzdužnu osu borera. b) ugao heliksa (engl. *helix angle*) definisan tangantom vodeće ivice nesečivnog dela tela borera i uzdužnom osom borera.



Danas su najčešće u upotrebi spiralni boreri (engl. *twist*) za preparaciju ležišta implantata oblika zavrtnja i boreri sa tri žleba (engl. *triflute*) kojima se prepariše ležište cilindričnih implantata. U poređenju sa spiralnim borerima, boreri sa tri žleba značajno manje zagrevaju kost i po prestanku preparacije ona dvostruko brže dostiže inicijalnu temperaturu. Efikasnost borera sa tri žleba u redukovanju frikcionu toplote ne opada sa porastom dubine ležišta, što ukazuje da geometrija ovih borera omogućuje efikasnije sečenje i lakše rasipanje toplote u odnosu na spiralne borere. Boreri sa tri žleba seku kost celom dužinom žleba čime redukuju frikcionu toplotu i njeno nagomilavanje. Nasuprot njima, ivice žlebova kod spiralnih borera su zaobljene i tupe, kako bi se sprečilo sečenje sa strane tokom preparacije ležišta implantata, i one se taru o zidove ležišta pojačano stvarajući frikcionu toplotu<sup>34</sup>.

Dizajn borera određuje i broj sečivnih ivica. Boreri sa većim brojem sečivnih ivica efikasnije uklanjaju kost, preparacija ležišta implantata traje kraće pa se generiše manje toplote. Upotrebom spiralnog borera koji ima dve sečivne ivice na svom vrhu generiše se više toplote u odnosu na okrugli borer sa osam sečivnih ivica<sup>168</sup>.

Broj žlebova sadržanih u boreru takođe utiče na toplotu koja se generiše pri njegovoj upotrebi. Boreri sa tri žleba generišu značajno manju količinu toplote u poređenju sa borerima sa dva žleba što je posledica njihove veće efikasnosti. Zapravo, dodatni žleb povećava sečivnu površinu ovih borera za 50% istovremeno olakšavajući uklanjanje zagrejanih koštanih opiljaka i tako redukuje toplotu generisanu tokom preparacije ležišta implantata<sup>19</sup>. Ipak, povećanje broja žlebova borera praćeno je sužavanjem kanala žlebova što potencijalno otežava eliminaciju debrija umanjujući efikasnost borera i povećavajući frikcionu toplotu. Smatra se da je optimalan broj žlebova borera tri<sup>118</sup>.

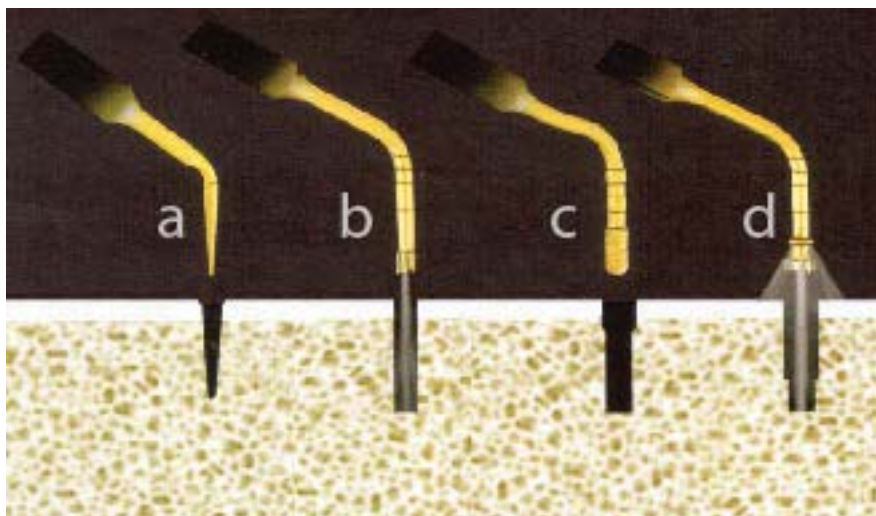
Oblik borera značajno utiče na stepen zagrevanja koštanog tkiva u toku preparacije ležišta implantata. Upotrebom cilindričnih borera generiše se značajno veća količina toplote u poređenju sa koničnim<sup>141</sup>. Redukcijom periferne dimenzije borera kao i lateralne sečivne ivice smanjuje se kontaktna površina između instrumenta i kosti što rezultuje redukcijom trenja u toku preparacije ležišta implantata i značajno manjim zagrevanjem okolne kosti<sup>118</sup>.

Termografske studije su pokazale da dizajn borera ne samo da značajno utiče na količinu generisane toplote tokom preparacije ležišta implantata već i određuje način njene distribucije kroz kost koja to ležište okružuje. Kod upotrebe okruglog borera toplota se širi kroz kost u vidu koncentričnih krugova. Tokom preparacije kosti spiralnim borerom toplota se distribuira kroz kost u obliku strele, jer se najvećim delom generiše na vrhu borera čije su ivice spiralne<sup>168</sup>.

### **3.2.5. Hirurška tehnika preparacije ležišta implantata**

Preparacija implantatnog ležišta se može izvesti primenom konvencionalnih borera, ultrazvučnih instrumenata ili lasera.<sup>151</sup>

Princip rada ultrazvučnih uređaja za preparaciju implantatnog ležišta zasniva se na piezoelektričnom efektu tj. svojstvu određenih materijala (kvarc) da u polju naizmjenične struje trpe mehaničku deformaciju proizvodeći seriju vibracija.<sup>163</sup> Ultrazvučna preparacija ležišta implantata je naročito pogodna za ona ležišta koja su u blizini anatomskih struktura (nerava, krvnih sudova ili membrane maksilarnog sinusa) kada bi upotreba standardne hirurške tehnike mogla uzrokovati jatrogene lezije (slika 11)<sup>147</sup>. Ova meka tkiva mogu da osciluju istom brzinom i amplitudom kao i sečivni nastavak UZ aparata zbog čega ostaju neoštećena (Slika 11).<sup>164</sup> Ipak, UZ aparati za preparaciju ležišta implantata generišu značajno veću količinu toplote kako u kortikalnom tako i u spongioznom sloju kosti u poređenju sa standardnom tehnikom, verovatno zbog značajno dužeg vremena potrebnog za UZ preparaciju. Porast temperature kortikalnog dela kosti se može značajno umanjiti povećanjem brzine protoka iriganasa ali to nije slučaj sa spongiozom. Pri UZ preparaciji ležišta implantata potrebno je primeniti irigans pri brzini protoka od najmanje 50 ml/min jer je pri protoku od samo 20 ml/min zabeležen porast temperature u spongioznom sloju kosti iznad kritičnih 47°C<sup>132</sup>. Generisana toplota tokom preparacije ležišta UZ aparatom može se redukovati i izborom sečivnog nastavka optimalnog dizajna. Nastavci sa kratkom i razuđenom sečivnom ivicom uzrokuju znatno manji porast temperature, jer je ovakvim dizajnom redukovana kontaktna površina između sečiva i kosti a i olakšana je eliminacija zagrejanih koštanih opiljaka<sup>28,67</sup>.



Slika 11 . Hirurški protokol ultrazvučne preparacije ležišta implantata: a-dijamantski konusni nastavak najvećeg dijametra 2mm kojim se perforira kortikalni i spongiozni sloj kosti; b-nastavak sa internom irigacijom kojim se prepariše pilot osteotomija dijametra 2mm; c-dijamantski cilindrični nastavak dijametra 2.4mm kojim se proširuje ležište i eventualno koriguje njegov pravac; d-nastavak sa dvostrukom internom irigacijom kojim se kompletira preparacija ležišta. Preuzeto iz: *Vercellotti T. Essentials in Piezosurgery: Clinical Advantages in Dentistry, 2009.*<sup>162</sup>

Lasersku ablaciju koštanog tkiva omogućuju njegove organske (kolagen) i neorganske (voda, hidroksiapatit) komponente koje dobro apsorbuju erbijum: itrijum-alumit-granat (Er:YAG) i ugljen dioksidni (CO<sub>2</sub>) laser.<sup>50</sup> Iako se ne primenjuje rutinski,

preparacija implantatnog ležišta laserom pruža nekoliko prednosti u odnosu na konvencionalne borere: redukuje vibracije, ostvaruje bakteriostatski efekat, minimalno je invazivna, smanjuje krvarenje, poboljšava oseointegraciju i praćena je minimalnom termalnom traumom susednog tkiva.<sup>50, 151</sup> Preparacija ležišta implantata impulsnim CO<sub>2</sub> laserom talasne dužine 9.6 $\mu$ m, širine impulsa 60 $\mu$ s, energije impulsa 40mJ, frekvencije impulsnog toka 20-200Hz, i prosečne snage impulsa 2-8W kao i Er:YAG laserom talasne dužine 2940nm, širine impulsa 100 $\mu$ s i frekvencije 8-10Hz uz kontinuirano eksterno hlađenje kosti fiziološkim rastvorom pri brzini protoka od 15ml/min praćena je zagrevanjem kosti u fiziološkom opsegu.<sup>50</sup>

### 3.2.6. Oštećenje borera

Ponavljana upotreba borera progresivno povećava njihovo mehaničko oštećenje. Skening elektronskom mikroskopijom (SEM) uočene su tri vrste oštećenja koje se javljaju kod borera upotrebljivanih više puta: diskretna abrazija sećivnih ivica, značajna plastična deformacija sećivnih ivica usled čega one poprimaju talasast izgled a kod borera presvućenih slojem titanijum-nitrida (TiN) uočene su tupe sećivne ivice i odsustvo TiN sloja duž njih. Mehanička oštećenja borera smanjuju njihovu efikasnost u uklanjanju kosti čime se pojačano stvara frikciona toplota<sup>43</sup>. U cilju redukcije termičkog oštećenja okolnog koštanog tkiva potrebno je koristiti oštre borere za preparaciju ležišta implantata<sup>5, 93</sup>. Boreri se mogu koristiti nekoliko puta a da pritom ne izazovu temperature koje bi bile potencijalno štetne za koštano tkivo<sup>43</sup>. Međutim, literaturni podaci koji pokazuju koliko puta se boreri mogu upotrebiti a da pritom ostanu dovoljno oštri su različiti.

*Jochum i Reichart* su izmerili porast temperature kosti za 0.13K nakon svake desete upotrebe borera. Oni su pokazali da se titanijumski profilni (engl. cannon) boreri ispitivani u njihovoj studiji mogu bezbedno koristiti do 40 puta a da ne dovedu do značajnog porasta temperature<sup>80</sup>. Takođe, dokazano je da ne postoji značajna razlika u temperaturi između inicijalne upotrebe i nakon 30 upotreba spiralnih (engl. *twist*) niti borera sa tri žleba (engl. *triflute*)<sup>34</sup>. Međutim, već nakon 25 upotreba, spiralni boreri sa tri žleba i bez zadnjeg ugla sa jedva primetnim oštećenjima pod svetlosnim mikroskopom, mogu generisati neprihvatljivo visoke temperature u kosti od 60°C<sup>29</sup>. Ipak, boreri iz nekih implantatnih sistema se mogu koristiti najmanje 35 puta pri čemu ne postoji razlika u temperaturi koju oni generišu u odnosu na njihovu inicijalnu upotrebu. Zapravo, tek nakon 35. upotrebe oni dovode do neznatnog porasta temperature a isti postaje značajan nakon 45. upotrebe<sup>110</sup>. Ovako različiti rezultati o kritičnom broju upotreba borera kod različitih implantoloških sistema nisu iznenađujući jer je poznato da dizajn borera kao i čvrstoća materijala od koga je izrađen određuju otpornost borera na oštećenje<sup>43</sup>. Iako su rezultati dosadašnjih studija o broju upotrebe borera kontroverzni, oni nedvosmisleno ukazuju na postojanje linearne povezanost između broja upotreba borera i produkcije toplote<sup>103, 140, 152</sup>.

Oštećenje borera nije isključivo posledica njegove višekratne upotrebe, već i metoda sterilizacije. *Jochum i Reichart* su pokazali da upotreba dezinficijensa uz



sterilizaciju borera u autoklavu dovodi do zatupljivanja ivice borera ali da su temperature generisane pri radu sa njima još uvek ispod graničnih 47°C i ne razlikuju se značajno od onih koje su izmerene pri upotrebi borera koji su samo očišćeni destilovanom vodom<sup>80</sup>.

Klinički, postoje mnogi faktori koji utiču na vek trajanja borera: primenjena sila, čišćenje, metod sterilizacije, gustina koštanog tkiva, materijal od koga je izrađen i tretman površine borera<sup>9</sup>. Usled nedostatka odgovarajućih preporuka proizvođača o preporučenom broju upotreba borera, odluka kliničara da zameni postojeći set borera novim ostaje proizvoljna i zasniva se prevashodno na vizuelnoj identifikaciji oštećenja. Savremeni trend ka jednokratnoj upotrebi instrumenata, proizašao iz brige o transmisiji infektivnih bolesti, poništiće ovaj problem<sup>9</sup>.

Efikasna irigacija tokom preparacije ležišta implantata je faktor koji značajnije utiče na temperature kosti u odnosu na stepen oštećenja borera. Eksterna irigacija i intermitentni pokreti koji olakšavaju irigansu pristup ka ležištu implantata u najvećem broju slučajeva su dovoljni da suprimiraju ekscesivno zagrevanje kosti izazvano upotrebom oštećenih borera<sup>43</sup>. Ipak, rad sa oštrim borerima je esencijalan za atraumatsku hiruršku tehniku.

### 3.2.7. Gradualna vs jednofazna preparacija

Preparacija osteotomije do finalnog dijametra može se učiniti u jednom koraku, koristeći samo jedan borer ili gradualno, koristeći seriju borera rastućeg dijametra<sup>155</sup>. *Eriksson i Adell* su u svojoj studiji preparisali ležišta implantata koristeći seriju borera rastućeg dijametra. Ležište implantata se postepeno proširuje a pritom se uklanja mala količina kosti upotrebom svakog narednog borera<sup>47</sup>. Nasuprot tome, *Eriksson i sar.* su u svojoj studiji prepalisali ležišta za osteosintetske zavrtnje za fiksaciju *Richard's* pločice koristeći samo jedan spiralni borer (čiji dijametar odgovara finalnom dijametru ležišta) pri brzini od 20 000 o/min u samo jednom koraku<sup>45</sup>. Iako su preoperativne temperature kosti bile slične u obe studije, temperature izmerene tokom jednofazne preparacije ležišta za osteosintetske zavrtnje su bile znatno više što potvrđuje značaj gradualne preparacije u prevenciji termičke nekroze.

Sekvencijalnom preparacijom ležišta implantata uklanja se različita količina kosti u zavisnosti od veličine borera i broja borera u datom sistemu implantata potrebnih za preparaciju jednog ležišta. Ukoliko je broj borera u implantatnom sistemu manji onda se u svakom koraku tokom preparacije ležišta uklanja veća količina kosti što doprinosi većem porastu temperature<sup>29</sup>. Nakon preparacije ležišta implantata borerom određenog dijametra potrebno je napraviti pauzu od najmanje 10 sekundi kako bi se temperatura kosti vratila na inicijalni nivo. U suprotnom, iako je pri svakom koraku preparacije generisana fiziološki prihvatljiva količina toplote, kumulativna temperatura kosti nakon više uzastopnih koraka bez odgovarajuće pauze bi mogla da premaši nivo kritičan za termalnu nekrozu<sup>146</sup>.

Literaturni podaci ukazuju da se gradualnom upotrebom borera od manjih ka većim dijametrima uspešno prevenira termalna nekroza<sup>103, 145</sup>.

### 3.2.8. Hirurški stent

Upotreba hirurških stentova značajno je povećala preciznost postavljanja implantata, skratila vreme trajanja intervencije i redukovala hirurške greške tokom hirurških implantoloških procedura<sup>57</sup>. Međutim, tokom preparacije ležišta implantata uz upotrebu hirurških stentova bez obzira na vrstu irigacije, generiše se značajno veća temperatura kosti na svim dubinama ležišta (od 3, 6, i 9 mm- 34.2°C, 39.7°C i 39.8°C) u odnosu na standardnu tehniku preparacije ( 28.8°C, 30.7°C i 31.1°C). Ova razlika verovatno nastaje zbog metalnih vođica u stentu koje otežavaju protok fluida za hlađenje ka ležištu implantata tokom preparacije<sup>110</sup>. Preporuka je da se nakon preparacije početnog dela ležišta stent ukloni ili da se u toku preparacije povremeno pomeri duž osovine borera kako bi se mlaz irigansa usmerio ka mestu perforacije korteksa. Ukoliko je ipak neophodno koristiti stent tokom celokupne preparacije, efektivno hlađenje bi se moglo postići modifikovanjem samog stenta tako da fluid može biti usmeren kroz njega do korteksa. Pritom brzina protoka irigansa od 500 ml/min i veća je potrebna za prevenciju termalne nekroze<sup>103</sup>.

### 3.2.9. Dubina ležišta implantata

Frikcione sile su najveće na sečivnoj ivici borera i gotovo sva energija smicanja potrebna za sečenje kosti biva konvertovana u toplotu što sugeriše da je najveće zagrevanje kosti na dnu ležišta implantata<sup>89</sup>. Ovu teorijsku pretpostavku potvrdili su rezultati eksperimentalnih studija u kojima je zabeležen značajno veći porast temperature kosti u dubljim delovima ležišta implantata u odnosu na delove ležišta bliže ulazu<sup>34, 110, 152</sup>.

Međutim, *Sener i sar.* su primetili najveći porast temperature tokom preparacije ležišta implantata upravo u površnijim delovima ležišta a sa porastom dubine ležišta porast temperature je opadao. Ovo se može objasniti dužom ekspanziranom površnijeg dela ležišta frikcionim silama, kao i razlikom u strukturi kosti na različitim dubinama ležišta. Površniji delovi su sačinjeni od kortikalnog sloja kosti koja je jača i ima viši koeficijent trenja u poređenju sa spongioznom kosti koja čini dublje delove ležišta<sup>145</sup>.

Varijabilnost literaturnih podataka o uticaju dubine ležišta implantata na toplotu generisanu tokom preparacije ukazuje da vrsta irigacije primenjene za hlađenje kosti izraženije utiče na porast temperature u dubljim delovima ležišta nego sama dubina ležišta<sup>155</sup>.

### 3.2.10. Dijametar borera

Iako se u savremenoj literaturi ističu mehaničke prednosti implantata većeg dijametra (5-6mm) u određenim indikacijama, u svakodnevnoj kliničkoj praksi se najčešće koriste implantati standardnog dijametra (3,75-4,3mm) i upravo je uticaj borera potrebnih za preparaciju ležišta standardnih implantata na zagrevanje kosti bio predmet istraživanja mnogih studija<sup>62, 138</sup>. Dijametar borera značajno utiče na temperaturu okolne kosti tokom preparacije ležišta implantata i to tako da je temperatura kosti direktno proporcionalna dijametru borera<sup>83</sup>. Veći dijametar borera proizvešće veću temperaturu jer se njime uklanja veća zapremina kosti i tokom rotacije je u dodiru sa većom površinom okolne kosti čime nastaje veće trenje u toku preparacije ležišta implantata<sup>83, 145</sup>.

### 3.2.11. Materijali za izradu borera

Savremeni boreri za preparaciju ležišta implantata izrađuju se uglavnom od: legure nerđajućeg čelika, nerđajućeg čelika obloženog slojem titanijum-nitrida (TiN) ili keramike na bazi cirkonijum-oksida. Poznato je da su keramički instrumenti otporni na visoke temperature, abraziju i koroziju ali su slabo otporni na mehaničku traumu, podložni su lomu i imaju nisku termalnu konduktivnost<sup>40, 78</sup>. Stabilizacija cirkonijum-oksida sa itrijumom, magnezijumom ili aluminijumom poboljšava njegove biomehaničke karakteristike. Keramički boreri sačinjeni od cirkonijum-oksida (80%) i aluminijum oksida (20%) su termički stabilni, poseduju nisku termičku konduktivnost, veći otpor na frakturu i oštećenje a modul elastičnosti odgovara čeliku<sup>16, 128, 140</sup>.

Studija *Oliveira i sar.* ukazuje na značajan uticaj koji materijal borera ima na zagrevanje kosti i to tako što upotreba keramičkih (aluminijumom ojačan cirkonijum oksid) borera uzrokuje značajno manji porast temperature kosti u odnosu na čelične na svim dubinama ležišta. Ovaj manji porast temperature pri radu sa keramičkim borerima u poređenju sa čeličnim može biti rezultat veće otpornosti na oštećenje<sup>120</sup>. U poređenju sa keramičkim, čelični boreri već nakon 50 upotreba pokazuju značajno oštećenje. Keramički boreri postaju diskretno oštećeni tek nakon 180 načinjenih osteotomija a značajna deformacija i fraktura nastaju nakon 210 osteotomija<sup>140</sup>. Takođe, za preparaciju ležišta implantata keramičkim borerom potrebno je primeniti manju silu u poređenju sa čeličnim, što je naročito izraženo u gustoj kosti i ukazuje na njihovu veću efikasnost, rezultirajući malim zagrevanjem okolne kosti. Ipak statistička značajnost od 0.3C zabeležena u studiji *Oliveira i sar.* ne može se smatrati i klinički značajnom vrednošću jer neće suštinski umanjiti rizik za nastanak termičke nekroze<sup>120</sup>.

Naprotiv, rezultati studije *Sumer i sar.* ukazuju da se tokom preparacije ležišta implantata, keramičkim (aluminijumom ojačan cirkonijum oksid) borerima generiše više toplote u poređenju sa čeličnim ali samo u površnijim delovima ležišta dok u dubljim delovima promena temperature okolne kosti nije u korelaciji sa materijalom od

koga je borer izrađen<sup>152</sup>. Ovaj porast temperature u površnom delu ležišta pri preparaciji keramičkim borerima uslovljen je njihovom niskom termalnom konduktivnošću zbog čega dolazi do lokalizovane akumulacije toplote koncentrisane u maloj zoni frikcije a istovremeno samo mala količina toplote biva rasuta<sup>35, 152</sup>.

Iako su literaturni podaci o redukovanju toplote keramičkim borerima kontroverzni, uz primenu odgovarajućeg hirurškog protokola obe vrste borera, keramički i čelični, neće uzrokovati zagrevanje kosti do nivoa kritičnog za termičku nekrozu<sup>120</sup>.

Skening elektronska mikroskopija (SEM) je pokazala da su boreri izrađeni od nerđajućeg čelika obloženog slojem titanijum-nitrida (TiN) veoma podložni mehaničkom oštećenju. Oštećenje i gubitak TiN sloja zajedno sa otupljivanjem sečivne ivice smanjuju efikasnost ovih borera što za posledicu ima pojačano zagrevanje kosti i otežanu regeneraciju<sup>43, 81</sup>.

### **3.2.12. Upotreba ureznice**

U savremenoj implantološkoj proceduri ureznice se primenjuju samo u slučaju velike gustine kosti.<sup>101</sup> Manuelno urezivanje navoja ureznicom ne povećava značajno temperaturu kosti<sup>103</sup>. Maksimalne temperature generisane tokom procedure urezivanja navoja za implantate oblika zavrtnja se ne razlikuju značajno u odnosu na primenu irigacije. Irigacija nije krucijalna tokom korišćenja ureznice pri malim brzinama (20 o/min) i torku od 40Ncm. Ipak, kada se ne koristi irigacija, postoji značajna pozitivna korelacija između maksimalne temperature kosti i maksimalnog torca u dubljim delovima ležišta implantata. Ova korelacija ne postoji kod primene irigacije tokom urezivanja navoja implantata niti u površnim delovima ležišta pri korišćenju ureznice bez irigacije<sup>34</sup>.

### **3.2.13. Vrsta pokreta pri preparaciji ležišta**

Literaturni podaci nedvosmisleno ukazuju da se primenom intermitentnih pokreta u toku preparacije ležišta implantata okolna kost značajno manje zagreva u poređenju sa kontinuiranim. Kontinuirana preparacija onemogućuje pristup fluida za hlađenje dubljim delovima ležišta implantata i uzrokuje blokadu sečivnih ivica borera usled retiniranog koštanog debrisa čime se smanjuje efikasnost sečenja borera i povećava vreme potrebno da se kompletira preparacija što rezultuje ekscesivnim zagrevanjem okolne kosti<sup>45, 47, 166, 171</sup>.

### 3.2.14. Debljina kortikalnog sloja

Debljina kortikalnog sloja kosti na mestu budućeg ležišta implantata značajno utiče na količinu toplote koja će se generisati tokom preparacije. *Eriksson i sar.* su merili temperature kosti tokom preparacije ležišta implantata koristeći 3 koštana modela različite debljine kortikalnog sloja (humani femur 6.5mm, femur pasa 3.5mm i femur zeca 1.5mm) i zaključili da se kost više zagreva u ležištima gde je prisutan deblji korteks (humani femur 89C, femur pasa 56C i femur zeca 40C)<sup>45</sup>. Debljina kortikalnog sloja kosti kao faktor koji doprinosi generisanju toplote pri preparaciji ležišta implantata posebno je značajan u regijama gde je neophodna bikortikalna stabilizacija.

### 3.2.15. Gustina kosti

Gustina kosti je faktor koji značajnije doprinosi zagrevanju borera tokom preparacije ležišta implantata u poređenju sa dubinom ležišta i to tako što se u kortikalnoj kosti borer više zagreva nego u spongioznoj<sup>171</sup>. Histološko-histomorfometrijska studija *Haidera i sar.* pokazala je da spongiozna kost bolje toleriše toplotu generisanu tokom preparacije ležišta implantata i reaguje ranijom i intenzivnijom regeneracijom u poređenju sa kortikalnom. Ovaj rezultat nije iznenađujući jer je spongiozna kost bolje snabdevena krvnim sudovima zbog čega brže rasipa toplotu i ima veći regenerativni kapacitet u poređenju sa kortikalnom koja ima slabu vaskularnu podršku<sup>66</sup>. Iako se može pretpostaviti da se pri preparaciji ležišta implantata spongiozna kost manje zagreva od kortikalne, nedostaju naučni podaci koji bi dokazali ovu pretpostavku<sup>155</sup>, jer je u dosadašnjim istraživanjima primenjivan kortikalni koštani model<sup>18, 103, 131, 171</sup>.

### 3.2.16. Vreme ugradnje implantata u odnosu na period ekstrakcije zuba

Savremena implantološka terapija sve češće podrazumeva imedijatnu ugradnju implantata tj. ugradnju implantata neposredno nakon ekstrakcije zuba. Ovom procedurom se skraćuje vreme protetske rehabilitacije pacijenta i usporava i smanjuje resorpcija kosti odnosno čuva se orofacijalna koštana dimenzija. Postekstrakciona alveola je obično šira od dijametra planiranog implantata pa se primarna stabilnost postiže ugradnjom implantata 5 mm apikalnije od samog vrha alveole. Dakle, preparacija ležišta implantata se najvećim delom odvija u periapikalnom predelu alveole, dok je u njenim koronarnijim delovima prisutan međuprostor između borera i zidova alveole<sup>49, 101</sup>. Zbog toga neki autori pretpostavljaju da se pri preparaciji ležišta neposredno nakon ekstrakcije zuba generiše manje toplote u odnosu na ležišta kod kojih je koštano zarastanje završeno, ali ove pretpostavke nisu naučno dokazane<sup>59, 107</sup>.

## **II NAUČNA OSNOVA PROBLEMA**

Dugoročni uspeh implantata zasniva se na zadovoljavajućem primarnom koštanom zarastanju i oseointegraciji. Zarastanje kosti oko implantata predstavlja kompleksan fenomen koji se zasniva na neometanoj kaskadi proliferacije i diferencijacije preosteoblasta u osteoblaste zajedno sa aktivacijom periostalnih i endostalnih linijskih ćelija i produkcijom i mineralizacijom osteoidnog matriksa. Nekroza kosti i posledična neuspešna oseointegracija se moraju izbegavati. Međutim, i najpažljivije izvedena, preparacija ležišta implantata u kosti uvek uzrokuje nekrozu kosti u graničnoj zoni preparacije usled mehaničkog i termičkog oštećenja tkiva<sup>7</sup>.

Tokom preparacije ležišta implantata, veći deo energije koja nije iskorišćena u procesu sečenja koštanog tkiva biva transformisan u toplotu<sup>43</sup>. Frikciona toplota generisana tokom nekontrolisane hirurške preparacije čvrstih tkiva na mestu budućeg implantata produkuje zonu devitalizovane kosti oko ležišta. Širina zone nekroze eksponencijalno raste sa porastom temperature i vremena ekspozicije<sup>95, 97</sup>. Kritična temperatura koja indukuje ireverzibilno oštećenje koštanog tkiva je 47°C u trajanju od 1 min<sup>44</sup>. Iako je za termičku nekrozu kosti potrebna temperatura za 10°C veća od temperature tela, *Iyer i saradnici* su histološki pokazali da razlika od samo 4.3°C u generisanoj temperaturi tokom preparacije ležišta implantata uzrokuje značajnu razliku u kvalitetu novoformirane kosti<sup>75</sup>.

Usled slabe termalne konduktivnosti koštanog tkiva, toplota generisana tokom preparacije ležišta implantata se ne rasipa brzo već se koncentriše oko implantatnog ležišta omogućujući značajno zagrevanje periimplantatnog sloja kosti<sup>139</sup>. Eksperimentalne studije su pokazale da lokalna temperatura u kosti može biti viša od 100C u zavisnosti od određenih parametara hirurške tehnike kao što su irigacija, brzina, sila, vrsta borera i od karakteristika lokalne kosti<sup>103</sup>.

Termalno oštećenje na mestu preparacije ležišta inhibiše regeneraciju kosti i uzrokuje hiperemiju, fibrozu, degeneraciju osteocita, pojačanu aktivnost osteoklasta i nekrozu, te se smatra važnim faktorom za preživljavanje implantata<sup>24, 68, 82, 145</sup>. Tokom zarastanja osteotomija balans između resorpcije nekrotičnog tkiva i substitucije novim matriksom kosti je pod uticajem prethodnom izlaganju toploti<sup>55</sup>. Generisana toplota ne samo da usporava regeneraciju kosti već i ireverzibilno oslabljuje njenu mehaničku strukturu<sup>103</sup>. Sa mehaničkog aspekta, toplota indukuje dislokaciju u strukturi kristalne rešetke hidroksi apatita do te mere da nastaju mikroskopske deformacije (engl. *creep*) kompaktne kosti<sup>20, 104, 134</sup> i mobilnost implantata<sup>48</sup>. Izostanak primarne stabilnosti i mikropokreti implantata veći od 150µm nepovoljno utiču na oseointegraciju i favorizuju fibroznu inkapsulaciju implantata<sup>105</sup>. Prevencija slabljenja fizičkih karakteristika kosti posebno je značajna u bočnoj regiji gornje vilice u kojoj je prisutna kost male gustine (Q<sub>3</sub> i Q<sub>4</sub> *Lekholm i Zarb*)<sup>94</sup>. Visoke temperature oštećuju mikrostrukturu trabekularne kosti čime se znatno redukuju njena mehanička svojstva<sup>21</sup>. Budući da je trabekularna kost uglavnom slabe gustine gde je otežano postizanje primarne stabilnosti implantata, dodatno slabljenje strukture usled pregrevanja tokom preparacije ležišta bi ozbiljno ugrozilo uspeh oseointegracije. Ovo ukazuje na činjenicu da je u kosti male gustine veoma bitno prevenirati porast temperature.

Atraumatska hirurška tehnika preparacije implantatnog ležišta je ključni faktor u prevenciji termičke nekroze okolne kosti<sup>146</sup>. Brojna istraživanja su bila usmerena na kontrolu faktora koji utiču na generisanje toplote u ležištu implantata. Njihovi rezultati



integrirani su u principe atraumatske preparacije što podrazumeva: redukovani broj obrtaja borera<sup>3, 70</sup> uz kontinuirano hlađenje kosti fiziološkim rastvorom<sup>66, 145</sup>, intermitentne pokrete uz umeren pritisak<sup>166</sup>, upotrebu novih, oštih borera<sup>43, 103, 154</sup> i postepeno povećanje širine ležišta serijom borera rastućeg dijametra<sup>47</sup>.

Alternativa standardnoj hirurškoj tehnici (engl. *bone drilling*) preparacije implantatnog ležišta u bočnom segmentu gornje vilice, gde je obično prisutna kost male gustine, je tehnika lateralne kondenzacije (engl. *lateral bone condensing*). Kod ove tehnike, nakon determinisanja dubine ležišta pilot borerom, preparacija se nastavlja serijom instrumenata oblika implantata - kondenzatora rastućeg prečnika kojima se koštane trabekule potiskuju apikalno i lateralno<sup>36</sup>. Ovim hirurškim pristupom čuva se postojeći volumen vilične kosti i povećava se njena gustina radi postizanja zadovoljavajuće primarne stabilnosti implantata u kosti male gustine<sup>102</sup>. Lateralna kondenzacija kosti poboljšava karakteristike lokalne kosti za prijem implantata i ubrzava regeneraciju koštanog tkiva što rezultuje bržom protetskom rehabilitacijom pacijenata i većim uspehom implantatne terapije u poređenju sa standardnom hirurškom tehnikom<sup>53, 54, 99, 113, 114</sup>.

Sve hirurške intervencije imaju određeni termički efekat. Spoznaja termalnog efekta hirurgije omogućuje nam kontrolu potencijalnih štetnih efekata i njihovog uticaja na uspeh terapije. Kost je u termalnom smislu kompleksno tkivo čije razumevanje je unapređeno istraživanjima. Generisanje toplote tokom preparacije ležišta implantata je multifaktorski proces čija kompleksnost nije u potpunosti shvaćena. Komparacija dosadašnjih rezultata istraživanja je otežana zbog razlike u debljini kortikalnog sloja kosti i gustini iste kod različitih koštanih modela primenjivanih u dosadašnjim istraživanjima. Uprkos razvoju u oblasti mikroskopije i dijagnostičkih tehnologija, nedostatak naučnog znanja u pogledu ove teme ipak postoji. Budući da su prethodna istraživanja u vezi sa standardnom hirurškom tehnikom preparacije ispitivala temperaturu uglavnom u kortikalnom delu kosti nedostaju podaci o promeni temperature u spongiozi tokom preparacije ležišta implantata. U literaturi ne postoje podaci o toploti koja se generiše u kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije koja danas predstavlja tehniku izbora u bočnom segmentu gornje vilice. S obzirom da je za preparaciju ležišta implantata standardnom tehnikom potrebno ukloniti veću količinu kosti za razliku od kondenzacije koja čuva u najvećoj mogućoj meri postojeći volumen kosti i povećava njenu gustinu, moguće je postaviti radnu hipotezu da se tokom kondenzacije kosti generiše manja količina toplote i susedno tkivo slabije greje u poređenju sa standardnom tehnikom.

Deo energije potrebne za ugradnju implantata u pripremljeno ležište se takođe transformiše u toplotu. Zbog slabe termičke konduktivnosti koštanog tkiva u periimplantantnom sloju kosti može doći do značajnog porasta temperature<sup>32, 103</sup>. Upravo ovaj sloj kosti koji ostaje oko implantata odgovoran je za implantantnu stabilnost i kapacitet zarastanja koštanog tkiva. Optimizacija protokola ugradnje implantata u smislu prevencije termičke nekroze koštanog tkiva mogla bi da poboljša uslove za oseointegraciju.

Protokol ugradnje implantata potrebno je prilagoditi karakteristikama lokalne kosti koja čini implantatno ležište. U kosti male gustine koja je prisutna u bočnoj regiji gornje vilice preporučena je ugradnja samourezujućih implantata u ležišta pripremljena



tehnikom lateralne kondenzacije, uz primenu obrtnog momenta od minimum 30Ncm, čime se unapređuje implantatna stabilnost<sup>72, 100, 122, 136, 167</sup>. Međutim, u literaturi ne postoje podaci o termičkom efektu koji ostvaruje proces ugradnje implantata na kost.

### **III CILJEVI ISTRAŽIVANJA**

Imajući u vidu potrebu naučne verifikacije termičkog efekta implantoloških hirurških procedura radi kontrole potencijalnih štetnih efekata i njihovog uticaja na uspeh implantatne terapije postavljeni su sledeći *ciljevi istraživanja*:

1. Ispitati promenu temperature u kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije.
2. Ispitati promenu temperature u kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom.
3. Uporediti promenu temperature u kosti kod standardne i tehnike lateralne kondenzacije preparacije ležišta implantata.
4. Ispitati uticaj temperature fiziološkog rastvora za hlađenje na temperaturu kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije.
5. Ispitati uticaj temperature fiziološkog rastvora za hlađenje na temperaturu kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom.
6. Ispitati promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata nakon preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije.
7. Ispitati promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata nakon preparacije ležišta standardnom tehnikom.
8. Uporediti promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata nakon preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom tehnikom.
9. Ispitati promenu temperature tokom ugradnje implantata u zavisnosti od primenjenog obrtnog momenta od 30, 35 i 40 Ncm.
10. Uporediti promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata uz primenu obrtnog momenta od 30, 35 i 40 Ncm.
11. Ispitati promenu temperature u kosti tokom ugradnje samourezujućih implantata.
12. Ispitati promenu temperature u kosti tokom ugradnje neurezujućih implantata.
13. Uporediti promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata u zavisnosti od njihovog makrodizajna.

14. Ispitati uticaj pola i starosne dobi ispitanika na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata.
15. Ispitati uticaj gustine kosti primajuće regije i regije implantacije na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata.

## **IV MATERIJI I METOD**

Za ispitivanje uticaja hirurške tehnike na temperaturu kosti male gustine tokom preparacije ležišta i ugradnje implantata preduzeta su eksperimentalna i klinička istraživanja.

## 1. Eksperimentalna istraživanja

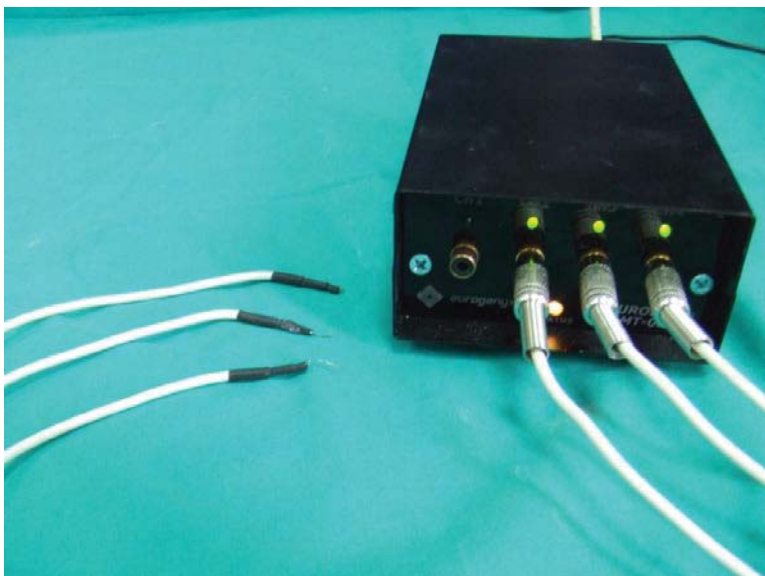
Po pribavljanju dozvole (36/9) Etičkog komiteta Stomatološkog fakulteta u Beogradu pristupilo se izvođenju *in vitro* eksperimentalne studije.

### 1.1. Model koštanog tkiva

Kao analog humane vilične kosti kvaliteta Q3 i Q4 po klasifikaciji *Lekholma i Zarba*, korišćena su svinjska rebra uniforme debljine koritkalnog sloja od 2 mm<sup>6, 94</sup>. Svi uzorci su prikupljeni iz iste klanice, od već zaklanih životinja muškog pola, 6 meseci starih i 120 kg teških. Radi uniformnosti eksperimentalnih uslova, odabrani su uzorci istih karakteristika: debljine kotikalnog sloja od 2mm i ukupne visine od najmanje 11mm. Nakon uklanjanja ostataka mekog tkiva, svinjska rebra su sečena u blokove dužine 70mm. U cilju prevencije rizika od anizotropije uzorci su uvek prikupljeni iz istog, proksimalnog dela rebra. Radi očuvanja fizičkih karakteristika kosti, uzorci koji nisu upotrebljeni u narednih nekoliko sati, pripremani su prema protokolu koji su objavili *Sedlin i Hirsch*, tj. kost je održavana vlažnom sve vreme, čuvana zamrznuta u fiziološkom rastvoru na temperaturi od -10°C i upotrebljena u roku od 3 do 4 nedelje<sup>144</sup>. Za potrebe ove eksperimentalne studije upotrebljena su ukupno 102 uzorka i na svakom od njih formirane su po 4 test osteotomije.

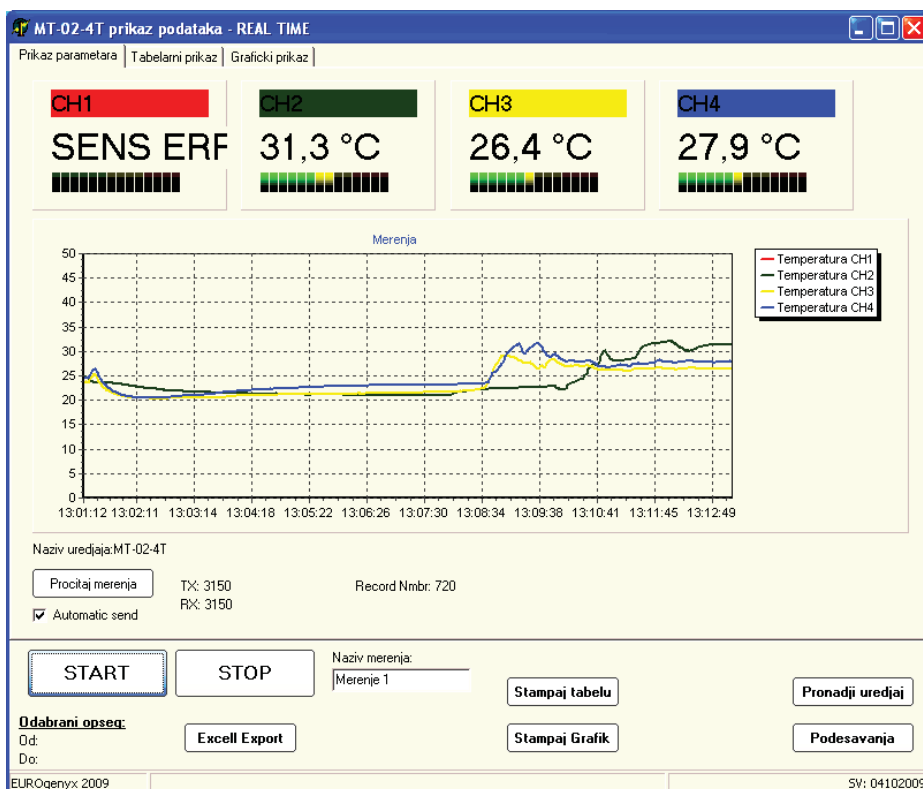
### 1.2. Aparatura za merenje temperature kosti

Temperatura je merena pomoću tri termopara (Energyx, Niš, Srbija), sa temperaturnim opsegom od 0°C do 90°C i senzitivnošću od 0,1°C. Kalibracija merenja se vršila komparativnom metodom, a kao referentni izvor korišćen je sertifikovani RHT senzor (Semsirion, Staefa, Švajcarska). Svaki od tri termopara je bio povezan sa akvizicionim sistemom EUROtherm Mt-02-4T (Energyx, Niš, Srbija) čija je frekvencija merenja 3s-1, što je omogućilo konstantno, očitavanje temperature u realnom vremenu (Slika 1).



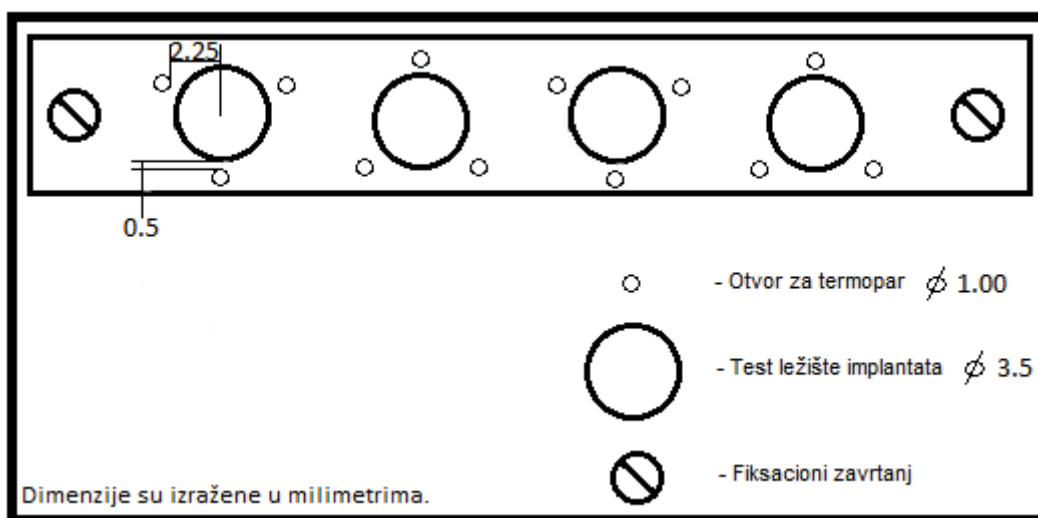
Slika 1. Aparatura za merenje temperature: tri termopara i akvizicioni sistem

Podaci su slati na personalni računar. PC-aplikativni softver kreiran u Visual Pascal je korišćen za generisanje temperaturnih izveštaja (Slika 2).



Slika 2. Softverski generisan temperaturni izveštaj

Konstantna udaljenost između termoparova i finalnog kondenzatora/hirurškog borera, neophodna za preciznost merenja, obezbeđena je pomoću šablona. Metalni četvrtasti šablon dimenzija 70mm x15mm x 3mm je konstruisan radi vođenja borera tokom preparacije kanala za termoparove i markiranja centara budućih ležišta implantanta. Šablon je imao sledeće perforacije: 4 centralne  $\varnothing$  3,5 mm za test osteotomije; 12 za kanale termoparova tj.3 oko svake centralne perforacije na udaljenosti od 0,5 mm; i 2 perforacije za fiksacione zavrtnje na krajevima šablona radi njegovog fiksiranja za uzorak (Shema 1).



Shema 1. Šablon kojim je obezbeđena konstantna udaljenost termoparova od borera/kondenzatora

U okviru ovog *in vitro* istraživanja preduzeta su dva seta eksperimenata radi ispitivanja temperature kosti tokom preparacije ležišta i ugradnje implantata.

### 1.3. Merenje temperature kosti termoparovima tokom preparacije implantatnog ležišta

Za potrebe ovog seta eksperimenata upotrebljeno je 30 uzoraka kosti koji su metodom slučajnog izbora podeljeni u pet eksperimentalnih grupa prema hirurškoj tehnici za preparaciju ležišta implantata.

Prva grupa: U uzorcima ove grupe test ležišta implantata su preparisana tehnikom lateralne kondenzacije bez irigacije.



Druga grupa: U uzorcima ove grupe test ležišta implantata su preparisana tehnikom lateralne kondenzacije uz kontinuiranu irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature (26°C).

Treća grupa: U uzorcima ove grupe test ležišta implantata su preparisana tehnikom lateralne kondenzacije uz kontinuiranu irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C.

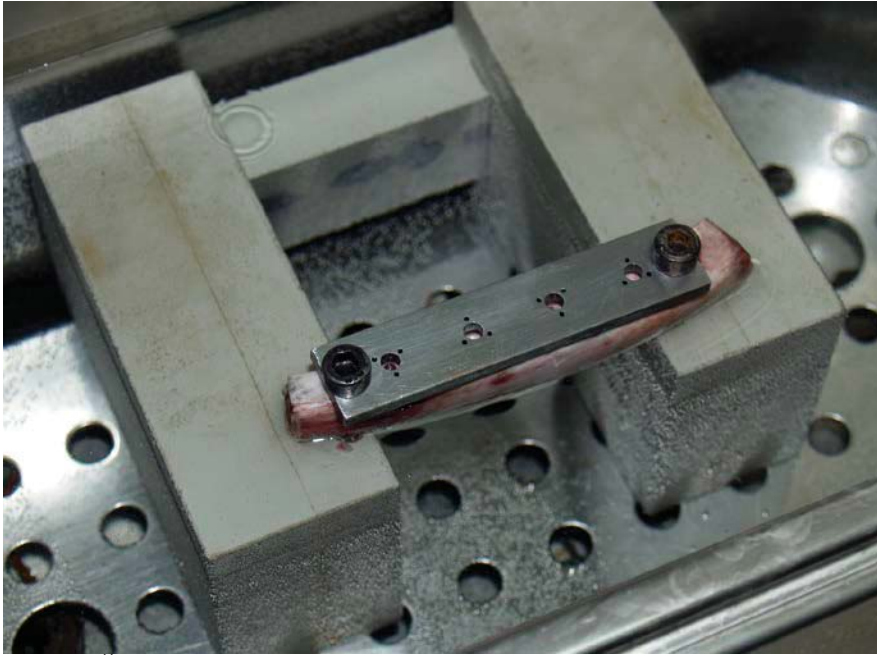
Četvrta grupa: U uzorcima ove grupe test ležišta implantata su preparisana standardnom tehnikom uz kontinuiranu irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature (26°C).

Peta grupa: U uzorcima ove grupe test ležišta implantata su preparisana standardnom tehnikom uz kontinuiranu irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C.

Eksperiment je izveden na sledeći način: uzorak je fiksiran donjom polovinom potopljen u termostatom kontrolisano vodeno kupatilo na temperaturi  $37\pm 1^\circ\text{C}$ . Gornja plovina uzorka je bila na sobnoj temperaturi (26°C) i za nju je fiksiran šablon. Potom su preparisani kanali za termoparove i markirani centri budućih ležišta implantanta (Slika 3, 4, 5).



Slika 3. Postavka eksperimenta



Slika 4. Šablon fiksiran za uzorak



Slika 5. Preparacija kanala za termoparove

Nakon uklanjanja šablona, tri termopara su postavljana u njihove kanale oko mesta na kome je planirano prvo buduće implantatno ležište. Termoparovi su vertikalno pozicionirani, na udaljenosti od 0.5 mm od periferije finalnog borera/kondenzatora, na tri dubine: jedan u kortikalnom sloju na dubini od 1 mm i dva u spongioznom sloju na dubini od 5 i 10 mm. Termoparovi su raspoređivani tripodno radi smanjenja njihovog međusobnog uticaja.

Ulaz svakog kanala za termopar je ispunjavan voskom za kost radi izolacije termoparova od uticaja spoljašnje sredine. Uzorci su zagrevani u vodenom kupatilu i preparacija ležišta implantanta je otpočinjala kada su uzorci dostigli temperaturu od  $29\pm 1^{\circ}\text{C}$ , što je izmereno postavljenim termoparovima, radi simulacije temperature humane vilične kosti<sup>47</sup>.

U prvoj, drugoj i trećoj eksperimentalnoj grupi preparacija ležišta implantanta je učinjena tehnikom lateralne kondenzacije kosti. Ležište implantanta dubine 10 mm je preparisano u koštanom uzorku koristeći marker borer  $\text{Ø}1.4$  mm i  $\text{Ø}2.3$  mm, pilot borer  $\text{Ø}2.2$  mm i serijom kondenzatora rastućeg prečnika  $\text{Ø}2.8$  mm i  $\text{Ø}3.5$  mm (Straumann®, Waldenburg, Švajcarska) (Slika 6).



Slika 6. Instrumenti za preparaciju implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije

Kost je kondenzovana ukucavanjem kondenzatora hirurškim čekićem uz primenu slabe sile. Preparacija implantatnih ležišta iz prve eksperimentalne grupe učinjena je bez irigacije. Ležišta iz druge preparisana su uz kontinuiranu irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature ( $26^{\circ}\text{C}$ ) a u trećoj grupi korišćen je fiziološki rastvor temperature  $5^{\circ}\text{C}$ .

Temperatura kosti koja okružuje implantatno ležište merena je termoparovima, u realnom vremenu, tokom preparacije ležišta finalnim kondenzatorom dijametra Ø3.5 mm (Slika 7).



Slika 7. Merenje temperature kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije

Nakon postizanja definitivne dubine ležišta od 10mm kondenzator je uklanjan simultanim izvlačenjem i rotacionim pokretima. Sve preparacije je izveo isti operator radi standardizacije hirurške procedure, posebno primenjene sile.

U četvrtoj i petoj grupi, implantatna ležišta su preparisana standardnom hirurškom tehnikom uz upotrebu kolenjaka sa fiziodispenzerom (W&H, Burmoos, Austrija). Korišćena je serija borera rastućeg prečnika (Straumann<sup>®</sup>, Waldenburg, Švajcarska): okrugli borer Ø1.4 mm i Ø2.3 mm, pilot boreri Ø2.2 mm i Ø2.8 mm i spiralni borer Ø3.5 mm pri brzini od 500 do 600 obrtaja po minutu radi simulacije kliničkih uslova (Slika 8).



Slika 8. Instrumenti za preparaciju implantatnog ležišta standardnom hirurškom tehnikom

Hlađenje je sprovedeno fiziološkim rastvorom pri brzini od 50 ml/min. U četvrtoj eksperimentalnoj grupi korišćen je fiziološki rastvor sobne temperature (26°C), a u petoj ohlađeni fiziološki rastvor temperature 5°C. Nivo vode u vodenom kupatilu je održavan konstantnim, aspiracijom fiziološkog rastvora u blizini mesta preparacije.

Temperatura lokalne kosti merena je u realnom vremenu, tokom preparacije ležišta implantanta borerom finalnog dijametra Ø3.5 mm (Slika 9).





Slika 9. Merenje temperature kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom hirurškom tehnikom

Nakon kompletiranja osteotomije, preparacija je zaustavljena radi hlađenja uzorka. Preparacija sledećeg ležišta implantanta je otpočinjana kada je uzorak kosti postigao inicijalnu temperaturu od  $29\pm 1^{\circ}\text{C}$  u termostatom kontrolisanom vodenom kupatilu.

Promena temperature izračunavana je tako što se od maksimalne vrednosti ( $T_{\text{max}}$ ) zabeležene tokom ugradnje implantata oduzimala inicijalna vrednost ( $T_0$ ) i ta razlika ( $\Delta T$ ) je predstavljala ishodnu varijablu.

Učinjeno je ukupno 120 merenja, 24 u svakoj eksperimentalnoj grupi.

#### *1.4. Merenje temperature kosti termoparovima tokom ugradnje implantata*

Ovaj set eksperimenata je preduzet radi ispitivanja uticaja hirurške tehnike, obrtnog momenta sile i makrodizajna implantata na temperaturu kosti tokom postavljanja implantata u pripremljeno ležište. Upotrebljena su ukupno 72 uzorka kosti podeljena u 12 eksperimentalnih grupa.

Prva grupa: U ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom ugrađeno je 24 samourezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 30 Ncm.

Druga grupa: U ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom ugrađeno je 24 samourezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 35 Ncm.

Treća grupa: U ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom ugrađeno je 24 samourezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 40 Ncm.

Četvrta grupa: U ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom ugrađeno je 24 neurezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 30 Ncm.

Peta grupa: U ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom ugrađeno je 24 neurezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 35 Ncm.

Šesta grupa: U ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom ugrađeno je 24 neurezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 40 Ncm.

Sedma grupa: U ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije ugrađeno je 24 samourezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 30 Ncm.

Osma grupa: U ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije ugrađeno je 24 samourezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 35 Ncm.

Deveta grupa: U ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije ugrađeno je 24 samourezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 40 Ncm.

Deseta grupa: U ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije ugrađeno je 24 neurezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 30 Ncm.

Jedanaesta grupa: U ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije ugrađeno je 24 neurezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 35 Ncm.

Dvanaesta grupa: U ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije ugrađeno je 24 neurezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 40 Ncm.

Postupak jednostavne randomizacije odnosio se na samo dva ispitivana parametra: hiruršku tehniku (lateralna kondenzacija i standardna) i makrodizajn implantata (samourezujući i neurezujući) od kojih je svaki imao po dve kategorije što je determinisalo prisustvo 4 test osteotomija na svakom uzorku. Obrtni moment sile primenjivan za postavljanje implantata u ležište nije obuhvaćen randomizacijom jer je on uslovljen ne samo vrednošću podešenom na fizioldispenzeru već i kongruentnošću navoja implantata i zidova ležišta koja definiše otpor prilikom ugradnje implantata.

Uzorak je fiksiran i svojom donjom polovinom potopljen u termostatom kontrolisano vodeno kupatilo radi simulacije temperature vilične kosti od  $29\pm 1^{\circ}\text{C}^{47}$ , dok je gornja polovina uzorka bila na sobnoj temperaturi i za nju je fiksiran metalni šablon (Slika 3). Šablon je korišćen za vođenu preparaciju kanala za termoparove i markiranje centara budućih ležišta implanta, čime je očuvana konstantnost rastojanja između termoparova i budućeg implantata (Slika 5).



Nakon uklanjanja metalnog šablona, pristupilo se preparaciji implantatnih ležišta prema uputstvu proizvođača. Za preparaciju ležišta implantata primenjivane su dve hirurške tehnike: standardna i tehnika lateralne kondenzacije. Ležišta samourezujućih implantata postepeno su proširena do finalnog dijametra od  $\varnothing$  3.5mm serijom borera rastućih dijametara (Bredent GmbH&Co.Kg®, Senden, Nemačka) (grupe 1-3) (Slika 10,11 ) ili upotrebom kondenzatora (Aesculap Bone Condenser®, FourSquare HealthCare, Silsden, UK) čiji dijametri odgovaraju dijametrima borera (grupe 7-9) (Slika 12,13 ).



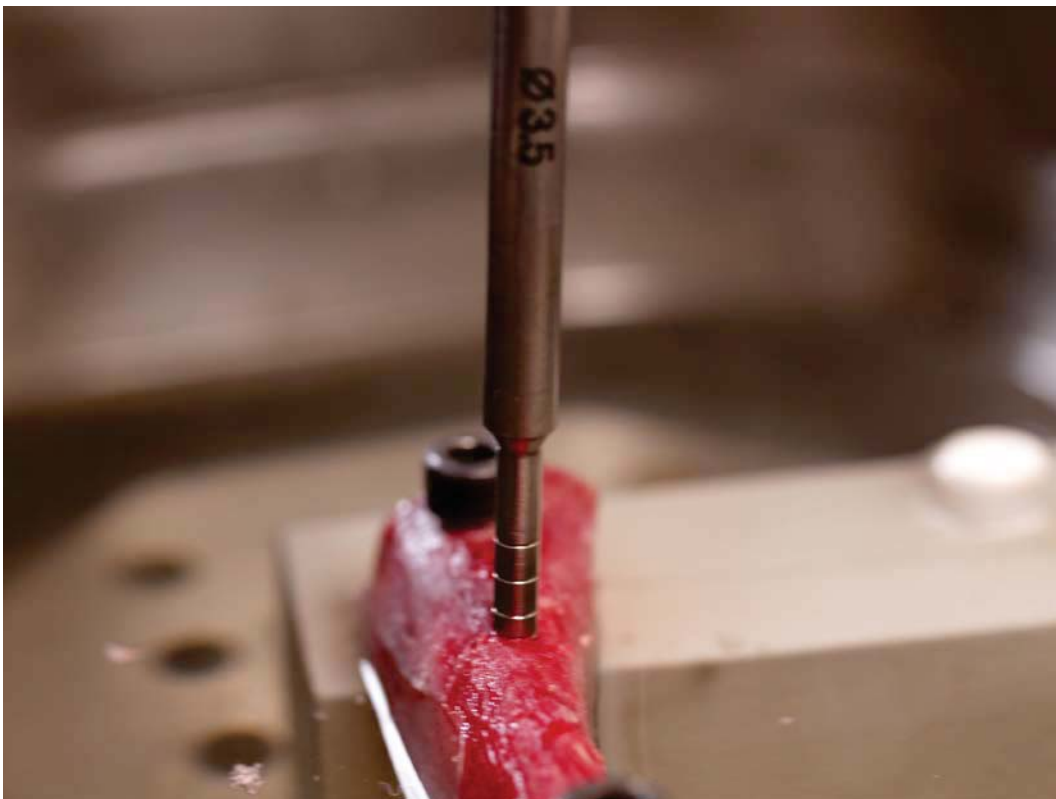
Slika 10. Instrumenti upotrebljeni za preparaciju ležišta samourezujućih implantata standardnom hirurškom tehnikom



Slika 11. Preparacija ležišta samourezujućih implantata standardnom hirurškom tehnikom



Slika 12. Instrumenti upotrebljeni za preparaciju ležišta samourezujućih implantata tehnikom lateralne kondenzacije



Slika 13. Preparacija ležišta samourezujućih implantata tehnikom lateralne kondenzacije

Ležišta neurezujućih implantata preparisana su do finalnog dijametra  $\varnothing$  3.5mm koristeći borere (grupe 4-6) (Slika 14,15) ili kondenzatore (Institut Straumann AG®, Waldenburg, Švajcarska) (grupe 10-12) (Slika 16,17) u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike.



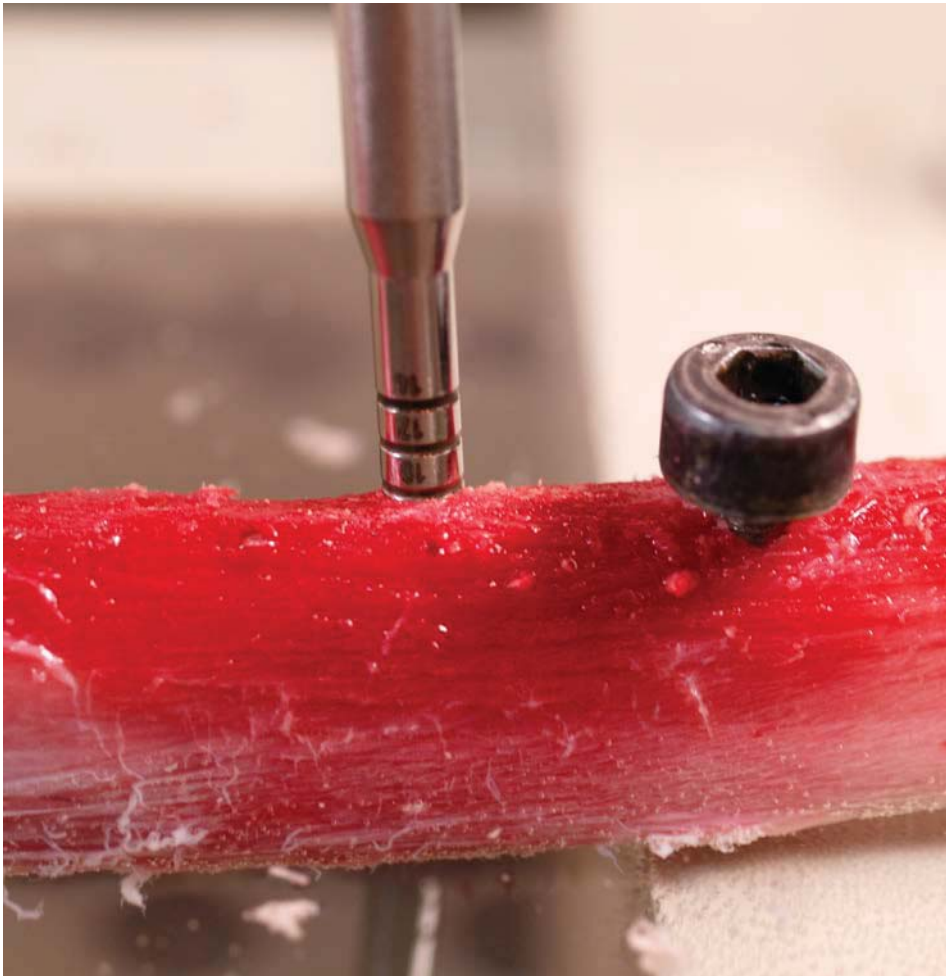
Slika 14. Instrumenti upotrebljeni za preparaciju ležišta neurezujućih implantata standardnom hirurškom tehnikom



Slika 15. Preparacija ležišta neurezujućih implantata standardnom hirurškom tehnikom



Slika 16. Instrumenti upotrebljeni za preparaciju ležišta neurezujućih implantata tehnikom lateralne kondenzacije



Slika 17. Preparacija ležišta neurezujućih implantata tehnikom lateralne kondenzacije

Nakon okončanja postupka preparacije ležišta, tri termopara su postavljana u svoje kanale u kosti, vertikalno i tripodno orjentisani oko test osteotomije, na rastojanju 0.5mm od površine budućeg implantata i na tri dubine: jedan u kortikalnom sloju na dubini od 1 mm i dva u spongioznom sloju na dubini od 5 i 10 mm. Radi prevencije uticaja spoljašnje sredine na termoparove, ulaz svakog njihovog kanala je ispunjen voskom za kost. Radi simulacije temperature humane vilične kosti, uzorak je zagrevan u vodenom kupatilu i postavljanje implantata u pripremljeno ležište otpočinjano je kada je uzorak dostigao temperaturu od  $29\pm 1^{\circ}\text{C}$  što je verifikovano termoparovima<sup>47</sup>.

Ugrađeno je ukupno 144 samourezujućih 4x10mm blueSKY<sup>®</sup> implantata (Bredent GmbH & Co. Kg, Senden, Nemačka) i 144 neurezujućih 4.1x10mm Standard implant<sup>®</sup> (Institut Straumann AG<sup>®</sup>, Waldenburg, Švajcarska) implantata. Implantati su ugrađivani mašinski, bez prethodne primene ureznice, pri brzini od 15 o/min. Korišćen je fiziodispenzer (W&H<sup>®</sup>, Burmoos, Austrija) koji je omogućavao podešavanje obrtnog momenta neposredno pre ugradnje implantata (Slika 18). Početna vrednost obrtnog

momenta za svaki ugrađeni implantat podešavana je na 30Ncm. Ukoliko ova vrednost nije bila dovoljna za postavljanje implantata u njegov definitivni položaj u ležištu, obrtni moment je postepeno povećavan na 35Ncm odnosno 40Ncm. Najviša vrednost obrtnog momenta upotrebljena za postavljanje implantata nije prelazila 40Ncm budući da kost male gustine ne uslovljava veliki otpor. Prema najvišoj vrednosti obrtnog momenta koja je bila potrebna da se implantat postavi u ležište, implantati su bili podeljeni u eksperimentalne grupe sa obrtnim momentom čija je vrednost do 30Ncm odnosno do 35Ncm ili 40Ncm.



Slika 18. Podešena vrednost obrtnog momenta na fiziodispenzeru

Temperatura kosti je merena neposredno pre ugradnje implantata (inicijalna vrednost) i kontinuirano u toku postupka implantacije. Ceo postupak merenja temperature je preduzet za samourezujuće (Slika 19) i neurezujuće implantate (Slika 20).





Slika 19. Merenje temperature kosti termoparovima tokom postavljanja samourezujućeg implantata u ležište



Slika 20. Merenje temperature kosti termoparovima tokom postavljanja neurezujućeg implantata u ležište

Promena temperature izračunavana je tako što se od maksimalne vrednosti ( $T_{max}$ ) zabeležene tokom ugradnje implantata oduzimala inicijalna vrednost ( $T_0$ ) i ta razlika ( $\Delta T$ ) je predstavljala ishodnu varijablu.

Učinjeno je ukupno 288 merenja, tj. 24 u svakoj grupi.



## 2. Kliničko istraživanje

Randomizovana kontrolisana klinička studija obavljena je na Klinici za oralnu hirurgiju Stomatološkog fakulteta u Beogradu uz poštovanje principa Dobre kliničke prakse. Pacijenti koji su se javili na Kliniku radi sanacije umetnute ili terminalne krezubosti bočne regije gornje vilice, anamnestički su obrađivani popunjavanjem upitnika i potom klinički i radiografski ispitivani radi evaluacije ispunjenosti kriterijuma za uključenje u studiju.

Ovo istraživanje je odobreno od strane Etičkog komiteta Stomatološkog fakulteta u Beogradu (br 36/9).

### 2.1. Kriterijumi za uključenje u studiju:

- Krezubost u premolarnoj i/ili molarnoj regiji gornje vilice,
- Visina rezidualnog alveolarnog grebena gornje vilice  $\geq 10$  mm i širina  $\geq 6$ mm,
- Gustina kosti tipa Q4 ili Q3 prema klasifikaciji Lekholma i Zarba,
- Sanirani preostali zubi i zdrav potporni aparat.

### 2.2. Kriterijumi za isključenje iz studije:

- Zdravstvena stanja koja ne dozvoljavaju izvođenje hirurškog postupka
- Potreba za povećanjem vertikalne i/ili horizontalne dimenzije RAG,
- Poremećaj u planiranoj zoni implantacije kao što su raniji tumori, hronično oboljenje kosti ili prethodno zračenje,
- Ukoliko bi lečenje moglo da ima negativno dejstvo na ukupnu situaciju ispitanika (psihijatrijski problemi) kako je zapaženo u dokumentaciji pacijenta ili u njegovoj anamnezi,
- Zloupotreba alkohola ili lekova zapažena u dokumentaciji ili anamnezi pacijenta,
- Prisustvo loše oralne higijene i parafunkcija,
- Ispitanik nije u stanju da da svoj pristanak za učestvovanje po dobijanju informacija.

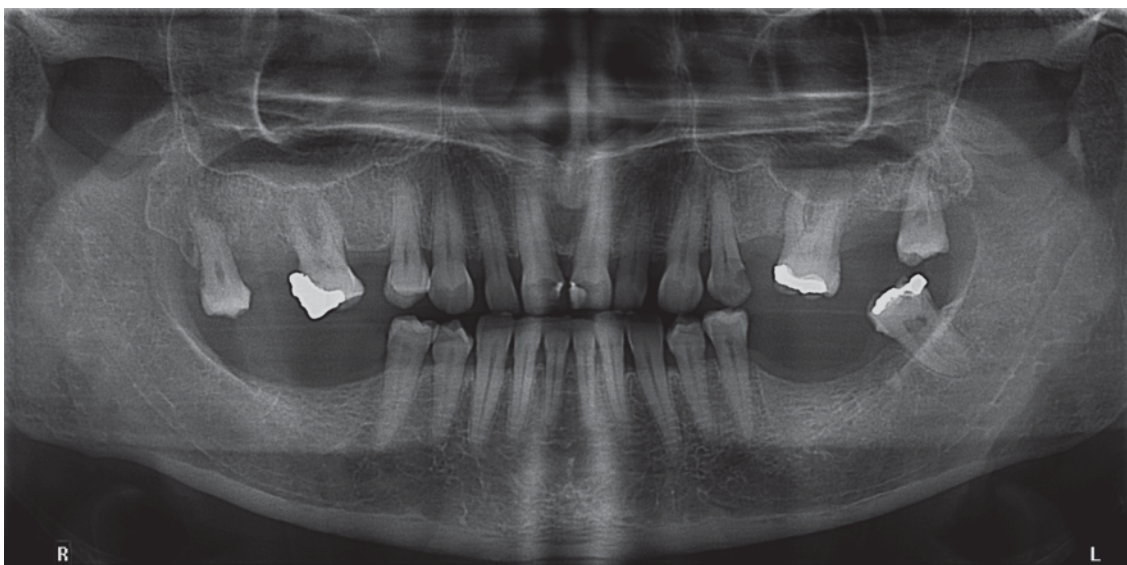
### 2.3. Ispitanici

Ukupno 14 ispitanika oba pola (8 žena i 6 muškaraca), prosečne starosti 51.13 godina (od 30 do 63 godine) i dobrog opšteg zdravstvenog stanja ispunilo je kriterijume za uključenje u studiju. Svim ispitanicima su bile objašnjene alternativne terapijske mogućnosti, prednosti kao i moguće komplikacije ovog terapijskog postupka.

Nakon pribavljanja informisanog pristanaka o učešću u studiji, kod pacijenata je ugrađeno ukupno 30 implantata blueSKY® dijametra 4 mm i dužine 10 mm (BredentGmbH&Co.Kg, Senden, Nemačka) u premolarno-molarnu regiju gornje vilice i to: 15 implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije (studijska grupa) i 15 implantata nakon preparacije ležišta standardnom hirurškom tehnikom (kontrolna grupa). Vrsta hirurške tehnike za preparaciju implantatnog ležišta je dodeljivana studijskoj i kontrolnoj grupi metodom slučajnog izbora a randomni brojevi su kompjuterski generisani.

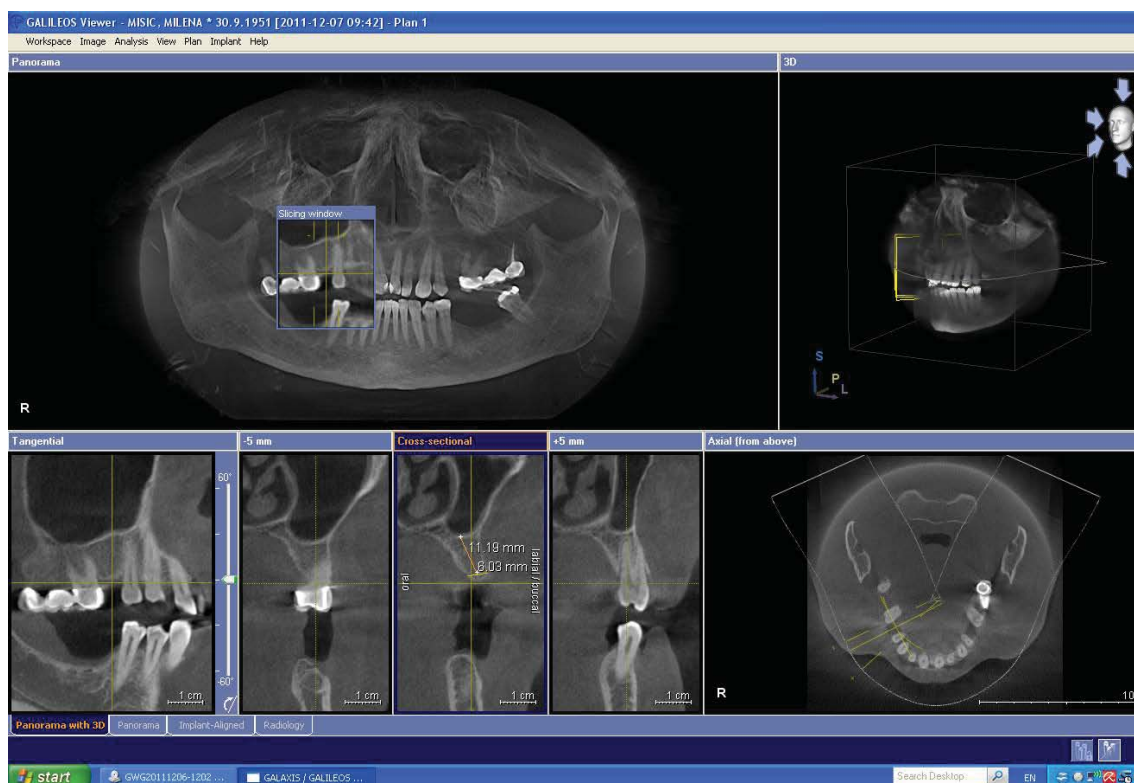
#### *2.4. Preoperativni protokol*

Preimplantacijsko planiranje učinjeno je na osnovu radiografskih analiza. Odsustvo patoloških lezija u vilicama i raspoloživa koštana masa procenjivane su najpre na osnovu ortopantomografskog snimka (Slika 21).



Slika 21. Preoperativno planiranje – digitalni ortopantomografski snimak

Precizna kvantitativna analiza RAG u sve tri ravni kao i kvalitativna analiza u regionu od značaja za predstojeću hiruršku intervenciju činjena je na CBCT snimcima (Galileos, Sirona, Bensheim, Nemačka)(Slika 22).



Slika 22. Softversko merenje vertikalne i horizontalne dimenzije RAG i planiranje mesta implantata

Gustina kosti u regiji implantacije procenjivana je na osnovu rendgenoloških parametara (gustine trabekula spongioze i debljine kompakte) a prema klasifikaciji *Lekholma i Zarba* (Lekholm U, Zarb GA. 1985). Preoperativno ustanovljena gustina kosti potvrđivana je intraoperativno na osnovu subjektivne percepcije otpora pri radu pilot borerom.

Preoperativno, pacijentima su uklonjane meke i čvrste naslage sa zuba piezo električnim uređajem i ordiniran je antiseptik na bazi 0.12% hlorheksidin diglukonata (Peridex<sup>®</sup>, 3M ESPE, St. Paul, Minesota) za ispiranje usta 2 puta dnevno u trajanju od 1 do 2 min, 2 dana pre zakazane hirurške intervencije.

Premedikacija antibioticima vršena je *per os*, 1č. pre intervencije i nastavljana je u postoperativnom periodu a sastojala se u sledećem: amoksisilin (Sinacilin<sup>®</sup>, Galenika, Beograd, Srbija ) 1,5 g ili kod preosetljivih na penicilin klindamicin (Clindamycin-MIP<sup>®</sup>, MIP-PHARMA, Beograd, Srbija) 1,8 g dnevno, podeljeno u 3 doze u trajanju od 3 dana.

Pola sata pre hirurške intervencije pacijentima je intramuskularno administrirano 0.008 grama deksametazona (Dexason<sup>®</sup>, Galenika, Beograd, Srbija) radi antiedematoznog efekta.

Na osnovu otisaka uzetih alginatom izliveni su studijski modeli od tvrdog gipsa i izrađene su hirurške folije na osnovu kojih je određivano mesto budućeg implantatnog ležišta.

## 2.5. Hirurški protokol

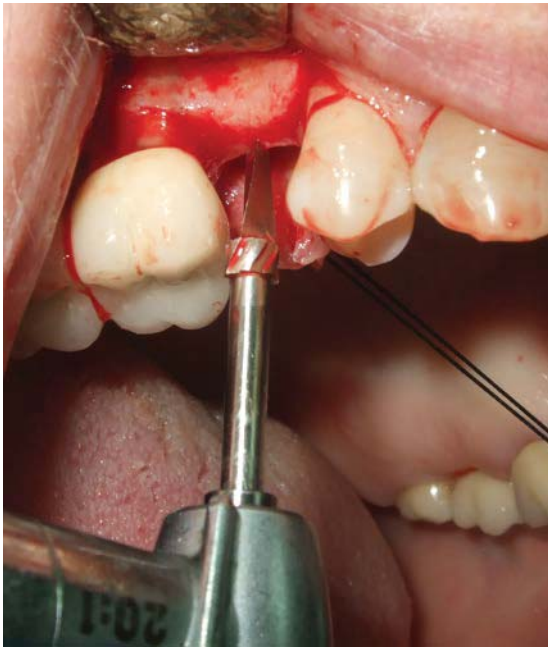
U uslovima lokalne infiltrativne anestezije (Ultracain D-S Forte®, Aventis, Frankfurt, Nemačka) na osnovu preoperativno izrađene hirurške folije markirani su centri budućih implantatnih ležišta (Slika 23).



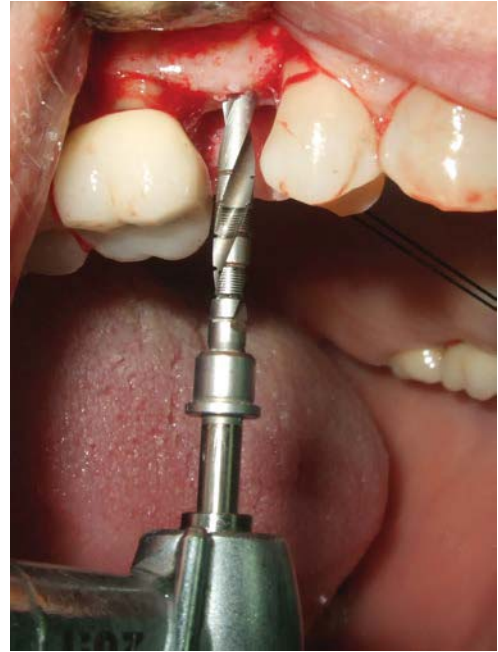
Slika 23. Markiranje centra budućeg implantatnog ležišta na osnovu hirurške folije

Učinjena je incizija sredinom alveolarnog grebena i kroz sulkus susednih zuba, bez vertikalnih relaksacija a potom je odizan mukoperiostalni režanj nad bezubom regijom.

Implantatna ležišta u studijskoj grupi preparisana su tehnikom lateralne kondenzacije – modifikacija po *Lazzaru*. Početna preparacija implantatnog ležišta vršena je kolenjakom i fiziodispenzerom (W&H, Burmoos, Austrija), pri brzini okretanja borera od 400 do 600 o/min i kontinuirano hlađenje fiziološkim rastvorom sobne temperature. Nakon markiranja mesta budućeg implantatnog ležišta marker borerom i trepanacije kortikalnog dela kosti, položaj i definitivna dubina ležišta od 10 mm su determinisani pilot borerom prečnika 2.25mm (Slika 24,25).



Slika 24. Trepanacija kortikalnog dela kosti marker borerom



Slika 25. Determinisanje položaja i dubine ležišta pilot borerom

Proširenje ležišta je potom vršeno serijom kondenzatora rastućeg prečnika ( $\varnothing$  3.0mm i  $\varnothing$ 3.5mm ) od kojih je svaki postavljan u ležište i utiskivan do dubine od 10 mm hirurškim čekićem i primenom kontrolisane, slabe sile (Slika 26).



Slika 26. Lateralna kondenzacija implantatnog ležišta kondenzatorom  $\varnothing$  3.0mm



Pre utiskivanja sledećeg kondenzatora, prehodni je ostavljen 1 min u koštanom ležištu do definitivne dubine od 10mm radi adekvatne kondenzacije lokalne kosti. Nakon toga kondenzator je uklanjan iz ležišta rotacionim pokretima i postupak je ponavljan sa sledećim kondenzatorom većeg prečnika radnog dela (Slika 27).



Slika 27. Kompletiranje implantatnog ležišta kondenzatorom finalnog dijametra  $\varnothing$  3.5mm (studijaska grupa).

U kontrolnoj grupi, implantatna ležišta su preparisana standardnom hirurškom tehnikom uz poštovanje principa atraumatskog rada tj. korišćeni su intermitentni pokreti uz primenu slabe sile i kontinuirano hlađenje fiziološkim rastvorom. Preparacija ležišta je otpočinjana marker borerom, a potom su dubina od 10 mm i pravac ležišta određivani spiralnim (engl. *twist*) borerom prečnika  $\varnothing$  2.25mm. Ležište je potom prošireno do finalnog prečnika borerima za rad u mekoj kosti prečnika radnog dela  $\varnothing$  3.0mm i  $\varnothing$  3.5mm (BredentGmbH&Co.Kg, Senden, Nemačka) pri brzini od 300 o/min prema preporuci proizvođača (Slika 28, 29).





Slika 28. Preparacija implantatnog ležišta borerom dijametra  $\varnothing$  3.0mm



Slika 29. Kompletiranje implantatnog ležišta borerom finalnog dijametra 3.5mm (kontrolna grupa)

U pripremljena ležišta iz obe studijske grupe, implantati blueSky® (BredentGmbH&Co.Kg, Senden, Nemačka) prečnika 4.0 mm i dužine 10mm su mašinski ugrađivani uz primenu obrtnog momenta sile od 35N/cm, bez predhodne primene ureznice (Slika 30).



Slika 30. Mašinska ugradnja implantata u pripremljeno ležište

Nakon postavljanja implantata u ležište, mukoperiostalni režanj je reponiran a rana ušivana pojedinačnim šavovima (Slika 31).



Slika 31. Mukoperiostalni režanj ušiven pojedinačnim šavovima

Pacijenti su u dobrom opštem zdravstvenom stanju bili otpušteni kući istog dana uz preporuku o higijensko-dijetetskom režimu i medikamentoznoj terapiji. Kontrolni pregledi zakazivani su prvog i sedmog postoperativnog dana. Konci su uklanjani sedmog postoperativnog dana.

## *2.6. Termografsko merenje temperature tokom ugradnje implantata*

Merenje temperature kosti je započeto neposredno pre početka ugradnje implantata i izvodilo se kontinuirano, sve vreme tokom njihove ugradnje. Za tu svrhu korišćena je termovizijska kamera Varioscan high resolution 3021<sup>®</sup> ( Jenoptik, Drezden, Nemačka) koja detektuje IC zrake sa površine vilične kosti a potom oni pomoću sistema sočiva bivaju usmereni ka fotosenzoru gde se njihova energija transformiše u električne impulse koji obezbeđuju vizuelizaciju vrednosti temperature kosti na ekranu, spektrom boja. (Slika 32).

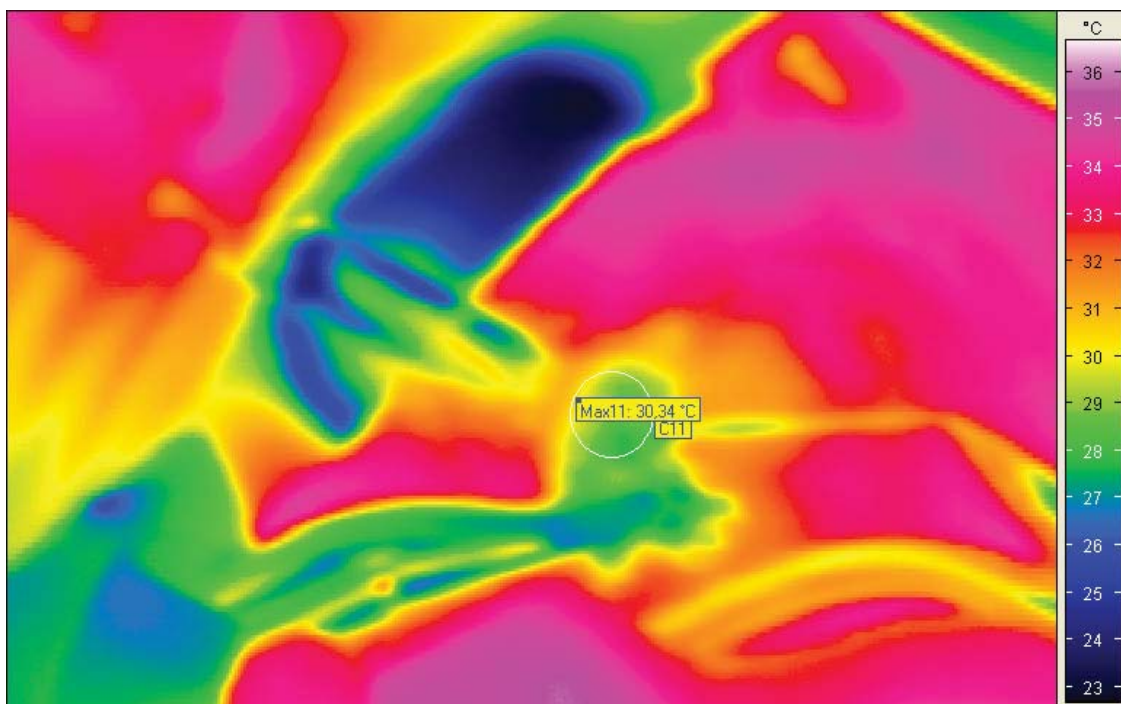


Slika 32. Izgled termovizijske kamere

Korišćena termovizijska kamera ima rezoluciju 360x240 piksela i radni opseg talasnih dužina 8-12  $\mu\text{m}$ . Kamera je fiksirana na rastojanju od 0.8m od gornje vilice radi optimizacije rezolucije.

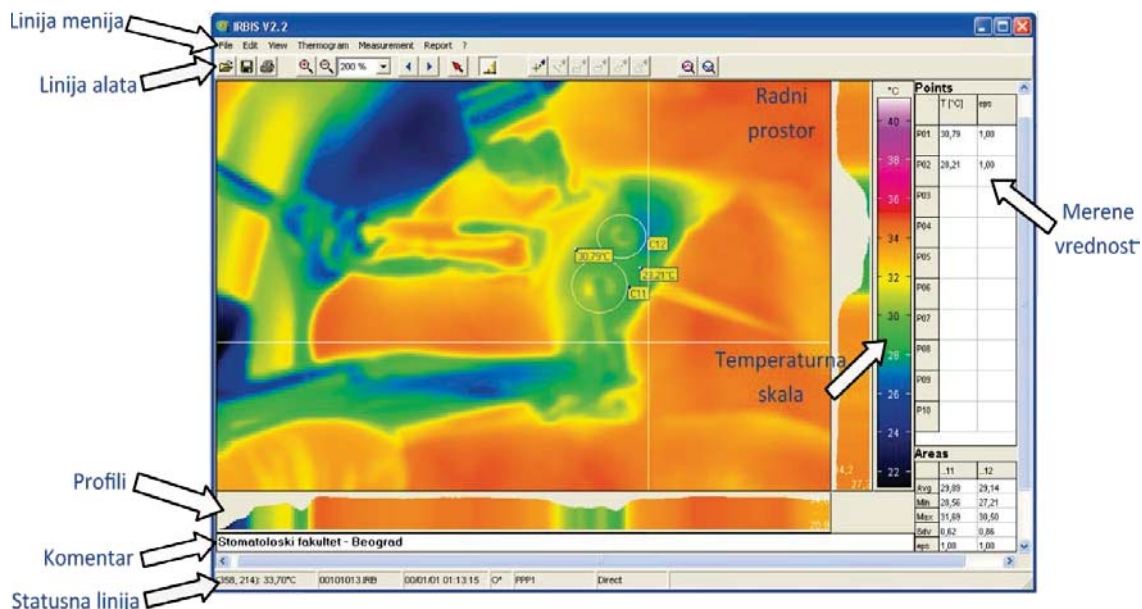
Sva snimanja su sprovedena u istim, kontrolisanim uslovima spoljašnje sredine pri temperaturi vazduha u operacionoj sali od 22°C do 24°C. Budući da bazalni metabolizam i metabolizam uzrokovan mišićnom aktivnošću utiču na temperaturu tela svim pacijentima je savetovano da najmanje sat vremena pre snimanja ne konzumiraju alkohol, čaj, kafu, cigarete, obilne obroke, toplu hranu i piće i da ne sprovedu fizičku aktivnost.

Raspon temperatura na termogramu je prikazan u vidu trake sa nijansama različitih boja (Slika 33).



Slika 33. Termogram desne premolarne regije gornje vilice u toku ugradnje implantata

IRBIS-grafički orijentisani softverski paket je korišćen za obradu dobijenih termograma (Slika 34).



Slika 34. Glavni prozor IRBIS softvera za analizu termograma

Kvantitativnom analizom termograma određivana je inicijalna temperatura kosti tj. pre ugradnje implantata  $T_i$  (°C) kao i maksimalna temperatura kosti tokom ugradnje implantata  $T_{max}$  (°C) i njihova razlika je predstavljala porast temperature kosti tokom ugradnje implantata  $\Delta T$  (°C).



## 2.7. Statistička obrada podataka

Vrednosti svih podataka dobijenih preduzetim eksperimentalnim i kliničkim istraživanjima opisane su primenom sledećih parametara:

Merama centralne tendencije:

PROSEČNA VREDNOST

MEDIJANA

Merama varijabiliteta:

STANDARDNA DEVIJACIJA

MINIMALNA VREDNOST

MAKSIMALNA VREDNOST

95% INTERVAL POVERENJA

Podaci su statistički analizirani primenom sledećih testova značajnosti razlike:

ANALIZA VARIJANSE PONOVLJENIH MERENJA

JEDNOFAKTORSKA ANALIZA VARIJANSE

DVOFAKTORSKA ANALIZA VARIJANSE  
MAN-VITNIJEV TEST

T-TEST NEZAVISNIH UZORAKA

T-TEST ZAVISNIH UZORAKA

HI-KVADRAT TEST  
KRASKAL-VOLISOV TEST

Analiza veza između obeležja učinjena je primenom:

UNIVARIJANTNE REGRESIONE ANALIZE

MULTIVARIJANTNE REGRESIONE ANALIZE

Kompjuterska obrada podataka vršena je uz korišćenje programa:

SPSS v. 17.0 – za statističku analizu i izradu grafikona;

MICROSOFT® EXCEL 2007 – za bazu podataka i tabele;

MICROSOFT® WORD 2007 – za tekstualnu obradu;

Adobe Photoshop CS5 – za grafičku obradu;



## **V REZULTATI**

# 1. Rezultati eksperimentalnih istraživanja

## 1.1. Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije u odnosu na primenjeni metod irigacije

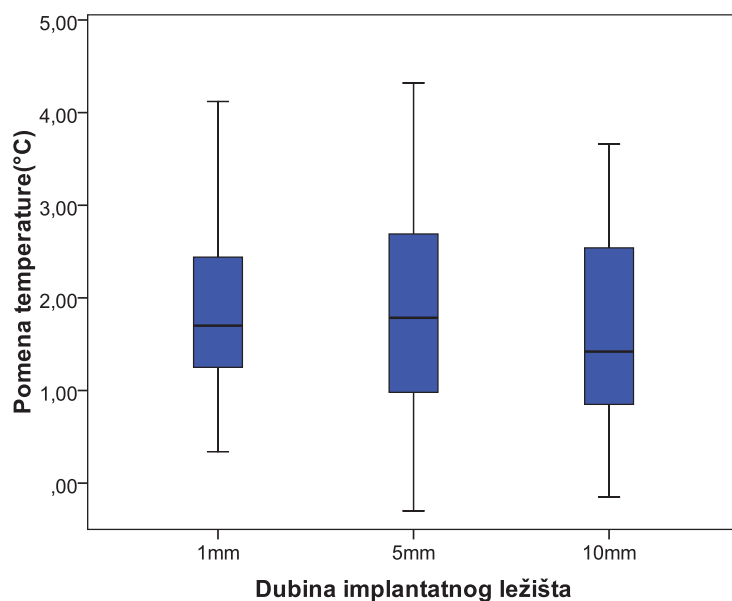
### 1.1.1. Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije bez irigacije

Preparacija implantatnih ležišta iz ove eksperimentalne grupe praćena je porastom temperature susedne kosti. Izmereni porast temperature kosti bio je u fiziološkom opsegu (Tabela 1).

Tabela 1. Promena temperature kosti tokom prepracije implantantnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije bez irigacije.

Parametri deskriptivne statistike						
	Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
<b>1mm</b>	2,08	2,02	0,68	1,18	3,53	1,74-2,41
<b>5mm</b>	1,93	1,89	0,58	1,0	2,92	1,62-2,24
<b>10mm</b>	1,78	1,67	0,53	1,21	2,91	1,46-2,10

Analiza dinamike promene temperature kosti tokom preparacije implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije bez irigacije pokazala je kontinuirani pad temperature sa porastom dubine ležišta (Grafikon 1). Uočene promene nisu statistički značajne (Jednofaktorska analiza varijanse sa ponovljenim merenjima;  $p=0.069$ ).



Grafikon 1. Dinamika promene temperature tokom preparacije ležišta lateralnom kondenzacijom bez irigacije

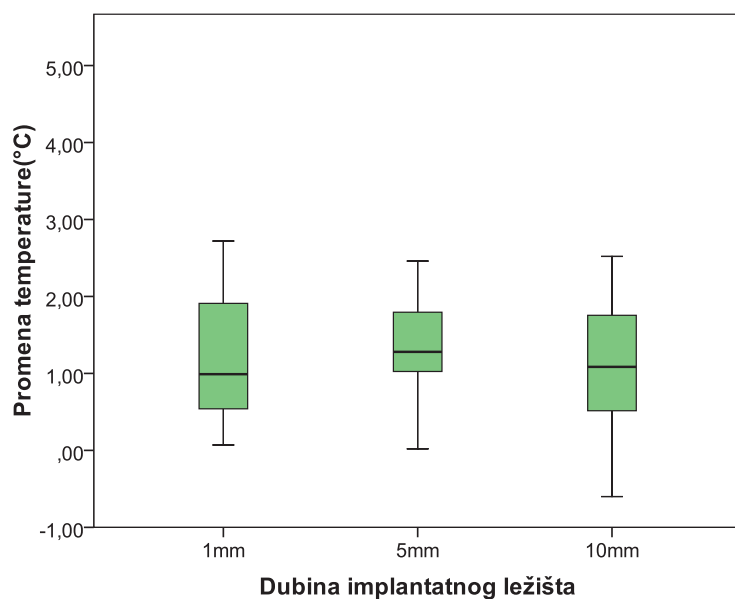
### 1.1.2. Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature

Prosečne vrednosti promene temperature kosti uslovljene preparacijom implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature nisu prelazile nivo kritičan za termičku nekrozu (Tabela 2).

Tabela 2. Promena temperature kosti tokom preparacije implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature.

	Parametri deskriptivne statistike					
	Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
<b>1mm</b>	1,39	0,99	1,25	0,07	4,40	0,90-1,87
<b>5mm</b>	1,52	1,28	1,09	0,02	5,29	1,10-1,94
<b>10mm</b>	1,66	1,09	1,92	-0,6	8,23	0,92-2,41

Temperatura kosti u toku preparacije implantatnih ležišta iz ove eksperimentalne grupe pokazala je diskretan, kontinuirani porast sa porastom dubine ležišta (Grafikon 2). Zapažene promene temperature nisu bile statistički značajne (Jednofaktorska analiza varijanse sa ponovljenim merenjima;  $p=0.690$ )



Grafikon 2. Dinamika promene temperature tokom preparacije ležišta lateralnom kondenzacijom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature

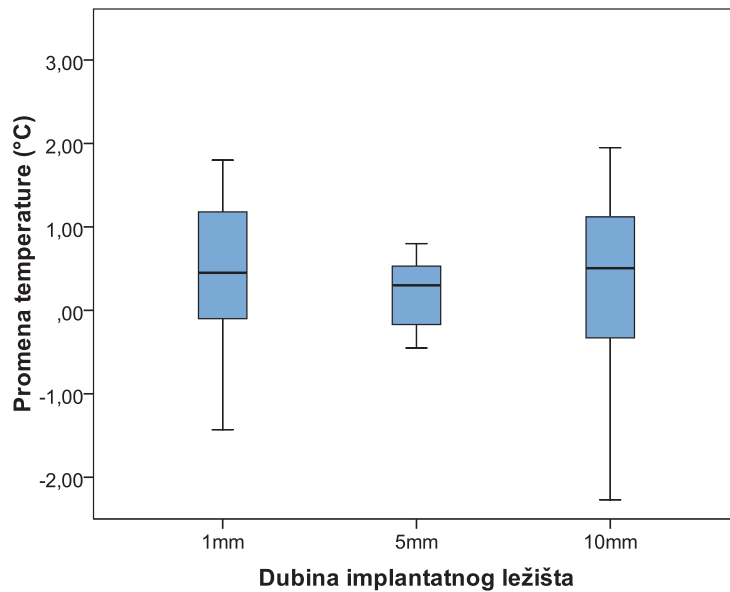
### 1.1.3. Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C

Preparacija implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C, praćena je porastom temperature susedne kosti u fiziološkom opsegu (Tabela 3).

Tabela 3. Promena temperature kosti tokom preparacije implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C.

Parametri deskriptivne statistike						
	Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
<b>1mm</b>	0,56	0,45	1,34	-1,43	3,77	-0,21-1,34
<b>5mm</b>	0,42	0,30	1,07	-1,52	2,92	-0,20-1,04
<b>10mm</b>	0,42	0,51	1,50	-2,27	3,88	-0,45-1,29

Analiza dinamike temperature u toku preparacije ležišta iz ove grupe pokazala je diskretan i neznačajan pad temperature kosti sa porastom dubine ležišta (Jednofaktorska analiza varijanse sa ponovljenim merenjima;  $p=0.722$ ) (Grafikon 3).



Grafikon 3. Dinamika promene temperature tokom preparacije ležišta lateralnom kondenzacijom uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C.

#### 1.1.4. Komparativna analiza promena temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata tehnikom lateralne kondenzacije u odnosu na primenjeni metod irigacije

U Tabeli 4 prikazane su prosečne vrednosti promene temperature kosti u toku preparacije implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije u zavisnosti od ispitivanih metoda irigacije.

Tabela 4. Promene temperature kosti u toku preparacije implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije u odnosu na metod irigacije.

		Parametri deskriptivne statistike					
		Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
<b>1mm</b>	<b>Bez irigacije</b>	2,08	2,02	0,68	1,18	3,53	1,74-2,41
	<b>Fiziološki sobne T</b>	1,39	0,99	1,25	0,07	4,40	0,90-1,87
	<b>Fiziološki 5°C</b>	0,56	0,45	1,34	-1,43	3,77	-0,21-1,34
<b>5mm</b>	<b>Bez irigacije</b>	1,93	1,89	0,58	1,0	2,92	1,62-2,24
	<b>Fiziološki sobne T</b>	1,52	1,28	1,09	0,02	5,29	1,10-1,94
	<b>Fiziološki 5°C</b>	0,42	0,30	1,07	-1,52	2,92	-0,20-1,04
<b>10mm</b>	<b>Bez irigacije</b>	1,78	1,67	0,53	1,21	2,91	1,46-2,10
	<b>Fiziološki sobne T</b>	1,66	1,09	1,92	-0,60	8,23	0,92-2,41
	<b>Fiziološki 5°C</b>	0,42	0,51	1,50	-2,27	3,88	-0,45-1,29

Rezultati israživanja su pokazali da je na dubini ležišta od 1mm prisutna statistički značajana razlika u promeni temperature kosti pri preparaciji lateralnom kondenzacijom u odnosu na metod irigacije (Jednofaktorska analiza varijanse;  $p=0.002$ ) (Grafikon 4). Međusobnim poređenjem prosečnih vrednosti promena temperature između ispitivanih grupa uočen je značajno veći porast temperature pri preparaciji ležišta lateralnom kondenzacijom bez irigacije u poređenju sa irigacijom fiziološkim rastvorom 5°C ( $p=0.001$ ). Poređenjem promena temperature pri kondenzaciji kosti bez irigacije i sa irigacijom fiziološkim rastvorom sobne temperature ( $p=0.141$ ) kao i onih dobijenih usled preparacije uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature i fiziološkim rastvorom temperature 5°C ( $p=0.091$ ) nisu dobijene značajne razlike.

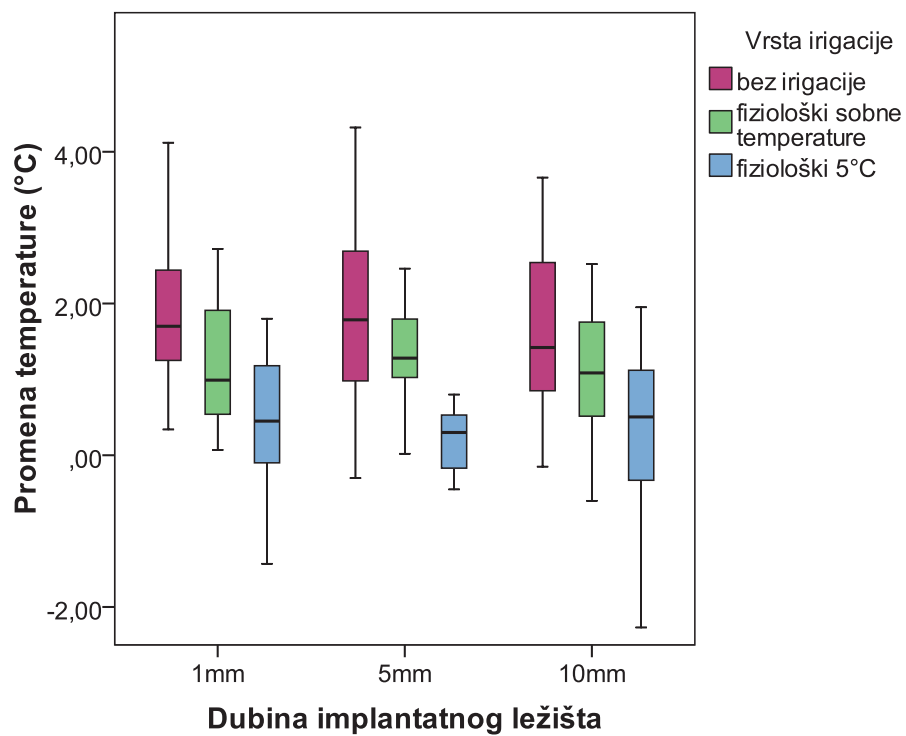
Poređenjem promena temperature između ispitivanih eksperimentalnih grupa ustanovljena je značajna razlika na dubini ležišta od 5mm (Jednofaktorska analiza varijanse;  $p=0.000$ ) (Grafikon 4). Tehnika lateralne kondenzacije bez irigacije uzrokovala je diskretan i neznačajan porast temperature kosti u poređenju sa irigacijom fiziološkim sobne temperature ( $p=0.530$ ). Primena fiziološkog rastvora temperature 5°C praćena je značajno manjim porastom temperature u odnosu na irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature ( $p=0.003$ ) kao i u poređenju sa lateralnom kondenzacijom ležišta bez irigacije ( $p=0.000$ ).

Na dubini ležišta od 10mm, porast temperature kosti pri lateralnoj kondenzaciji se nije značajno razlikovao u odnosu na metod irigacije (Jednofaktorska analiza varijanse;  $p=0.420$ ) (Grafikon 4).

Dinamika porasta temperature kosti tokom preparacije ležišta implantata se nije značajno razlikovala u zavisnosti od ispitivanih metoda irigacije (Dvofaktorska ANOVA ponovljenih merenja;  $p=0,433$ ). U prvoj grupi najveći porast temperature zabeležen je na ulazu u ležište, nakon čega je zabeležen njegov pad do dubine ležišta od 5mm, a potom porast u dubljim delovima. U drugoj grupi zabeleženo je povećanje porasta temperature sa porastom dubine implantatnog ležišta. Tokom izvođenja tehnike



lateralne kondenzacije uz irigaciju instrumenta fiziološkim rastvorom 5C, kontinuirani pad porasta temperature pratio je povećanje dubine ležišta.



Grafikon 4. Komparativni prikaz promena temperature kosti tokom preparacije ležišta implantata u odnosu na metod irigacije

## *1.2. Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom u odnosu na primenjeni metod irigacije*

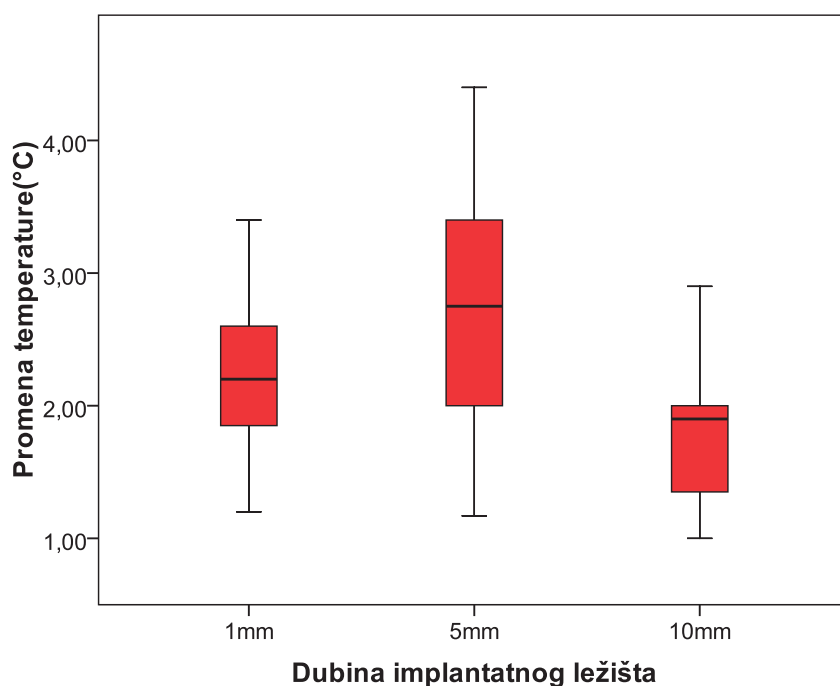
### **1.2.1. Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C**

Prosečne vrednosti porasta temperature kosti izmerene tokom preparacije ležišta implantata standardnom hirurškom tehnikom uz irigaciju kontaktne površine borera i kosti fiziološkim rastvorom temperature 5°C, nisu premašile kritičnu vrednost za nastanak termičke nekroze koštanog tkiva (Tabela 5).

Tabela 5. Promena temperature kosti tokom preparacije implantantnog ležišta standardnom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C.

<b>Parametri deskriptivne statistike</b>						
	<b>Prosek</b>	<b>Md</b>	<b>SD</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>95% CI</b>
<b>1mm</b>	2,17	2,2	0,71	0,6	3,40	1,83-2,51
<b>5mm</b>	2,82	2,80	0,76	1,60	4,40	2,43-3,20
<b>10mm</b>	1,74	1,85	0,54	1,00	2,90	1,45-2,03

Preparacija implantatnih ležišta iz ove grupe praćena je najpre porastom temperature kosti sa porastom dubine ležišta koji dostiže najveću vrednost na dubini od 5mm. Dalji porast dubine ležišta praćen je padom temperature kosti (Grafikon 5). Jednofaktorska analiza varijanse ponovljenih merenja pokazala je da zabeležene razlike u promeni temperature kosti u odnosu na dubinu ležišta nisu bile statistički značajne ( $p=0,219$ ).



Grafikon 5. Dinamika promene temperature tokom preparacije ležišta standardnom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom na 5°C.

### 1.2.2. Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature

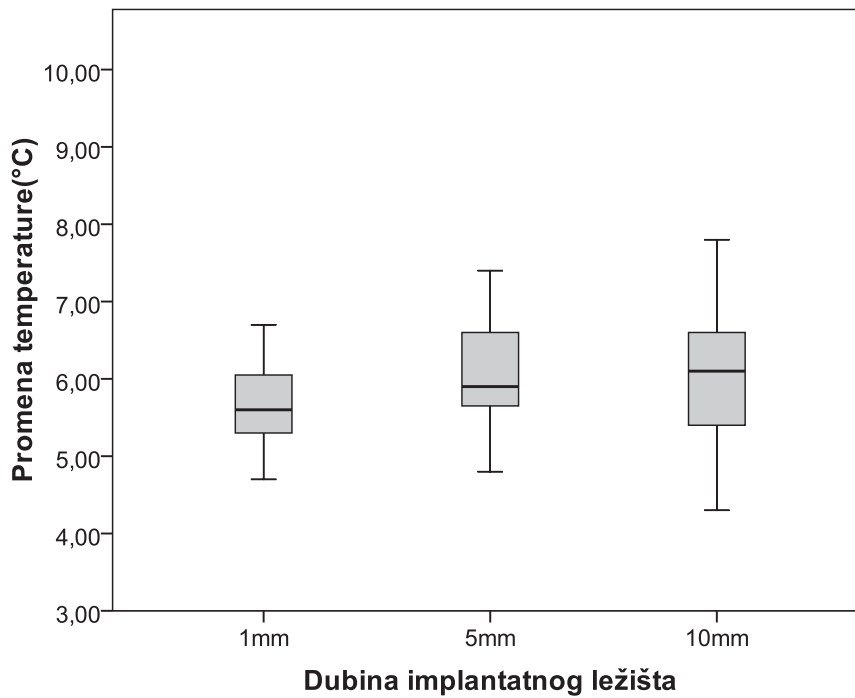
Tokom preparacije ležišta implantata standardnom hirurškom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature, zabeležene su subkritične vrednosti promena temperature kosti u smislu termičke nekroze kosti (Tabela 6).

Tabela 6. Promena temperature kosti tokom preparacije implantatnog ležišta standardnom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature.

	Parametri deskriptivne statistike					
	Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
<b>1mm</b>	5,74	5,60	0,59	4,70	7,20	5,51-5,97
<b>5mm</b>	6,19	5,90	1,06	4,80	10,40	5,77-6,61
<b>10mm</b>	5,94	6,10	0,94	3,20	7,80	5,56-6,31

Sa porastom dubine implantatnih ležišta iz ove grupe uočen je najpre porast temperature okolne kosti, koji je dostigao najvišu vrednost na dubini ležišta od 5mm. Dalji porast dubine ležišta implantata bio je praćen padom temperature kosti (Grafikon

6). Opisana dinamika promene temperature kosti u odnosu na dubinu ležišta nije statistički značajna (Jednofaktorska ANOVA ponovljenih merenja;  $p=0,100$ ).



Grafikon 6. Dinamika promena temperature tokom preparacije ležišta standardnom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature.

### 1.2.3. Komparativna analiza promena temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom u odnosu na primenjeni metod irigacije

Prosečne vrednosti promena temperature kosti tokom preparacije implantatnih ležišta standardnom tehnikom za oba ispitivana metoda irigacije prikazane su u Tabeli 7.

Tabela 7. Promena temperature (°C) tokom preparacije implatatnog ležišta standardnom tehnikom.

	Parametri deskriptivne statistike					
	Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
<b>1mm</b>						
Fiziološki sobne T	5,74	5,60	0,59	4,70	7,20	5,51-5,97
Fiziološki na 5°C	2,17	2,20	0,71	0,60	3,40	1,83-2,51
<b>5mm</b>						
Fiziološki sobne T	6,19	5,90	1,06	4,80	10,40	5,77-6,61
Fiziološki na 5°C	2,82	2,80	0,76	1,60	4,40	2,43-3,21
<b>10mm</b>						
Fiziološki sobne T	5,94	6,10	0,94	3,20	7,80	5,56-6,31
Fiziološki na 5°C	1,74	1,85	0,54	1,00	2,90	1,44-2,03

Razlike u prosečnoj vrednosti porasta temperature kosti između ispitivanih grupa bile su statistički značajne pri čemu je manje zagrevanje kosti uočeno u grupi u kojoj je kao irigans upotrebljen fiziološki rastvor temperature 5°C (Tabela 8, Grafikon 7).

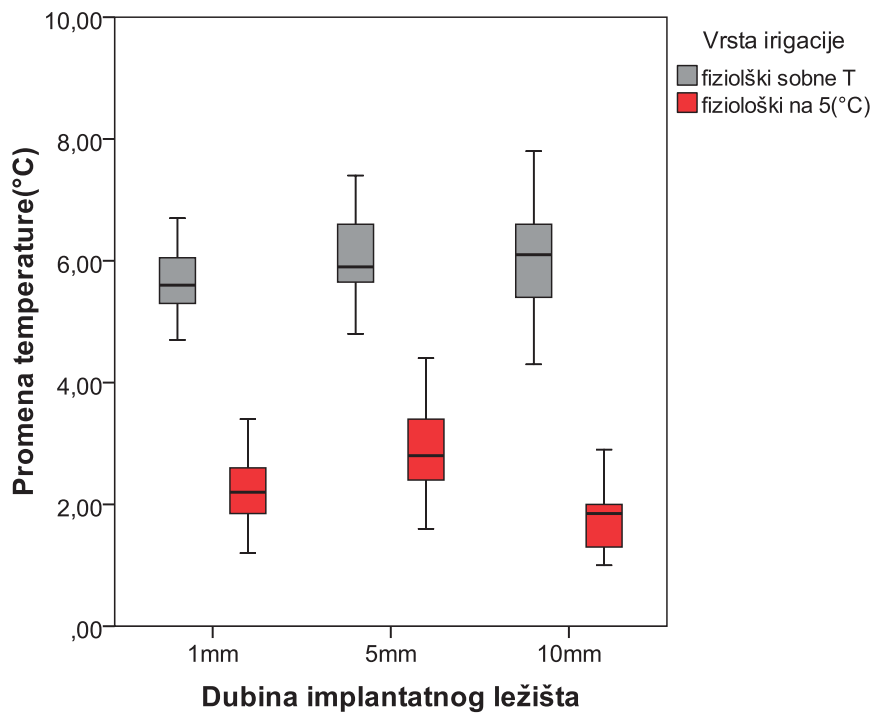
Tabela 8. Značajnost razlike promene temperature tokom preparacije ležišta implantata standardnom tehnikom u zavisnosti od metoda irigacije.

	Standardna hirurška tehnika		
	Fiziološki sobne T	Fiziološki na 5°C	p <sup>a</sup>
<b>1mm</b>	5,74±0,59	2,17±0,71	p=0.000*
<b>5mm</b>	6,19±1,06	2,82±0,76	p=0.000*
<b>10mm</b>	5,94±0,94	1,74±0,54	p=0.000*

<sup>a</sup> T-test nezavisnih uzoraka

\* Statistički značajno

Vrednosti su izražene kao prosek±SD



Grafikon 7. Komparativni prikaz promene temperature kosti tokom preparacije ležišta standardnom tehnikom u odnosu na primenjeni metod irigacije.

Dvofaktorska ANOVA ponovljenih merenja nije pokazala značajnu razliku u dinamici porasta temperature na ispitivanim dubinama ležišta tokom izvođenja standardne tehnike u zavisnosti od metoda irigacije ( $p=0,143$ ). U obe ispitivane grupe došlo je najpre do povećanja porasta temperature, a potom do smanjenja porasta temperature kosti sa povećanjem dubine implantatnog ležišta.



### *1.3. Komparativna analiza promena temperatura kosti tokom preparacije ležišta u zavisnosti od hirurške tehnike*

#### **1.3.1. Komparativna analiza promene temperature kosti tokom preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature**

Preparacija implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije bez irigacije kao i standardnom hirurškom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom sobne temperature, praćena je porastom temperature susedne kosti čije su prosečne vrednosti navedene u Tabeli 9.

Tabela 9. Promena temperature (°C) tokom preparacije implatatnog ležišta.

	Parametri deskriptivne statistike					
	Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
<b>1mm</b>						
<b>Lateralna kondenzacija</b>	2,08	2,02	0,68	1,18	3,53	1,74-2,41
<b>Standardna + fiziološki sobne T</b>	5,74	5,60	0,59	4,70	7,20	5,51-5,97
<b>5mm</b>						
<b>Lateralna kondenzacija</b>	1,93	1,89	0,58	1,00	2,92	1,62-2,24
<b>Standardna + fiziološki sobne T</b>	6,19	5,90	1,06	4,80	10,40	5,77-6,61
<b>10mm</b>						
<b>Lateralna kondenzacija</b>	1,78	1,67	0,53	1,21	2,91	1,46-2,10
<b>Standardna + fiziološki sobne T</b>	5,94	6,10	0,94	3,20	7,80	5,56-6,31

Statistička analiza značajnosti razlika u promeni temperature između grupa, pokazala je značajno veće zagrevanje kosti oko implantatnih ležišta preparisanih standardnom tehnikom uz hlađenje borera fiziološkim rastvorom sobne temperature u odnosu na tehniku lateralne kondenzacije (Grafikon 8). Statistički značajna razlika uočava se na svim ispitivanim dubinama ležišta (Tabela 10).

Tabela 10. Značajnost razlike promene temperature tokom preparacije ležišta implantata u zavisnosti od hirurške tehnike.

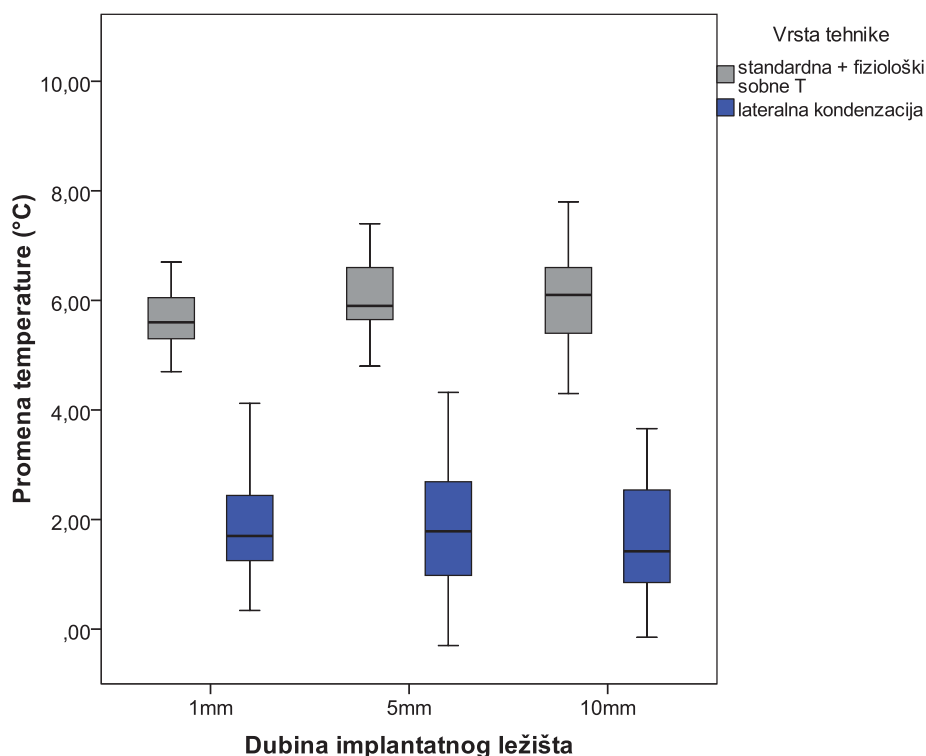
	Lateralna kondenzacija	Standardna + fiziološki sobne T	p <sup>a</sup>
<b>1mm</b>	2,08±0,68	5,74±0,59	p=0.000*
<b>5mm</b>	1,93±0,58	6,19±1,06	p=0.000*
<b>10mm</b>	1,78±0,53	5,94±0,94	p=0.000*

<sup>a</sup> T-test nezavisnih uzoraka

\* Statistički značajno

Vrednosti su izražene kao prosek±SD

Dvofaktorska ANOVA ponovljenih merenja pokazala je značajnu razliku u dinamici porasta temperature na ispitivanim dubinama ležišta između tehnike lateralne kondenzacije i standardne hirurške tehnike uz irigaciju borera fiziološkim rastvorom sobne temperature (p=0,000). Prilikom izvođenja standardna hirurške tehnike uz hlađenje borera fiziološkim rastvorom sobne temperature došlo je najpre do diskretnog uvećanja porasta temperature, a potom i do njenog diskretnog pada. Tehnika lateralne kondenzacija bila je praćena najpre diskretnim padom u porastu temperature, a potom je porast temperature bio kontinuiran.



Grafikon 8. Komparativni prikaz dinamike promena temperature pri preparaciji implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom.

### 1.3.2. Komparativna analiza promene temperature kosti tokom preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 5°C

Prosečne vrednosti porasta temperature kosti oko implantatnih ležišta preparisanih tehnikom lateralne kondenzacije kao i onih preparisanih standardnom hirurškom tehnikom uz hlađenje borera fiziološkim rastvorom temperature 5°C prikazane su u Tabeli 11.

Tabela 11. Promena temperature (°C) tokom preparacije implantatnog ležišta.

	Parametri deskriptivne statistike					
	Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
<b>1mm</b>						
<b>Kondenzacija</b>	2,08	2,02	0,68	1,2	3,5	1,74-2,41
<b>Standardna</b>	2,17	2,20	0,71	0,6	3,4	1,83-2,51
<b>5mm</b>						
<b>Kondenzacija</b>	1,93	1,89	0,58	1,0	2,9	1,62-2,24
<b>Standardna</b>	2,82	2,80	0,76	1,6	4,4	2,43-3,20
<b>10mm</b>						
<b>Kondenzacija</b>	1,78	1,67	0,53	1,2	2,9	1,46-2,10
<b>Standardna</b>	1,74	1,85	0,54	1,0	2,9	1,45-2,03

Veći porast temperature kosti uočen je kod implantatnih ležišta preparisanih standardnom hirurškom tehnikom uz hlađenje borera fiziološkim rastvorom temperature 5°C u odnosu na tehniku lateralne kondenzacije na svim ispitivanim dubinama ležišta (Grafikon 9). Zapažena razlika između pomenutih eksperimentalnih grupa je značajna na dubini ležišta od 5mm, dok na preostalim ispitivanim dubinama od 1mm i 10 mm nije utvrđena značajna razlika (Tabela 12).

Tabela 12. Značajnost razlike u promeni temperature (°C) između dve hirurške tehnike.

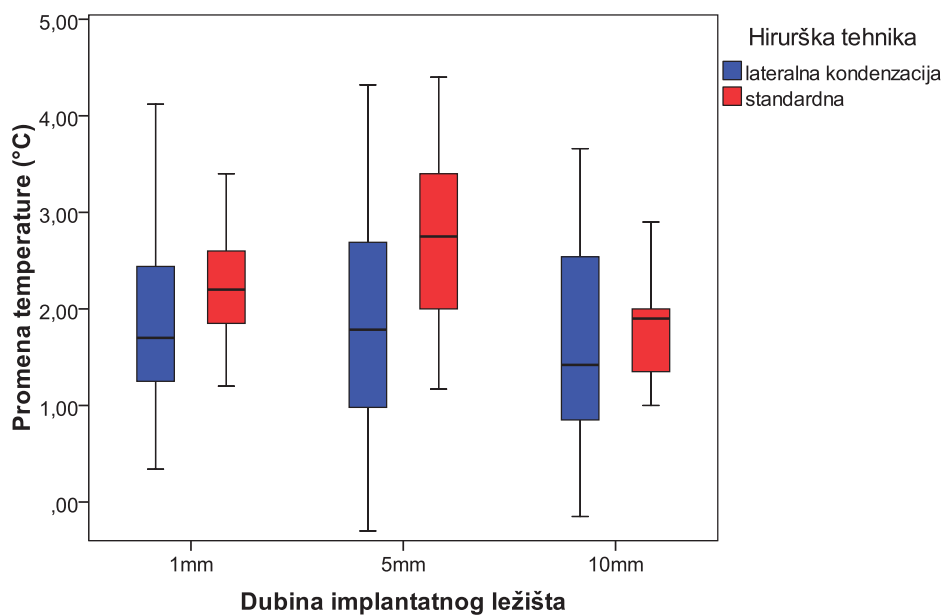
	Lateralna kondenzacija	Standardna tehnika	p <sup>a</sup>
<b>1mm</b>	2,08±0,68	2,17±0,71	p=0,702 <sup>¶</sup>
<b>5mm</b>	1,93±0,58	2,82±0,76	p=0,001*
<b>10mm</b>	1,78±0,53	1,74±0,54	p=0,821 <sup>¶</sup>

<sup>a</sup> T test nezavisnih uzoraka

\* Statistički značajno

<sup>¶</sup> Nije statistički značajno

Vrednosti su izražene kao prosek±SD



Grafikon 9. Komparativni prikaz dinamike promena temperature pri preparaciji implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom.

Poređenjem tehnike lateralne kondenzacije i standardne tehnike preparacije implantatnog ležišta utvrđena je značajna razlika u dinamici porasta temperature u odnosu na dubinu ležišta (Dvofaktorska ANOVA ponovljenih merenja;  $p=0,043$ ). Tokom kondenzacije kosti, porast temperature je kontinuirano padao sa porastom dubine implantatnog ležišta. Preparacija ležišta implantata standardnom hirurškom tehnikom je bila najpre praćena povećanjem porasta temperature koji je dostigao najvišu vrednost na dubini ležišta od 5mm, a potom je nastao pad u porastu temperature.

#### 1.4. Temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od hirurške tehnike preparacije ležišta, makrodizajna implantata i obrtnog momenta

U svim eksperimentalnim grupama promena temperature susedne kosti u toku ugradnje implantata bila je ispod vrednosti kritičnih za termičku nekrozu kosti (Tabela 1, 2, 3).

Tabela 1. Deskriptivna statistika promena temperature (°C) na dubini implantatnog ležišta od 1mm

Hirurška tehnika	Makrodizajn	Obrtni moment		
		30Ncm	35Ncm	40Ncm
Standardna	Samourezujući	0,24±0,14(0,2)	0,41±0,21(0,4)	0,49±0,33(0,4)
	Neurezujući	0,32±0,28(0,2)	0,36±0,22(0,3)	0,33±0,24(0,2)
Kondenzacija	Samourezujući	0,22±0,24(0,1)	0,33±0,26(0,25)	0,45±0,47(0,3)
	Neurezujući	0,44±0,32(0,3)	0,45±0,31(0,5)	0,46±0,33(0,45)

Vrednosti izražene kao prosek±SD(Md)

Tabela 2. Deskriptivna statistika promena temperature (°C) na dubini implantatnog ležišta od 5mm

Hirurška tehnika	Makrodizajn	Obrtni moment		
		30Ncm	35Ncm	40Ncm
Standardna	Samourezujući	0,33±0,2(0,3)	0,38±0,19(0,3)	0,30±0,14(0,3)
	Neurezujući	0,28±0,2(0,2)	0,31±0,2(0,25)	0,33±0,15(0,25)
Kondenzacija	Samourezujući	0,13±0,59(0,1)	0,24±0,18(0,2)	0,36±0,29(0,2)
	Neurezujući	0,39±0,59(0,2)	0,39±0,24(0,4)	0,29±0,2(0,2)

Vrednosti izražene kao prosek±SD(Md)

Tabela 3. Deskriptivna statistika promena temperature (°C) na dubini implantatnog ležišta od 10mm

Hirurška tehnika	Makrodizajn	Obrtni moment		
		30Ncm	35Ncm	40Ncm
Standardna	Samourezujući	0,29±0,2(0,2)	0,35±0,13(0,3)	0,33±0,25(0,2)
	Neurezujući	0,45±0,35(0,45)	0,38±0,23(0,35)	0,27±0,2(0,2)
Kondenzacija	Samourezujući	0,24±0,21(0,1)	0,33±0,31(0,2)	0,41±0,38(0,35)
	Neurezujući	0,55±0,34(0,5)	0,47±0,34(0,4)	0,27±0,23(0,2)

Vrednosti izražene kao prosek±SD(Md)

Regresiona analiza izdvojila je obrtni moment kao značajan prediktor promene temperature kosti na dubini ležišta od 1 mm (Tabela 4). Više vrednosti obrtnog momenta praćene su većim porastom temperature kosti (Tabela 1).

Tabela 4. Uni- i multivarijantna regresiona analiza parametara ugradnje implantata na dubini ležišta od 1 mm

Parametar	Univarijantna		Multivarijantna	
	#B (95%CI)	p	B (95%CI)	p
Hirurška tehnika	-0,036 ~ 0,120	0,349	-0,036~ 0,120	0,349
Obrtni moment	0,023 ~ 0,106	0,003*	0,023 ~ 0,106	0,003*
Makrodizajn	-0,032 ~ 0,106	0,295	-0,032~ 0,106	0,295

\*statistički značajno; #koeficijent B

Na dubini ležišta od 5mm nije izdvojen značajan prediktor temperaturnih promena kosti (Tabela 5).

Tabela 5. Uni- i multivarijantna regresiona analiza parametara ugradnje implantata na dubini ležišta od 5 mm

Parametar	Univarijantna		Multivarijantna	
	#B (95%CI)	p	B (95%CI)	p
Hirurška tehnika	-0,096 ~ 0,051	0,548	-0,096~0,051	0,548
Obrtni moment	-0,027 ~ 0,063	0,438	-0,027~0,063	0,438
Makrodizajn	-0,030 ~ 0,116	0,247	-0,030~0,116	0,247

\*statistički značajno; #koeficijent B

Na dubini ležišta od 10 mm, regresionom analizom izdvojen je makrodizajn implantata kao značajan prediktor promene temperature kosti u toku ugradnje implantata (Tabela 6). Ugradnja neurezujućih implantata praćena je izraženijim porastom temperature kosti oko ležišta (Tabela 3).



Tabela 6. Uni- i multivarijantna regresiona analiza parametara ugradnje implantata na dubini ležišta od 10 mm

Parametar	Univarijantna		Multivarijantna	
	#B (95%CI)	p	B (95%CI)	p
<b>Hirurška tehnika</b>	-0,037 ~ 0,096	0,379	-0,037~0,096	0,379
<b>Obrtni moment</b>	-0,073 ~ 0,008	0,113	-0,073~0,008	0,113
<b>Makrodizajn</b>	0,008 ~ 0,140	0,029*	0,008 ~ 0,140	0,029*

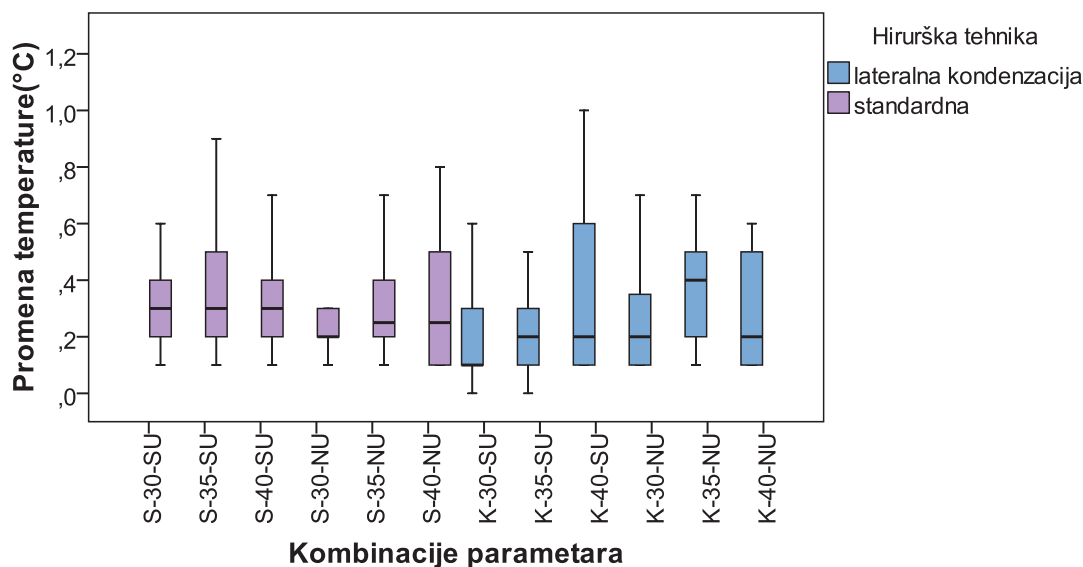
\*statistički značajno; #koeficijent B

### 1.4.1. Promena temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od hirurške tehnike preparacije implantatnog ležišta

Ugradnja implantata u ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom dovela je do većeg porasta temperature u poredjenju sa ležištima pripremljenim tehnikom lateralne kondenzacije na svim ispitivanim dubinama ležišta, ali su ove razlike bile značajne samo na dubini od 5 mm (Man – Vitnjev U test;  $p=0.021$ ) (Tabela 7, Grafikon 1).

Tabela 7. Promena temperature kosti (°C) u toku ugradnje implantata u zavisnosti od hirurške tehnike preparacije implantatnog ležišta

Dubina ležišta	Hirurška tehnika	Promena T					
		Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
1mm	kondenzacija	0,39	0,3	0,34	0	2,1	0,34-0,45
	standardna	0,36	0,3	0,25	0	1,3	0,32-0,40
5mm	kondenzacija	0,30	0,2	0,40	-2,3	2,8	0,23-0,36
	standardna	0,32	0,3	0,20	0,1	0,9	0,29-0,35
10mm	kondenzacija	0,38	0,2	0,32	0,1	1,8	0,32-0,43
	standardna	0,35	0,3	0,24	0	1,2	0,31-0,39



Grafikon 1. Promena temperature na dubini ležišta od 5mm prema različitim kombinacijama ispitivanih parametara ugradnje implantata. Prva oznaka na x osi predstavlja hiruršku tehniku (S-standardna, K-kondenzacija), druga oznaka je vrednost obrtnog momenta (Ncm) i treća, makrodizajn implantata (SU-samourezujući, NU-neurezujući).

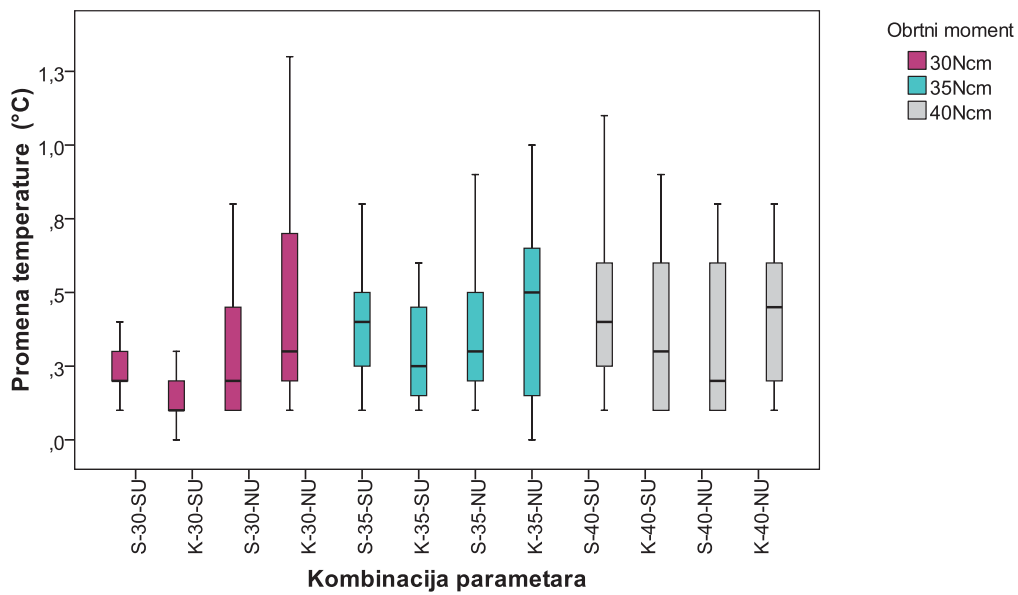
### 1.4.2. Promena temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od obrtnog momenta

Rezultati ispitivanja promene temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od obrtnog momenta primenom Kraskal-Volisovog testa su pokazali značajnu razliku u promeni temperature na dubini ležišta od 1 mm u zavisnosti od obrtnog momenta primenjenog za ugradnju implantata (Kraskal – Volisov test;  $p=0.004$ ) (Tabela 8).

Tabela 8. Promena temperature kosti ( $^{\circ}\text{C}$ ) u toku ugradnje implantata u zavisnosti od obrtnog momenta.

Dubina ležišta	Obrtni moment	Promena temperature					
		Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
1mm	30Ncm	0,31	0,2	0,27	0	1,3	0,25- ,36
	35Ncm	0,39	0,3	0,25	0	1,1	0,33-0 ,44
	40Ncm	0,43	0,3	0,35	0,1	2,1	0,36-0,51
5mm	30Ncm	0,28	0,2	0,45	-2,3	2,8	0,19-0,38
	35Ncm	0,33	0,3	0,21	0	1,2	0,29-0,37
	40Ncm	0,32	0,2	0,23	0,1	1	0,27-0,37
10mm	30Ncm	0,39	0,2	0,31	0	1,5	0,32-0,45
	35Ncm	0,38	0,3	0,27	0,1	1,5	0,33-0,44
	40Ncm	0,32	0,2	0,28	0	1,8	0,26-0,38

Obrtni moment od 35 Ncm proizveo je značajno veći porast temperature u odnosu na vrednost obrtnog momenta od 30 Ncm (Man – Vitnijev U test;  $p=0.005$ ). Obrtni moment od 40 Ncm praćen je značajno većim porastom temperature u poređenju sa obrtnim momentom od 30 Ncm (Man – Vitnijev U test;  $p=0.003$ ). Razlika u promeni temperature pri ugradnji implantata uz primenu obrtnog momenta od 35 Ncm i 40 Ncm nije bila značajna (Man – Vitnijev U test;  $p=0.638$ ) (Grafikon 2).



Grafikon 2. Promena temperature na dubini ležišta od 1mm prema različitim kombinacijama ispitivanih parametara ugradnje implantata. Prva oznaka na x osi predstavlja hiruršku tehniku (S-standardna, K-kondenzacija), druga oznaka je vrednost obrtnog momenta (Ncm) i treća, makrodizajn implantata (SU-samourezujući, NU-neurezujući).

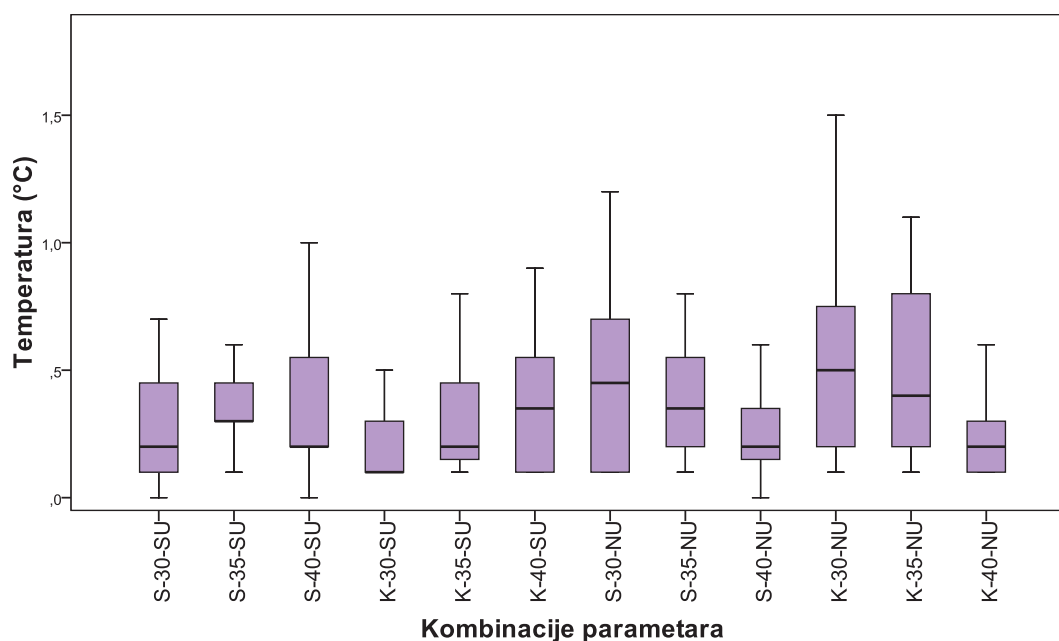
Na dubinama implantatnog ležišta od 5mm i 10 mm ne postoji značajna razlika u promeni temperature susedne kosti u odnosu na primenjeni obrtni moment (Kruskal – Volisov test;  $p=0.074$ ;  $p= .108$ ).

### 1.4.3. Promena temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od makrodizajna implantata

Rezultati ispitivanja promene temperature kosti u toku ugradnje implantata u zavisnosti od makrodizajna su pokazala da neurezujući implantati prouzrokuju diskretan i neznačajan porast temperature u poređenju sa samourezujućim makrodizajnom na svim ispitivanim dubinama ležišta od 1 mm, 5mm i 10mm (Man – Vitnjev U test;  $p=0.171$ ;  $p=0.727$ ;  $p=0.063$ ) (Tabela 9, Grafikon 3).

Tabela 9. Promena temperature kosti (°C) u toku ugradnje implantata u zavisnosti od makrodizajna implantata.

Dubina ležišta	Makrodizajn	Promena temperature					
		Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI
1mm	samourezujući	0,36	0,3	0,31	0	2,1	0,31-0,41
	neurezujući	0,39	0,3	0,29	0	1,6	0,35-0,44
5mm	samourezujući	0,29	0,2	0,32	-2,3	1,5	0,24-0,34
	neurezujući	0,33	0,2	0,31	0,1	2,8	0,28-0,38
10mm	samourezujući	0,33	0,2	0,26	0	1,8	0,28-0,37
	neurezujući	0,40	0,3	0,31	0	1,5	0,35-0,45



Grafikon 3. Promena temperature na dubini ležišta od 10mm prema različitim kombinacijama ispitivanih parametara ugradnje implantata. Prva oznaka na x osi predstavlja hiruršku tehniku (S-standardna, K-kondenzacija), druga oznaka je vrednost obrtnog momenta (Ncm) i treća, makrodizajn implantata (SU-samourezujući, NU-neurezujući).

## 2. Rezultati kliničkog istraživanja

### 2.1. Demografske karakteristike ispitanika i distribucija implantata studijske i kontrolne grupe

Istraživanjem je obuhvaćeno ukupno 30 implantata ugrađenih u bočnu regiju gornje vilice 14 pacijenata oba pola (8 žena i 6 muškaraca), prosečne starosti 51,13 godina (30-63). Distribucija implantata studijske i kontrolne grupe se nije značajno razlikovala prema polu ispitanika (hi-kvadrat test;  $p=0,714$ ), starosnoj dobi (T test nezavisnih uzoraka;  $p=0,246$ ), regiji implantacije (hi-kvadrat test;  $p=0,807$ ) niti prema gustini kosti primajuće regije (hi-kvadrat test;  $p=0,714$ ) (Tabela 1).

Tabela 1. Distribucija implantata studijske i kontrolne grupe.

		Hirurška tehnika	
		Lateralna kondenzacija	Standardna
Starosna dob		48,4 (30-62)	53,87(32-63)
Pol	Žene	8(53,3%)	6(40%)
	Muškarci	7(46,7%)	9(60%)
Regija	PM1	6(40%)	6(40%)
	PM2	4(25%)	3(20%)
	M1	3(20%)	5(33,3%)
	M2	2(13,3%)	1(6,7%)
Gustina kosti	Tip 3	8(53,3%)	6(40%)
	Tip 4	7(46,7%)	9(60%)

PM1- Prvi gornji premolar;  
PM2- Drugi gornji premolar;  
M1- Prvi gornji molar;  
M2 – Drugi gornji molar.

Postoperativni tok svih ispitanika iz studije protekao je uredno, bez prisustva komplikacija i svi implantati su uspešno oseointegrirani. Vrednosti maksimalnih temperatura zabeleženih u studiji nisu prelazile vrednost kritičnu za nastanak termo nekroze.

## 2.2. Temperatura kosti u toku ugradnje implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije

Kvantitativne analize termograma kosti u regiji ispitivanja su pokazale da je prosečna vrednost temperature kosti vilica pre ugradnje implantata  $28,57 \pm 1,3^\circ\text{C}$  (Slika 1, Tabela 2). Maksimalna temperatura kosti zabeležena je u toku ugradnje implantata nakon preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i iznosila je  $32,26 \pm 1,58^\circ\text{C}$  (Slika 2, Tabela 2).

Tabela 2. Promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije

Hirurška tehnika		Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI	$\Delta T(X \pm SD)$
Kondenzacija	Ti	28,57	28,56	1,3	25,12	31,16	27,84 29,29	3,69 $\pm$ 1,56
	Tmax	32,26	32,24	1,58	30,24	35,75	31,39 33,14	

Vrednosti izražene u  $^\circ\text{C}$

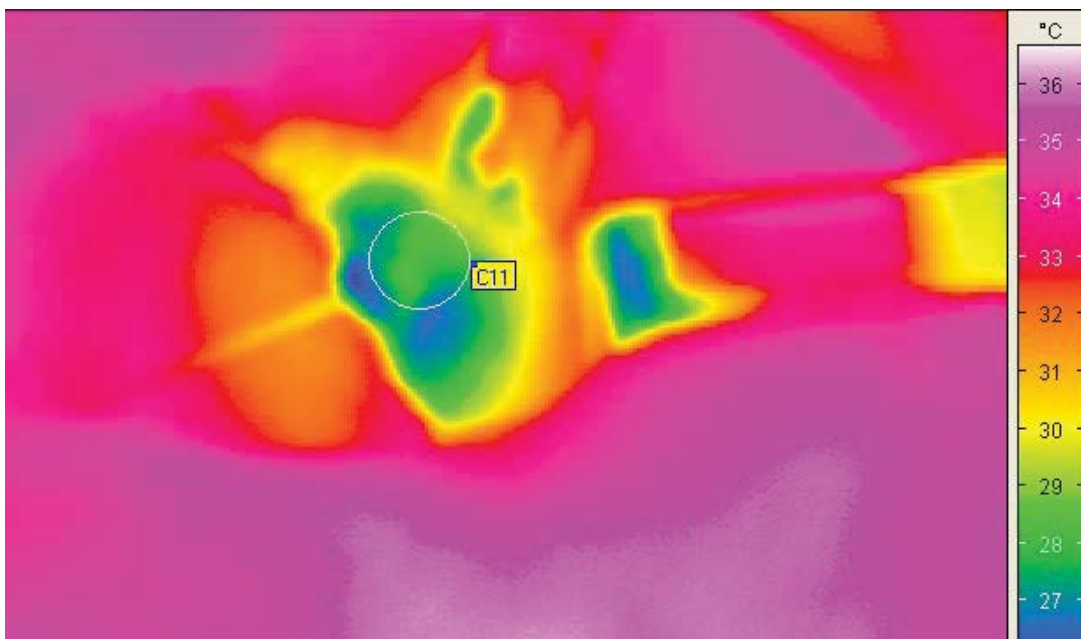
Ti-Temperaturu kosti pre implantacije; Tmax-Najviša vrednost temperature kosti u toku implantacije;

$\Delta T = T_{\text{max}} - T_i$

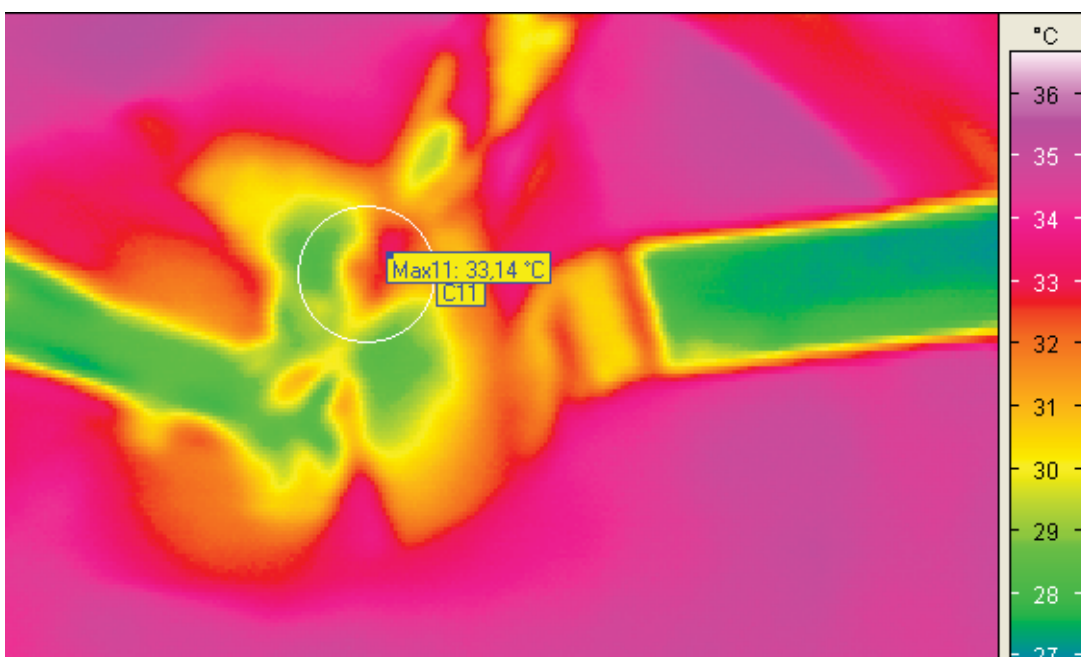
<sup>a</sup> T test zavisnih uzoraka

T-test za procenu značajnosti razlike zavisnih uzoraka je pokazao statistički značajan porast temperature kosti tokom ugradnje implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije ( $p = 0.000$ ) (Tabela 2).



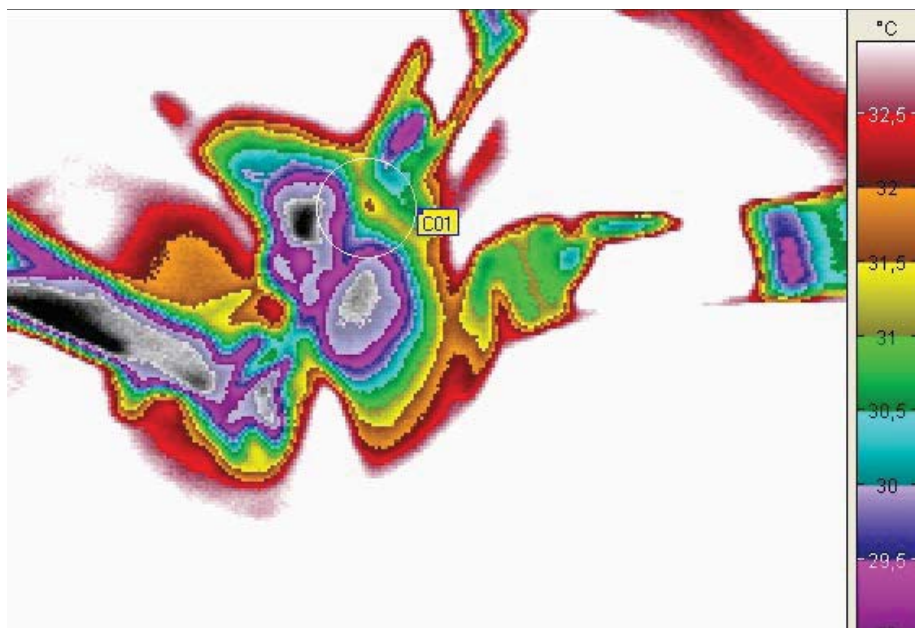


Slika 1. Termogram kosti implatantnog ležišta preparisanog tehnikom lateralne kondenzacije u regiji levog gornjeg drugog premolara pre ugradnje implantata

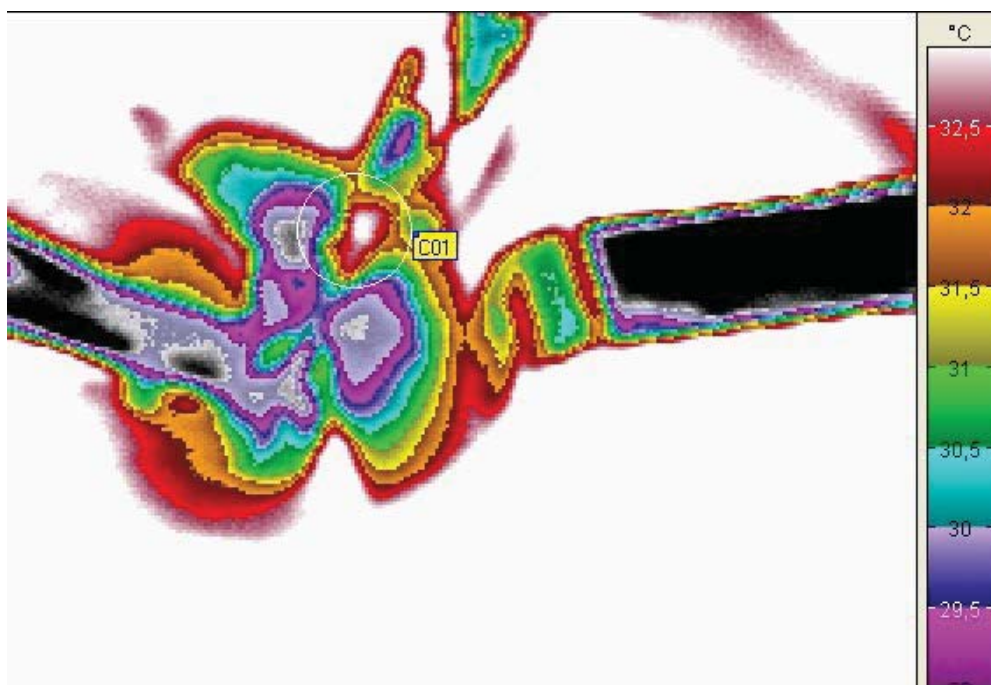


Slika 2. Termogram kosti implatantnog ležišta preparisanog tehnikom lateralne kondenzacije u regiji levog gornjeg drugog premolara tokom ugradnje implantata

Kvalitativna analiza termograma kosti u regiji ispitivanja pokazala je termičku anizotropiju koštanog tkiva bočne regije gornje vilice. Distribucija toplote generisane tokom ugradnje implantata imala je oblik elipse. Progres temperature je bio izraženiji u vestibulo-palatinalnom pravcu u poređenju sa mezio-distalnim (Slika 3, 4).



Slika 3. Termografski prikaz izoterma oko implantatnog ležišta preparisanog tehnikom lateralne kondenzacije pre ugradnje implantata



Slika 4. Termografski prikaz izoterma oko implantatnog ležišta preparisanog tehnikom lateralne kondenzacije tokom ugradnje implantata

### 2.3. Temperatura kosti u toku ugradnje implantata u ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom

Kvantitativna analiza termograma kosti pre ugradnje implantata u kontrolnoj grupi pokazala je prosečnu vrednost temperature od  $29,23 \pm 1,67^\circ\text{C}$  (Slika 5, Tabela 3). Maksimalna vrednost temperature kosti tokom ugradnje implantata u ležišta kontrolne grupe iznosila je  $31,19 \pm 1,45^\circ\text{C}$  (Slika 6, Tabela 3).

Tabela 3. Promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u ležišta preparisana standardnom tehnikom

Hirurška tehnika		Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI	$\Delta T(X \pm SD)$	$p^a$
Standardna	Ti	29,23	28,51	1,67	27,15	31,98	28,31 30,15	1,96 $\pm$ 0,68	p=0,000
	Tmax	31,19	30,34	1,45	29,72	33,76	30,38 31,99		

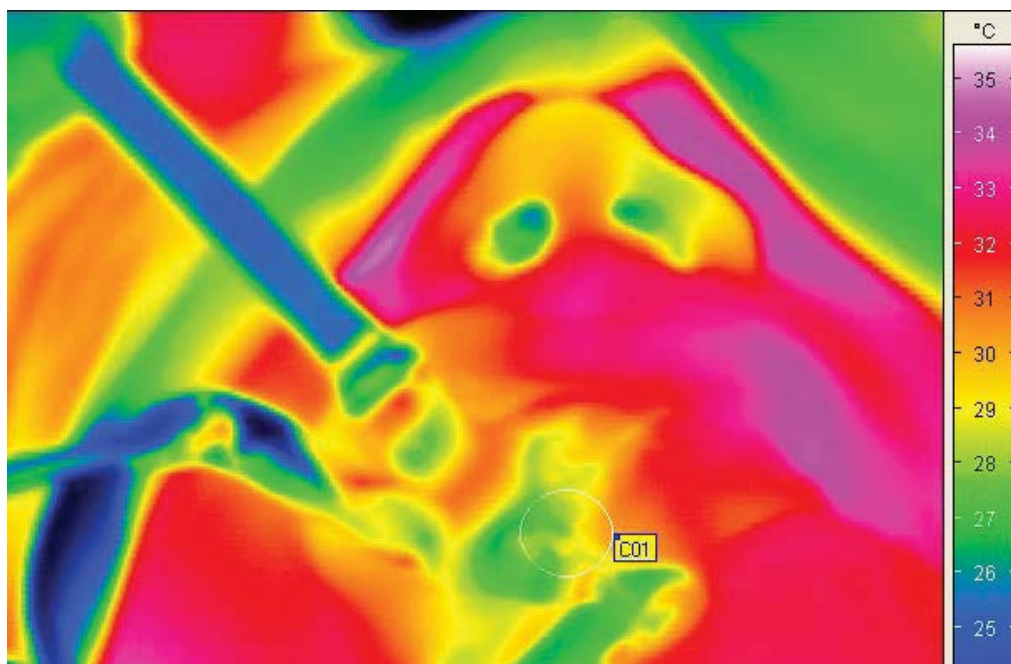
Vrednosti izražene u  $^\circ\text{C}$

Ti-Temperaturu kosti pre implantacije; Tmax-Najviša vrednost temperature kosti u toku implantacije;

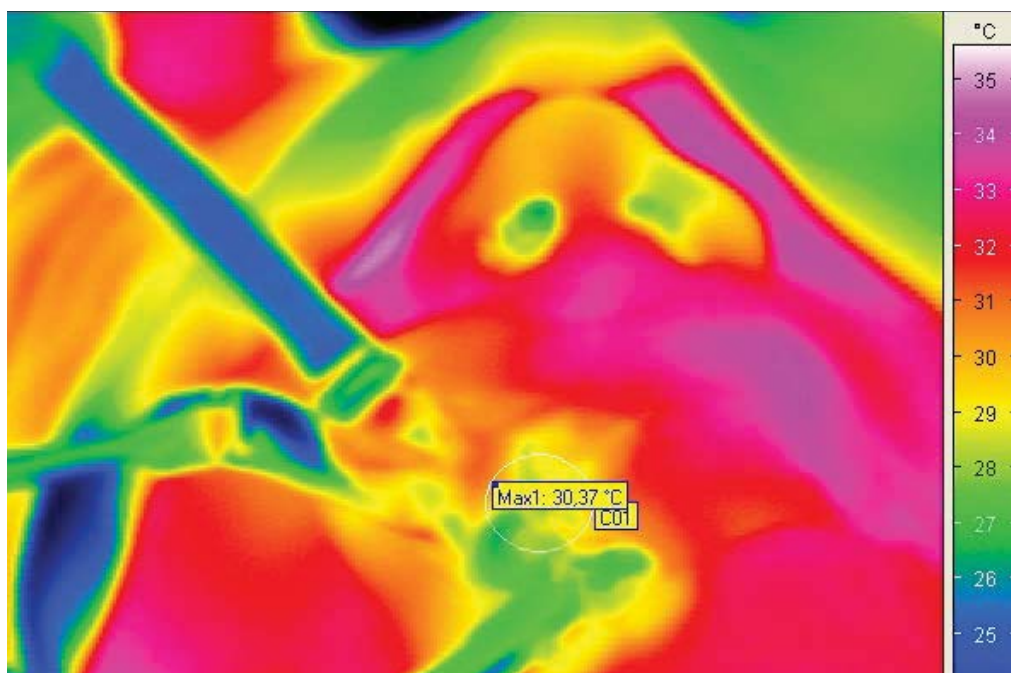
$\Delta T = T_{\text{max}} - T_i$

<sup>a</sup> T test zavisnih uzoraka

Porast temperature kosti tokom ugradnje implantata u ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom je statistički značajan (T test zavisnih uzoraka;  $p=0.000$ ) (Tabela 3).



Slika 5. Termogram kosti implatantnog ležišta preparisanog standardnom tehnikom u regiji desnog gornjeg drugog premolara pre ugradnje implantata

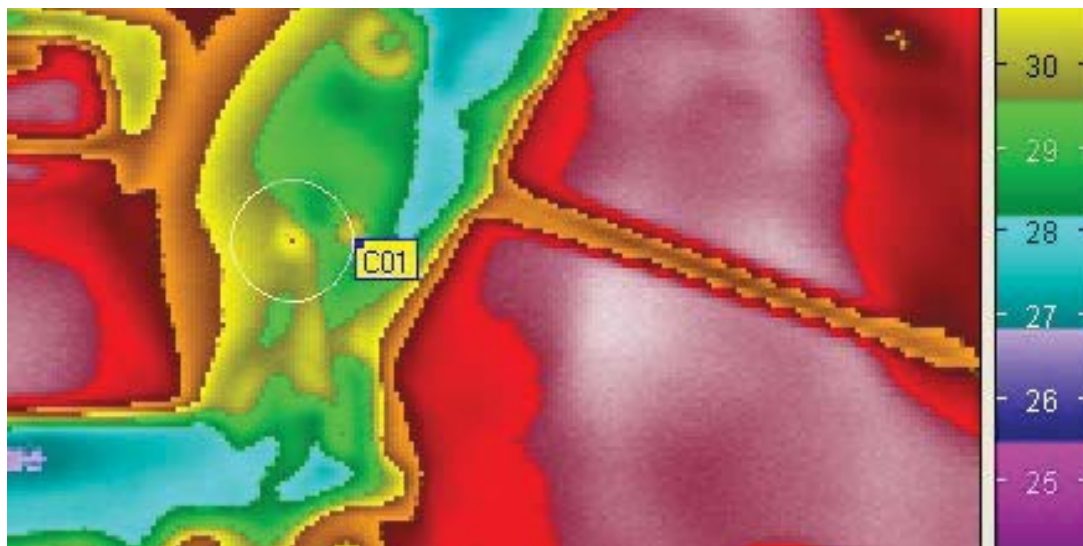


Slika 6. Termogram kosti implatantnog ležišta preparisanog standardnom tehnikom u regiji desnog gornjeg drugog premolara tokom ugradnje implantata

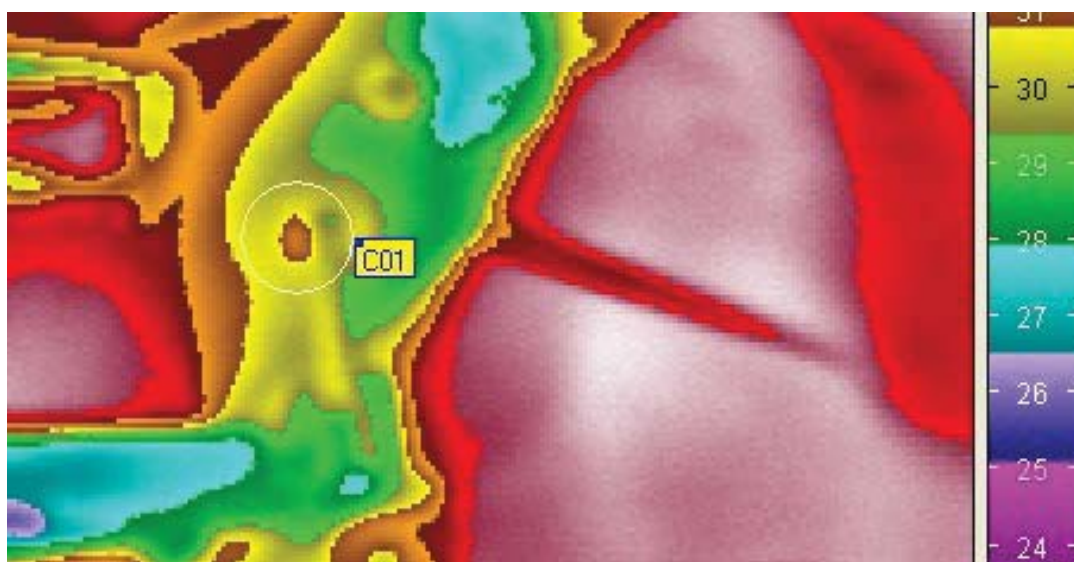
Kvalitativna analiza kosti u regiji ispitivanja pokazala je distribuciju toplote u obliku elipse sa progresom izraženijim u mezio-distalnom pravcu u poređenju sa



vestibulo-palatinalnim što je potvrdilo termičku anizotropiju koštanog tkiva bočne regije gornje vilice (Slika 7, 8).



Slika 7. Termografski prikaz izoterma oko implantatnog ležišta preparisanog standardnom tehnikom pre ugradnje implantata

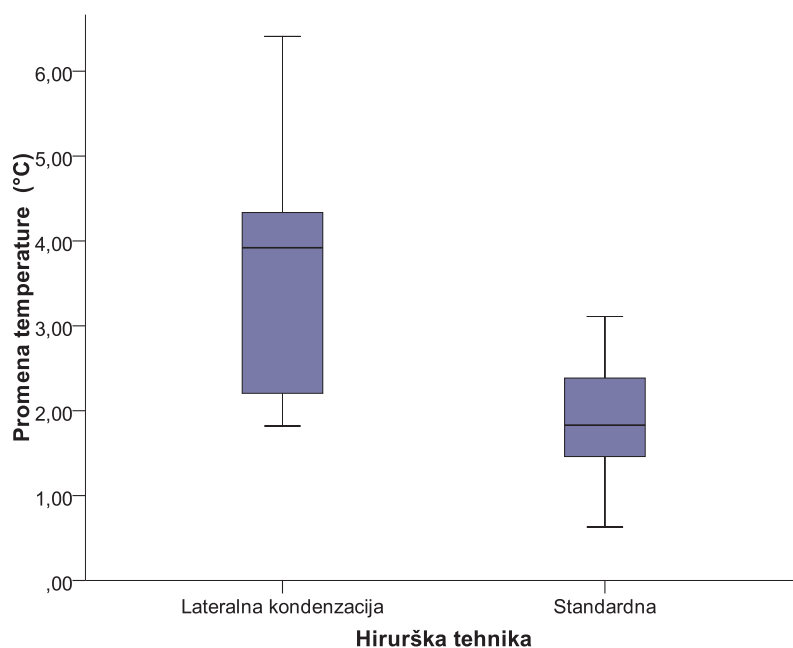


Slika 8. Termografski prikaz izoterma oko implantatnog ležišta preparisanog standardnom tehnikom tokom ugradnje implantata

## 2.4. Komparativna analiza temperatura kosti tokom ugradnje implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom

Prosečna vrednost temperature kosti bočne regije gornje vilice pre ugradnje implantata iznosila je  $28,9 \pm 1,51^\circ\text{C}$ . Vrednosti inicijalnih temperatura kosti oko implantantnih ležišta preparisanih tehnikom lateralne kondenzacije ( $28,57 \pm 1,31^\circ\text{C}$ ) u poređenju sa ležištima preparisanim standardnom hirurškom ( $29,23 \pm 1,67^\circ\text{C}$ ) tehnikom nisu se statistički značajno razlikovale (T test nezavisnih uzoraka;  $p=0.234$ ).

Porast temperature tokom ugradnje implantata u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije statistički je značajno veći u poređenju sa porastom temperature tokom postavljanja implantata u ležišta pripremljena standardnom tehnikom (T test nezavisnih uzoraka;  $p=0.001$ ) (Grafikon 1, Tabela 4).



Grafikon 1. Komparativni prikaz promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom.

Tabela 4. Razlika u promeni temperature tokom ugradnje implantata u ležišta preparirana tehnikom lateralne kondenzacije i standardnom hirurškom tehnikom

Hirurška tehnika	Prosek	Md	SD	Min	Max	95% CI	$p^a$
<b>Kondenzacija</b>	3,69	3,92	1,56	1,82	6,41	2,83 4,56	$p=0,001$
<b>Standardna</b>	1,96	1,83	0,68	0,63	3,11	1,58 2,33	

Vrednosti izražene u  $^\circ\text{C}$

<sup>a</sup> T test nezavisnih uzoraka

## 2.5. Uticaj individualnih karakteristika ispitanika na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata

Nezavisni uticaj analiziranih karakteristika ispitanika (starosna dob i pol ispitanika, regija implantacije i gustina kosti primajuće regije) na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata nije statistički značajan. Statistički značajan prediktor promene temperature kosti tokom postavljanja implantata u ležište je hirurška tehnika kojom se preparira implantatno ležište (Tabela 5).

Tabela 5. Regresiona analiza prediktora promene temperature kosti tokom ugradnje implantata

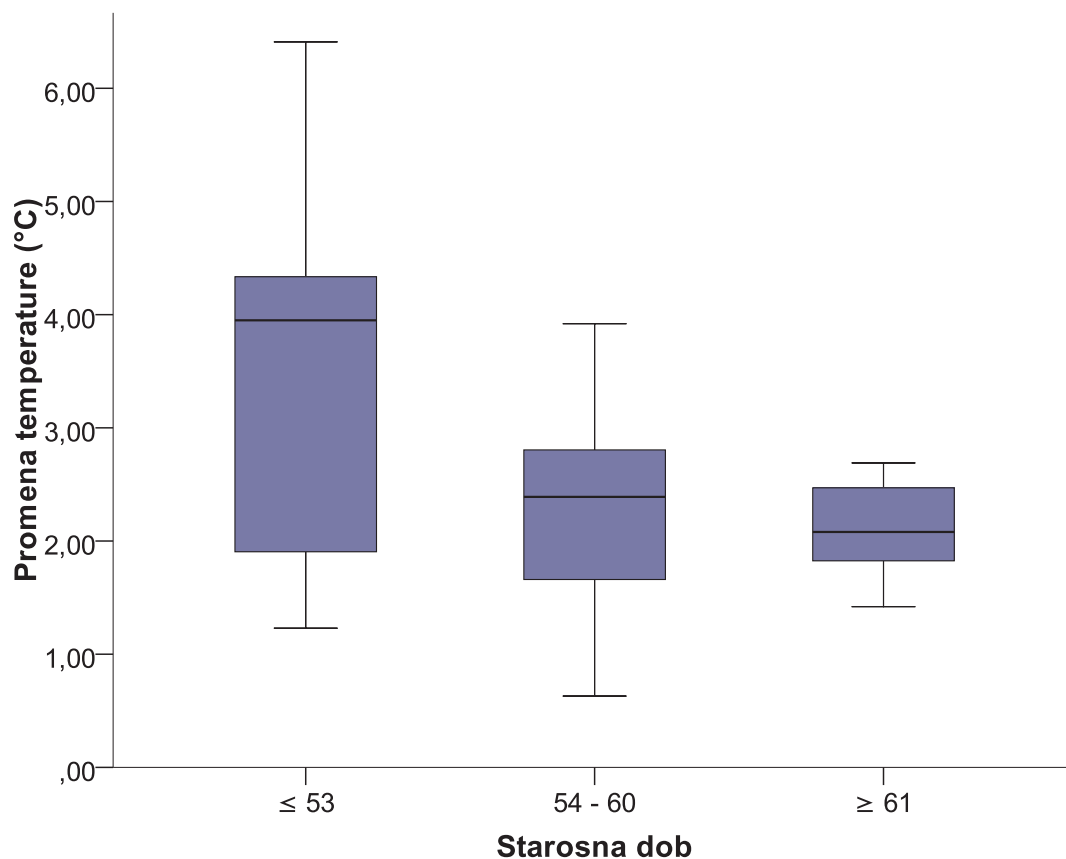
Parametar	Univarijantna		Multivarijantna	
	# B (95%CI)	p	B (95%CI)	p
Starosna dob	-0,072 ~ 0,015	p=0,189	-0,072 ~ 0,015	p=0,189
Pol	-0,750 ~ 1,483	p=0,507	-0,750 ~ 1,483	p=0,507
Gustina kosti	-1,958 ~ 0,186	p=0,102	-1,958 ~ 0,186	p=0,102
Regija implantacije	-0,886 ~ 0,167	p=0,173	-0,886 ~ 0,167	p=0,173
Hirurška tehnika	-2,637 ~ -0,840	p=0,000*	-2,637 ~ -0,840	p=0,000*

\*statistički značajno # koeficijent B

### 2.5.1. Uticaj starosne dobi ispitanika na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata

Najveći porast temperature kosti tokom ugradnje implantata zabeležen je kod ispitanika mlađih od 53 godine i iznosio je  $3,64 \pm 1,77^\circ\text{C}$ . Procedura ugradnje implantata kod ispitanika starosti između 54 i 60 godina uslovlila je porast temperature okolnog koštanog tkiva od  $2,27 \pm 0,92^\circ\text{C}$  a kod ispitanika starijih od 61 godine zabeležen je porast temperature od  $2,46 \pm 1,29^\circ\text{C}$  (Grafikon 2). Opisane promene temperature kosti u zavisnosti od starosti ispitanika nisu statistički značajno različite (Jednofaktorska analiza varijanse;  $p=0,063$ ).

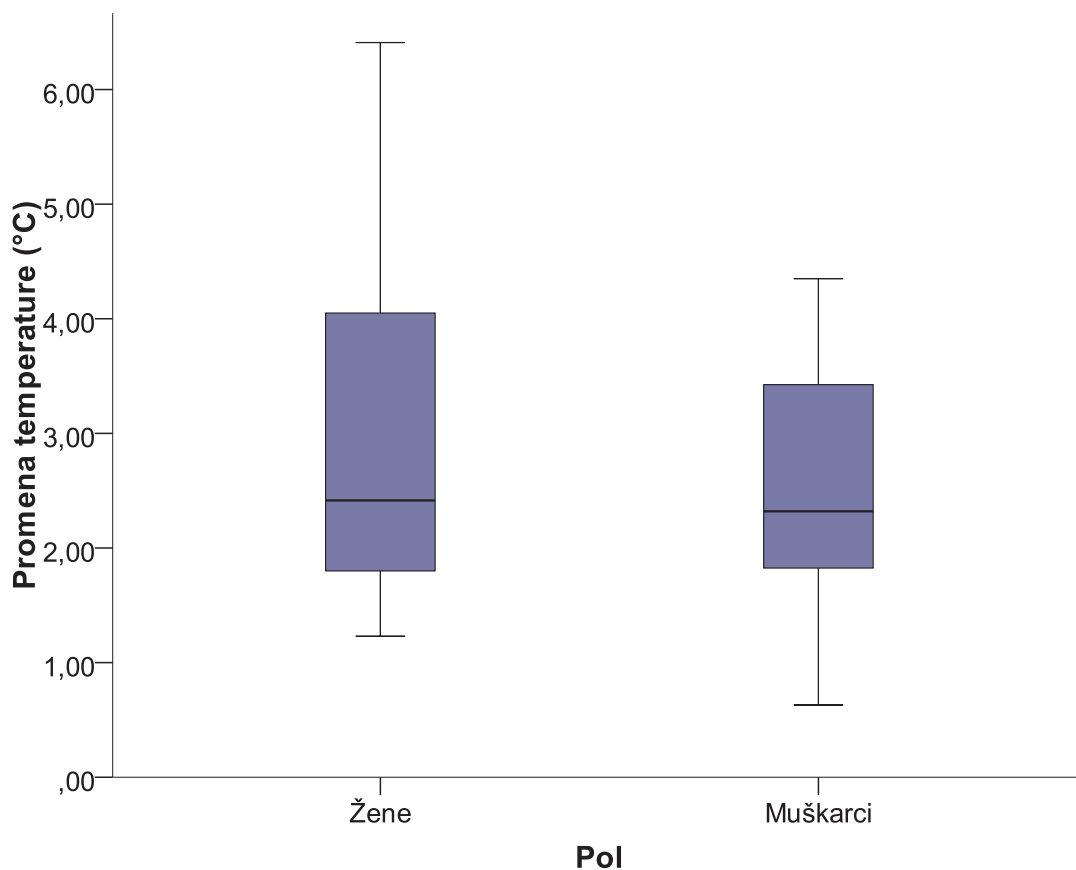




Grafikon 2. Promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u zavisnosti od starosne dobi ispitanika

### 2.5.2. Uticaj pola ispitanika na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata

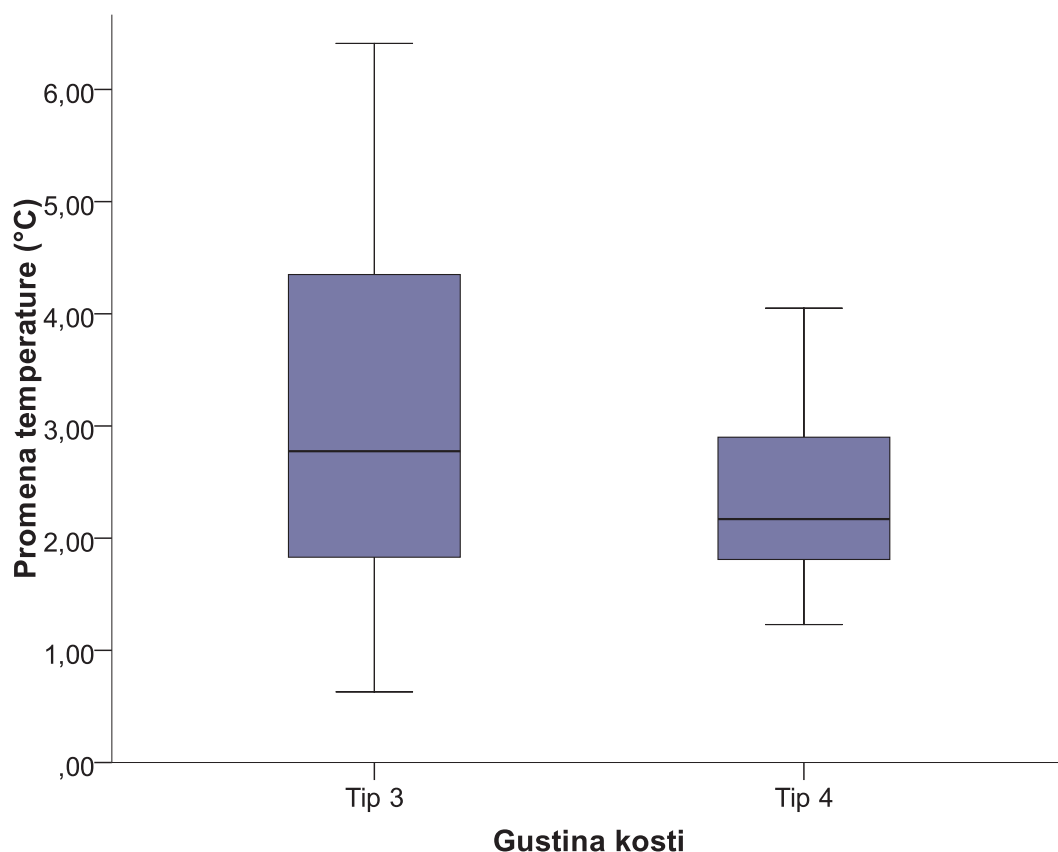
Procedura ugradnje implantata u bočnu regiju gornje vilice ispitanika muškog pola praćena je porastom temperature lokalne kosti od  $2,65 \pm 1,38^{\circ}\text{C}$ . Kod ispitanika ženskog pola porast temperature kosti je iznosio  $3,02 \pm 1,6^{\circ}\text{C}$  (Grafikon 3). Razlika u prosečnom porastu temperature kosti prema polu ispitanika nije statistički značajna (T test nezavisnih uzoraka;  $p = 0,512$ ).



Grafikon 3. Promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u zavisnosti od pola ispitanika

### 2.5.3. Uticaj gustine kosti primajuće regije na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata

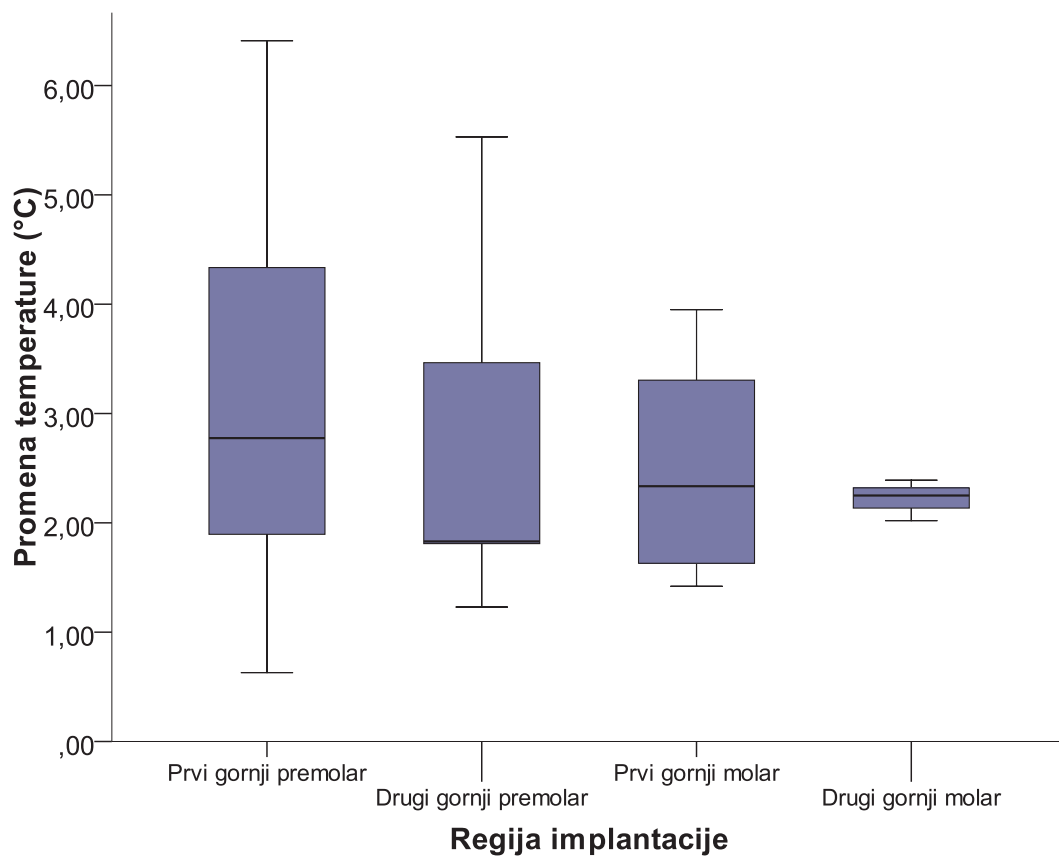
Ugradnja implantata u ležišta koja čini kosti gustine tipa 3 praćena je porastom temperature kosti koji iznosi  $3,30 \pm 1,85^{\circ}\text{C}$  dok je porast temperature kosti oko implantatnog ležišta u kosti gustine tipa 4 iznosio  $2,41 \pm 0,92^{\circ}\text{C}$  (Grafikon 4). Razlika u promeni temperature kosti tokom postavljanja implantata u ležište nije statistički značajna u zavisnosti od gustine kosti primajuće regije (T test nezavisnih uzoraka;  $p = 0,121$ ).



Grafikon 4. Promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u zavisnosti od gustine kosti primajuće regije

#### 2.5.4. Promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u zavisnosti od regije implantacije

Najveći porast temperature kosti zabeležen je tokom ugradnje implantata u regiju gornjeg prvog premolara  $3,25 \pm 1,85^{\circ}\text{C}$ , zatim gornjeg drugog premolara  $2,73 \pm 1,52^{\circ}\text{C}$  i gornjeg prvog molara  $2,49 \pm 1,01^{\circ}\text{C}$  a najmanji porast temperature je bio u regiji gornjeg drugog molara  $2,22 \pm 0,19^{\circ}\text{C}$  (Grafikon 5). Razlika u prosečnom porastu temperature kosti između ispitivanih regija implantacije u bočnom segmentu gornje vilice nije statistički značajna (Jednofaktorska analiza varijanse;  $p = 0,604$ ).



Grafikon 5. Promena temperature kosti tokom ugradnje implantata u zavisnosti od regije implantacije

## **VI DISKUSIJA**

Ekscesivno zagrevanje kosti u toku implantoloških hirurških procedura jedan je od uzroka ranog neuspeha implantatne terapije što ukazuje na potrebu prepoznavanja i kontrole faktora koji utiču na generisanje toplote<sup>125-127</sup>. U preduzetim eksperimentalnim i kliničkim istraživanjima ispitivan je uticaj hirurške tehnike i metoda irigacije na temperaturu kosti tokom preparacije implantatnog ležišta kao i uticaj hirurške tehnike, obrtnog momenta i makrodizajna implantata na temperaturu kosti tokom ugradnje implantata u pripremljeno ležište. Temperatura kosti koja okružuje implantatno ležište merena je direktno, pomoću termoparova i indirektno, infracrvenom termografijom.

Ograničenje direktnog metoda merenja temperature kosti odnosi se na registrovanje temperature kosti samo u datoj tački tj. na mestu na kome je postavljen termopar kao i na mogućnost delimičnog rasipanja temperature kosti putem kanala prepariranog za postavljanje termopara.<sup>12, 155</sup> Na rezultat merenja temperature tehnologijom termoparova utiču brojni faktori: materijal od koga je izrađen termopar, metod izolacije termopara od uticaja spoljašnje sredine, broj termoparova upotrebljenih za merenje, broj i dubina kanala za termoparove preparirana u kosti kao i udaljenost termopara od regije ispitivanja.<sup>91, 155</sup>

Termografsko merenje temperature zasniva se na detekciji elektromagnetnog tj, infracrvenog zračenja koje emituje telo a čija količina zavisi od apsolutne temperature tela. Ovaj nekontaktni metod merenja temperature omogućio je ispitivanje termičkog efekta pojedinih parametara implantoloških hirurških procedura *in vivo*, u kliničkim uslovima. U poređenju sa tehnologijom termoparova, termografija je preciznija i ne zahteva preparaciju kosti radi postavljanja toplotno-senzitivnih instrumenata budući da je nekontaktni metod<sup>18</sup>. Međutim, fluid koji se koristi za hlađenje kosti tokom hirurških procedura predstavlja barijeru infracrvenim zracima i maskira realnu vrednost temperature koštanog tkiva, što onemogućuje upotrebu termografije tokom irigacije<sup>18</sup>. Zbog navedenog ograničenja, termografski metod je korišćen samo za merenje temperature kosti tokom ugradnje implantata u kliničkim uslovima jer ova procedura ne zahteva irigaciju, dok je za ispitivanje temperature tokom preparacije ležišta implantata uz irigaciju kontaktne površine instrumenta i kosti bilo neophodno primeniti tehnologiju termoparova. Budući da je za ovu kontaktnu metodu potrebno preparirati ležišta u kosti u koja se postavljaju toplotno-senzitivni instrumenti tj. termoparovi, njena primena nije podobna za kliničke uslove sa etičkog i legalnog aspekta. Prema tome, temperatura kosti ispitivana je i u *in vitro* eksperimentalnim uslovima. Za razliku od termografije kojom se meri temperatura površine kosti, postavljanje termoparova na različitim dubinama omogućilo je ispitivanje promena temperature i u dubljim delovima ležišta u preduzetim eksperimentalnim istraživanjima<sup>155</sup>.

## **1. Temperatura kosti tokom preparacije ležišta implantata**

Rezultati eksperimentalne studije koji se odnose na uticaj vrste hirurške tehnike na temperaturu kosti tokom preparacije implantatnog ležišta, ukazuju da se primenom tehnike lateralne kondenzacije može značajno redukovati toplota koja se generiše u

ležištu. Tehnika lateralne kondenzacije primenjena bez irigacije, praćena je značajno manjim zagrevanjem kosti u poređenju sa standardnom hirurškom tehnikom preparacije implantatnog ležišta, čak i u uslovima kada se borer hladi fiziološkim rastvorom temperature 5°C.

Tokom preparacije implantatnog ležišta lateralnom kondenzacijom, koštano tkivo se ne uklanja, već se postojeći volumen tkiva čuva i ono se postikuje u apikalnom i lateralnom pravcu. Toplota generisana u tom procesu posledica je trenja između kondenzatora i koštanih zidova implantatnog ležišta. Nasuprot tome, standardna tehnika podrazumeva uklanjanje koštanog tkiva borerom pri čemu se oslobađa dodatna energija usled raskidanja međumolekularnih veza. Trenje između nesečivnih ivica borera i kosti predstavlja još jedan izvor toplote<sup>139, 153</sup>.

U kliničkim uslovima, preparacija implantatnih ležišta tehnikom lateralne kondenzacije se izvodi bez primene irigacije<sup>153</sup>. Rezultati ove eksperimentalne studije potvrdili su bezbednost ovog hirurškog protokola u smislu termičkog efekta koji kondenzacija ostvaruje na kost. Tokom izvođenja ove hirurške tehnike, najveći porast temperature uočen je na dubini ležišta od 1mm. Koštani zid implantatnog ležišta na ovom nivou čini kortikalni sloj kosti. Dobijeni rezultat bi se mogao objasniti razlikom u strukturi i prokrvljenosti kortikalne i trabekularne kosti. Takođe, za kondenzaciju kortikalnog sloja kosti potrebno je primeniti veću silu u poređenju sa trabekularnim slojem, što može biti praćeno većim porastom temperature. Imajući u vidu činjenicu da je temperatura kosti direktno proporcionalna vremenu preparacije implantatnog ležišta, očekivan je najveći porast temperature na ulazu u ležište jer je upravo taj deo kosti najduže eksponiran trenju pri postepenom napredovanju kondenzatora od otvora ležišta ka dnu<sup>2</sup>. U spongioznom sloju kosti, uočen je pad temperature sa porastom dubine ležišta. Najmanji porast temperature zabeležen je na dnu ležišta sačinjenom od spongiozne kosti koja je najkraće izložena trenju. *Yacker i Klein* su pokazali da se tokom preparacije implantatnog ležišta instrument najviše zagreva pri prolazu kroz gusti, kortikalni sloj kosti, dok u spongioznom sloju kosti njegova temperatura opada čak i sa porastom dubine ležišta<sup>171</sup>. Dinamika promene temperature kosti u ovoj eksperimentalnoj studiji ograničena je na dubinu ležišta od 10mm koja je ispitivana u ovoj studiji. To je ujedno i najčešće zastupljena dubina implantatnog ležišta u kosti male gustine koja je prisutna u bočnoj regiji gornje vilice, a uslovljena je resorpcijom kosti i blizinom maksilarnog sinusa što limitira subantralu vertikalnu dimenziju<sup>135</sup>. Imajući u vidu činjenicu da je gustina kosti značajniji prediktor toplote koja se generiše, u poređenju sa dubinom implantatnog ležišta, uočeni trend pada temperature kosti sa porastom dubine implantatnog ležišta se ne može ekstrapolirati na dublja ležišta, posebno ako se njihovo dno nalazi u sekundarnom korteksu<sup>171</sup>.

Rezultati eksperimentalne studije koji se odnose na promenu temperature kosti tokom preparacije implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije u zavisnosti od primenjenog metoda irigacije, potvrdili su da iako je kost koja čini površinski deo ležišta najpodložnija zagrevanju, eksternom irigacijom se može postići adekvatno hlađenje kosti na ovom nivou.

Generisanje toplote u procesu preparacije ležišta implantata je multifaktorski uslovljen fenomen. Sila potrebna za preparaciju implantatnog ležišta je veoma varijabilna i predstavlja faktor koji je najteže standardizovati<sup>47, 69</sup>. Sila većeg intenziteta



upotrebljena za preparaciju ležišta implantata, praćena je većim zagrevanjem koštanog tkiva<sup>47</sup>. Pored termičkog efekta na kost, sila u toku preparacije ležišta ostvaruje i mehanički efekat. Poznato je da osteociti u spongioznoj kosti ostaju intaktni samo ukoliko je kompresivna sila u fiziološkom opsegu 10-20MPa<sup>114</sup>. Gustina koštanog tkiva u regiji preparacije implantatnog ležišta može da uslovi intenzitet sile. U kosti male gustine, slabi rotacioni pokreti su dovoljni da bi kondenzator postigao željenu dubinu ležišta. Ipak, nekada je neophodno primeniti umerenu silu radi ukucavanja kondenzatora hirurškim čekićem do finalne dubine ležišta. Diskretne promene temperature izmerene u ovoj studiji tokom preparacije ležišta tehnikom lateralne kondenzacije uz primenu slabe, intermitentne sile posredstvom hirurškog čekića, mogle bi biti znatno premašene u uslovima koji zahtevaju primenu veće sile. Imajući u vidu da se u kliničkim uslovima tokom lateralne kondenzacije kosti ne može primeniti definisana sila, preoperativna procena gustine kosti je osnovni preduslov uspešnog terapijskog ishoda<sup>150</sup>.

*Strietzel i sar.* ističu prednost primene tehnike lateralne kondenzacije u kosti gustine tipa 3 i 4, istovremeno upozoravajući na potencijalni štetni uticaj na oseointegraciju kada se ova tehnika primeni u kosti veće gustine<sup>150</sup>.

Rezultati eksperimentalne studije dobijeni na osnovu preparacije implantatnih ležišta standardnom hirurškom tehnikom pokazali su da je zagrevanje kosti najveće na dubini ležišta od 5mm. Ovaj rezultat ukazuje na efikasnost eksterne irigacije u hlađenju površinskih delova implantatnog ležišta, najpodložnijih oštećenju, istovremeno ističući slabljenje njene efikasnosti sa porastom dubine ležišta.

*Eriksson i Adell* su pomoću termoparova merili temperaturu kortikalnog sloja kosti u kliničkim uslovima, tokom preparacije ležišta implantata u edentnoj donjoj vilici, standardnom hirurškom tehnikom, koristeći fiziološki rastvor sobne temperature kao irigans. Autori su izmerili promenu temperature iz opsega od -2.4C do 4.1C<sup>47</sup>. Odstupanje u promeni temperature u odnosu na ovu eksperimentalnu studiju najverovatnije je posledica razlika u termičkoj konduktivnosti, cirkulaciji fluida i zapremini vode između in vivo i in vitro uslova. Konvekcijom putem krvi, deo toplote generisane tokom preparacije implantatnog ležišta se gubi, što objašnjava niže temperature kosti izmerene u in vivo uslovima<sup>66</sup>.

Nekoliko eksperimentalnih studija ispitivalo je termalne promene u koštanom tkivu usled preparacije implantatnog ležišta borerima, koristeći koštani model upotrebljen u ovoj studiji – svinjsko rebro<sup>83, 168</sup>. Komparacija rezultata dobijenih u navedenim studijama, sa rezultatima ove studije je neadekvatna zbog razlika u eksperimentalnim uslovima: primenjenoj sili, metodu merenja temperature i metodu irigacije, brzini okretanja borera i dizajnu borera, koji značajno utiču na generisanje toplote i mogu biti uzrok diskrepancije rezultata<sup>155</sup>.

Kontinuirana irigacija kosti tokom preparacije implantatnog ležišta olakšava evakuaciju koštanog debrisa, redukuje trenje i temperaturu kosti te se smatra jednim od osnovnih principa atraumatske hirurške tehnike<sup>97</sup>. Rezultati ove eksperimentalne studije potvrdili su efikasnost fiziološkog rastvora sobne temperature u očuvanju temperature kosti u fiziološkom opsegu tokom preparacije implantatnog ležišta na svim ispitivanim dubinama, bez obzira na vrstu hirurške tehnike. Međutim, fiziološki rastvor temperature

od 5°C značajno efikasnije redukuje temperaturu kosti tokom hirurških implantoloških procedura u poređenju sa fiziološkim rastvorom sobne temperature.

*Sener i sar.* su u svojoj *in vitro* studiji poredili efekat irigacije fiziološkim rastvorom temperature 25°C i 10°C na temperaturu kosti preparišući test osteotomije u goveđoj donjoj vilici. Autori su pokazali da iako fiziološki rastvor sobne temperature obezbeđuje dovoljno hlađenje kosti tokom preparacije ležišta implantata, ohlađeni fiziološki rastvor je ipak efektivniji<sup>145</sup>.

*Sutter i sar.* su dokazali izostanak termičkog oštećenja kosti nakon preparacije implantatnih ležišta u telećoj ramenici uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 22°C i 5°C<sup>154</sup>.

*Al-Dabag i Sultan* su poredili temperaturu koja se generiše tokom preparacije implantatnog ležišta u goveđoj butnoj kosti uz konstantnu irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 25°C i 5°C. Autori su zaključili da irigacija na temperaturi od 5°C značajno redukuje temperaturu kosti koja okružuje implantatno ležište, odžavajući je na bezbednom nivou. Međutim, prosečna temperatura kosti kada je kao irigacija korišćen fiziološki rastvor sobne temperature (25°C), bila je iznad nivoa kritičnog za termalnu nekrozu kosti i iznosila je 55.7°C u trajanju od 28.8 sekundi. Ovako visoke vrednosti temperature izmerene u njihovoj studiji, mogle bi se objasniti velikom brzinom okretanja borera (2 500 o/min) kao i upotrebljenim kortikalnim koštanim modelom<sup>9, 45</sup>.

*Isler i sar.* su ispitivali efekat temperature irigacije na zarastanje koštanog tkiva. Rezultati njihove histomorfometrijske studije su pokazali da iako ne postoji značajna razlika u količini novoformirane kosti između osteotomija načinjenih uz irigaciju fiziološkim rastvorom temperature 25°C u poređenju sa fiziološkim rastvorom od 4°C, u grupi u kojoj je primenjen ohlađeni irigant (4°C) uočen je veći broj osteoblasta i njihova izraženija aktivnost. U kontrolnoj grupi, u kojoj su osteotomije preparisane bez irigacije, prisutne su značajno izraženija nekroza i infekcija koštanog tkiva, dok je količina novoformirane kosti značajno manja u poređenju sa eksperimentalnim grupama u kojima je primenjivana irigacija. Autori zaključuju da iako je upotreba fiziološkog rastvora temperature 25°C bezbedna, prednost treba dati ohlađenom fiziološkom rastvoru temperature 4°C koji obezbeđuje brže zarastanje koštanog tkiva.<sup>73</sup>

U literaturi je upotreba ohlađenog iriganta preporučena za preparaciju ležišta u uslovima kada se očekuje veliki porast temperature<sup>108</sup>. Međutim, pojedini autori upozoravaju na nedovoljnu ispitanost efekta koji fiziološki rastvor niske temperature potencijalno ostvaruje na nerve, krvne sudove i druge anatomske strukture<sup>86</sup>.

## 2. Temperatura kosti tokom ugradnje implantata u pripremljeno ležište

Poređenjem svih kombinacija parametara ispitivanih u ovoj studiji dobijene su subkritične vrednosti u smislu termičke nekroze kosti. Međutim, rezultati ukazuju da postavljanje samourezujućih implantata uz upotrebu malih vrednosti obrtnog momenta u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije može znatno redukovati temperaturu periimplantatne kosti.

Neočekivani rezultat ove eksperimentalne studije odnosi se na uticaj hirurške tehnike za preparaciju ležišta implantata na temperaturu kosti koja se ostvaruje u toku ugradnje implantata u pripremljeno ležište. Prethodna histomorfometrijska istraživanja su pokazala povećanje gustine lokalne kosti nakon izvođenja tehnike lateralne kondenzacije, usled povećanja debljine trabekula i redukcije intertrabekularnog prostora<sup>52</sup>. Na osnovu navedenih rezultata može se očekivati veći porast temperature tokom postavljanja implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije usled većeg trenja. Nasuprot očekivanjima, rezultati ove eksperimentalne studije pokazali su veće temperature kosti tokom ugradnje implantata u ležišta preparisana standardnom hirurškom tehnikom u poređenju sa lateralnom kondenzacijom, što je naročito izraženo na dubini ležišta od 5mm. Moguće objašnjenje je razlika u morfologiji i kongruenciji implantatnog ležišta u zavisnosti od primenjene hirurške tehnike. Na dubini od 5mm koštani zid implantatnog ležišta čini spongiozna kost koja, tokom kondenzacije biva potisnuta lateralno usled čega se formira prostor između kosti i implantata, što rezultuje redukovanim trenjem tokom ugradnje implantata i manjim porastom temperature periimplantatne kosti u poređenju sa implantatnim ležištima preparisanim standardnom hirurškom tehnikom.

Rezultati dobijeni na osnovu ove eksperimentalne studije izdvojili su obrtni moment kao značajan prediktor zagrevanja kosti tokom ugradnje implantata. Slično tome, *Wikenheiser i sar.* ukazali su na korelaciju između obrtnog momenta upotrebljenog za postavljanje ortopedskih oseosintetskih zavrtnja i količine toplote koja se u tom procesu generiše<sup>169</sup>. U ovoj studiji veće vrednosti obrtnog momenta proizvele su veći porast temperature u kortikalnom sloju kosti dok u dubljim delovima ležišta nije bilo značajnih promena temperature u odnosu na primenjeni obrtni moment. Tokom postavljanja implantata u pripremljeno ležište, smeštaj koronarne trećine implantata, okružene kortikalnim slojem kosti zahteva najveću energiju i praćen je maksimalnom vrednošću obrtnog momenta koja se ostvaruje na ovom nivou ležišta<sup>124, 173</sup>.

Iako su veće vrednosti obrtnog momenta primenjene u ovoj eksperimentalnoj studiji ostvarile statistički značajan termički efekat, ovaj efekat ne mora biti i klinički značajan. U literaturi je porast temperature od 10°C, iznad temperature tela, definisan kao kriterijum klinički značajnog ishoda koji može rezultovati nekrozom koštanog tkiva, odnosno porast temperature od 4,3°C koji redukuje kvalitet „de novo“ formirane kosti<sup>44, 48, 75</sup>. U ovoj studiji porast vrednosti obrtnog momenta sa 30Ncm na 40Ncm proizveo je porast temperature od 0,3°C do 0,43°C. Dakle, iako je obrtni moment od 30Ncm praćen nižim vrednostima temperature kosti, u uslovima kada je on nedovoljan

za neometanu ugradnju implantata, vrednost od 40Ncm se može primeniti bez štetnog efekta na koštano tkivo.

Drugi značajan prediktor temperature kosti, izdvojen u ovoj eksperimentalnoj studiji je makrodizajn implantata. Prednost samourezujućeg dizajna zasniva se na prisustvu sečivnih ivica u apikalnoj trećini implantata što obezbeđuje veću radnu efikasnost i skraćuje trajanje procedure ugradnje implantata u poređenju sa neurezujućim dizajnom. Prema tome, manje zagrevanje periimplantatne kosti tokom ugradnje samourezujućih implantata u odnosu na neurezujće nastaje kao rezultat kraćeg vremena ekspozicije silama trenja<sup>3, 145</sup>.

Problem ekstrapolacije rezultata dobijenih na osnovu životinjskih koštanih modela na kliničke uslove sastoji se u razlici debljine kortikalnog sloja kosti između vrsta<sup>47</sup>. Za potrebe ove eksperimentalne studije kao koštani model korišćeno je svinjsko rebro uniformne debljine kortikalnog sloja od 2mm, što odgovara debljini korteksa prisutnog u bočnoj regiji humane gornje vilice<sup>65, 83</sup>. Dakle, rezultati ove studije odnose se na kost kvaliteta Q<sub>3</sub> i Q<sub>4</sub>, kod koje je indikovana primena tehnike lateralne kondenzacije kao i upotreba samourezujućih implantata.

Radi prevazilaženja navedenih ograničenja eksperimentalne studije, preduzeta je klinička studija. Njeni rezultati ukazuju na značajno veći porast temperature kosti tokom ugradnje implantata u ležišta preparisana tehnikom lateralne kondenzacije. U kliničkoj studiji temperatura je merena termografski, što znači da se dobijene vrednosti odnose na površinski sloj kosti. Upravo ovaj koštani sloj čini kortikalna kost koja je slabo prokrvljena, što otežava konvekciju toplote generisane tokom ugradnje implantata i rezultuje većim porastom temperature kosti. Budući da se merenje temperature infracrvenom termografijom zasniva na merenju intenziteta infracrvenog zračenja emitovanog sa površine kosti, nije bilo moguće registrovati promenu temperature kosti u dubljim delovima implantatnog ležišta.<sup>12, 91, 155</sup> U literaturi je predložena upotreba numeričkih modela i kompjuterska simulacija kondukcije toplote radi prevazilaženja navedenog ograničenja infracrvene termografije.<sup>121</sup> *Yacker i Klein* su u svom *in vitro* istraživanju pokazali da je gustina koštanog tkiva faktor koji značajnije determiniše zagrevanje kosti tokom hirurških implantoloških procedura u poređenju sa dubinom implantatnog ležišta.<sup>171</sup> Dublje delove implantatnog ležišta čini spongiozna kost a površni delovi su sačinjeni od kompaktne kosti te je moguće očekivati manje zagrevanje kosti u dubljim delovima ležišta od onog koje je registrovano u površinskom, kortikalnom sloju.

*Eriksson i Adell* su u svojoj kliničkoj studiji koristeći termopar postavljen na prosečnoj dubini od 1,7mm registrovali inicijalnu temperaturu kortikalnog sloja kosti donje vilice od 29,2°C.<sup>47</sup> Slično tome, u ovom termografskom kliničkom istraživanju izmerena inicijalna temperatura površnog sloja vilične kosti iznosila je 28,9°C što ukazuje na usaglašenost vrednosti dobijenih na osnovu infracrvene termografske analize i onih dobijenih pomoću termoparova.

Infracrvena termografija kao nekontaktni i neinvazivni metod merenja temperature, omogućila je ispitivanje uticaja individualnih karakteristika ispitanika na promenu temperature kosti tokom hirurških implantoloških procedura. Rezultati preduzetog kliničkog istraživanja nisu statistički potvrdili uticaj starosne dobi, pola

ispitanika niti regije implantacije i gustine kosti u njoj na promenu temperature lokalne kosti tokom procedure ugradnje implantata iako je zapažena razlika u zagrevanju koštanog tkiva u odnosu na navedene karakteristike ispitanika.

Tokom ugradnje implantata, veći porast temperature kosti registrovan je kod pacijenata mlađih od 53 godine. Navedena razlika bi se mogla objasniti promenama u arhitektonici koštanog tkiva uslovljenim starosnom dobi ispitanika. Sa starenjem, broj koštanih trabekula se smanjuje, povećavaju se intertrabekularni prostori a prisutne trabekule postaju tanje.<sup>10, 84</sup> Ovakva struktura koštanog tkiva redukuje frikcionu toplotu koja se generiše u procesu ugradnje implantata zbog čega se kost koja okružuje ležište manje zagreva.

Rezultati histomorfometrijskih studija ukazali su na razliku u strukturi koštanog tkiva prema polu ispitanika.<sup>10, 13, 161</sup> Uočene razlike u trabekularnoj strukturi kosti prema polu specifične su za određenu anatomsku regiju.<sup>148</sup> U bočnoj regiji gornje vilice u koštanom tkivu muškaraca prisutan je veći broj trabekula, trabekule su deblje a intertrabekularna rastojanja manja nego kod žena.<sup>84, 161</sup> Opisane razlike u karakteristikama trabekularne kosti su posledica sekrecije različitih polnih hormona kod muškaraca i žena. Smanjena sekrecija estrogena, hormona koji koordiniše metabolizam kalcijuma i fosfora, uslovljava redukciju koštane mase kod žena u periodu postmenopauze, zbog čega razlike u trabekularnoj kosti prema polu vremenom postaju izraženije.<sup>61</sup> Usled manje gustine koštanog tkiva kod žena u poređenju sa muškarcima moguće je očekivati manju produkciju frikcione toplote tokom postavljanja implantata u pripremljeno ležište. Iako je prosečna starost ispitanika ženskog pola u preduzetoj kliničkoj studiji bila 50,93 godine, hirurške implantološke procedure praćene su većim zagrevanjem lokalnog tkiva kod žena nego kod muškaraca, mada razlika nije bila statistički značajna. Budući da se termografskom analizom registruje infracrveno zračenje sa površine kosti dobijeni rezultat bi se mogao objasniti većom poroznošću kortikalnog sloja kosti koja je dokazana kod muškaraca u poređenju sa ženama.<sup>27, 98</sup>

U literaturi postoje podaci o termičkoj nekrozi kosti nastaloj usled hirurških implantoloških procedura.<sup>79, 125, 126</sup>

*Jo i sar.* su u prikazu slučaja opisali termalnu nekrozu kosti kod 3 pacijenta koji su usled krezubosti podvrgnuti implantatnoj terapiji. Dva pacijenta su bila ženskog I jedan pacijent muškog pola, a svi starosti između 57 I 63 godina. Svih 6 neuspelih implantata ugrađeno je u donju vilicu.<sup>79</sup>

*Piattelli i sar.* su dijagnostifikovali termalnu nekrozu kosti nakon ugradnje 9 implantata, od kojih je 7 postavljeno u implantatna ležišta u donjoj vilici. Jedan od neuspelih implantata bio je ugrađen u regiju gornjeg prvog premolara pacijenta ženskog pola, starosti 24 godine, dok demografski podaci drugih pacijenata nisu navedeni.<sup>126, 125</sup>

Literaturni podaci ukazuju da je termalna nekroza kosti najčešće zastupljena kod implantoloških procedura u donjoj vilici.<sup>79, 125</sup> Autori sugerišu da je prisustvo kosti tipa 1 u donjoj vilici, koju čini homogena kompakta, najverovatniji razlog ekscesivnog zagrevanja kosti. Mali protok krvi (2-3ml/100g) u kompaktnoj kosti nije dovoljan da obezbedi potrebnu konvekciju generisane toplote.<sup>137</sup>

Rezultati dobijeni ovim kliničkim istraživanjem koji su se odnosili na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata u bočnu regiju gornje vilice u zavisnosti od gustine koštanog tkiva, ukazuju na veće zagrevanje lokalne kosti tokom postavljanja implantata u ležišta preparirana u kosti tipa 3 u poređenju sa tipom 4. Redukcija frikционе toplote generisane u postupku ugradnje implantata u kost tipa 4 mogla bi da bude uslovljena manjim inicijalnim kontaktom implantata i kosti koji iznosi 25% u poređenju sa 50% inicijalnog kontakta koji se ostvaruje u kosti tipa 3.<sup>108</sup>

Anatomske i histomorfometrijske studije su pokazale da je distribucija kosti različitog kvaliteta u datim regijama vilica često dosledna. Premolarnu regiju gornje bezube vilice najčešće čini kost tipa 3 dok je u molarnoj regiji iste vilice najčešće prisutna kost tipa 4. Koštano tkivo molarne regije karakteriše manji volumen trabekula I njihova slabija povezanost u poređenju sa premolarnom regijom.<sup>84, 161</sup> U ovom kliničkom istraživanju najmanje zagrevanje kosti registrovano je tokom ugradnje implantata u molarnu regiju gornje vilice a najveće zagrevanje u premolarnoj regiji.

Optimalni termički efekat hirurških implantoloških procedura u kosti male gustine moguće je ostvariti preparacijom ležišta tehnikom lateralne kondenzacije i ugradnjom samourezujućih implantata uz primenu obrtnog momenta od 30Ncm.

## **VII ZAKLJUČCI**



Rezultati preduzetih eksperimentalnih i kliničkih istraživanja upućuju na sledeće zaključke:

1. Preparacija implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije uzrokuje porast temperature ispod nivoa kritičnog za termičku nekrozu kosti.
2. Preparacija implantatnog ležišta standardnom tehnikom uz poštovanje principa atraumatskog rada, uzrokuje porast temperature ispod nivoa kritičnog za termičku nekrozu kosti.
3. Preparacija implantatnog ležišta tehnikom lateralne kondenzacije uzrokuje značajno manji porast temperature u poređenju sa standardnom hirurškom tehnikom.
4. Primena tehnike lateralne kondenzacije kosti bez irigacije bezbedna je u smislu termičkog efekta koji ostvaruje na koštano tkivo. Irigacija kontaktne površine kondenzatora i kosti fiziološkim rastvorom sobne temperature praćena je diskretnim i neznčajnim padom temperature kosti u poređenju sa vrednostima dobijenim bez irigacije, dok fiziološki rastvor temperature 5°C značajno efikasnije redukuje temperaturu kosti.
5. Iako irigacija fiziološkim rastvorom sobne temperature tokom preparacije implantatnog ležišta standardnom hirurškom tehnikom obezbeđuje potrebno hlađenje kosti, fiziološki rastvor temperature 5°C značajno efikasnije redukuje temperaturu koštanog tkiva.
6. Ugradnja implantata u ležište preparisano tehnikom lateralne kondenzacije značajno povećava temperaturu kosti u odnosu na inicijalnu vrednost, pre ugradnje. Ipak, porast temperature je ispod nivoa kritičnog za termičku nekrozu kosti.
7. Ugradnja implantata u ležište preparisano standardnom hirurškom tehnikom značajno povećava temperaturu kosti u odnosu na inicijalnu vrednost, pre ugradnje. Ipak, porast temperature je ispod nivoa kritičnog za termičku nekrozu kosti.
8. Ugradnja implantata u ležište preparisano tehnikom lateralne kondenzacije uzrokuje značajno veći porast temperature kosti na dubini ležišta od 1mm, ali i

značajno manji porast temperature na dubini od 5mm u poređenju sa ugradnjom implantata u ležište preparisano standardnom hirurškom tehnikom.

9. Ugradnja implantata uz primenu obrtnog momenta od 30Ncm, 35Ncm i 40Ncm, praćena je porastom temperature periimplantatne kosti ispod nivoa kritičnog za termičku nekrozu.
10. Vrednosti obrtnog momenta od 35Ncm i 40Ncm produkuju značajno veći porast temperature okolne kosti u odnosu na obrtni moment od 30Ncm. U poređenju sa obrtnim momentom od 35Ncm, obrtni moment od 40Ncm uzrokuje diskretan i neznačajan porast temperature kosti.
11. Ugradnja samourezujućih implantata uzrokuje porast temperature koji je u fiziološkom opsegu.
12. Ugradnja neurezujućih implantata uzrokuje porast temperature koji je u fiziološkom opsegu.
13. Ugradnja neurezujućih implantata praćena je diskretnim i neznačajnim porastom temperature kosti u poređenju sa samourezujućim implantatima.
14. Nije utvrđen statistički značajan uticaj starosne dobi niti pola ispitanika na promenu temperature kosti tokom ugradnje implantata. Ugradnja implantata u bočni segment gornje vilice mlađih ispitanika praćena je diskretnim i neznačajnim porastom temperature u poređenju sa starijim ispitanicima. Ugradnja implantata u implantatna ležišta ispitanika ženskog pola praćena je diskretnim i neznačajnim porastom temperature u poređenju sa ispitanicima muškog pola.
15. Promena temperature koštanog tkiva tokom ugradnje implantata u bočni segment gornje vilice ne razlikuje se značajno u odnosu na regiju implantacije niti prema gustini kosti primajuće regije. Najveće zagrevanje kosti prisutno je u regiji prvog gornjrg premolara, zatim drugog gornjeg premolara i prvog gornjeg molara, a najmanje zagrevanje je u regiji drugog gornjeg molara. Postavljanje implantata u ležišta preparirana u kosti tipa 3 praćena je diskretnim i neznačajnim porastom temperature u poređenju sa kosti tipa 4.

## LITERATURA

1. Abouzgia MB, James DF. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 1995;53(11):1308-1315; discussion 1315-1306.
2. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1997;12(3):342-353.
3. Abouzgia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 1996;25(5):394-399.
4. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research* 2010;21(2):129-136.
5. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery* 1981;10(6):387-416.
6. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology* 1998;139(2):663-670.
7. Albrektsson T. Bone tissue response. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing; 1985. p. 129-140.
8. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dental clinics of North America* 1986;30(1):151-174.
9. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 2005;43(4):314-319.
10. Amin S, Khosla S. Sex- and age-related differences in bone microarchitecture in men relative to women assessed by high-resolution peripheral quantitative computed tomography. *Journal of osteoporosis* 2012;2012:129760.
11. Assenza B, Scarano A, Perrotti V, Voza I, Quaranta A, Quaranta M, et al. Peri-implant bone reactions around immediately loaded conical implants with different prosthetic suprastructures: histological and histomorphometrical study on minipigs. *Clinical oral investigations* 2010;14(3):285-290.
12. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clinical biomechanics* 2011.
13. Baksh D, Davies JE, Kim S. Three-dimensional matrices of calcium polyphosphates support bone growth in vitro and in vivo. *Journal of materials science Materials in medicine* 1998;9(12):743-748.

14. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1997;12(2):215-223.
15. Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. *Clinical oral implants research* 1991;2(4):193-198.
16. 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 morphologica* 2006;65(1):72-74.
17. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clinical oral implants research* 2002;13(3):293-297.
18. Benington IC, Biagioni PA, Crossey PJ, Hussey DL, Sheridan S, Lamey PJ. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. *Journal of dentistry* 1996;24(4):263-267.
19. Bertollo N, Milne HR, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of the thermal properties of 2- and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clinical biomechanics* 2010;25(6):613-617.
20. Bonfield W, Li CH. The temperature dependence of the deformation of bone. *Journal of biomechanics* 1968;1(4):323-329.
21. Borchers RE, Gibson LJ, Burchardt H, Hayes WC. Effects of selected thermal variables on the mechanical properties of trabecular bone. *Biomaterials* 1995;16(7):545-551.
22. Boyne PJ. Histologic response of bone to sectioning by high-speed rotary instruments. *Journal of dental research* 1966;45(2):270-276.
23. Branemark PI. Introduction to osseointegration. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing; 1985. p. 11-76.
24. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1996;11(1):35-37.
25. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper RC, Jr., Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA, et al. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant dentistry* 2000;9(3):252-260.
26. Burger EH, Klein-Nulend J. Mechanotransduction in bone--role of the lacuno-canalicular network. *The FASEB journal : official publication of the Federation of American Societies for Experimental Biology* 1999;13 Suppl:S101-112.
27. Burghardt AJ, Kazakia GJ, Ramachandran S, Link TM, Majumdar S. Age- and gender-related differences in the geometric properties and biomechanical significance of intracortical porosity in the distal radius and tibia. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 2010;25(5):983-993.

28. Cardoni A, MacBeath A, Lucas M. Methods for reducing cutting temperature in ultrasonic cutting of bone. *Ultrasonics* 2006;44 Suppl 1:e37-42.
29. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 2006;64(2):265-269.
30. Checa S, Prendergast PJ. Effect of cell seeding and mechanical loading on vascularization and tissue formation inside a scaffold: a mechano-biological model using a lattice approach to simulate cell activity. *Journal of biomechanics* 2010;43(5):961-968.
31. Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, et al. Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *Journal of oral rehabilitation* 2008;35(3):229-236.
32. Clattenburg R, Cohen J, Conner S, Cook N. Thermal properties of cancellous bone. *Journal of biomedical materials research* 1975;9(2):169-182.
33. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *The Journal of prosthetic dentistry* 1998;80(4):439-449.
34. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1997;12(2):186-193.
35. Da Silva MB, Wallbank J. Cutting temperature: Prediction and measurement methods – a review. *Journal of Materials Processing Technology* 1999;88:195-202.
36. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Kebir-Quelin M, Lazzara RJ. Technique modifiée de l'ostéotome. *Implant* 1999;5:107-115.
37. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *The International journal of prosthodontics* 1998;11(5):391-401.
38. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of dental education* 2003;67(8):932-949.
39. de Oliveira RC, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 2008;105(2):231-238.
40. Dudzinski D, Devillez A, Moufki A, Larrouquère D, Zerrouki V, Vigneau J. A review of developments towards dry and high speed machining of Inconel 718 alloy. *International Journal of Machine Tools and Manufacture* 2004;44(4):439-456.
41. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1988;3(2):129-134.
42. Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clinical oral investigations* 2010;14(4):411-416.
43. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study

of drill durability. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2004;19(3):335-349.

44. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of prosthetic dentistry* 1983;50(1):101-107.

45. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta orthopaedica Scandinavica* 1984;55(6):629-631.

46. Eriksson RA. Heat induced bone tissue injury. [Thesis]. Sweden: University of Gothenberg.

47. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 1986;44(1):4-7.

48. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 1984;42(11):705-711.

49. Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. Timing of implant placement after tooth extraction: immediate, immediate-delayed or delayed implants? A Cochrane systematic review. *European journal of oral implantology* 2010;3(3):189-205.

50. Eyrich GKH. Laser-osteotomy induced changes in bone. *Medical Laser Application* 2005;20:25-36.

51. Eyup B, Babur O. Effects of different cooling conditions on twist drill temperature. *International Journal of Advances in Manufacturing Technology* 2007;34:867-877.

52. Fanuscu MI, Chang TL, Akca K. Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 2007;65(12):2487-2491.

53. Frost HM. The bone repair process. In: Frost HM, editor. *Intermediary organisation of the skeleton*. 1st ed. Boca Raton, FL: CRC Press; 1986. p. 135-164.

54. Frost HM. The regional acceleratory phenomenon. In: Frost HM, editor. *Intermediary organisation of the skeleton*. Boca Raton, FL: CRC Press; 1986. p. 109-129.

55. Fuchsberger A. [Damaging temperature during the machining of bone]. *Unfallchirurgie* 1988;14(4):173-183.

56. Fyhrie DP, Kimura JH. NACOB presentation Keynote lecture. Cancellous bone biomechanics. North American Congress on Biomechanics. *Journal of biomechanics* 1999;32(11):1139-1148.

57. Ganz SD. Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 2005;63(9 Suppl 2):59-71.

58. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of oral rehabilitation* 2004;31(3):233-239.
59. Gher ME, Quintero G, Assad D, Monaco E, Richardson AC. Bone grafting and guided bone regeneration for immediate dental implants in humans. *Journal of periodontology* 1994;65(9):881-891.
60. Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, et al. Immediate occlusal loading of Branemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research* 2003;5 Suppl 1:47-56.
61. Glowacki J. Impact of postmenopausal osteoporosis on the oral and maxillofacial surgery patient. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America* 2007;19(2):187-198, vi.
62. Graves SL, Jansen CE, Siddiqui AA, Beaty KD. Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Australian prosthodontic journal / Australian Prosthodontic Society* 1994;8:31-37.
63. Gristina AG. Implant failure and the immuno-incompetent fibro-inflammatory zone. *Clinical orthopaedics and related research* 1994(298):106-118.
64. Gu G, Mulari M, Peng Z, Hentunen TA, Vaananen HK. Death of osteocytes turns off the inhibition of osteoclasts and triggers local bone resorption. *Biochemical and biophysical research communications* 2005;335(4):1095-1101.
65. Hahn J. Clinical uses of osteotomes. *The Journal of oral implantology* 1999;25(1):23-29.
66. Haider R, Watzek G, Plenck H. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1993;8(1):83-91.
67. Harder S, Wolfart S, Mehl C, Kern M. Performance of ultrasonic devices for bone surgery and associated intraosseous temperature development. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2009;24(3):484-490.
68. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2001;16(6):819-826.
69. Hobkirk JA, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. *Journal of oral surgery* 1977;35(12):968-973.
70. Homer DB. A self-powered low-speed surgical drill: Presentation of thermal necrosis. *Am J Orthop* 1961;3:278-283.
71. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1995;10(1):33-42.
72. Irinakis T, Wiebe C. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants. *The Journal of oral implantology* 2009;35(6):277-282.



73. Isler SC, Cansiz E, Tanyel C, Soluk M, Selvi F, Cebi Z. The effect of irrigation temperature on bone healing. *International journal of medical sciences* 2011;8(8):704-708.
74. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. *The International journal of prosthodontics* 1997;10(5):411-414.
75. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. *The International journal of prosthodontics* 1997;10(6):536-540.
76. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of periodontology* 1991;62(1):2-4.
77. Janjić B. Uticaj obrtnog momenta na stabilnost implantata primenom analize rezonantne frekvencije. [Magistarska teza]: Beograd; 2010.
78. Jianxin D, Xing A. Wear behavior and mechanisms of alumina-based ceramic tools in machining of ferrous and non-ferrous alloys. *Tribology International* 1997;30(11):807-813.
79. Jo K-H, Yoon K-H, Park K-S, Bae J-H, You K-H, Han J-H, et al. Thermally induced bone necrosis during implant surgery: 3 case reports. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2011;37:406-414.
80. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clinical oral implants research* 2000;11(2):139-143.
81. Karaca F, Aksakal B, Kom M. Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: An in vitro study. *Medical engineering & physics* 2011;33(10):1221-1227.
82. Kerauala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 1999;88(2):145-150.
83. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *Journal of applied oral science : revista FOB* 2010;18(5):522-527.
84. Kim ST, Won SY, Kim SH, Paik DJ, Song WC, Koh KS, et al. Variations in the trabecular bone ratio of the maxilla according to sex, age, and region using micro-computed tomography in Koreans. *The Journal of craniofacial surgery* 2011;22(2):654-658.
85. Kirschner H, Meyer W. [Development of an internal cooling mechanism for surgical drills]. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 1975;30(7):436-438.
86. Kondo S, Okada Y, Iseki H, Hori T, Takakura K, Kobayashi A, et al. Thermological study of drilling bone tissue with a high-speed drill. *Neurosurgery* 2000;46(5):1162-1168.

87. Kong L, Liu BL, Hu KJ, Li DH, Song YL, Ma P, et al. [Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant]. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi = Huaxi kouqiang yixue zazhi = West China journal of stomatology* 2006;24(6):509-512, 515.
88. Kong L, Zhao Y, Hu K, Li D, Zhou H, Ziyang W, et al. Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 2009;40:474-478.
89. Krar F, Oswald JW, St Amand JE. *Technology of machine tools*. 2nd ed. New York: Mc Graw-Hill Book Company; 1977. p. 122-123.
90. Kuhns JG, Hayes J, Stein M, Helwig EB. Laser injury in skin. Laboratory investigation; a journal of technical methods and pathology 1967;17(1):1-13.
91. Laurito D, Lamazza L, Garreffa G, De Biase A. An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. *Annali dell'Istituto superiore di sanita* 2010;46(4):405-410.
92. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *Journal of oral surgery* 1980;38(7):499-503.
93. Lekholm U. Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry* 1983;50(1):116-120.
94. 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. p. 199-210.
95. Leunig M, Hertel R. Thermal necrosis after tibial reaming for intramedullary nail fixation. A report of three cases. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1996;78(4):584-587.
96. Li S, Chien S, Branemark PI. Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 1999;17(6):891-899.
97. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* 1972;9:1-80.
98. Macdonald HM, Nishiyama KK, Kang J, Hanley DA, Boyd SK. Age-related patterns of trabecular and cortical bone loss differ between sexes and skeletal sites: a population-based HR-pQCT study. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 2011;26(1):50-62.
99. Markovic A, Calasan D, Colic S, Stojcev-Stajcic L, Janjic B, Mistic T. Implant stability in posterior maxilla: bone-condensing versus bone-drilling: a clinical study. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 2011;112(5):557-563.
100. Markovic A, Calvo-Guirado JL, Lazic Z, Gomez-Moreno G, Calasan D, Guardia J, et al. Evaluation of Primary Stability of Self-Tapping and Non-Self-Tapping Dental Implants. A 12-Week Clinical Study. *Clinical implant dentistry and related research* 2011.

101. Marković A. Hirurška tehnika ugradnje oralnih implantata. In: Jurišić M, editor. Oralna implantologija. 1 ed. Beograd: Stomatološki fakultet Beograd; 2008. p. 98-117.
102. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical oral implants research* 2001;12(5):423-432.
103. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1972;54(2):297-308.
104. Mauch M, Currey JD, Sedman AJ. Creep fracture in bones with different stiffnesses. *Journal of biomechanics* 1992;25(1):11-16.
105. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions* 2009;9(2):61-71.
106. McPherson JC, 3rd, Runner RR, Shapiro B, Walsh DS, Stephens-DeValle J, Buxton TB. An acute osteomyelitis model in traumatized rat tibiae involving sand as a foreign body, thermal injury, and bimicrobial contamination. *Comparative medicine* 2008;58(4):369-374.
107. Meffert RM. Issues related to single-tooth implants. *Journal of the American Dental Association* 1997;128(10):1383-1390.
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. p. 469-485.
109. Misch CE, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant dentistry* 1998;7(1):35-42.
110. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 2009;67(12):2663-2668.
111. Moss RW. Histopathologic Reaction of Bone to Surgical Cutting. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 1964;17:405-414.
112. Niimi A, Ozeki K, Ueda M, Nakayama B. A comparative study of removal torque of endosseous implants in the fibula, iliac crest and scapula of cadavers: preliminary report. *Clinical oral implants research* 1997;8(4):286-289.
113. Nkenke E, Fenner M, Vairaktaris EG, Neukam FW, Radespiel-Troger M. Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs. Part II: histomorphometric analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2005;20(4):540-546.
114. Nkenke E, Kloss F, Wiltfang J, Schultze-Mosgau S, Radespiel-Troger M, Loos K, et al. Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteotome technique. *Clinical oral implants research* 2002;13(6):595-602.
115. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clinical oral implants research* 2001;12(1):79-84.

116. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clinical oral implants research* 2004;15(4):474-480.
117. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical implant dentistry and related research* 2000;2(2):85-92.
118. Oh HJ, Wikesjo UM, Kang HS, Ku Y, Eom TG, Koo KT. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study. *Clinical oral implants research* 2011;22(7):722-726.
119. Ole J. Site classification for the osseointegrated implant. *The Journal of prosthetic dentistry* 1989;61(2):228-234.
120. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferres-Padro E, Hernandez-Alfaro F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clinical oral implants research* 2011.
121. Olson S, Clinton JM, Working Z, Lynch JR, Warme WJ, Womack W, et al. Thermal Effects of Glenoid Reaming During Shoulder Arthroplasty in Vivo. *Journal of bone and joint surgery* 2011;93(1):11-19.
122. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2005;20(5):769-776.
123. Pallan FG. Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins. *Journal of oral surgery, anesthesia, and hospital dental service* 1960;18:400-408.
124. Park KJ, Kwon JY, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Lee JH, et al. The relationship between implant stability quotient values and implant insertion variables: a clinical study. *Journal of oral rehabilitation* 2011.
125. Piattelli A, Piattelli M, Mangano C, Scarano A. A histologic evaluation of eight cases of failed dental implants: is bone overheating the most probable cause? *Biomaterials* 1998;19(7-9):683-690.
126. Piattelli A, Scarano A, Balleri P, Favero GA. Clinical and histologic evaluation of an active "implant periapical lesion": a case report. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1998;13(5):713-716.
127. Piattelli A, Scarano A, Piattelli M. Histologic observations on 230 retrieved dental implants: 8 years' experience (1989-1996). *Journal of periodontology* 1998;69(2):178-184.
128. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
129. Proff P, Bayerlein T, Rottner K, Mai R, Fanghanel J, Gedrange T. Effect of bone conditioning on primary stability of FRIALIT-2 implants. *Clinical oral implants research* 2008;19(1):42-47.

130. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clinical oral investigations* 2007;11(3):257-265.
131. Rafel SS. Temperature changes during high-speed drilling on bone. *Journal of oral surgery, anesthesia, and hospital dental service* 1962;20:475-477.
132. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clinical oral implants research* 2011;22(12):1361-1365.
133. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clinical oral implants research* 1997;8(3):189-197.
134. Rimnac CM, Petko AA, Santner TJ, Wright TM. The effect of temperature, stress and microstructure on the creep of compact bovine bone. *Journal of biomechanics* 1993;26(3):219-228.
135. Rocuzzo M, Wilson T. A prospective study evaluating a protocol for 6 weeks' loading of SLA implants in the posterior maxilla: one year results. *Clinical oral implants research* 2002;13(5):502-507.
136. Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clinical oral implants research* 2010;21(3):255-261.
137. S K. The thermal properties of bone and the effects of surgical intervention. *Current Orthopaedics* 2006;20(1):52-58.
138. Saadoun AP, Sullivan DY, Krischek M, Le Gall M. Single tooth implant--management for success. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD* 1994;6(3):73-80; quiz 82.
139. Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *Journal of biomechanical engineering* 1982;104(3):245-252.
140. Scarano A, Carinci F, Quaranta A, Di Iorio D, Assenza B, Piattelli A. Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. *International journal of immunopathology and pharmacology* 2007;20(1 Suppl 1):23-26.
141. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, et al. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clinical implant dentistry and related research* 2011;13(4):319-323.
142. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology 2000* 1998;17:22-35.
143. Schmidt AO. Heat in metal cutting. In: Schmidt AO, editor. *Machining-theory and practice*. Cleveland: American Society for Metals; 1950. p. 218-239.
144. Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta orthopaedica Scandinavica* 1966;37(1):29-48.

145. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical oral implants research* 2009;20(3):294-298.
146. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 2002;60(10):1160-1169.
147. Siervo S, Ruggli-Milic S, Radici M, Siervo P, Jager K. [Piezoelectric surgery. An alternative method of minimally invasive surgery]. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO* 2004;114(4):365-377.
148. Sode M, Burghardt AJ, Kazakia GJ, Link TM, Majumdar S. Regional variations of gender-specific and age-related differences in trabecular bone structure of the distal radius and tibia. *Bone* 2010;46(6):1652-1660.
149. Spatz S. Early Reaction in Bone Following the Use of Burs Rotating at Conventional and Ultra Speeds; a Comparison Study. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 1965;19:808-816.
150. Strietzel FP, Nowak M, Kuchler I, Friedmann A. Peri-implant alveolar bone loss with respect to bone quality after use of the osteotome technique: results of a retrospective study. *Clinical oral implants research* 2002;13(5):508-513.
151. Stubinger S, Biermeier K, Bachi B, Ferguson SJ, Sader R, von Rechenberg B. Comparison of Er:YAG laser, piezoelectric, and drill osteotomy for dental implant site preparation: a biomechanical and histological analysis in sheep. *Lasers in surgery and medicine* 2010;42(7):652-661.
152. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 2011;69(5):1350-1354.
153. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
154. Sutter F, Krekeler G, Schwammberger AE, Sutter FJ. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. *Quintessence international* 1992;23(12):811-816.
155. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1999;14(1):127-136.
156. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg (Chic)* 1958;16(1):22-30.
157. 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. *Clinical implant dentistry and related research* 2011;13(1):71-78.



158. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clinical oral implants research* 1999;10(1):1-7.
159. Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2011;26(4):837-849.
160. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 1997;55(12 Suppl 5):38-45.
161. Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, et al. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clinical oral implants research* 1999;10(6):459-467.
162. Vercellotti T. *Essentials in Piezosurgery: Clinical Advantages in Dentistry*. Milano: Quintessenza Edizioni; 2009.
163. Vercellotti T. Technological perspective: from ultrasonic dental scaler to piezosurgery. In: Vercellotti T, editor. *Essentials in piezosurgery: clinical advantages in dentistry*. Milano: Quintessenza Edizioni; 2009. p. 8-10.
164. Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 2001;21(6):561-567.
165. Viidik A. Functional properties of collagenous tissues. In: Viidik A, editor. *International review of connective tissue research*. New York: Academic Press; 1972.
166. Wachter R, Stoll P. Increase of temperature during osteotomy. In vitro and in vivo investigations. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 1991;20(4):245-249.
167. Warreth A, Polyzois I, Lee CT, Claffey N. Generation of microdamage around endosseous implants. *Clinical oral implants research* 2009;20(12):1300-1306.
168. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1992;7(2):212-219.
169. Wikenheiser MA, Markel MD, Lewallen DG, Chao EY. Thermal response and torque resistance of five cortical half-pins under simulated insertion technique. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 1995;13(4):615-619.
170. 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. *Medical engineering & physics* 2011.
171. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1996;11(5):634-638.
172. Youngblood PJ. A study of the effect of high speed rotary instruments on bone repair. [Master`s thesis]. Michigan: University of Michigan; 1960.



173. Zix J, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means of resonance frequency analysis: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2005;20(5):747-752.

## **Biografija**

Tijana Mišić rođena je u Vranju, 25. 9. 1980. godine. Osnovnu i srednju školu je završila u Vranju. Diplomirala je 2007. godine na Stomatološkom Fakultetu u Beogradu sa prosečnom ocenom 9,43. Nakon pripravničkog staža obavljenog na klinikama Stomatološkog fakulteta u Beogradu, položila je stručni ispit 2008. godine.

Prvu godinu doktorskih studija iz naučne oblasti Oralna hirurgija na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu upisala je školske 2007/2008. godine. Ispite predviđene planom i programom akademskih doktorskih studija položila je sa prosečnom ocenom 9,71. U periodu od 2008. do 2010. godine bila je stipendista Ministarstva prosvete i nauke Republike Srbije. Učesnik je naučnog projekta „Interakcija etiopatogenetskih mehanizama parodontopatije i periimplantitisa sa sistemskim bolestima današnjice ” Ministarstva prosvete i nauke Republike Srbije (broj projekta 41008).

Tijana Mišić je autor i koautor četiri rada publikovana u časopisima sa SCI liste. Prezentovala je 5 radova (usmene i poster prezentacije) na skupovima u zemlji i inostranstvu.

Прилог 1.

## Изјава о ауторству

Потписани-а TIJANA MIŠIĆ

број уписа \_\_\_\_\_

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

" EKSPERIMENTALNO I KLINIČKO ISPITIVANJE UTICAJA HIRURŠKE  
TEHNIKE NA TEMPERATURU KOSTI MALE GUSTINE TOKOM PREPARACIJE  
LEŽIŠTA I UGRADNJE IMPLANTATA "

- 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, 25.4.2012.

T. Mišić

Прилог 2.

## Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора TIJANA MIŠIĆ

Број уписа \_\_\_\_\_

Студијски програм DOKTORSKE STUDIJE

Наслов рада "EKSPERIMENTALNO I KLINIČKO ISPITIVANJE UTICAJA HIRURŠKE TEHNIKE  
NA TEMPERATURU KOSTI MALE GUSTINE TOKOM PREPARACIJE LEŽIŠTA I UGRAD  
IMPLANTATA"

Ментор PROF. DR ALEKSA MARKOVIĆ

Потписани TIJANA MIŠIĆ

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, 25.4.2012.

T. Mišić

Прилог 3.

## Изјава о коришћењу

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

"EKSPERIMENTALNO I KLINIČKO ISPITIVANJE UTICAJA HIRURŠKE TEHNIKE  
NA TEMPERATURU KOSTI MALE GUSTINE TOKOM PREPARACIJE LEŽIŠTA I  
UGRADNJE IMPLANTATA"  
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, 25.4.2012.

T. Jusić