



UNIVERZITET U BANJOJ LUCI
MEDICINSKI FAKULTET



IGOR ĐUKIĆ

**ISPITIVANJE TERMIČKOG DEJSTVA
MAŠINSKIH ROTIRAJUĆIH
INSTRUMENATA NA KOST**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Banja Luka, 2020.



UNIVERSITY OF BANJA LUKA
FACULTY OF MEDICINE



IGOR DJUKIC

**EXAMINATION OF THERMAL EFFECT
OF MACHINE ROTATING INSTRUMENTS
ON THE BONE**

DOCTORAL DISSERTATION

Banja Luka, 2020

MENTOR

Prof. dr Srećko Selaković, redovni profesor, Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu

KOMENTOR

Prof. dr Zoran Tatić, vanredni profesor, Medicinski fakultet, Univerzitet u Banjoj Luci

NASLOV

ISPITIVANJE TERMIČKOG DEJSTVA MAŠINSKIH ROTIRAJUĆIH INSTRUMENATA NA KOST

REZIME

Oralnohirurške intervencije, kao i implantološke, u današnjem savremenom dobu podrazumijevaju preparaciju kosti uz pomoć mašinskih rotirajućih instrumenata ili svrdala. Rotacijom svrdala dolazi do frikcije i generacije toplove, koja se prenosi sa svrdla na koštano tkivo. Koštano tkivo dobro podnosi povećanje temperature do 47 stepeni Celzijusa (°C). Ako u toku preparacije kosti dođe do prekoračenja temperature kosti preko 47 °C, posljedično može da dođe do nekroze kosti, koja, u kombinaciji sa određenim stanjima pacijenta i bakterijama, može da dovede do osteomijelitisa. U implantologiji ovo prekoračenje temperature smatra se jednim od vodećih uzroka ranog odbacivanja implantata. Dosadašnja istraživanja o ovoj temi većinom su vršena u in vitro uslovima, sa arteficijelnim koštanim blokovima i uz pomoć kuplera kao mjernih uređaja. Rezultati svih istraživanja još nisu dali potpuni odgovor na pitanje koji je to bezbjedni način rada. Zajednički stav je da se smanjenjem broja obrtaja postiže manja temperatura. Cilj ovog istraživanja bio je da ispita veličinu generisane toplove prilikom upotrebe najčešće korištenih oralnohirurških i implantoloških svrdala na koštano tkivo. Ispitivanje je sprovedeno na goveđim rebrima i ispitivano je ukupno sedam svrdala. Ispitivanja su podijeljena u dvije grupe. Prva grupa bila su ispitivanja bez hlađenja, a u drugoj grupi su vršena ispitivanja sa hlađenjem sterilnim 0,9% fiziološkim rastvorom, koji se koristi kao sredstvo hlađenja u toku oralnohirurških intervencija. Sva svrdla ispitivana su pri brzinama od 400, 600 i 1.000 obrtaja u minuti (Rpm), u vremenskom trajanju rada od 5, 10 i 20 sekundi (s) i pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm. Kao mjerni uređaj korištena je termovizionska kamera Guide infrared, a model MobIR M8. Svi dobijeni rezultati statistički

su obrađeni i međusobno upoređeni. Rezultati ovog istraživanja pokazali su da je moguća preparacija kosti i bez hlađenja ako se koriste izrazito mali broj obrtaja, povećanje obrtnog momenta i skraćeno vrijeme rada u kosti. U ovom istraživanju potvrđeno je da smanjenjem broja obrtaja dolazi do značajno manje generacije temperature, zatim da, ako se intervencija izvodi uz pomoć hlađenja, svi načini rada u ispitivanim brzinama, vremenskim i obrtnim momentima ne dovode do prekoračenja kritične temperature od 47 °C i predstavljaju apsolutno bezbjedan način rada.

Ključne riječi: oralna hirurgija, implantologija, svrdla, termovizija, temperatura.

Naučna oblast: Oralna hirurgija.

Naučno polje: Stomatologija.

Klasifikaciona oznaka prema Cerif šifarniku za naučnu oblast: B730.

Tip odabrane licence Kreativne zajednice: Autorstvo-nekomercijalno (CC BY-NC).

SUPERVISOR

Professor Srećko Selaković, Full professor, Faculty of Medicine, University of Novi Sad

CO-SUPERVISOR

Professor Zoran Tatić, Full professor, Faculty of Medicine, University of Banjaluka

TITLE

EXAMINATION OF THERMAL EFFECT OF MACHINE ROTATING INSTRUMENTS ON THE BONE

SUMMARY

Oral surgery as well as implant interventions in today's modern age include bone preparation with the help of machine rotating instruments or drills. Rotation of the drill leads to friction and heat generation which is transferred from the drill to the bone tissue. Bone tissue tolerates well the increase in temperature up to 47 degrees Celsius (°C). If the bone temperature exceeds 47 °C during bone preparation, bone necrosis occurs, which in combination with certain conditions of the patient as well as bacterial contamination can lead to osteomyelitis. In implantology, this excess temperature is considered one of the leading causes of early implant loss. Previous research on this topic has been mostly conducted in vitro, with artificial bone blocks and with the help of couplers as measuring devices. The results of all research have not yet given a complete answer to a question, what is a safe way to work. The common position is that by reducing the number of revolutions, a lower temperature is achieved. The aim of this study was to examine the amount of heat generated when using the most commonly used oral surgical and implant drills on bone tissue. The test was performed on beef ribs, a total of seven drills were tested, the test was divided into two groups. The first group was studies without cooling, and the second group was performed with cooling, with sterile 0.9% saline, which is used as a cooling agent during oral surgery. All drills were tested at speeds of 400, 600 and 1000 Rpm, the drilling time was 5, 10 and 20 seconds (s) and at a torque of 25 and 50 Nm. The guide MobIR M8 model infrared thermal imaging camera was used as a measuring device. All obtained results were statistically analysed and compared with each other. The results of this study showed that bone preparation is possible without cooling if are used very low Rpm, increased torque and shortened bone drilling time. The results of this study confirmed that reduced speed leads to significantly lower temperature generation,

then that if the intervention is performed with the help of cooling, all modes of operation at the tested speeds, times and torques do not exceed the critical temperature of 47 °C and they are absolutely safe manner of operation.

Keywords: oral surgery, implantology, drills, thermovision, temperature.

Scientific field: Oral Surgery.

Research field: Dentistry, Classification CERIF mark: B730.

Type of Creative Commons license: Authorship – noncommercial (CC BY-NC).

ZAHVALNICA

Zahvaljujem mentoru, profesoru Srećku Selakoviću, na velikoj pomoći i savjetima prilikom odabira teme i savjetima u toku izrade ove doktorske disertacije.

Zahvaljujem i komentoru, profesoru Zoranu Tatiću, za pomoć u brojnim aspektima izrade disertacije.

Posebnu zahvalnost izražavam svojoj porodici, koji su mi uvijek bili velika podrška i oslonac.

Igor Đukić

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
 1.1. Koštano tkivo	2
1.1.1. Struktura dugih kostiju.....	3
1.1.2. Vrste koštanog tkiva.....	4
1.1.3. Organizacija koštanog matriksa.....	5
1.1.4. Ćelijski sastav kosti.....	5
1.1.5. Gornja vilica (maxilla).....	7
1.1.6. Donja vilica (mandibula).....	9
1.1.7. Patološke promjene u kostima vilica.....	11
 1.2. Instrumenti za rad u oralnoj hirurgiji.....	13
1.2.1. Nasadni mašinski instrumenti u oralnoj hirurgiji.....	13
1.2.2. Mašinski rotirajući instrumenti u oralnoj hirurgiji.....	15
1.2.2.1. Oralnohirurška svrdla.....	16
1.2.2.2. Implantološka svrdla.....	17
 1.3. Elektromagnetno zračenje.....	19
 1.4. Infracrveno zračenje.....	21
 1.5. Termografija.....	22
 1.6. Medicinska infracrvena termografija.....	26
 1.7. Implantologija.....	28
1.7.1. Istorijat implantologije.....	28
1.7.2. Podjela implantata.....	31
1.7.3. Ugradnja implantata (RTG analiza, priprema i obrada pacijenta).....	34
1.7.4. Postoperativna kontrola pacijenta i otkrivanje implantata.....	40
2. HIPOTEZE.....	42
3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA.....	43
4. MATERIJAL I METOD RADA.....	44
 4.1. Materijal i oprema.....	44
4.2. Goveda rebra.....	44
4.2.1. Kontejner za hladni transport.....	46
4.2.2. Stalak za fiksaciju rebra.....	47
4.2.3. Rashladna tečnost.....	49
4.2.4. Fizioredisperz.....	49

4.2.5. Nasadni instrumenti.....	51
4.2.6. Rotirajući mašinski instrumenti (svrdla).....	51
4.1.8. Digitalni mjerač vremena.....	52
4.1.9. Termovizijska kamera.....	53
4.2. Metod rada.....	57
4.2.1. Priprema prostora i opreme za ispitivanje.....	57
4.2.2. Priprema rebara za ispitivanje.....	59
4.2.3. Preparacije i snimanja.....	60
4.2.4. Prva grupa (ispitivanje termičkog dejstva bez hlađenja).....	61
4.2.5. Drugagrupa (ispitivanje termičkog dejstva sa hlađenjem).....	62
4.2.6. Ekstrapolacije dobijenih podataka i obrada na računarskoj jedinici.....	63
4.2.7. Unos dobijenih podataka u odgovarajuće protokole.....	65
4.2.8. Statistička analiza.....	65
5. REZULTATI ISTRAŽIVANJA	67
5.1. Temperature koje postižu svrdla bez hlađenja.....	67
5.1.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	67
5.1.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	68
5.1.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	70
5.1.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	71
5.1.5. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	73
5.1.6. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	74
5.1.7. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	76
5.1.8. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	77
5.1.9. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	79

5.1.10. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	80
5.1.11. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	82
5.1.12. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	83
5.1.13. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	85
5.1.14. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	86
5.2. Temperature koje postižu svrdla sa hlađenjem.....	88
5.2.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	88
5.2.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	90
5.2.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	91
5.2.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	92
5.2.5. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	94
5.2.6. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	96
5.2.7. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	97
5.2.8. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	99
5.2.9. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	100
5.2.10. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	102
5.2.11. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	103

5.2.12. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	105
5.2.13. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm.....	106
5.2.14. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm.....	108
5.3. Poređenje svrdala po torku bez hlađenja.....	110
5.3.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	110
5.3.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	111
5.3.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	113
5.3.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	114
5.3.5. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	116
5.3.6. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	117
5.3.7. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	119
5.4. Poređenje svrdala po torku sa hlađenjem.....	121
5.4.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	121
5.4.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	122
5.4.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	124
5.4.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	125
5.4.5. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	127
5.4.6. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm.....	128

5.4.7. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm i 50 Nm.....	130
5.5. Poređenje svrdala sa hlađenjem i bez hlađenja.....	131
5.5.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	131
5.5.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	133
5.5.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	134
5.5.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	136
5.5.5. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	137
5.5.6. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 pri obrtnom momentu 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	139
5.5.7. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 pri obrtnom momentu 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	141
5.5.8. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 pri obrtnom momentu 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	142
5.5.9. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 pri obrtnom momentu 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	143
5.5.10. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 pri obrtnom momentu 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	145
5.5.11. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 pri obrtnom momentu 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	146
5.5.12. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 pri obrtnom momentu 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	148
5.5.13. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 pri obrtnom momentu 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	149
5.5.14. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 pri obrtnom momentu 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja.....	150
6. DISKUSIJA.....	152
7. ZAKLJUČCI.....	160
8. LITERATURA.....	161

1. UVOD

Oralna hirurgija je specijalistička grana stomatologije. Većina oralnohirurških intervencija podrazumijeva rad koji se vrši u kosti gornje i donje vilice. Nekada su se oralnohirurške intervencije u kosti vršile pomoću ručnih instrumenata. Ručni oralnohirurški instrumenti za rad u kosti su: dlijeto, čekić, turpija za kost, Lierova kliješta za kost i razni oblici kireta. Danas se neki od ovih instrumenata i dalje koriste u redovnoj upotrebi, dok pojedini imaju samo istorijski značaj ili im je upotreba značajno limitirana. Današnja moderna oralna hirurgija, a naročito implantologija nezamisliva je bez upotrebe mašinskih rotirajućih instrumenata (borera ili svrdala) i njihovih pokretača (mikromotora sa pripadajućim nasadnim instrumentima). Izbor mašinski rotirajućih instrumenata je brojan i kontinuirano se razvija i smislu pronalaženja oštijih, efikasnijih i izdržljivijih instrumenata. Upotreba ovih instrumenata u oralnoj hirurgiji omogućava veći komfor u toku rada i operateru i pacijentu, veću efikasnost u toku rada i povećanje brzine izvođenja oralnohirurških intervencija. Međutim, povećanje brzine uzrokuje određene probleme, koji se ogledaju u tome što rotacija svrdala u kosti dovodi do generisanja određene količine toplove. Povećanje brzine rotacije svrdala recipročno dovodi do povećanja temperature kosti. Brojni su faktori koji utiču na visinu temperature: dizajn svrdla, materijal od koga je napravljeno svrdlo, istrošenost svrdla, dijametar ili veličina svrdla, brzina rotacije, način i količina hlađenja, pritisak u toku rada, obrtni moment, tip kosti, dužina rada u kosti, dubina preparacije.

Kost dobro podnosi temperaturu do 47 stepeni Celzijusa. Prekoračenjem ove temperature dolazi do ireverzibilnih promjena kao što su termička nekroza kosti ili opekatina kosti, koje u kombinaciji sa pojedinim stanjima pacijenta i infiltracijom bakterija koje se nalaze u sastavu flore usne duplje mogu da dovedu do težih infekcija kosti, poput osteomijelitisa. Smatra se da je jedan od vodećih uzroka neuspjeha implantacije upravo pregrijavanje kosti čija je posljedica rano odbacivanje implantata.

Tačan protokol i redoslijed rada još se istražuju, što je veoma interesantno, naročito zbog sve veće popularizacije implantologije kao posebne grane stomatologije, tačnije oralne hirurgije. Svi ovi navodi biće detaljno opisani kroz istraživanje u ovom radu i pažnju je usmjeren na svakodnevnu oralnohiruršku praksu, a biće ponuđeni i savjeti i date smjernice za bezbjedan rad.

1.1. Koštano tkivo

Koštano tkivo je izgrađeno od mineralizovanih kolagenih fibrila. To je izrazito kompleksna struktura koja je podijeljena u sedam hijerarhijskih nivoa organizacije. U osnovi kost se sastoji od fibroznog kolagenog proteina, mineralne komponente dahlita poznatog kao karbonatni apatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{CO}_3)\text{OH}$) i od vode kao osnovne komponente. Ovakva struktura kosti utiče i na njene mehaničke osobine, koje su podložne termodinamičkim promjenama. I upravo zbog takve strukture kosti i njenih osobina izvodi se zaključak da je kost struktura podložna kontinuiranim promjenama [1]. Kosti, duge i pljosnate, sastoje se od dvije vrste koštanog tkiva. Jedno je kompaktno tkivo, koje se nalazi na površini kosti, građeno je od osteona i čini 90% skeleta. Količina koštanog matriksa u ovom tkivu iznosi 95%. Godišnje se kod čovjeka obnovi samo 4% ovog tkiva. Osim tog kompaktnog sloja, kost se sastoji i od sunđerastog tkiva, koje se nalazi u unutrašnjosti kosti, a građeno je od trabekula, između kojih su šupljine, koje su kod dugih kostiju ispunjene koštanom srži, pa je uslijed toga količina koštanog matriksa mnogo manja (25%) nego u kompaktnom tkivu. Svake godine kod čovjeka se obnovi oko 25% ovog tkiva. Proces odstranjivanja starog i stvaranja novog koštanog matriksa, čime se omogućava stalno obnavljanje i održavanje koštanog tkiva, odvija se tokom čitavog života. Za proces remodeliranja neophodno je učešće: osteoblasta, osteoklasta, koštanog matriksa, parathormona, kalcitonina, različitih faktora rasta i citokinina. Studije su pokazale da, ako dođe do povrede koštanog tkiva, njegovo zarastanje se odvija u dva pravca. To su proces reparacije i proces regeneracije koštanog tkiva [2,3].

Koštano tkivo je vrsta potpornog vezivnog tkiva. Kost je osnovna jedinica koštanog sistema čovjeka. Koštani sistem ili skelet ljudskog tijela (Slika 1) obezbeđuje okvir i oblik ljudskog tijela, daje mehaničku potporu organizmu za kretanje, omogućava podnošenje težine samog tijela i dodatnog opterećenja, zatim štiti vitalne organe i skladište je hematopoetskih ćelija i samim tim i hematopoetske aktivnosti organizma.

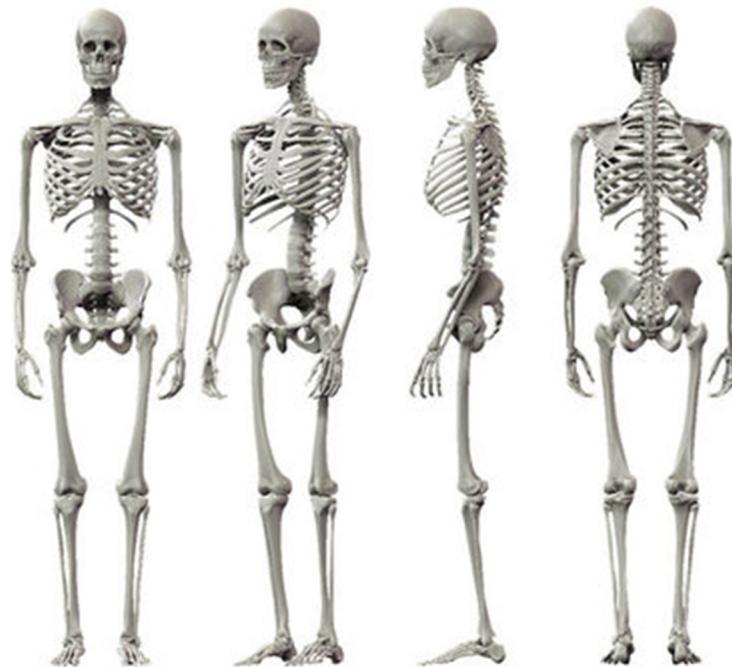
Prema lokalizaciji u organizmu i položaju u skeletu, kosti su podijeljene na aksijalne (lobanja, kičmeni stub, grudna kost i rebra) i apendikularne (karlica i kosti ekstremiteta). Akralne kosti (šaka i stopalo) dio su apendikularnog sistema kostiju.

Prema obliku, kosti se klasificuju na:

- pljosnate (kosti lobanje, karlice, grudna kost i rebra),
- tubularne, koje mogu biti duge (kosti ekstremiteta) i kratke (kosti šake i stopala),
- iregularne (kosti lica i kičmenog stuba),

- sezamoidne (patela),
- prekobrojne (nestalne kosti koje se formiraju u toku rasta i razvoja u centrima osifikacije).

U zavisnosti od veličine, kosti se dijele na duge i kratke.



Slika 1. Skelet ljudskog tijela

1.1.1. Struktura dugih kostiju

Duge kosti, kao što je butna kost (femur; Slika 2), sastoje se od epifize (epiphysis), epifizne ploče (physis), metaphize (metaphysis) i dijafize (diaphysis).

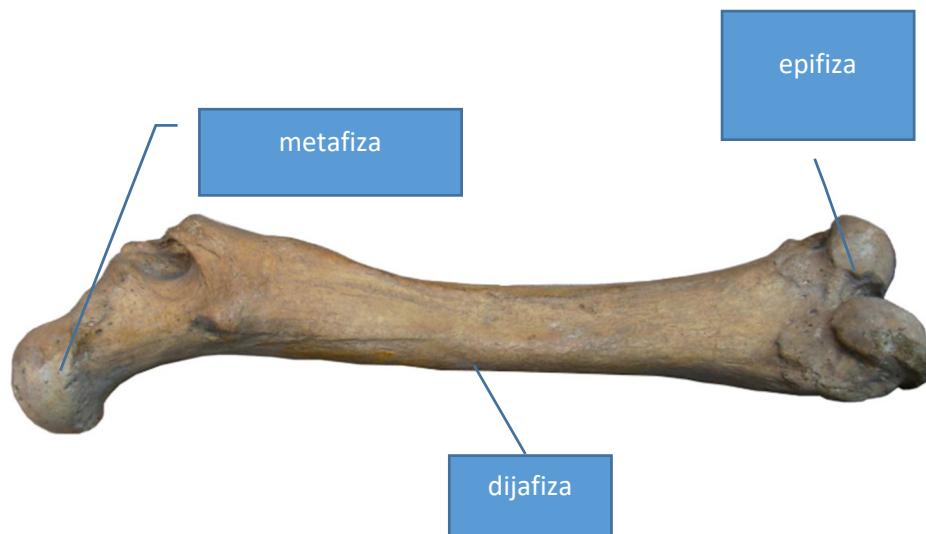
Epifiza je dio duge kosti koji se nalazi na njenom kraju, prekriven zglobnom hrskavicom i najčešće se nalazi na oba kraja duge kosti i učestvuje u izgradnji zgloba kojim je povezana sa drugom kosti. Sastoji se od trabekularne kosti, koja je pokrivena tankim slojem kortikalne kosti.

Epifizna ploča je dio duge kosti koji razdvaja epifizu i metaphizu. U ovom dijelu duge kosti odvija se endohondralna osifikacija, koja je intenzivna kod mladih kostiju koje aktivno rastu.

Metaphiza je spojni region između epifizne ploče i dijafize, uglavnom se sastoji od trabekularne kosti, prekrivene tankim slojem kortikalne kosti, koja zadebljava ka

dijafizi. Metafiza je predilekciono mjesto za primarne tumore kostiju, kao što je osteosarkom, a takođe i za infekcije poput osteomijelitisa.

Dijafiza je osovina i najduži dio dugih kostiju. Cilindričnog je oblika i sastoje se uglavnom od debele kortikalne kosti, koja se nalazi spolja, a unutra je trabekularana kost, koja okružuje i ispunjava medularni kanal, ispunjen koštanom srži [4].



Slika 2. Duga kost ljudskog tijela, butna kost (femur)

1.1.2. Vrste koštanog tkiva

Kost, prema njenoj građi, dijelimo na kompaktno i spongiozno koštano tkivo, što se vidi na Slici 3, koja prikazuje presjek kosti donje vilice (mandibula).

Kompaktno koštano tkivo (kortikalno ili čvrsta kost) građeno je od sistema Haverzovih kanala i osteona, u čijem centru su osteociti, međusobno povezani pomenutim Haverzovim kanalima. Kompakta je izrazito tvrdo koštano tkivo, koje se nalazi na spoljašnjem dijelu kosti i okružuje spongioznu kost.

Spongiozna kost (trabekularna) je nazvana tako, jer je sružvaste građe sa brojnim kavitetima ili šupljinama. Smještena je ispod kompaktne kosti i za razliku od nje znatno je mekše strukture. Trabekularna kost ispunjava i medularni kanal dugih cjevastih kostiju. Za razliku od kompakte, ne sadrži osteone i metabolički je mnogo aktivnija za razliku od kompaktne kosti [5].



Slika 3. Presjek kosti donje vilice (mandibula), broj 1 označava kompaktnu kost, a broj 2 spongioznu kost

1.1.3. Organizacija koštanog matriksa

Prema organizaciji i starosti, koštano tkivo može da se podijeli na nezrelo primarno koštano tkivo i zrelo sekundarno koštano tkivo.

Prema organizaciji koštanog matriksa, koštano tkivo može biti nezrelo ili primarno koštano tkivo, kod koga su kolageni fibrili iregularno organizovani. Primarno koštano tkivo u svom sastavu ima mnogo manje mineralizovanog koštanog matriksa, za razliku od lamelarne kosti. Druga vrsta koštanog tkiva prema organizaciji koštanog matriksa je lamelarno ili sekundarno koštano tkivo, koje predstavlja zrelo koštano tkivo. Kolageni fibrili sekundarnog koštanog tkiva organizovani su u lamele. Zrelo koštano tkivo u svom sastavu ima mnogo više mineralizovanog koštanog matriksa za razliku od primarnog ili nezrelog koštanog tkiva [6].

1.1.4. Ćelijski sastav kosti

Ćelije koje učestvuju u izgradnji kosti su osteoblasti, osteoklasti i osteociti.

Osteoblasti su lokalizovani na površini kosti i zaduženi su za sintezu organskog dijela koštanog matriksa. Oni takođe vrše sintezu kolagena tip 1, proteoglikane, glikoproteine i enzime, kao što je alkalna fosfataza, koja je neophodna u procesu sinteze mineralizovanog osteoida.

Osteociti su ćelije koje nastaju iz osteoblasta kada se završi njihova funkcija sinteze mineralizovanog matriksa. Osteociti ostaju okruženi osteoidnim matriksom u prostoru koji se naziva koštana lakuna. Koštane lakune i osteociti komuniciraju sa ostalim osteocitima u susjednim koštanim lakunama preko sistema koštanih kanala, koji se nazivaju Haverzov sistem koštanih kanala. Procesi sinteze u ovakvim osteocitima svedeni su na minimum i oni ne posjeduju mitotsku aktivnost. U održavanju homeostaze koštanog matriksa osteociti su uključeni kao osteoprogenitorne ćelije, a učestvuju i u homeostazi jona.

Osteoklasti su funkcionalno odgovorni za resorpciju kosti. To su multijedarne ćelije, koje su izrazito bogate enzimom, tartar rezistentnom kiselom fosfatazom TRAP (tartar resistant acid phosphatase). Osteociti se nalaze lokalizovani u Hovshipovim lakunama, koje predstavljaju koštane resorptivne prostore na površini kosti ili u unutrašnjosti kosti. Iz tih prostora osteociti vrše resorpciju kosti, odnosno njenog mineralizovanog koštanog matriksa [7,8].

Koštano tkivo sastoji se od organske o neorganske komponente.

Organsku komponentu koštanog tkiva čine 95% kolagen tip, amorfni materijal i glikozoaminoglikani povezani sa proteinima.

Neorganska komponenta koštanog tkiva čini 50% koštanog matriksa i sastoji se od kalcijuma (Ca), fosfora (P), malo bikarbonata, citrata, magnezijuma (Mg), potasijuma i sodijuma. Kalcijum formira hidroksiapatitne kristale zajedno sa fosforom [9].

Rast modelacija i remodelacija kosti

Rast kosti odvija se endohondralnom i intramembranoznom osifikacijom.

Endohondralna osifikacija odvija se na epifiznoj ploči i odgovorna je za rast dugih kostiju u njihovu dužinu. Periostalna depozicija doprinosi rastu dugih kostiju u dužinu ali i rastu u širinu, odnosno povećava im debljinu. Periostalna depozicija je odgovorna i za rast pljosnatih kostiju. Koštano tkivo je konstantno u procesu remodelacije, kako resorpcijom tako i apozicijom koštanog tkiva. To je konstantan proces koji se odvija tokom cijelog života. Kod osoba mlađe životne dobi u fazi intenzivnog rasta i razvoja procesi remodelacije kosti su mnogo intenzivniji i izraženiji nego kod osoba starije životne dobi ili starije populacije. Bez obzira na uzrast, procesi remodelacije su izraženiji u trabekularnoj kosti nego u kompaktnoj kosti. Resorpcija i apozicija kosti su u konstantnom balansu te se na taj način održava konstantna količina i gustina koštanog tkiva [10,11,12].

Proces remodelacije odvija se kroz četiri ciklične faze: prva je neaktivna faza mirujućih osteoblasta koji privlače preosteoklaste i sintetišu niz faktora koji omogućavaju povezivanje osteoblasta i preosteklasta. Po njihovom vezivanju započinje druga faza, u kojoj se odvija povezivanje preosteoblasta u multijedarne osteoklaste koji se odvajaju od osteoblasta. Nakon toga počinje treća faza, u kojoj se osteklasti aktiviraju i počinje resorpcija mineralizovanog matriksa. To je signal za neaktivne osteoblaste koji se aktiviraju kao i ćelije sa osteoprogenitornim potencijalom. Oni formiraju u četvrtoj fazi organski matriks, koji se potom mineralizuje i formira se nova kost. Sve ove faze traju oko tri mjeseca i pod uticajem su parathormona, kalcitonina, faktora rasta te brojnih supstanci koje se nalaze u samom matriksu, kao što su koštani sijaloprotein, osteokalcin, osteopoetin i fibronektin [13,14,15].

1.1.5. Gornja vilica (maxilla)

Gornja vilica je parna kost, koja čini osnovu prednjeg gornjeg dijela lica. Ona se sastoji od tijela i četiri nastavka pomoću kojih se povezuje sa susjednim kostima lobanje.

Tijelo gornje vilice ili corpus maxillae ima oblik četvorostruke piramide pa se na njoj opisuju četiri strane. Prednja (facies anterior maxillae), gornja ili orbitalna strana (facies orbitalis), unutrašnja ili nosna strana (facies nasalis) i zadnja ili infratemporalna (facies infratemporalis). Tijelo gornje vilice je šuplje, odnosno pneumatizovano u različitom stepenu i ta šupljina se zove gornjovilični sinus (sinus maxillaris).

Na prednjoj strani, koja je u cjelini udubljena, u njenom centralnom dijelu nalazi se očnjačka jama (fosa canina). Prema gore je ograničena infraorbitalnom ivicom (margo infraorbitale), prema dolje se nastavlja na alveolarni nastavak donje vilice i na tom prelazu se nalaze alveolarna ispupčenja zuba (juga alveolaria), prema nazad ograničena je i odvojena od zadnje infratemporalne strane donjom ivicom zigomatičnog nastavka (crysta infrazygomatica), koji je izrazito kompaktna kost, a prema naprijed nosnim urezom (incisura nasalis), koji sa suprotnim nosnim usjekom spaja i gradi kruškoliki nosni otvor (apertura piriformis). Na 6-8 mm ispod margo infraorbitalis nalazi se otvor infraorbitalnog živca (foramen infraorbitale), kroz koji prolazi infraorbitalni živac sa pratećim krvnim sudovima.

Gornja ili orbitalna strana (facies superior s. orbitalis) je trouglastog oblika i učestvuje u izgradnji poda orbitalne duplje zajedno sa velikim krilom klinaste kosti. Zajedno sa njim ograničava donju orbitalnu pukotinu (fissura orbitalis inferior), koja ponire prema

naprijed u istoimeni kanal (canalis infraorbitalis), a koji prolazi prednjom stranom tijela maksile naniže i završava se infraorbitalnim otvorom na prednjoj strani tijela gornje vilice.

Unutrašnja ili nosna strana (facies medialis seu., nasalis) orijentisana je ka nosnoj šupljini i u donjem dijelu prelazi u gornju stranu nepčanog nastavka. Na nosnoj strani dominira gornjovilični otvor maksilarnog sinusa (hiatus maxillaris), preko koga se gornjovilična šupljina otvara u srednji nosni hodnik. Ispred otvora je koštani greben, za koji se vezuje donja nosna školjka. Iza čeonog nastavka je suzni žlijeb (sulcus lacrimalis). On sa donjom nosnom školjkom gradi suznonosni kanal (canalis nasolacrimalis), preko koga se odvode suze iz oka u nos. Iza viličnog otvora se nalazi veliki nepčani žlijeb (sulcus palatinus major), koji sa odgovarajućim žlijebom na nepčanoj kosti gradi veliki nepčani kanal (canalis palatinus major), kroz koji prolaze istoimeni nerv i prateći krvni sudovi (n. palatinus major).

Zadnja ili podsljepoočna strana (facies posterior s. infratemporalis) je sasvim ispuštena. Još se i tuber gornje vilice (tuber maxillae) i učestvuje u izgradnji prednjeg dijela podsljepoočne jame (fosa infratemporalis). Na infratemporalnoj strani se nalazi nekoliko alveolarnih otvora (foramina alveolaria), kroz koje prolaze zadnji gornji zubni nervi (nn. alveolares superiores posteriores).

Čeoni nastavak (processus frontalis) usmjeren je nagore i spaja se sa čeonom kosti.

Jabučni nastavak (procesus zygomaticus) spaja se sa jabučnom kosti i gradi jaku vezu gornje vilice sa lobanjom za prenos pritiska koji se javlja u toku mastikacije. Donja ivica jabučnog nastavka pruža se naniže na alveolarni nastavak u području prvog gornjeg molara i gradi granicu između prednje i zadnje strane. Izrazito je kompaktna kost, koja ometa difundovanje anestetičkog rastvora, te se prilikom davanja terminalne anestezije za prvi gornji molar mora zaobići i anestezija se mora davati distalnije u području bukomezijalnog korijena drugog gornjeg molara.

Nepčani nastavak (processus palatinus) je horizontalna, trouglasta koštana ploča, koja se odvaja od unutrašnje strane tijela gornje vilice, spaja se u srednjoj liniji sa nepčanim nastavkom suprotne gornje vilice gradeći pri tom srednji nepčani šav (sutura palatina mediana). Nepčani nastavci grade prednje dvije trećine tvrdog nepca. Na nosnoj strani nepčanog nastavka je nosni greben (crista nasalis) i u blizini njegovog prednjeg kraja nalazi se gornji otvor sjekutičnog kanala (canalis incisivus), donji otvor je na oralnoj strani nepčanog nastavka, između centralnih sjekutića, pokriven sjekutičnom papilom (papilla incisiva). Na zadnjem spoljašnjem dijelu nepčanog nastavka nalazi se otvor

velikog palatinalnog živca (foramen palatinus majus), kroz koji prolazi veliki nepčani nerv (n. palatinus major).

Zubni nastavak (processus alveolaris) je izrazito spongiozna kost pokrivena tankim slojem kompaktne kosti. Građen je od zubnih čašica (alveole dentales), koje služe za smještaj zuba gornje vilice. Međusobno su podijeljene sa međuzubnim pregradama (septa interalveolaria), a kod višekorijenih zuba postoje i međukorijenske pregrade (septa interradicularia). Na spoljašnjoj strani alveolarnog nastavka nalaze se i korijenska ispupčenja (juga alveolaria).

U cjelini gornja vilica je više spongoizna kost pokrivena tankim slojem kompaktne kosti, što omogućava laku difuziju anestetičkog rastvora, mali otpor prilikom ekstrakcije zuba i mali otpor rotirajućim mašinskim instrumentima prilikom rada u kosti, a to smanjuje mogućnost stvaranja termičke nekroze. Međutim, zbog mekoće podložnija je resorpciji i smanjena je primarna stabilnost implantata.

1.1.6. Donja vilica (mandibula)

Donja vilica je neparna i jedina pokretna kost lobanje. Na njoj razlikujemo tijelo, granu donje vilice, na kojoj postoje dva nastavka, mišićni - na koji se pripajaju mastikatori mišići i zglobni - koji učestvuje u izgradnji temporomandibularnog zgloba, preko koga je donja vilica povezana sa lobanjom.

Tijelo donje vilice (corpus mandibulae) čini najveći dio donje vilice, ima dva dijela: alveolarni (pars alveolaris) i donji bazalni (pars basalis). Na tijelu razlikujemo dvije strane: spoljašnju i unutrašnju te gornju i donju ivicu. Na spoljašnjoj strani tijela donje vilice u središnjoj liniji nalazi se bradno ispupčenje (protuberanca mentalis), bočno od nje je udubljenje ili bradna jama (fosa mentalis), u kojoj se pripaja bradni mišić (m. mentalis). Distalno od fose mentalis ispod vrhova korjenova donjih premolara nalazi se bradni otvor (foramen mentale), kroz koji prolazi bradni nerv (n. mentalis) sa pratećim krvnim sudovima. Unazad koso i naviše od bradnog otvora pruža se kosa linija (linea obliqua), iznad koje obično postoji dobro izražen žlijeb, u kome se pripaja obrazni mišić (m. buccinator). U gornjem dijelu spoljašnje strane donje vilice, koji pripada alveolarnom dijelu, nalaze se izražena alveolarna ispupčenja (juga alveolaria).

Unutrašnja strana donje vilice u središnjoj liniji ima četiri trna (spine mentales). Dva gornja, na koje se pripaja genioglosni mišić, i dva donja, na koje se pripaja geniohioidni mišić. Ispod trnova se nalazi digastrična jama, u kojoj se pripaja prednji trbuh

digastričnog mišića (venter anterior musculi digastrici). Iznad i iza ove linije počinje koštana linija (linea mylohiodea), na kojoj se pripaja milohiodni mišić (m. mylohyoideus), koji sa nabrojanim mišićima čini mišiće poda usta. Iznad milohiodne linije je podjezična jama (fovea sublingualis). U njoj je smještena podjezična pljuvačna žlijezda (glandula sublingvalis), a ispod se nalazi podvilična jama (fovea submandibularis), u kojoj je smještena podvilična pljuvačna žlijezda (glandula submandibularis).

Pars alveolaris mandibulae služi za smještaj zuba donje vilice, na njegovoj spoljašnjoj strani se nalaze koštana ispupčenja koja odgovaraju korjenovima zuba donje vilice (juga alveolaria). Između korjenova zuba su koštane pregrade (septa interalveolaria), a kod višekorjenih zuba se nalaze međukorjenske koštane pregrade (septa interradicularia). Alveolarni nastavak donje vilice je za razliku od alveolarnog nastavka gornje vilice kompaktnija kost. Ima deblji korteks a mnogo manji spongiosni centralni dio. Kao takva, pruža mnogo otpora ne samo prilikom ekstrakcije zuba već i prilikom rada sa mašinskim rotirajućim instrumentima. Tokom takvog rada u donjoj vilici potreban je jači pritisak, koji rezultira većom temperaturom u kosti.

Grana donje vilice (ramus mandibulae) ima izgled četvrtaste koštane ploče. Sa tijelom donje vilice gradi koštani ugao (angulus mandibulae). Ispred ugla nalazi se koštani usjek (incisura mandibulae), preko koga prelazi arterija lica (a. facialis). Na spoljašnjoj strani angulusa je koštano ispupčenje, koje se zove maseterično ispupčenje (tuber ositas maseterica) mjesto pripajanja maseteričnog mišića (m. maseter), na unutrašnjoj strani se nalazi isto koštano ispupčenje (tuber ositas pterygoidea) za pripajanje unutrašnjeg pterigoidnog mišića (m. pterygoideus medialis). Grana donje vilice ima dva nastavka, prednji mišićni (processus coronoideus) i zadnji zglobni (processus condilaris). Na mišićnom se pripaja sljepoočni mišić (m. temporalis). Zadnji zglobni mišić ima vrat (colum mandibulae), na kom se pripaja spoljašnji pterigoidni mišić (m. pterygoideus lateralis), i ima glavu donje vilice (caput mandibulae), koja učestvuje u izgradnji temporomandibularnog zgloba.

Na grani donje vilice razlikuju se dvije strane spoljašnje i unutrašnja, i četiri ivice prednja, zadnja, gornja i donja.

Na unutrašnjoj strani grane donje vilice ispod zglobnog nastavka usmjeren koso nagore nalazi se jezičak donje vilice (lingula mandibulae), na koju se pripaja (ligamentum sphenomandibulare) i on sa medijalne strane ograničava otvor donje vilice (foramen mandibulae), kroz koji prolazi donjovilični živac (n. alveolaris inferior). Donjovilični

otvor se zatim spušta naniže i naprijed kroz tijelo donje vilice kao donjovilični kanal (canalis mandibulae) i u području donjih premolara račva se na bradni kanal (canalis mentale) i incisivni kanal (canalis incisivus). Bradni kanal se završava sa bradnim otvorum (foramen mentale), a incisivni kanal nastavlja se kroz tijelo donje vilice i u sredini tijela donje vilice se završava, ali može i da se anastomozira sa incisivnim kanalom suprotne polovine donje vilice.

Od donjoviličnog otvora naviše pruža se greben donjoviličnog vrata (crista colli mandibulae), iza kog se nalazi žlijeb donjoviličnog vrata (sulcus colli mandibulae). Na prednjem dijelu unutrašnje strane donje vilice na oko 5 mm medijalno od prednje ivice naniže pruža se sljepoočni greben (crista temporalis). Na oko 10-15 mm od donjeg umnjaka crista temporalis se račva na dva kraka, spoljašnji i unutrašnji, koji sa distalnom površinom donjeg trećeg molara gradi zakutnjački trougao (trigonum retromolare). Zakutnjački trougao je stalna tačka alveolarnog nastavka donje vilice, koja ne podliježe resorpciji kosti tokom vremena.

Donja vilica je u cjelini, za razliku od gornje vilice, izrazito kompaktna kost, koja se odlikuje velikom tvrdoćom, te prilikom oralnohirurških intervencija daje veliki otpor u toku rada, naročito kod rada sa rotirajućim mašinskim instrumentima. Zato je neophodno da su ovi instrumenti relativno novi, odnosno oštiri, da se koristi odgovarajući broj obrtaja i umjeren pritisak u toku rada sa njima. U protivnom, povećava se vjerovatnoća pregrijavanja kosti, nastanka opeketina kosti i, posljedično, nekroze kosti, te nastanka moguće superinfekcije kosti i obimnije posthirurške resorpcije kosti ili do postimplantacionog neuspjeha.

1.1.7. Patološke promjene u kostima vilica

Patološke promjene koje se javljaju u kosti gornje i donje vilice su brojne:

- odontogene upale,
- ciste oralnih tkiva (ciste kosti i ciste mekih tkiva),
- neodontogeni tumori,
- odontogeni tumori.

Osnovna podjela je na one koje su zubnog ili odontogenog porijekla i nezubnog ili neodontogenog porijekla. Patološke promjene koje su odontogenog porijekla javljaju se mnogo češće [16, 17, 18].

Periodontitis i ostitis periapicalis predstavljaju inflamatornim procesom zahvaćeni periodont, a hronične upalne promjene periapikalnog koštanog tkiva zovemo ostitis periapicalis chronica [19,20]. Parodontopatija je zapaljeni proces koji zahvata potporni aparat zuba i počinje kao zapaljenje gingive (gingivitis). Osteomijelitis je zapaljenje kosti koje zahvata sve strukture vilične kosti (koštanu srž, korteks kosti i periost) [21]. Glavna podjela osteomijelitisa je na gnojne i negnojne. U gnojne spadaju akutni osteomijelitis, hronični gnojni osteomijelitis i infantilni osteomijelitis. U negnojne spadaju difuzni sklerozirajući osteomijelitis, fokalni sklerozirajući osteomijelitis i periostitis [22-26]. Cista (cystis) je kuglasta šupljina u tkivu sa vlastitim zidom, unutrašnjim omotačem i sadržajem cistične šupljine [27,28]. Prema klasifikaciji iz Svjetske zdravstvene organizacije (WHO) iz 1973. godine, razvojne ciste su podijeljene na odontogene i neodontogene [29,30]. Neodontogeni tumori su tumori koji rastu iz tkiva usne duplje koja nemaju veze sa zubima. Mogu biti benigni i maligni. Najčešći benigni neodontogeni tumori su: papilom, papilomatoza, fibrom i fibrozne hiperplazije, fibromatoza, osteom, nepčani i mandibularni torusi, osteoid i osteoblastom, hemangiom, limfangiom, neurilemom i neurofibrom, nurofibromatoza, neuroblastom i ganglioneurom, leiomom, rabdomiom [31-34]. Benigni odontogeni tumori su: ameloblastom, adenomatoidni odontogeni tumor, melanoameloblastom, kalcificirajući epitelni odontogeni tumor, kalcificirajuća odontogena cista, dentinom, cementom, fibrom, miksom, ameloblastički fibrom, fibroodontom i maligni odontogeni tumori, maligni ameloblastom, odontogeni karcinom, ameloblastički fibrosarkom, ameloblastički odontosarkom.

U traumatske povrede kostiju vilica ubrajaju se prelomi donje vilice (mandibula) i prelomi gornje vilice (maxilla).

Opšteprihvaćena kao najznačajnija klasifikacija preloma donje vilice je prema lokalizaciji preloma. Najraširenija je klasifikacija po Dingmanu i Natvigu (1964) na prelome simfize, korpusa, angulusa, uzlaznog kraka, mišićnog nastavka, artikularnog nastavka te alveolarnog grebena [35-37]. Prelomi gornje vilice su po učestalosti mnogo manje zastupljeni nego prelomi donje vilice. Klasifikacija preloma gornje vilice po Le Fortu: Le Fort I: Transferzalna frakturna, koja prolazi kroz pod oba maksilarna sinusa, donji nosni septum i pterigoidne nastavke, Le Fort II: Frakturna koja zahvata zigomatikomaksilarne suture, donju ivicu orbite oka i suturu nasofrontalis, Le Fort III: Frakturna koja se prostire iznad zigomatičnih lukova, kroz lateralni i medijalne zidove orbite i nasofrontalnu suturu [38-40].

1.2. Instrumenti za rad u oralnoj hirurgiji

Intervencije koje se izvode u kosti u oralnoj hirurgiji podrazumijevaju upotrebu odgovarajućih instrumenata. Sve instrumente možemo da podijelimo na ručne i mašinske.

Ručni instrumenti se i danas koriste, dok mašinski instrumenti modernizacijom oralne hirurgije zauzimaju sve više mesta, jer omogućavaju brži, efikasniji i komforniji rad i nezamjenjivi su u pojedinim intervencijama, kao npr. u implantološkim intervencijama [19, 20, 21].

Ručni instrumenti u oralnoj hirurgiji su: kirete, kliješta za kost, dlijeto za kost, turpija za kost i čekić za kost.

1.2.1. Nasadni mašinski instrumenti u oralnoj hirurgiji

U savremenoj oralnoj hirurgiji sve više se koriste nasadni instrumenti i mašinski rotirajući instrumenti. To su mehanički uređaj koji su u stomatologiju uvedeni u devetnaestom vijeku i do danas su napredovali u visokoefektivne i sofisticirane uređaje. Među prvim komercijalne nasadne instrumente predstavio je James B. Morrison 1871. godine. To je bio, preko pedale i prenosnog sistema kaiša, nogom pokretan nasadni instrument. U to vrijeme postojao je samo ravni nasadni instrument, koji je služio za preparaciju zuba i bio je nepraktičan za rad zbog pristupa, veoma male brzine rotacije i samim tim veoma neugodan za pacijenta. Godine 1940. John Patrick Walsh predstavio je brzo rotirajući nasadni instrument, pokretan zrakom, a 1950. godine u Americi dr John Borden je predstavio Bordenov rotor, koji je inkorporiran u nasadni instrument pod uglom ili kolenjak [22, 23].



Slika 4. Nasadni instrument tipa kolenjaka

Dvadeset godina kasnije uvode se mašinski nasadnici i kolenjaci pokretani električnom energijom preko elektromotora. Prvi elektromotori su bili veliki i ergonomski veoma nepraktični za rad u stomatologiji. Tehnološkim napretkom i modernizacijom obuhvaćen je i ovaj segment i konstruisani su mnogo manji elektromotori koji pokreću

nasadne instrumente. Konstruisani su tako da postoje spori i brzi mikroelektromotori. Spori imaju brzine obrtaja u i Rpm (rotations per minute) u raspunu od 100 pa do 40 000 Rpm. Postoje i brzi, kod kojih je brzina obrtaja u rasponu od 200 000 do 400 000 Rpm, ali se najčešće koriste u rasponu brzine od 180 000 do 330 000 Rpm.

Tehnološkom revolucijom pokretača rotirajućih mašinskih instrumenata znatno je poboljšan i olakšan rad u stomatologiji i oralnoj hirurgiji. Brzina rada je veoma unaprijeđena, što je omogućilo efikasnost oralnohirurških intervencija, povećanje njihovog broja, skratio vrijeme trajanja intervencija i obezbijedilo veći komfor pacijentu u toku oralnohirurških intervencija. Međutim povećanjem brzine rada i rotacije instrumenata direktno proporcionalno se povećava i temperatura na mjestu preparacije, što je jedini negativan učinak ovog tehnološkog napretka [24-27].

Idealan nasadni instrument još nije patentiran i proizведен.

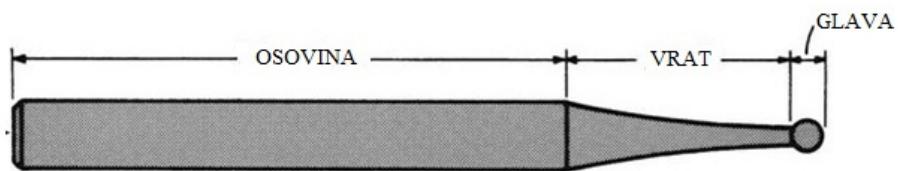
Nasadni instrument treba da zadovolji sljedeće kliničke potrebe:

1. da je bezbjedan i efikasan,
2. da ima širok raspon radnih brzina,
3. da ima maksimalnu produktivnost,
4. da minimalizuje traumu tkiva,
5. da uklanja i čvrsta i meka tkiva,
6. da ima dovoljnu snagu i obrtni moment,
7. da se rotirajući instrument lako postavlja i uklanja,
8. da ima dobru retenciju rotirajućeg instrumenta,
9. da maksimalno obezbjeđuje komfor pacijenta,
10. da je lak je za održavanje,
11. da je izdržljiv,
12. da je lagan,
13. da dobro leži u ruci i da se lako rukuje njim,
14. da ima ergonomičan dizajn,
15. da ne proizvodi buku i vibracije,
16. da se lako sterilise.

1.2.2. Mašinski rotirajući instrumenti u oralnoj hirurgiji

Mašinski rotirajući instrumenti (svrdla ili boreri) su mali rotirajući instrumenti koji se postavljaju u glavu nasadnih instrumenata (nasadnika i kolenjaka). To su rotirajući siječni instrumenti koji u oralnoj hirurgiji služe za uklanjanje, modelovanje i preparaciju koštanog tkiva.

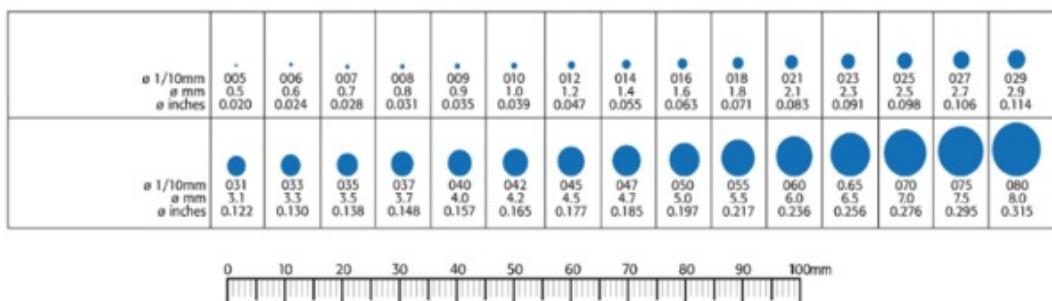
Svrdla se sastoje iz tri dijela: glave, vrata i osovine.



Slika 5. Sastavni dijelovi mašinskog rotirajućeg instrumenta

Glava svrdla je radni dio, dizajnirana tako da se njenom rotacijom vrši preparacija koštanog tkiva. Glava svrdla ima siječne ivice u različitom broju i različite angulacije. Svrdla koja se koriste u oralnoj hirurgiji imaju manji broj siječnih ivica, a efikasnost sječenja zavisi od oštine, broja oštrica i angulacije siječnih ivica. Veći ugao siječnih ivica povećava oštrinu i efikasnost svrdla ali i ubrzava trošenje svrdla zbog čega brže dolazi do njegovog tupljenja i smanjenja efikasnosti. Siječne ivice mogu biti dodatno nazupčene, i to su takozvana Cross cut svrdla, koja su znatno efektivnija u odnosu na standardna svrdla. Glava svrdla može biti različite veličine i oblika, pa se na osnovu ove dve karakteristike razlikuje i namjena svrdla. Veličina svrdla je definisana tabelom po International Organization for Standardization - ISO standardu. Prema ISO standardu, dijametar svrdla je definisan kao najširi dio siječne površine rotirajućeg instrumenta. Izražava se u veličinama jedne desetine milimetra, u milimetrima i inčima. Npr. dijametar 005 odgovara 0,5 mm ili 0,020 inča, dijametar 006 odgovara 0,6 mm ili 0,024 inča itd.

Dijametar svrdala/veličina prema ISO standardu



Slika 6. Dijametar svrdala po ISO standardu

Vrat svrdala je suženi dio, koji povezuje glavu i osovinu. U pogledu njegove veličine vrat svrdala je standardizovan.

Osovina svrdala je dio koji se postavlja u glavu nasadnog instrumenta. Može biti različitog oblika u zavisnosti da li se postavlja u kolenjak ili u nasadnik. Osovina može biti i različite dužine u zavisnosti od toga za koji nasadni instrument je namijenjena. Prema tome, imamo svrdla za prave nasadnike, koji imaju najdužu osovinu, zatim svrdla za kolenjake, koji imaju kraću osovinu, i retencioni element na kraju osovine, kojim se svrdlo povezuje sa kolenjakom i na taj način se sprečava njegovo odvajanje i ispadanje u toku rada.

Svrdla koja se koriste za rad u kosti gornje i donje vilice mogu se podijeliti na oralnohirurška i implantološka.

1.2.2.1. Oralnohirurška svrdla

Svrdla koja se najčešće koriste za rad u kosti u oralnoj hirurgiji su okruglog, cilindričnog i kruškolikog oblika. Kao i sva ostala svrdla, imaju glavu, vrat i osovinu. Oralnohirurška svrdla su pokretana nasadnim ravnim instrumentom, ali postoje i posebno dizajnirani nasadni instrumenti pod uglom koji se koriste u oralnoj hirurgiji i omogućavaju lakši pristup u toku operativnih zahvata u pojedinim područjima gornje i donje vilice u kojima je otežan rad zbog nepristupačnosti. Mogu biti različitih veličina, što zavisi od vrste oralnohirurške intervencije. Materijal od koga su napravljena može biti čelik ili mogu biti tungsten karbidna svrdla. Znatno kvalitetnija i dugotrajnija su tungsten karbidna svrdla. Na poprečnom presjeku svrdla vidi se broj i raspored siječnih ivica oralnohirurških svrdala. Ako svrdlo ima manji broj siječnih ivica sa većim nagibom, takvo svrdlo je oštrije i ono intenzivnije vrši uklanjanje koštanog tkiva. Ako

ima veći broj siječnih ivica sa manjim nagibom, ono sporije i manje uklanja koštano tkivo i vrši glačanje i ravnanje koštanog tkiva. Dimenziije prečnika glave oralnohirurškog svrdla su od 0,5 do 8 mm.



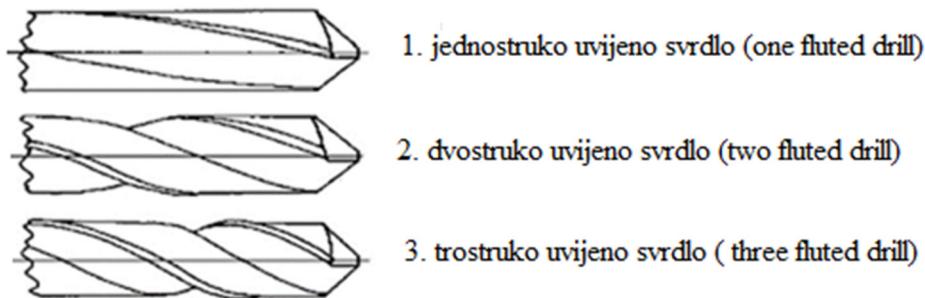
Slika 7. Oblici oralnohirurških svrdala

1.2.2.2. Implantološka svrdla

Implantati koji imaju ulogu da zamijene korijene zuba koji nedostaju dizajnirani su tako da imitiraju korijen zuba u najvećoj mogućoj mjeri. Oblik svrdala koja se koriste za preparaciju ležišta implantata dizajniran je tako da preparaciono ležište implantata u kosti potpuno odgovara obliku i veličini implantata i da na taj način zadovolji sve biomehaničke karakteristike implantacionog sistema.

Implantološka svrdla za svaki implantacioni sistem imaju različite karakteristike, a zajednička im je da su cilindričnog oblika ili blago koničnog oblika. Na sebi imaju preparacione žlijebove i siječne ivice koje su spiralno uvijene uzdužno oko centralne osovine implantološkog svrdla. Zato se zovu i twisted drill ili uvrnuta svrdla. Broj uvijenih siječnih ivica varira od minimalno dvije do maksimalno četiri (two, three and fourfluted drill). Žlijebovi i siječne ivice imaju osnovnu namjenu za sječenje kosti u toku preparacije koštanog ležišta implantata i dizajnirani su tako da svojom rotacijom izbacuju prema napolje koštane opiljke koji se formiraju u toku preparacije ležišta. Bertolo i saradnici smatraju da su implantološka svrdla sa tri siječne ivice najefikasnija u preparaciji ležišta jer imaju veliku siječnu efikasnost i, za razliku od implantoloških svrdala sa četiri siječne ivice, lakše otklanjaju koštane opiljke koji se formiraju u toku

preparacije. Razlog je gustina navoja kod svrdla sa četiri siječne ivice jer se koštani opiljci akumuliraju unutar gusto raspoređenih siječnih ivica i teže se izbacuju iz koštanog ležišta prema napolje pa je veća vjerovatnoća sabijanja koštanih opiljaka unutar preparacionog ležišta [28-30].



Slika 8. Oblici implantoloških svrdala

Kao i sva ostala svrdla, i implantološka se sastoje od osovine, vrata i glave svrdla. Glava je radni dio čijom rotacijom se vrši rad u kosti. Glava ima različite dimenzije, koje se kreću od 2,2 mm do 6 mm u dijametru i od 6 mm pa do 14 mm u dužinu. Veličina svrdla zavisi od dužine i dijametra implantata. Najmanja svrdla po dijametru zovu se pilot svrdla (pilot drill) jer ona vrše preparaciju primarnog ležišta implantata, a svrdla većeg dijametra zovu se završna svrdla (final drill), čiji poprečni dijametar odgovara dijametru implantata koji se ugrađuje. Svako implantološko svrdlo na sebi ima oznake u vidu poprečnih linija koje označavaju preparacionu dužinu, odnosno dubinu preparacije u kosti. Dubina preparacije odgovara dužini implantata. Oznake dubine variraju u zavisnosti od implantacionog sistema i u rasponu su od 6 do 14 mm. Takođe, svako implantološko preparaciono svrdlo je u području osovine svrdla označeno bojom, i to najčešće bijelom, žutom, crvenom, plavom i zelenom. Svaka boja odgovara poprečnom dijametru svrdla, koje u potpunosti mora da odgovara poprečnom dijametru implantata. Boja se upotrebljava radi lakšeg raspoznavanja svrdala u toku implantacionog operativnog zahvata. Implantološka svrdla nekih implantacionih sistema imaju na osovinu svrdla laserski ugravirane oznake koje odgovaraju dijametru svrdla. Te oznake su veoma korisne prilikom razvrstavanja implantoloških svrdala u hirurške kasete, ali u toku implantološko hirurške intervencije ta je korist zanemarljiva jer su prilično malih dimenzija, te samim tim teško uočljive. Iz tih razloga se u toku

intervencije operater oslanja najčešće na oznake dijametra svrdla koje su označene bojom.



Slika 9. Različiti dijametri implantoloških svrdala i njihove oznake

1.3. Elektromagnetsko zračenje

Elektromagnetsko zračenje može da bude ionizujuće i neionizujuće i ako djeluje na živu materiju, predmet je izučavanja radijacione biofizike.

Energija elektromagnetskog zračenja u svom kvantnom energetskom spektru prostire se od velikih vrijednosti (tvrdi H i γ zračenje) do malih vrijednosti (dugi radio-talasi). U Tabeli 9. date su vrijednosti energetskog spektra po talasnim dužinama i frekvencijama elektromagnetskog zračenja uz prikaz dimenzija biološkog materijala [31].

Tabela 1. Vrijednosti energetskog spektra po talasnim dužinama

Spektar elektromagnetičnih zračenja				
Talasna dužina u vakumu (m)	Frekvencija (Hz)	Energija kvanta	Vrsta zračenja	Dimenzija bioloških objekata
$10^{-15}=1 \text{ fm}$	3×10^{23}	1,24 GeV	X (akceleratio. kosmičko)	Atomsko jezgro
$10^{-14}=1 \text{ fm}$	3×10^{22}	124 MeV	X (betatron)	
$10^{-13}=1 \text{ pm}$	3×10^{21}	12,4 MeV	X (betatron)	
$10^{-12}=1 \text{ pm}$	3×10^{20}	1,24 MeV	X и γ	
$10^{-11}=1 \text{ pm}$	3×10^{19}	124 KeV	X и γ	
$10^{-10}=1 \text{ Nm}$	3×10^{18}	12,4 KeV	X meko	Atom
$10^{-8}=1 \text{ Nm}$	3×10^{18}	12,4 KeV	X i UV*	1 Nm aminokiseline 3-15 Nm hemoglobin
$10^{-10}=1 \text{ Nm}$	3×10^{18}	12,4 KeV	UV i vidljivo	20 Nm hemocianin 20 Nm mali virusi
$4 \times 10^{-7}=1 \mu\text{m}$	3×10^{18}	12,4 KeV	Vidljivo	450 Nm veliki virusi
$7 \times 10^{-10}=1 \mu\text{m}$	3×10^{18}	12,4 KeV	IC**	475 Nm rikecije
$10^{-6}=1 \mu\text{m}$	3×10^{18}	12,4 KeV	IC mikrotalasi radio-talasi	Dimenzijske celije
$10^{-4}=1 \mu\text{m}$	3×10^{18}	12,4 KeV		20 cm velike celije
$10^{-3}=1 \mu\text{cm}$	3×10^{18}	12,4 KeV	UKTK,K,S i D***	180 cm visina čovjeka

* UV - ultravioletno

** IC - infracrveno

*** UKT - ultrakratki, K - kratki, S - srednji i D – dugi talasi

Kvantna energija elektromagnetičnog zračenja je direktno odgovorna za ionizaciju tijela.

Što je veća energija, veća je jonizacija. Prema tome, počevši od spektra ultraljubičastog, a tu spadaju i infracrveno i radio zračenje, imaju nisku energiju i ne dovode do jonizacije bioloških molekula. Zbog toga ova zračenja spadaju u nejonizujuća. Ovaj spektar zračenja ima druge veoma važne efekte na živi svijet i nejonizujuće zračenje je sastavni dio živog svijeta [32,33].

UV ili ultraljubičasto zračenje je energetski najjače nejonizujuće zračenje (12,4 - 3,1 eV), ali taj termin nejonizujuće koristi se uslovno u biološkom smislu. Razlog tome je što atomi od kojih su građeni živi organizmi (C, H, O, N, Na, K), ukoliko se nalaze u čvrstim tijelima, recimo u kristalima, imaju veliko ionizujući potencijal, pa ih i UV zračenje može ionizovati [32,33].

Prema kvantnoj energiji, UV zračenje dijelimo na tri oblasti:

- blisko UV zračenje $(\lambda = 400\text{-}300 \text{ nm})$,
- daleko UV zračenje $(\lambda = 300\text{-}190 \text{ nm})$,
- ekstremno UV zračenje $(\lambda = 190\text{-}100 \text{ nm})$.

Glavni izvor UV zračenja u prirodi je Sunce, sa svojom absolutnom temperaturom površine od 6000 °K. Zračenje Sunca koje stiže do površine Zemlje je dobro isfiltrirano. Od vještačkih izvora UV zračenja to su izvori sa visokom temperaturom kao što je Voltin luk - lučne lampe, živina kvarcna lampa i posebno je interesantno lasersko zračenje u UV oblasti [32,33].

1.4. Infracrveno zračenje

IC zračenje spada u spektar nevidljivih elektromagnetskih talasa koje nam daje informaciju o translatornom i rotacionom kretanju atoma i atomske grupa u molekulima. IC zračenje je između talasnih dužina $\lambda_1 = 750 \text{ nm}$ i $\lambda_2 = 106 \text{ nm}$ (1mm) ili energetski između $h\nu_1 = 1,65$ i $h\nu_2 = 1,2 \times 10^3 \text{ eV}$.

Spektar IC zračenja je podijeljen na tri dijela:

- blisko IC zračenje $750\text{-}400 \text{ nm (4}\mu\text{m)}$,
- srednje IC zračenje $4000\text{-}30\ 000 \text{ nm (30 }\mu\text{m)}$,
- daleko IC zračenje $30\ 000\text{-}106 \text{ nm (1 mm)}$.

Ipak, najčešće se infracrveno zračenje dijeli na pet područja:

- Blisko infracrveno područje ($0,7 \text{ } \mu\text{m} - 1,4 \text{ } \mu\text{m}$). To je područje određeno sa apsorpcijom vodene pare. Obično se koristi za optička vlakna u telekomunikacijama, zbog malih gubitaka prigušenja silicijum dioksida (SiO_2). Za aktivno otkrivanje ciljeva u mraku ovo je područje vrlo osjetljivo i koristi se za naočale za noćno osmatranje.

- Kratkovalno infracrveno područje ($1,4 \text{ } \mu\text{m} - 3 \text{ } \mu\text{m}$). To je područje gdje se apsorpcija vodene pare jako povećava, na valnoj dužini 1450 Nm . Područje od 1530 do 1560 Nm je vrlo važno područje za telekomunikacije na velikim udaljenostima.

- Srednjevalno infracrveno područje ($3 \text{ } \mu\text{m} - 8 \text{ } \mu\text{m}$). To je područje značajno što ima "atmosferski prozor" ili područje u kom ni jedan staklenički plin ne upija Sunčevu toplotno zračenje.

- Dugovalno infracrveno područje ($8 \text{ } \mu\text{m} - 15 \text{ } \mu\text{m}$). To je područje "termalnog snimanja", gdje se mogu dobiti najbolje IC slike, kada nema svjetlosti Sunca ili Mjeseca.

- Daleko infracrveno područje ($15 \text{ } \mu\text{m} - 1000 \text{ } \mu\text{m}$). To je područje značajno za daleki infracrveni laser.

Svi objekti emituju infracrveno zračenje kao funkciju njihove temperature. To znači da svi objekti emituju infracrveno zračenje. Infracrvena energija potiče od vibracija i rotacija atoma i molekula. Što je viša temperatura nekog objekta, veća je pokretljivost, više je infracrvenog zračenja emitovano. Ovo je energija koja se detektuje infracrvenim kamerama [32,33].

1.5. Termografija

Iz Plankovog zakona zračenja vidi se da čvrsta i tečna tijela emituju infracrveno, odnosno toplotno zračenje čak i na vrlo niskim temperaturama (do $1,5 \text{ } ^0\text{K}$). U stvari, detekcija IC zračenja najlakše se vrši mjerenjem temperature. Tako je i otkriveno ovo zračenje u spektru Sunca. Upravo Sunce je i najveći izvor IC zračenja i 50% isijavanja Sunca pada u IC oblast [32].

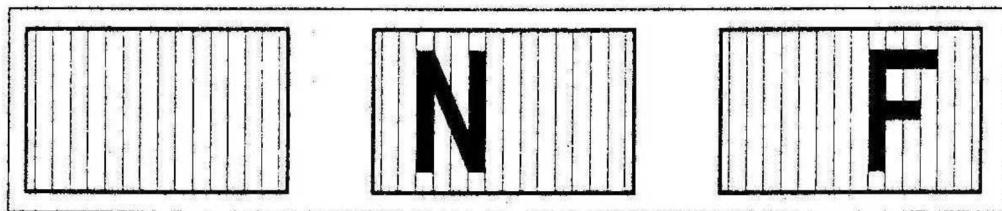
Max Planck 1900. god. kontinualnu emisiju toplotnog nejonizujućeg zračenja koja neprekidno raste sa porastom frekvencije zamijenio je hipotezom da se emisija i apsorpcija zračenja vrši diskontinualno u određenim količinama - kvantima zračenja (fotonima) čija energija (ε) je jednaka:

$$\epsilon = h\nu$$

Slika 10. Plankov zakon zračenja
(ϵ - energija, $h = 6.62 \times 10^{-34}$ - Plankova konstanta, ν - frekvencija)

Čovjek shodno Plankovom i Vinovom zakonu zrači u IC oblasti. Maksimalno zračenje je na talasnoj dužini $\lambda_{\text{max}} = 9,5 \mu\text{m}$, što spada u srednju oblast (4-30 μm) IC spektra. Toplotna razmjena temperature čovjeka ili organizama sa spoljašnjom okolinom vrši se kontinuirano i osnov je za normalnu termoregulaciju temperature organizma. Razmjena se održava preko topotne kondukcije (sprovođenja), konvekcije (prenošenja) topote, topotnim zračenjem i isparavanjem. Kod čovjeka kondukcija topote je neznatna, ali konvekcija može da dostigne 15-20% ukupne vrijednosti pri normalnim klimatskim uslovima. Isparavanje sa površine tijela i isparavanje pri disanju odnosi 30% ukupne topote, dok topotnim zračenjem čovjek gubi najveću količinu topote, i to 50%, pa se zakoni zračenja ovdje mogu adaptirati za kvalitativna izučavanja. Mjerenje temperature i njeno registrovanje na bazi IC zračenja vrši se specijalnim detektorima (tečni kristali, termistori, fotodioda) i zove se termografija [32].

Površinska termometrija sa kristalima je jedna vrsta medicinske termometrije, koja se bitno razlikuje od klasičnih metoda. Tečni kristali imaju osobinu da prilikom promjene temperature reflektuju dnevnu svjetlost selektivno po talasnim dužinama, te na taj način mijenjaju boju promjenom temperature i posmatranjem te promjene boje dobijamo podatke o tome kolika je promjena temperature i na taj način imamo jednu vrstu termometra. Tečni kristali u određenim formama registriraju temperaturu za nekoliko sekundi. Jedna od tih formi pogodna je za mjerenje distribucije temperature sa površine kože. Ta forma se rasprši po koži i onda se gleda promjena boje i pogodna je za praćenje inflamatornih promjena i distribuciju potkožnih tumora. Ti termometri izgledaju kao trake koje na sobnoj temperaturi ne mijenjaju boju. U tim trakama kristali su raspoređeni u obliku slova. Pa, recimo, za temperaturu od 37 °C slovo je N i ima jednu boju, dok je za temperature preko 37 °C slovo F i boja je drugačija [33].



Slika 11. Plastična traka sa raspoređenim tečnim kristalima u slova N i F

Kod tečnih kristala površinska termometrija je bazirana na mjerjenje pomoću tijela koja imaju osobinu tečnosti, ali i osobine čvrstih tijela. Fluidnost je karakteristika tečnih tijela, dok je optička anizotropija karakteristika čvrstih tijela - kristala. Osobina da selektivno rasijavaju svjetlost iskorištena je kao indikator temperature u boji. Upravo molekulska struktura tečnih kristala mijenja se sa temperaturom s obzirom na to da su same molekulske sile vrlo slabe. To dovodi do znatnih i brzih promjena optičkih karakteristika, a u prvom redu rasijanje svjetlosti, gdje im se onda boja mijenja od crvene do ljubičaste, tj. mogu da dobiju sve boje spektra [34].

G. Friendel (1992) uveo je podjelu tečnih kristala na nematsku, smektičku i izotropnu fazu u funkciji temperature. Prve dvije faze razlikuju se po osobinama koje proističu iz uređenja njihovih molekula. Molekuli tečnih kristala su ili štapićasti ili izdužene pločice (planarni). Nematska faza odgovara paralelnom rasporedu molekula, ali su njihova težišta haotično raspoređena. Kod smektičke faze molekuli se izravnavaju u jednom pravcu i težišta su im paralelno raspoređena. Uviđa se da se sa promjenom temperature mijenja i molekulsko ustrojstvo kristala, što dovodi do promjena optičkih karakteristika i mijenjanja boje kristala. Ova promjena se ne događa samo pod promjenama temperature, već i neznatne promjene para i električnih potencijala dovode do ovih promjena. To je dovelo i do najveće primjene tečnih kristala i konstruisane su diode tečnih kristala (LCD) koje se danas koriste za izradu televizijskih ekrana [34,35].

Termovizijske metode zasnivaju se na primjeni optoelektronskih detektora IC zračenja, i to kvantnih (fotodioda, CCD, fotootpornik, fotoelement) i termičkih (termoelement, termistor, bolometar, piroelektrik). U Tabeli 10. dat je pregled osnovnih karakteristika kvantnih i termičkih detektora IC zračenja koji su najviše zastupljeni u termovizijskoj tehnici.

Prvi termovizijski sistemi su napravljeni na principu skeniranja temperaturnog polja. Pomoću optičkog sistema zračenje objekta fokusira se na senzor. Zračenje objekta se pretvara u električni signal, koji se sinhronizuje sa uređajem za skeniranje, te se na indikatoru ili ekranu formira crno-bijela ili kolor slika temperaturnog polja snimanog objekta [36].

Dobijanje termovizijske slike odvija se tako što se signal iz skenera prevodi na displej, gdje se pojačava i obrađuje kao video-signal. Na displeju ili na ekranu dobijamo crno-bijelu ili kolor sliku sa posebnim konvertorom kojim se dobijaju nijanse određene boje.

Termovizijski sistemi koji imaju mogućnost digitalne obrade slike, osim skenera (kamere), imaju i računarsku jedinicu, monitor i postolje za snimanje [36].



Slika 12. Termovizijski sistem [39]

Tačnost mjerjenja temperature je $\pm 0,5 - 0,2\%$, mjerni opseg od 20°C pa do nekoliko stotina Celzijusovih stepeni, a temperaturna rezolucija je $0,1 - 0,3^{\circ}\text{C}$ (maksimalno do

0,5 °C). Najveći problem termovizijskih sistema jeste mjerjenje niskih temperatura. Skenerska jedinica termovizijskog sistema ima izgled kamere i sastoji se iz mehaničko optičkog modulatora (optike), detektora zračenja, kontrolne elektronike sa sistemom elektropojačivača [36].

Za analizu termovizijskih slika potrebna je specijalna softverska podrška, koja se sastoji iz skupa više različitih programa. Osnovni programi namijenjeni su za manipulaciju mjernim podacima skeniranog temperaturnog polja i za dobijanje slike, za dinamičku analizu na osnovu sukcesivnih slika polja, za analizu spektralnih karakteristika objekata i prenosnih medija (atmosfere). Program za digitalnu obradu slike može da određuje kontrast slike, izdvaja konture posmatranog polja, pravi različite histograme, vrši filtraciju slike, provodi aritmetičke operacije na slici, pravi geometrijske transformacije slike, odstranjuje šum i slično [36].

1.6. Medicinska infracrvena termografija

Medicinska termografija predstavlja beskontaktno mjerjenje temperature površine tijela na bazi vrlo tačne detekcije infracrvenog zračenja. Medicinska termografija registruje apsolutne temperature tačaka sa površine kože, njihovu promjenu u vremenu, daje cijelokupnu temperaturnu distribuciju određenog vidnog polja i registruje to vidno polje sa konvencionalnom termografijom na kojoj je distribucija temperature prikazana kao termalna slika ili termogram. Na termogramu se uočavaju područja sa svjetlijom bojom (žuta, narandžasta, crvena), koja odgovaraju toplijim područjima, i tamnija područja (zelena, plava, crna...), koja odgovaraju hladnjim područjima [31, 37].

Svi objekti emituju infracrveno zračenje kao funkciju njihove temperature. To znači da svi objekti emituju infracrveno zračenje. Infracrvena energija potiče od vibracija i rotacija atoma i molekula. Što je viša temperatura nekog objekta, veća je pokretljivost, više je infracrvenog zračenja emitovano. Ovo je energija koja se detektuje infracrvenim kamerama [31].

Infracrvena termografija je tehnika formiranja slike infracrvene svjetlosti, nevidljive za ljudsko oko, koju emituje objekat koji se snima termovizijskom kamerom. Obična termovizijska kamera izgleda kao tipični kamkorder i proizvodi TV slike topotnog zračenja uživo. Sofisticirane kamere mogu da mjere i temperature bilo kog objekta ili površine i da na slici prikažu kvazikolor sliku, koja jasno interpretira termički dijapazon snimka. Slika koju prikazuje infracrvena kamera zove se termogram ili ponekad

termograf [31].

U medicini primjena termovizijske kamere ima gotovo neograničene mogućnosti. U svim kliničkim stanjima u kojima se mijenja temperatura tijela ili jednog ograničenog područja infracrvena termovizija može da bude korisno dijagnostičko sredstvo. Do sada je infracrvena termografija našla primjenu kod dijagnostike raka dojke, perifernih vaskularnih promjena koje se javljaju kod ishemische bolesti srca, kod praćenja infektivnih kožnih oboljenja i još mnogih drugih oboljenja. Infracrvena termografija je našla svoju primjenu i u veterini, gdje se koristi za mnoga oboljenja i povrede, kao što je povreda ukrštenog ligamenta kod pasa [32, 37, 38, 39].

Termografija dojki je potencijalni metod ranog otkrivanja oboljenja dojki. Metod je neinvazivan, ne zrači, brz je, bezbolan, ima nisku cijenu, bez rizika je i bez kontakta sa tijelom. To je efikasan metod za pregled žena u svim uzrastima, za pregled grudi svih veličina, fibrocističnih grudi, grudi sa gustim tkivom, za pregled trudnice ili dojilja. Primjena termovizije u dijagnostici raka dojke bazirana je na pretpostavci da je u tumorskom području povećana lokalna temperatura i da se ona može detektovati pomoću IC kamera. Takođe je korisno sredstvo za praćenje grudi poslije operacije. Aktivnost krvnih sudova i povećanje lokalne toplove ukazuju na prisustvo prekanceroznih ćelija ili ćelija raka u ranim fazama razvoja. IC termografija može da otkrije prvi znak formiranja raka osam do 10 godina prije nego što mamografija može da detektuje tumor. Sljedeći faktori uzrokuju da kancerogene ćelije stvaraju toplotu:

- veća metabolička aktivnost kancerogenih ćelija u odnosu na normalne ćelije,
- angiogeneze, ćelije tumora gladuju za hranljivim materijama, pa tako proizvode supstancu koja stimuliše razvoj i rast krvnih sudova koji snabdijevaju tumor hranljivim materijama i takođe izaziva proširenje normalnih krvnih sudova da bi dovodili više krvi tumoru koji je u rastu [37-53].

Gore i Xu su izračunavali temperaturne raspodjele sa tumorom i našli su da tumor ima oko 1,5 do dva puta veći metabolizam i 10 do 20 puta veću stopu perfuzije. Dakle, lokalna temperatura dojke i tumora razlikuje se dovoljno da se otkrije savremenim infracrvenim kamerama [53].

Crandell i Hill su bili među prvim koji su dali svoje nalaze o infracrvenoj termografiji i njenoj primjeni u stomatologiji. Oni su vršili ocjenjivanje sjekutića sa periapikalnim lezijama. Mjerjenje temperature je vršeno sa površine kože, sa zatvorenim ustima. Pretpostavka je bila da će termografija postati veoma važna dijagnostička metoda u

stomatologiji, na primjer, za ispitivanje vitaliteta zuba. Od tada je došlo do velikog interesovanja za termografiju kao dijagnostičku metodu, ali ona još nije uvedena kao standardno dijagnostičko sredstvo u stomatologiji. Najvećim dijelom razlozi su visoka cijena opreme, nedostatak osjetljivosti i sporost obrade slike. Takođe ova studija je vršena u prednjem dijelu usne duplje, što je takođe bio razlog za neprimjenu infracrvene termografije kao dijagnostičke metode u stomatologiji [54].

Međutim, tokom godina došlo je do enormno brzog razvoja elektronike, tehnike i proširenja područja njihove primjene, tako da su s vremenom riješeni pojedini nedostaci kamere, pa se ona danas veoma lako koristi. Došlo je do razvoja aplikacija za obradu slika, savremena termografska oprema je veoma osjetljiva i bilježi temperaturne razlike od $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ i sa programima za obradu slike veoma je korisna u termologiji. Pojedinim metodološkim rješenjima je omogućena i primjena termografije u posteriornim regijama vilica, i to intraoralna tehnika snimanja, što značajno proširuje područje primjene termografije u stomatologiji [54, 55].

1.7. Implantologija

Implantologija je dio stomatologije koji se bavi rehabilitacijom estetskih i funkcionalnih zahtjeva pacijenata pomoću ugradnje dentalnih implantata.

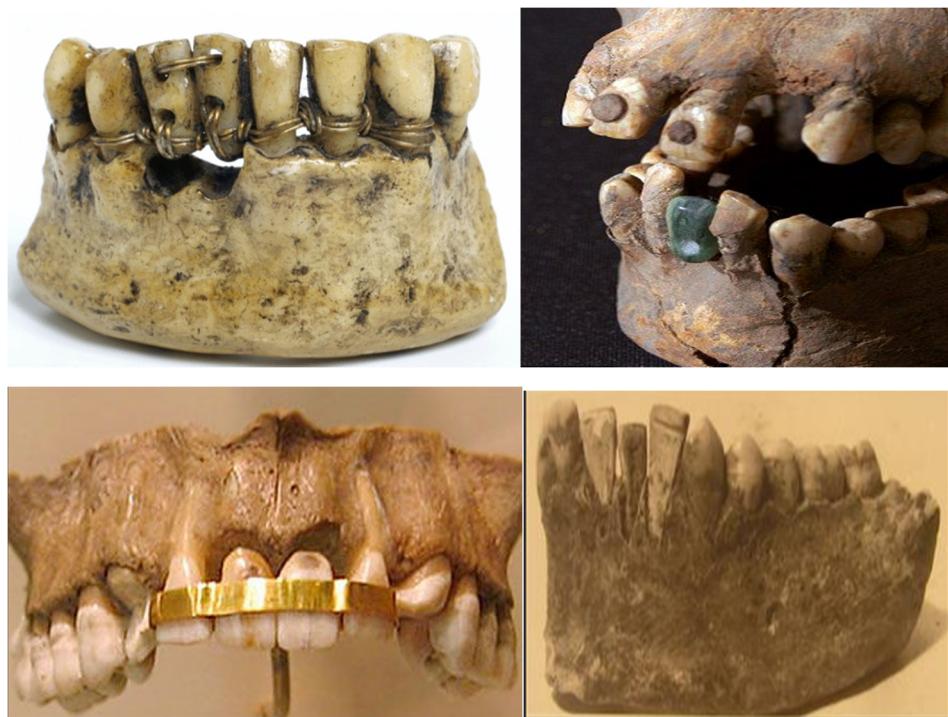
Implantacija predstavlja hirurški zahvat i kome se vrši ugradnja dentalnih implantata u koštano tkivo gornje i donje vilice [56].

1.7.1. Istorijat implantologije

Istorijat evolucije implantata je veoma interesantno i fascinantno putovanje kroz vrijeme. Od početka čovječanstva ljudi su koristili implantate u različitim formama i oblicima pokušavajući da zamijene nedostajući Zub ili zube [57].

Istorija implantata seže daleko, još u doba Egipćana 2500. godine prije nove ere. Naime oni su koristili zlatnu žicu radi povezivanja susjednih zuba međusobno i zuba koji nadomještaju izgubljene zube [57].

Etrurci su tehniku još usavršavali pa su zlatnom žicom povezivali za susjedne postojeće zube u vilici izgubljene, odnosno izvađene zube i zube isklesane od goveđih kostiju i koristili ih kao nadomjestke izgubljenih zuba [58].



Slika 13. Arheološki dokazi primitivnih implantata

Feničani su 300. godine nove ere takođe koristili slične tehnike kao i Egipćani i Etrurci, ali su nadomjestke zuba klesali od slonovače, koja inače po svom sastavu podsjeća na dentin ljudskih zuba [59].

Dokazi prvih implantata pripisuju se civilizaciji i kulturi Maja i Inka iz perioda oko 600. godine nove ere. Postoje radiografski dokazi vilica iz tog perioda koji pokazuju implantate u obliku sječiva koji su ugrađivani u vilice. Smatra se da su koristili ljske morskih ili riječnih školjki.

U prošlom vijeku u implantologiji se ističe EJ Grenfeld, koji je 1913. godine pacijentu u ispreparisanu alveolu u donoj vilici ugradio imitaciju korijena zuba napravljenu od iridijuma i platine obložene sa 24-karatnim zlatom. Braća Alvin i Moses Strock vršili su istraživanje sa implantatima od vitalijuma, koji je legura hroma i kobalta [60].

Francuski doktor Raphael Chercheve dizajnira spiralni oblik implantata tako što je kreirao svrdla za olakšavanje ugradnje implantata, a kao nastavak 1940. godine Dahl konstruiše subperiostalni implantat, koji su dalje izučavali i usavršavali 1950. godine Lew, Bausch i Berman [61, 62].

Prema mišljenju pojedinih, počeci moderne implantologije događaju se tokom Drugog svjetskog rata, kada su zajedničkom saradnjom Norman Goldberg i Aaron Gershkoff dizajnirali prvi subperiostalni implantat koristeći metale koji su upotrebljavani za

nadoknadu drugih izgubljenih dijelova tijela. Oni se smatraju pionirima moderne implantologije.

Od 1960. do 1970. godine istraživanja brojnih naučnika usmjerena su ka pronalaženju raznih oblika i dizajna implantata. Ističu se dr Cherchieve, koji je dizajnirao jednodijelni implantat sa dvostrukim spiralnim navojem. Taj dizajn je dalje usavršavao Giordano Muratori, koji je implantatu dodao unutrašnji navoj. Potom je dizajn implantata izmijenjen u glatke implantate bez oštrica navoja, u čemu je prednjačio Linkow. On je dizajnirao različite oblike implantata, među kojim se ističe listasti Linkow implantat, koji i danas pojedini implantolozi favorizuju kod pacijenata u određenim situacijama i slučajevima [63, 64, 65].

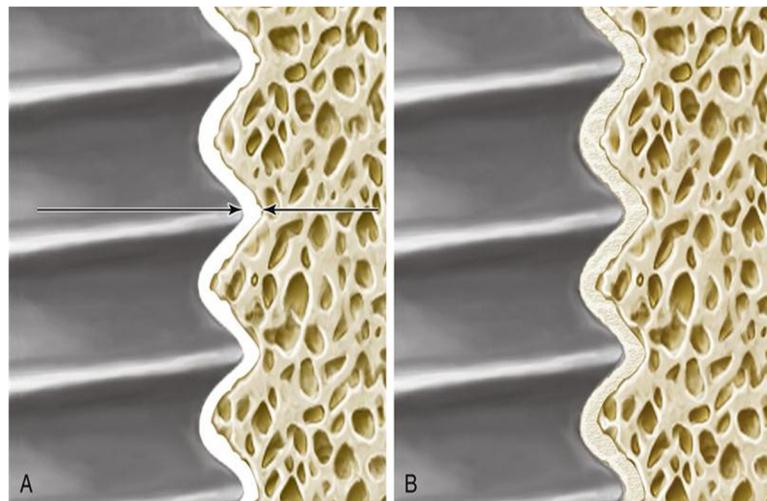
Najznačajniji doprinos u modernoj implantologiji dao je švedski ortoped Per-Ingvar Bränemark, koji je izučavao procese koštane reparacije i regeneracije na animalnim i humanim modelima. Bränemark je do ovog otkrića došao sasvim slučajno, izučavajući protok krvi na eksperimentalnim životinjama, kod kojih je u butnu kost ugrađivao titanske membrane. Nakon sakrifikacije eksperimentalnih životinja uočio je da su membrane u potpunosti srasle sa kosti i da ih je gotovo nemoguće ukloniti iz kosti. Takođe je prvi izvršio ugradnju titanskog implantata kod 37-godišnjeg pacijenta. Na osnovu svojih istraživanja dao je i opisao definiciju oseointegracije. Autor je brojnih naučnoistraživačkih radova na polju implantologije, koje je objavio između 1978. i 1981. godine, te na taj način uveo implantologiju u komercijalizaciju i masovnu primjenu u stomatologiji [66-68].

Bränemark je rezultate svog 15-godišnjeg istraživanja prezentovao u maju 1982. godine na konferenciji o oseointegraciji, koja je održana u Americi, i odmah te godine je Američka direkcija za hranu i lijekove (US Food and drug administration, skr. FDA) izdala dozvolu za korištenje titanijuma kao materijala za izradu implantata i za upotrebu u implantoprotetskoj rehabilitaciji pacijenata. Bränemark je takođe definisao i oseointegraciju: "Oseointegracija je direktna strukturalna i funkcionalna veza između organizovane, vitalne kosti i površine opterećenog implantata." [69, 70, 71].

Pojam oseointegracije su nadalje definisali i drugi autori, npr. Albrekston, Zarb, Donath i drugi, koji je definišu kao čvrstu povezanost aloplastičnog materijala i kosti, gdje se čvrsta veza zadržava i nakon opterećenja aloplastičnog materijala [72].

Schroeder smatra da oseointegracija tokom dužeg vremena nakon opterećenja postaje sve gušća, jača i kompaktnija [73].

Donath smatra da je oseointegracija reakcija koštanog tkiva na strano tijelo u smislu stvaranja ožiljnog koštanog tkiva [74].

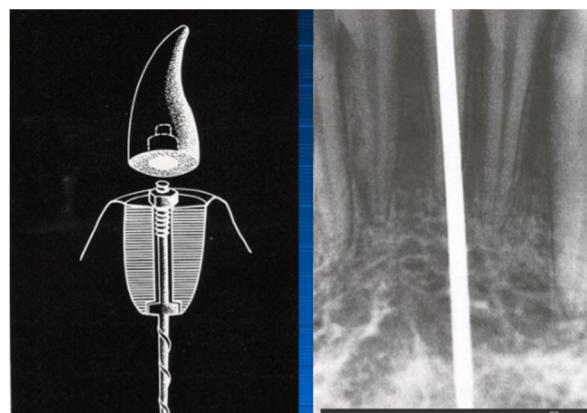


Slika 14. Grafički prikaz kontaktne površine implantata i kosti, B. Grafički prikaz kontaktne površine implantata i kosti nakon oseointegracije

1.7.2. Podjela implantata

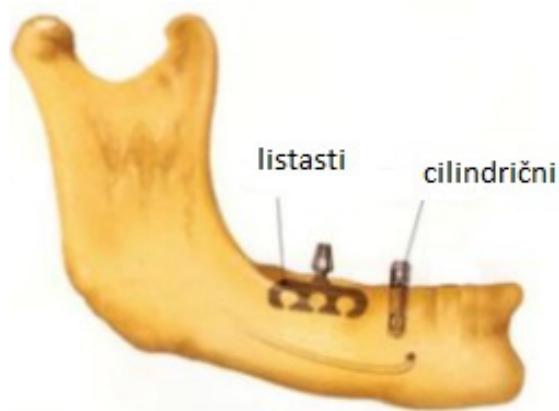
Implantate dijelimo prema mjestu ugradnje na transdentalne, endooskalne, subperiostalne i submukozne.

Transdentalni implantati su implantati koji se ugrađuju kroz krunicu i korijen zuba i na taj način vrše njegovu stabilizaciju, po svom dizajnu su igličasti implantati.



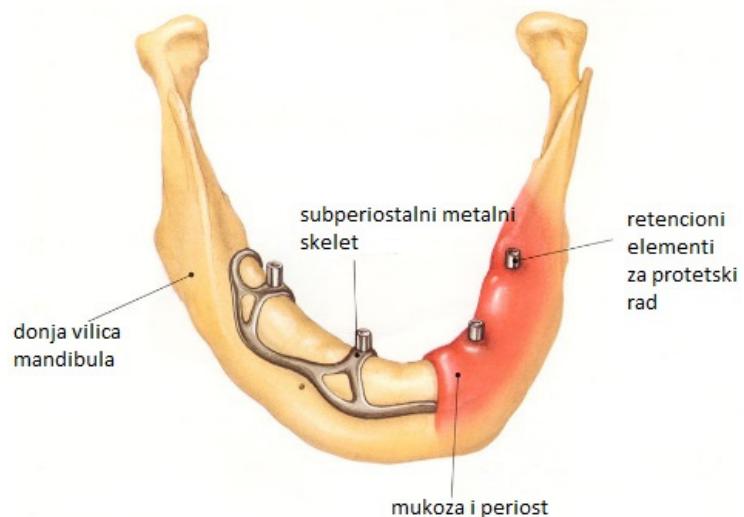
Slika 15. Igličasti ili transdentalni implantati

Endosealni implantati su danas u masovnoj upotrebi, najviše se koriste i njihova ugradnja se vrši u kost gornje i donje vilice. Po dizajnu postoje mnogobrojni endosealni implantati jer se svaki proizvođač trudi da ima poseban i po nečemu inovativan dizajn [75].



Slika 16. Grafički prikaz listastog Linkow implantata i cilindričnog endosealnog implantata

Subperiostalne implantati se ugrađuju kao što sam naziv govori u podsluzokožno tkivo gornje i donje vilice. Po svom dizajnu su dugmičasti implantati, odnosno imaju oblik dugmadi. Isključivo su se koristili u slučajevima totalne bezubosti kao retencioni i stabilizacioni element gornje i donje totalne mobilne zubne proteze [76].



Slika 17. Grafički prikaz subperiostalnog implantata

Submukozni implantati su posebna vrsta implantata koji se ugrađuju u submukozno tkivo nepčanog svoda i služe za retenciju i stabilizaciju gornje totalne mobilne zubne proteze.

Navedeni implantati, osim endoossealnih, danas se više ne upotrebljavaju i imaju istorijski i deskriptivni značaj.

Po načinu ugradnje, implantati mogu biti jednofazni i dvofazni. Jednofazni implantati su implantati koji se nakon ugradnje ne pokrivaju mukoperiostalnim režnjem i mogu da se nakon implantacije imedijetno opterećuju.



Slika 18. Endoossealni jednodijelni, jednofazni implantati

Za razliku od njih, dvofazni implantati se nakon implantacije prekrivaju mukoperiostalnim režnjem i nakon toga se čeka njihova oseointegracija, koja varira od tri nedelje do šest mjeseci pa i do godinu dana, u zavisnosti od tehnika implantacije. Dvofazni implantati se nakon oseointegracije otkrivaju i vrši se njihovo opterećenje [77, 78, 79].



Slika 19. Endoossealni dvodijelni implantati

1.7.3. Ugradnja implantata (RTG analiza, priprema i obrada pacijenta)

Ugradnja implantata je složen proces, koji zahtijeva multidisciplinarni pristup pacijentu i u kome je uključeno više ljekara različitih specijalnosti. Samo multidisciplinarni pristup daje dobre i predvidljive rezultate [80].

Ugradnja implantata predstavlja skup postupaka čiji je cilj uspješna implantološka terapija radi rješavanja djelimične ili potpune bezubosti pacijenta.

Postupci koji se izvode su: priprema i obrada pacijenta, rendgenološka analiza, ugradnja implantata, postoperativna kontrola i evaluacija uspješnosti implantacije, opterećivanje implantata ili izrada protetske nadoknade i kontrola pacijenta [81, 81, 83].

Priprema pacijenta za implantološku terapiju podrazumijeva prije svega detaljnu opštu i stomatološku anamnezu pacijenta, za koju se utvrdilo da ima izuzetan značaj za uspjeh implantološke terapije.

Anamneza predstavlja skup pitanja koja se postavljaju pacijentu ili se pacijentu dostavljaju u pisanoj formi. Na sva pitanja pacijent je neophodno da odgovori tačno i istinito. Ako je anamneza u pisanoj formi, pacijent će istinitost datih informacija verifikovati svojim potpisom, što se pokazalo veoma korisnim u slučajevima sudskomedicinskih vještačenja [84].

Pitanja koje se postavljaju pacijentu treba da su kratka, jasna i koncizna i najbolje su formulisana ako pacijent na njih može da odgovori sa da ili ne.

Pitanja je mnogo, ali neka od najznačajnijih su: da li boluje od neke bolesti, da li redovno koristi neke lijekove i koje, da li je ikada hospitalizovan, da li ima produženo krvarenje nakon vađenja zuba.

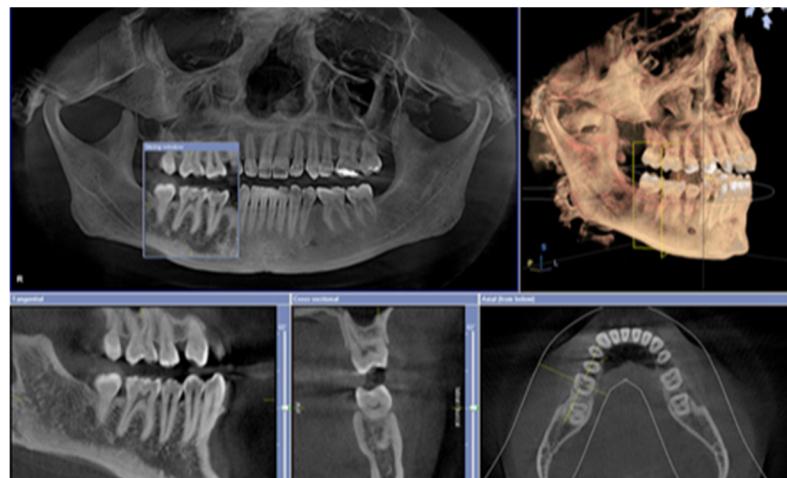
Ako u anamnezi uočimo bilo kakvu sumnju, neophodno je izvršiti dodatna ispitivanja i pregledi u kojima ćemo potvrditi ili isključiti postojanje nekog oboljenja koje može da utiče na sam plan implantološke terapije [85, 86].

Nakon detaljnog anamnestičkog ispitivanja pacijenta pristupa se objektivnom pregledu pacijenta, koji uključuje ekstraoralni i intraoralni pregled pacijenta [87].

Ne samo u implantologiji već i u oralnoj hirurgiji RTG je nezaobilazna dijagnostička metoda. U implantologiji na osnovu rendgena dobijamo veoma važne podatke koji odlučuju o tome da li postoji mogućnost za uspješnu implantaciju, a samim tim i pozitivan ishod cjelokupne terapije. Rendgen dijagnostika ili radiografija koristi se prije implantološke terapije, ali i poslije za kontrolu i procjenu uspješnosti terapije [88].

Kao dijagnostičko sredstvo prije implantacije radiografija nam daje podatke o kvalitetu kosti u koju je potrebno izvršiti implantaciju, odnosu sa okolnim anatomskim strukturama kao što su susjedni zubi, odnosno korjenovi susjednih zuba, maksilarni sinus, nosna duplja, mandibularni kanal i otvor bradnog živca, visina kosti i širina kosti u koju se ugrađuje implantat te prisustvo ili odsustvo potencijalnih patoloških promjena u kosti vilica [89].

Od radiografskih metoda u preimplantacijskoj pripremi mogu da se koriste mali dentalni filmovi ili retroalveolarna tehnika snimanja malim dentalnim filmovima, ortopantomografski snimak, koji se češće koristi, te tomografsko ili 3D radiološko snimanje vilica (CBCT- cone beamcomputed tomography), što je danas nezaobilazna radiološka tehnika u modernoj implantologiji [90].



Slika 20. CBCT snimak

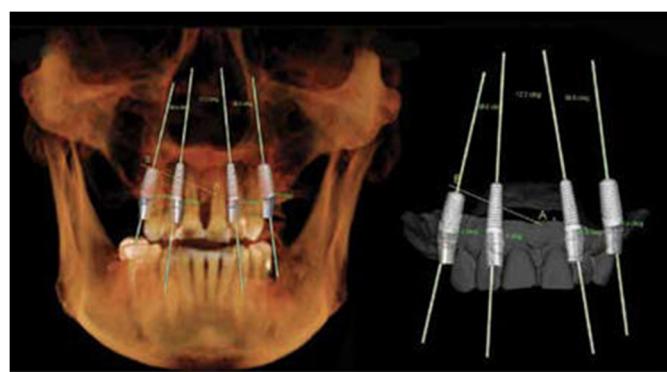
Na retroalveolarnom snimku možemo samo da procijenimo odnose sa susjednim anatomskim strukturama i visinu alveolarnog nastavka sa odstupanjem od 5-10% zbog uvećanja anatomskih struktura na snimku.

Na ortopantomografskom snimku se takođe mogu dobiti informacije kao sa retroalveolarnog snimka sa boljim prikazom pojedinih anatomskih detalja. Međutim, uvećanje na ortopantomografskom snimku je 15-25%, što je mnogo veće nego na retroalveolarnim snimcima. Uvećanje nije isto na svim dijelovima, a najveće je u premolarnoj regiji, gdje iznosi maksimalnih 25% [91].

Mjerenja na ovim snimcima vrše se pomoću posebnih milimetarskih mrežica, na kojima mogu biti i isertani implantati sa konvertovanom veličinom u odnosu na snimak na kome se vrši mjerenje, kao i u kojoj regiji je potrebno izvršiti implantaciju. Te

specijalne milimetarske mrežice obezbeđuje proizvođač implantata i razlikuju se u zavisnosti od implantacijskog sistema [92].

Danas u modernoj implantologiji nezaobilazno radiografsko sredstvo je CBCT. To je u potpunosti digitalizovana radiografija, koja ima znatno manje zračenje od konvencionalnih radiografskih tehnika, te se samim tim izdvaja kao bolje dijagnostičko sredstvo. Takođe CBCT omogućava da se analizom u softverskom programu odredi i treća dimenzija, a to je debljina kosti, što nam daje mnogo više korisnih podataka i olakšava preimplantacijsku dijagnostiku. Na ovim snimcima je moguće i grafičko iscrtavanje granica susjednih anatomske struktura i određivanje sigurnosnih granica za plasiranje budućeg implantata. U datoteci softverskog programa postoji baza podataka sa grafičkim prikazom gotovo svih poznatih implantoloških sistema, te je omogućeno njihovo postavljanje i pozicioniranje na mjesta budućih implantata. Te slike takođe u sebi nose i podatke o dimenzijama budućih implantata [93-99].



Slika 21. Pozicioniranje implantata na CBCT snimku

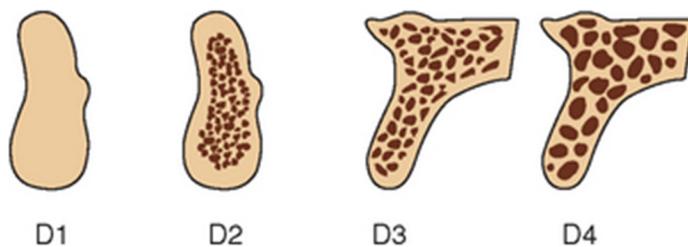
Kada jednom načinimo kompletну analizu, sliku analize je moguće sačuvati u formatima koji su čitljivi na gotovo svim kompjuterskim sistemima, a takođe se mogu odštampati. To nam može biti veoma korisno pomoćno sredstvo u toku same implantacije, naročito ako se radi o opsežnijem zahvatu u kome se ugrađuje veći broj implantata [100].

Prema CBCT snimku takođe možemo da odredimo gustinu i kvalitet kosti, na osnovu čega se odlučuje o načinu ugradnje implantata i vrsti implantata koji će se ugrađivati. Danas je najčešće korištena i opšteprihvaćena podjela kosti po gustini - po Mischu [101]. Na osnovu ove podjele postoje četiri tipa kosti (D1, D2, D3, D4):

- D1 je kost sa debelom kompaktnom kosti koja ima veoma malo ili uopšte nema spongiozne kosti (izrazito tvrda kost),

- D2 je kost sa umjerenom količinom tvrde kortikalne kosti ispod koje je mekana spongiozna kost (kost umjerene tvrdoće),
- D3 je kost sa tankim slojem kortikalne kosti i većom količinom spongiozne kosti sa koštanim trabekulama normalne veličine (mekana kost),
- D4 je kost koja nema kortikalne kosti i sastoji se od spongiozne kosti sa velikim koštanim trabekulama (izrazito mekana kost).

Kost koja se smatra povoljnom ili idealnom za ugradnju implantata i koja obezbjeđuje dobru primarnu stabilnost implantata i njihovu oseointegraciju je kost tipa D2 i D3 [102,103,104].



Slika 22. Podjela kosti po Mischu

Nakon svih sprovedenih procedura u smislu pregleda i analize radiograma donosi se zaključak da li pacijent ispunjava sve uslove za implantaciju ili su neophodne još neke intervencije. Ako pacijent zadovoljava sve kriterijume za uspješnu implantaciju, treba mu, ukoliko nije informisan, objasniti tok same ugradnje, postoperativni tok i sve moguće komplikacije. Nakon detaljnog informisanja pacijenta, poželjno je pacijentu dati i pisani obrazac, u kome je sve napismeno objašnjeno. Potpisivanjem takvog dokumenta pacijent verifikuje da je upoznat sa svim detaljima ovog operativnog zahvata i svojim potpisom daje saglasnost za predložene zahvate.

Kada su ispunjeni svi preduslovi za implantaciju, prelazi se na sljedeći korak, a to je sama implantacija ili ugradnja implantata.

Implantacija je hirurški zahvat u kome se vrši ugradnja aloplastičnih materijala u kost gornje i donje vilice, odnosno ugradnja implantata [105].

Način ugradnje implantata zavisi od dizajna implantata i izvodi se po preporuci proizvođača implantata. U vezi s tim, neophodna je edukacija operatera za svaki implantacioni sistem ponaosob jer, iako je u suštini ugradnja implantata po mnogo čemu

slična, ipak između različitih sistema postoje razlike koje određuju i odlučuju da li će implantacija biti uspješna ili ne [106].

Implantati koji se danas u modernoj implantologiji ugrađuju su endooselni cilindrični samonarezujući implantati.

Ugradnja implantata odvija se kroz nekoliko koraka:

1. Prvi korak jeste adekvatna anestezija, kojom se obezbjeđuje bezbolnost zahvata. Akcenat se daje na terminalnu anesteziju, te se sve implantacije izvode isključivo pomoću ovih tehniki anesteziranja.
2. Drugi korak jeste stvaranje pristupa mjestu ugradnje implantata. Postoje otvorena i zatvorena metoda. Češće se koristi otvorena metoda, koja podrazumijeva formiranje i odizanje mukoperiostalnog režnja pune debljine. Mukoperiostalni režanj može da se odiže samo vestibularno, tada se prva incizija pomjera od sredine alveolarnog nastavka ka oralno ili postoji tehnika kod koje se odiže režanj i vestibularno i oralno radi postizanja bolje preglednosti. Kod ove vrste režnja prva incizija se vrši po sredini alveolarnog nastavka punom debljinom u jednom aktu prilikom čega se presijecaju mukoza, submukoza i periost. Zatvorena metoda podrazumijeva da se ne vrši odizanje režnja, ali je neophodno izraditi hirurške implantacione vođica (guide) za ugradnju implantata [107].
3. Treći korak jeste preparacija ležišta implantata u kosti. Prilikom preparacije koristi se fizioredisperzer koji predstavlja tehnički motor - pokretač nasadnog instrumenta. Kao nasadni instrument koristi se hirurški kolenjak sa redukcijom od 20:1, 27:1 ili 32:1. Što je veći broj, veća je reduksijska snaga kolenjaka i veća je ishodišna sila na svrdu, čime se sprečava njegovo zaglavljivanje i zaustavljanje u kosti i omogućava se rad sa manjim brzinama. Fizioredisperzer je uređaj sa integrisanim pumpom za sterilni fiziološki rastvor kojom se vrši hlađenje mjesta preparacije. Prvo se radi markacija mjesta implantacije. Markacija se vrši pomoću okruglog hirurškog borera za kolenjak i po uputstvu većine proizvođača koristi se brzina od 1.200 do 1.600 obrtaja u minutu (Rpm). Dubina preparacije svrdlom za markaciju je do 3 mm. Nakon toga se koristi drugo svrdlo, koje je u obliku koplja, tzv. spade drill, kojim se određuje pravac preparacionog ležišta. Brzina preparacije je od 1.000 do 1.200 Rpm, a dubina preparacije do 10 mm. Sljedeće svrdlo je svrdlo koje odgovara dijametru najužeg implantata iz sistema koji se koristi, vodeći računa da je svako svrdlo za dio mm uže za razliku od promjera, odnosno dijametra implantata, što

zavisi od proizvođača sistema. Brzina koja se koristi za ovo svrdlo je od 600 do 800 Rpm i zavisi od toga da li je to završno svrdlo ili će se koristiti sljedeće, po dijametru veće svrdlo. Ako je završno, preporuka je da brzina bude 600 Rpm, a ako će se dalje koristiti veća svrdla, može biti 800 Rpm. Kako se povećava dijametar svrdla, koriste se manje brzine po preporuci proizvođača, i to brzine od 400 do 600 Rpm. U svim slučajevima kada koristimo veće brzine preporuka je da se koristi maksimalno hlađenje fiziološkim rastvorom, pogotovo ako je riječ o kosti sa većom debljinom kompaktne kosti [108-111].

4. Četvrti korak jeste formiranje profila ležišta implantata u kosti profilnim svrdlom. Ovo svrdlo formira konkavno ležište implantata. Brzina koja se koristi je ista kao za završno svrdlo 400 do 600 Rpm uz hlađenje [112-114].
5. Peti korak zavisi od samog dizajna implantata. Ako su implantati koji se ugrađuju samonarezujući (Self tapperd), onda se ova faza ne izvodi. Ukoliko nisu samonarezujući, neophodno je ureznicom za kost do dna ležišta implantata u kosti formirati navoje. Brzina kojom se izvodi ova intervencija je od 15 do 30 Rpm snagom od 35 do 50 Nm bez hlađenja [115].
6. Šesti korak je plasiranje implantata u ležište. Plasiranje implantata može se vršiti mašinski, ručno pomoću ključa ili kombinovano, što zavisi od preferencije operatera. Ako se vrši mašinski, koriste se specijalno dizajnirani nosači implantata za mašinsku ugradnju. Ugradnja se vrši pomoću kolenjaka i fiziodispenzera, brzinom od 15 Rpm i snagom od 35 Nm. Plasiranje implantata vrši se do dna ispreparisanog ležišta i u zavisnosti od nivoa koštane ivice ono može biti u nivou koštane ivice ispreparisanog ležišta ili krestalno ili jedan do dva milimetra ispod nivoa ivice, tj. subkrestalno [116, 117].
7. Sedmi korak jeste postavljanje pokrovног vijka kada je tehnika ugradnje dvofazna ili postavljanje nastavaka za formiranje gingivalnog sulkusa tzv. sulkus formera kada je tehnika jednofazna.
8. Osmi korak jeste repozicija mukoperiostalnog režnja i ušivanje pojedinačnim ili produženim madrac šavovima, bez obzira na to da li je riječ o jednofaznoj ili dvofaznoj tehnici [118].
9. Deveti korak jeste davanje savjeta pacijentu o tome kako se treba ponašati u postoperativnom toku i kojih se mjeru dužan pridržavati se [119].

1.7.4 Postoperativna kontrola pacijenta i otkrivanje implantata

Postoperativna kontrola počinje onog momenta kada smo završili operativni zahvat. Potrebno je da pacijent ne ustaje odmah sa stomatološke stolice, već da se zadrži još narednih pet do 10 minuta u sjedećem položaju. Nakon tog vremena može da ustane i zadržava se još narednih minimalno pola sata, kada se sprovodi kontrola krvarenja. To vrijeme se koristi za davanje savjeta pacijentu kako treba da se ponaša u narednim danima postoperativnog toka. Savjeti se pacijentu saopštavaju usmeno, ali se daju i u pisanim obliku [120-123].

Savjeti koji se daju pacijentu su: da redovno koristi propisanu antibiotsku terapiju, a po potrebi i analgetsku terapiju, pri čemu je neophodno pacijentu reći koje analgetike smije da koristi, takođe da prva dva dana izbjegava vruću hranu i piće, da naredne sedmice jede meku i kašastu hranu, da izbjegava prezačinjenu hranu i gazirane napitke, da jede po mogućnosti na suprotnu stranu ako se intervencija izvodila samo na jednoj strani, da redovno sprovodi oralnu higijenu, ali da u toku prva dva postoperativna dana ne mućka i ne ispira ranu, da koristi mekanu četkicu za pranje zuba i tako izbjegava povređivanje, da ne koristi tečnosti za ispiranje usta do uklanjanja konaca, da će konci biti uklonjen između sedam i 10 dana, da izbjegava vrućinu i direktno izlaganje suncu narednih nekoliko dana, da prva tri dana redovno stavlja hladne obloge spolja sa naglašavanjem da ne koristi led, već sve sa temperature frižidera, a nikako zamrzivača, da ne zateže obraze i ne gleda ranu i konce i da ne duva obraze [124-126].

Pacijent se zakazuje naredni dan za kontrolu, kada se vrše ekstraoralni i intraoralni pregled pacijenta, digitalna kompresija u području postoperativne rane i vizuelno se prati sekrecija iz rane. Ako je sve prvo dana na postoperativnoj kontroli u granicama normalnog i bez osobitosti, pacijentu se zakazuje termin za uklanjanje konaca za sedam do 10 dana uz savjet da je kontrola do termina uklanjanja konaca po potrebi [127, 128].

Poslije uklanjanja konaca pacijent se zakazuje za narednu posjetu za dva do četiri mjeseca sa kontrolnim RTG snimkom ugrađenih implantata. U tom periodu se očekuje da će se završiti oseointegracijski period implantata. Takođe se pacijentu daje savjet da je do naredne posjete kontrola po potrebi [129, 130].

Kada je korištena dvofazna tehnika, neophodno je nakon oseointegracijskog perioda izvršiti otkrivanje implantata te postavljenje sulkus formera ili gingiva formera. Prije same intervencije neophodno je načiniti kontrolni RTG snimak, na kome se kontrolišu

položaj implantata i kost u okolini implantata, koja treba da ima jasne znake kondenzacije kosti u okolini implantata, što je znak da je oseointegracija uspješna [131]. Pronalaženje položaja implantata u vilicama vrši se taktilno senzornom metodom prateći njihov položaj na kontrolnom RTG snimku i taktilno u ustima pacijenta. Takođe, može da se koristi i neki od uređaja za pronalazak implantata, kao što je implant lokator. To je uređaj u obliku olovke, koji vrši funkciju detektora metala. Pomoću njega se veoma uspješno mogu pozicionirati ugrađeni implantati i izvršiti njihovo otkrivanje [132].



Slika 23. Implant lokator

Otkrivanje se vrši pomoću skalpela br. 15c cirkularnim pokretom kroz mukozu i perioст, po obodnoj ivici implantata. Kada se otkriju, uklanja se pokrovni vijak i postavlja gingiva former odgovarajuće visine i širine [133].

Nakon ovako učinjenog otkrivanja implantata, potrebno je tri do sedam dana za zarastanje i formiranje gingivalnog sulkusa [134].

Drugi način je da se izvrši incizija po sredini alveolarnog nastavka sa eventualnim vertikalnim relaksacijama, čime se omogućava vizuelizacija ugrađenih implantata, postavljaju se sulkus formeri, a zatim se rana ušiva pojedinačnim šavovima. Nedostatak ove tehnike jeste duže vrijeme zarastanja i formiranje gingivalnog sulkusa odgovarajućih karakteristika za uzimanje otiska te pristupanje izradi protetske nadoknade [135, 136].

2. HIPOTEZE

- Preduslovi za sprečavanje pregrijavanja kosti i nastanka termičke nekroze kosti i za uspjehost oralnohirurških i implantoloških intervencija jesu: optimalna brzina rotirajućeg instrumenta i adekvatno hlađenje i vrijeme rada mašinskim rotirajućim instrumentima.
- Između kontrolnih i ispitivanih grupa neće doći do statistički signifikantnih razlika.

3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Ciljevi ovog istraživanja su sljedeći:

- Ispitati termičko dejstvo u zavisnosti od vrste svrdla, veličine svrdla, vremena dejstva, brzine rotacije, vrste hlađenja, obrtnog momenta.
- Uporediti dobijene rezultate i odrediti optimalni način rada koji ne dovodi do prekoračenja topline i oštećenja kosti.

4. MATERIJAL I METOD RADA

S obzirom na to da su se u ovom istraživanju koristili odgovarajući protokoli rada: određena brzina rotirajućih instrumenata, obrtni moment nasadnika te ispitivanje sa i bez hlađenja rotirajućih instrumenata, svi ovi parametri rada mogu da dovedu do viših temperatura, koje se ne preporučuju za rad u kosti. Iz tog razloga ova ispitivanja predstavljaju agresivan i invazivan način istraživanja. Ispitivanja su vršena s ciljem dobijanja relevantnih podataka kojim će se ukazati na to koji je najadakvatniji način rada u oralnohirurškim i implantološkim intervencijama. Kao takva, ova ispitivanja nisu primjerena za klinički rad na živim organizmima. Zbog svega navedenog, ova ispitivanja su vršena u in vitro uslovima, čime je izbjegnuto svjesno nanošenje povreda pacijentima.

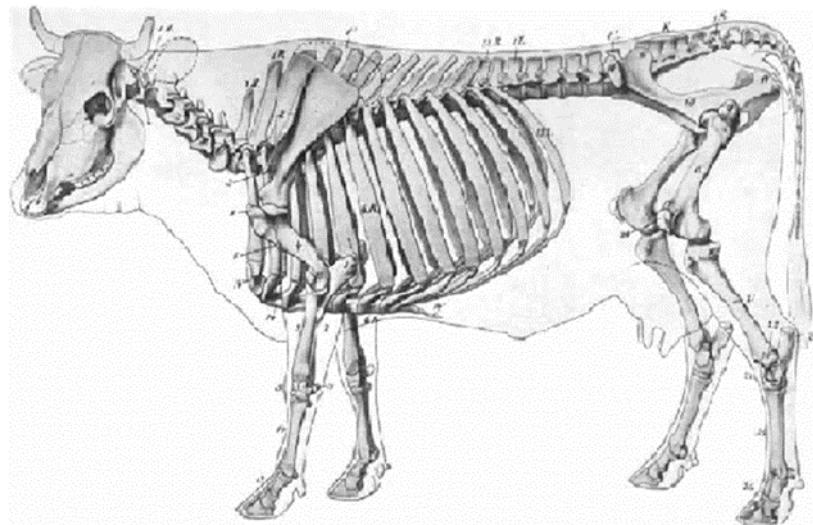
4.1. Materijal i oprema

Materijal i oprema koji su korišteni za ispitivanje su :

1. goveđa rebra,
2. kontejner za transport,
3. stalak i fiksator za kost (drill stand),
4. svrdla,
5. fiziodespenzer,
6. nasadni instrumenti,
7. rashladna tečnost,
8. termovizionska kamera,
9. računarska jedinica,
10. kontejneri za uklanjanje biološkog materijala.

4.1.1. Goveda rebra

Ispitivanje je vršeno na goveđim rebrima, koja zbog svoje građe i debljine korteksa i spongioznog dijela kosti predstavljaju najpričližniji model ljudskoj kosti gornje i donje vilice. Goveče normalno ima trinaest pari rebara. Rebra su generalno dugačka, široka, male zakrivljenosti i pravilne građe, za razliku od rebara ostalih većih domaćih životinja, kao npr. konja.



Slika 24. Anatomski prikaz govečeta

Rebra su cijelom svojom dužinom ravnomjerne debljine, osim u središnjem dijelu, gdje se neznatno povećava njihova debljina. Prema sastavu kosti, podjednako su zastupljena kortikalna i spongiozna ili sunđerasta kost.



Slika 25. Goveda rebra

Sva rebra su prije početka ispitivanja pripremana prema utvrđenom protokolu rada, čime se obezbijedila uniformnost ispitivanja. Rebra su od govečeta ne starijeg od dvije godine. Rebra korištena za ispitivanje bila su dužine do 180 do 200 mm, debljine 11 mm i visine 40 mm. Period od sakrifikacije životinja pa do uzimanja rebara za ispitivanje nije bio duži

od dva dana. Od momenta sakrifikacije pa do uzimanja biološki materijal je čuvan u rashladnim uređajima.

4.1.2. Kontejner za hladni transport

Preuzimanje eksperimentalnog materijala i transport od mjesta preuzimanja do mjesta ispitivanja vršeni su po principu hladnog transporta ili uz poštovanje režima hladnog lanca. Režim hladnog lanca podrazumijeva da je transport biološkog materijala za ispitivanje, u ovom slučaju goveđih rebara, vršen u specijalnim kontejnerima ili termalnim kutijama sa agregatima za održavanje konstantne temperature. Kao generator konstantne temperature korišteni su suvi led i gel pakovi, koji su prethodno pripremani tako što su minimalno dva sata bili na temperaturi zamrzivača, koja je bila od -15 do -18 stepeni Celzijusa (°C). Transport je vršen do laboratorije u vremenu do 30 minuta, čime je izbjegnuto zagrijavanje biološkog materijala za ispitivanje. Na taj način spriječena je dekompozicija biološkog materijala i omogućena uniformnost ispitivanja.



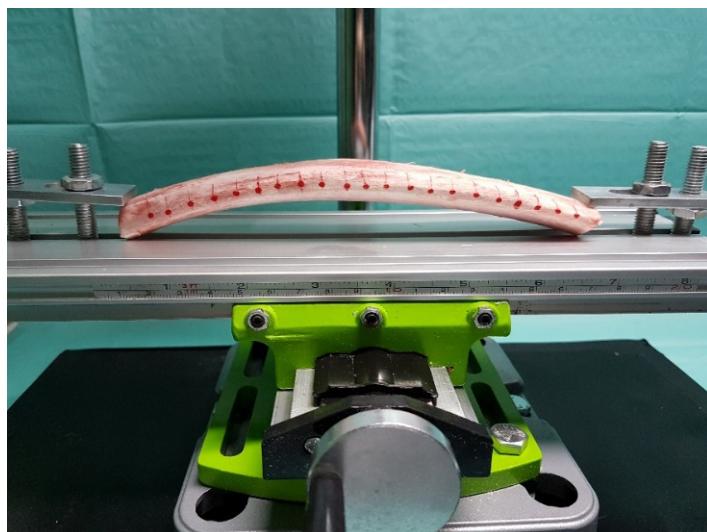
Slika 26. Kontejner za hladni
transport



Slika 27. Gel pak

4.1.3. Stalak za fiksaciju rebra

Nakon markacije, rebra su postavljena u mobilni stalak i pomični fiksator za preparaciju kosti (Drill stand TZ 6102). U stalku su rebra fiksirana u mobilno postolje u fiksnom položaju i onemogućeno je njihovo pomjeranje u toku preparacije. Stalak u svom sastavu ima integrisano pomično postolje. Postolje ima mogućnost pomjeranja po dužini i po dubini, čime je omogućeno pomjeranja objekta snimanja. Na taj način objekat snimanja i mjesto preparacije kosti centrirani su i fiksirani u položaju centralnog fokusa termovizijske kamere. Nakon završene preparacije i slikanja, pomično postolje omogućava pomjeranje na sljedeće mjesto preparacije i slikanja bez demontiranja i montiranja uzorka, tj. rebra.



Slika 28. Fiksacija rebra

Stalak takođe ima integriran i stativ za termovizijsku kameru, tako da je termovizijska kamera postavljena fiksno u određenom položaju termografije. Položaj i udaljenost između objektiva termokamere i objekta snimanja je konstantnih 30 cm i pod uglom od 90 stepeni. Ovi parametri su konstantni zbog mogućnosti uticaja udaljenosti i ugla na tačnost snimanja.



Slika 29. Fiksacija termokamere



Slika 30. Položaj termokamere i objekta snimanja

4.1.4. Rashladna tečnost

Kao sredstvo za rashlađivanje u toku ispitivanja korišten je sterilni 0,9-postotni fiziološki rastvor, koji se uobičajeno upotrebljava u oralnohirurškim i implantološkim intervencijama. Fiziološki rastvor čuvan je i pripreman na sobnoj temperaturi, od 21 do 23 °C, radi uniformnosti ispitivanja i izbjegavanja uticaja rashladne tečnosti na mjerne temperature.



Slika 31. Rashladna tečnost: 0,9% fiziološki rastvor

4.1.5. Fiziodispenzer

Kao pokretač rotirajućih instrumenata korišten je fiziodispenzer korejskog proizvođača Saeshin X Cube. Fiziodispenzer se sastoji od pokretača nasadnih instrumenata, tj. elektromotora BLDC, sa rasponom brzina od 600 do 50 000 obrtaja Rpm koji u kombinaciji sa kolenjakom redukcije 20:1 obezbjeđuje preporučeni raspon brzina u implantologiji od 30 do 2500 Rpm. Torque ili snaga motora je u rasponu od 5,0 do 55 Nm u kombinaciji sa kolenjakom od 20:1, dok u kombinaciji sa kolenjakom reduksijske moći od 32:1 daje izlazni snagu na vrhu svrdla u rasponu od 5,0 do 65 Nm. Elektromotor je kompatibilan sa svim nasadnim instrumentima, i to reduksijskih snaga 1:1, 20:1, 27:1 i 32:1.



Slika 32. Fiziodispenzer i njegove komponente

Sastavni dio fiziodispenzera je i kontrolna jedinica, koja može da memoriše 10 zadatih programa u kojima se programiraju brzina, torque, smjer okretanja i snaga irigacione pumpe fiziološkog rastvora. Na gornjoj površini kontrolne jedinice nalazi se digitalni displej, na kome se prati podešavanje zadatih funkcija fiziodispenzera i tasteri pomoću kojih se ručno vrši programiranje funkcija ili njihova izmjena, po potrebi, prije ili u toku same intervencije. Dio fiziodispenzera je i nožna kontrolna jedinica ili pedala. Nožna kontrolna jedinica je ergonomski dizajnirana sa dodatnim nožnim tasterima pomoću kojih se može po potrebi vršiti promjena željenog programa, promjena smjera kretanja i kontrola jačine rada irigacione pumpe. Nožna kontrolna jedinica je takođe opremljena i kontrolorom brzine rotirajućeg instrumenta, gdje se pritiskom noge na pedalu do samog kraja postiže maksimalna zadata brzina koja je preprogramirana, dok popuštanjem pritiska noge dolazi do smanjenja brzine obrtaja, ali ne i jačine, odnosno torquea i jačine rada irigacione pumpe. Na taj način je omogućena kontrola u toku rada bez korištenja ruku. Tako se obezbeđuje i potpuna sterilnost rada. Ako se želi ručno vršiti programiranje rada fiziodispenzera u toku intervencije, potreban nam je drugi stručno obučen asistent ili je moguće to izvršiti i individualno uz promjenu sterilnih rukavica. Stoga je preporuka da se

programiranje izvrši prije intervencije. Poslije isključivanju iz napomske mreže kontrolna jedinica pamti memorisane programe, pa nije potrebno naknadno programiranje.

4.1.6. Nasadni instrumenti

U toku ispitivanja koristili su se sljedeći nasadni instrumenti: nasadnik reduksijske snage 1:1 i kolenjak reduksijske snage 1:20, koji omogućava rad pri obrtnom momentu u rasponu od 20 do 55 njutn metara (Nm). Korišteni su obrtni momenti od 25 i 50 Nm. Ispitivanje je vršeno na brzinama 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Rpm).



Slika 33. Nasadni instrumenti: gore - pravi nasadnik 1:1, dolje - kolenjak 20:1

4.1.7. Rotirajući mašinski instrumenti (svrdla)

Rotirajući mašinski instrumenti koji su se koristiti u istraživanju: hirurška svrdla okruglog oblika u tri veličine glave 0,14 mm, 0,18 mm i jedno veliko hirurško svrdlo koničnog oblika, takozvano frez svrdlo, veličine glave 0,40 mm i dužine glave 9 mm, zatim implantološki set sa jednim pilot svrdlom prečnika 2,2 mm i radne dužine 13 mm i tri implantološka svrdla za preparaciju intrakoštanog ležišta implantata prečnika 2,8 mm, 3,7 mm i 4,2 mm, svi radne dužine 13 mm, tj. četiri implantološka svrdla za ispitivanje.

Ukupno je korišteno sedam svrdala za ispitivanje. Sve preparacije su se izvodile do dubine od 10 mm, osim kod okruglih hirurških svrdala i frez svrdla, koja su se koristila do dubine od 3 mm.



Slika 34. Oralnohirurška svrdla korištena u ispitivanju



Slika 35. Implantološka svrdla korištena u ispitivanju

4.1.8. Digitalni mjerač vremena

Za mjerjenje vremena rada korišten je digitalni mjerač vremena rada (štoperica), kojim je mjereno vrijeme rada rotirajućeg mašinskog instrumenta u kosti. Vremena rada rotirajućeg mašinskog instrumenta u kosti koja su korištena: 0,5, 10 i 20 sekundi (s), nakon čega je vršeno mjerjenje površine kosti br. poslije prestanka rada. Isti protokol ispitivanja primjenjivan je kod ispitivanja bez hlađenja i sa hlađenjem. Naročito značajno je da se mjerjenje površine kosti vršilo br. nakon prestanka hlađenja, čime je izbjegnuta interferencija rashladne tečnosti na tačnost ispitivanja.

Značajnost se ogleda u tome jer je poznato da termovizijska kamera kao mjerni uređaj vrši mjerjenje, odnosno snimanje i slikanje temperature sa površine posmatranog objekta. Površina vode bi blokirala mjerjenje termovizijske kamere sa površine mjernog objekta, odnosno mjesta preparacije i na taj način bi remetila preciznost mjernog instrumenta, u ovom slučaju termovizijske kamere. Zbog navedenih razloga mjerjenje je vršeno nakon prestanka rada i hlađenja. Isti protokol je radi uniformnosti ispitivanja korišten i kod ispitivanja bez hlađenja.

Ispitivanje je vršeno slobodnom rukom, jer je to način rada koji se koristi u oralno hirurškoj praksi.

4.1.9. Termovizijska kamera

Sve temperaturne promjene u istraživanju registrovane su pomoću termovizijske kamere, proizvođača Guide infrared. Model MobIR M8 ima rezoluciju 160 x 120 piksela. Kamera ima i mogućnost automatskog snimanja i slikanja. Posjeduje prateću termovizijsku opremu: stativ za fiksiranje kamere, postolje za fiksiranje modela ispitivanja i računarsku jedinicu za obradu dobijenih podataka, sa kojom je povezana preko USB 2.0 protokola.



Slika 36. Termovizijska kamera MobIR M8.

To je, inače, infracrvena termokamera, koja svojim dizajnom podsjeća na mobilni telefon i veoma je jednostavna za korištenje. Sam njen dizajn ne umanjuje njenu vrijednost i preciznost kao visokosofisticiranog mjernog instrumenta. MobIR M8 ima robustan dizajn. Kućište kamere je napravljeno od magnalijuma, pa je mnogo snažnije i otpornije na šokove u poređenju sa drugim vrstama plastike. Dizajn ugrađenog sočiva omogućava zaštitu preciznoj optici, čak i u slučaju nemjernog ispuštanja na pod. AGT (Auto gate control) daje dvostruku zaštitu osjetljivoj optici i detektorima u modu off - isključeno i modu sleep - spavanja. AGT ima ulogu šaltera zatvarača sočiva, ali i automatskog pokrivača sočiva. Kamera ima mogućnost snimanja video-zapisa na memoriju u kameri ili na PC računaru preko USB 2.0 protokola i kabla. To pomaže pamćenju kontinualnih temperaturnih promjena mete, što je idealno za različite aplikacije stacionarnog monitoringa. Ova kamera posjeduje i funkciju automatskog snimanja i slikanja. Ako je neophodno, slika će automatski biti hvatana u opcionalnim intervalima od 15 sekundi, 30 sekundi, 60 sekundi i pet minuta. Sa ovom funkcijom kamera se može koristiti u svrhu monitoringa u realnom vremenu. Kamera posjeduje opciju automatskog fokusiranja IC slike, ali i realne slike. Funkcija automatskog fokusa je adaptirana u IC kameru sa rezolucijom od 160 x 120 piksela. Na taj način olakšano je slikanje, a pritiskom jednog dugmeta infracrvena i realna slika mogu se da iščiste i fokusiraju. Kamera ima integrisani Complementary metal-oxide-semiconductor (CMOS) ili komplementarni metal-oksid - poluprovodnik, koji je veličine 2.0 megapiksela, velike rezolucije i on omogućava ekstremno jasnu vizuelnu sliku, te pomoći kod jasnije i bolje fuzije slike i tačnog pronalaženja potencijalnih problema u snimanom području. Tehnologija IC fuzije je Guideova tehnologija termalne IC fuzije, koja omogućava da preslikamo termalnu sliku direktno na odgovarajuću vizuelnu sliku. To pomaže da identifikujemo gde je tačno problem, odnosno područje promjene temperature. Ekran je pomičan u jednom pravcu, što nam daje bolju preglednost i lakše pozicioniranje kamere na stativu. On je takođe osjetljiv na dodir, što omogućava znatno naprednije i komplikovanije analize nego što je sa dugmićima moguće. Pomoću olovke za pisanje po ekranu, osjetljivom na dodir (touch pen), pored tradicionalno fiksiranog kruga ili pravougaonika, mogu se crtati bilo koji nepravilni oblici na slici koja predstavlja termalnu metu i pomaže da dobijemo najuniformnija i najtačnija mjerjenja koja je moguće dobiti. Uz kameru dolazi i Guideov softver sa odgovarajućim interfejsom, koji je kompatibilan sa Microsoftovim operativnim sistemom. On nam omogućava smještanje i analiziranje infracrvenih slika i video-zapisa. Uključene su mnoge napredne funkcije, kao što su obrada

slike, termalna fuzija, sve vrste analiza, automatsko generisanje izvještaja u Microsoftovom Excelu ili Wordu itd.

Tabela 2. Tehničke karakteristike termovizijske kamere

TEHNIČKE KARAKTERISTIKE TERMOVIZIJSKE KAMERE	
Model	M8
Karakteristike slike	
Tip detektora	Mikrobolometar UFPA (160 x 120 piksela, 25 μm)
Termalna	
Spektralni opseg	8-14 μm
Ugao gledanja (FOV) / fokus	20.6° x 15.5° / 11 mm
Fokus (oba termalni i vizuelni)	Automatski i motorizovan
Termalna osjetljivost	80 mK na 30 °C & 50 Hz
Frekvencija slike	50 Hz PAL / 60 Hz NTSC, bez preklapanja
Elektronski zum	X2
Paleta boja	8
Vizuelna	
Ugrađen digitalni video	CMOS Senzor, 1600 x 1200 piksela, 224 prave boje
Prikaz slike	
Spoljašnji displej	2.47" TFT LCD visoke rezoluc. i ekran osjetljiv na dodir, neosjetljiv na sunce
Video-izlaz	PAL/NTSC
IC fuzija	Vizuelni i IC miješano
Komunikacija čovjek - mašina	
Ekran osjetljiv na dodir	Da, ugao LCD ekrana se podešava
Džoystik dugmići	Da
USB 2.0	Da
W/T Točkić na okretanje	Da
Infracrveni daljinski upravljač	Da
Mjerjenje	
Temperaturni opseg	-20 do 250 °C (350 °C opciono)
Tačnost	±2 °C ili ±2% od očitavanja
Modovi mjerena	Automatski najtoplja i najhladnija tačka-spot, automatski alarm živa/zumirana slika i video; 4 pokretna spota, 4 pokretne i promjenljive

Oblasti koje prikazuju ili maks., min. ili prosjek, linijski profil, histogram i izotermalni opseg na živoj /zamrznutoj/sačuvanoj slici	
Korekcija emisivnosti	Variabilna od 0.01 do 1.00, moguća je korekcija emisivnosti na ekranu
Karakteristike mjerena	Automatska korekcija bazirana na rastojanju, relativnoj vlažnosti, atmosferskoj transmisiji i eksternoj optici
Korekcija optičke transmisije	Automatska, bazirana na signalima sa senzora
Smještanje slike	
Tip izmjenljiva	2GB mini SD kartica i ugrađena memorija
Format fajla	JPG sa analizom zapisa podataka
Snimanje glasa	Do 60 sekundi
Snimanje teksta	Selektovano od unaprijed zadatog teksta ili teksta po želji korisnika
Automatsko snimanje slika	Da (vremenskim okidanjem)
Snimanje živog videa, mjerene i memorisanje	
Snimanje	Snimanje do 30 minuta na mini SD karticu
Merenje	Automatsko merenje maksimalne i minimalne temperature
Smještanje	Na mini SD karticu, ugrađenu fleš memoriju, ili PC
Opcionalni pribor	
Telefoto sočiva	30 mm sa FOV od $7.6^\circ \times 5.7^\circ$
Širokougaono sočivo	7 mm sa FOV od $31.9^\circ \times 24.2^\circ$
Osvjetljenje mete	Da
Infracrveni daljinski upravljač	Da
Štitnik od sunca	Da
Silikonski gumeni zaštitni kačket	Da
Montaža na tronožac	Da
Laserski lokator	
Tip klasifikacije	Klasa 2 poluprovodnički laser
Sistem napajanja	
Tip baterije	Punjiva Li-ion baterija za kamkorder, zamjenljiva na terenu
Sistem punjenja u kameri ili u baterijskom punjaču	
Vrijeme rada na bateriji	Četiri sata kontinualnog rada
Rad na spoljašnjem napajanju	AC adapter 110/220VAC, 50/60Hz
Okolina	
Radna temperatura	-10 °C do 60 °C

Temperatura skladištenja	-20 °C do 60 °C
Vlažnost	Radna i skladištenja 10% do 95%, bez kondenzacije
Okolopljavanje	IP54 IEC 529 kućište
Šok radni	25G, IEC68-2-29
Vibracije radne	2G; IEC68-2-6
Interfejs	
USB 2.0	Slika u realnom vremenu, transfer video-podataka na PC i upravljanje kamerom u realnom vremenu na PC
RS 232	Komunikacija i upravljanje kamerom na PC
Fizičke karakteristike	
Veličina	154 mm x 69 mm x 45 m

4.2. Metod rada

Postupci rada:

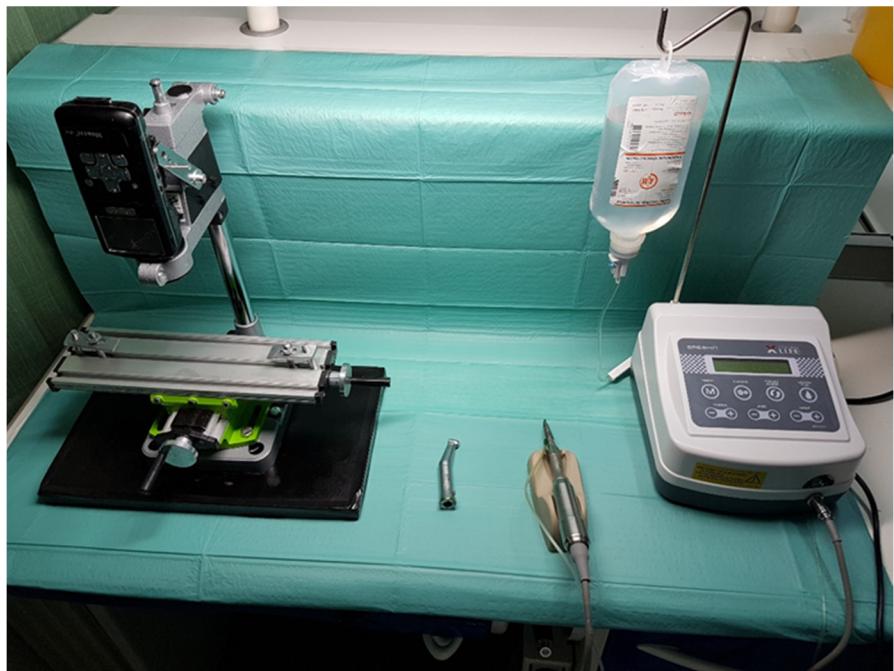
1. priprema prostora i opreme za ispitivanje,
2. priprema rebara za ispitivanje,
3. preparacije i snimanje,
4. ekstrapolacija dobijenih podataka i obrada na računarskoj jedinici,
5. unos dobijenih podataka u odgovarajuće protokole.

4.2.1. Priprema prostora i opreme za ispitivanje

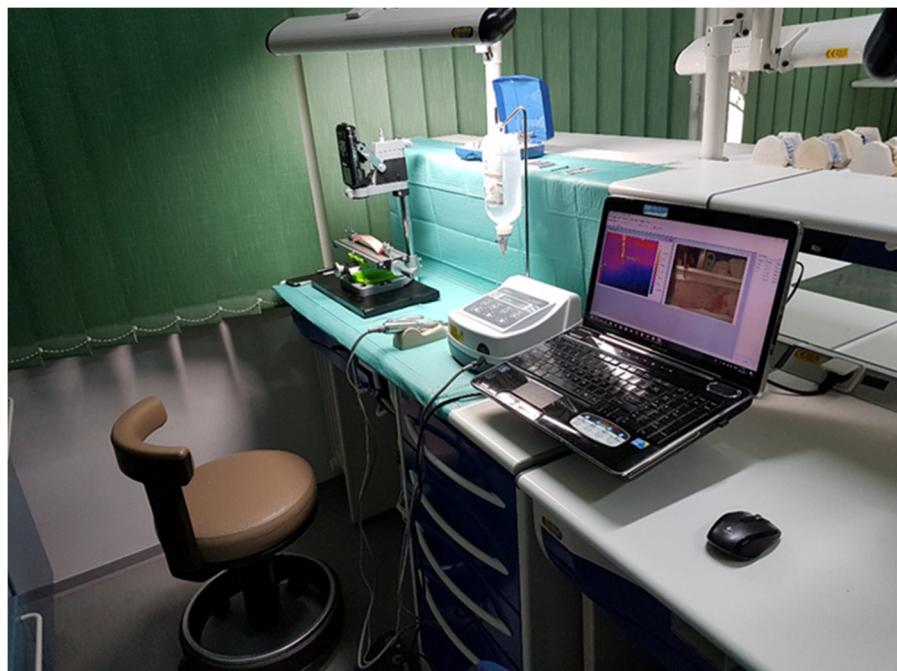
Priprema prostorije je podrazumijevala zaštitu okolnih objekata, regulaciju temperature prostorije pomoću klimatizacionog uređaja u rasponu od 21 do 23 stepena Celzijusa i sprečavanje upadnih zraka tople svjetlosti da ne bi imali uticaja na snimanje.

Priprema opreme je podrazumijevala postavljanje postolja za fiksaciju objekta snimanja i postavljanje stativa termovizionske kamere. Takođe, i pozicioniranje termovizionske kamere na položaj i udaljenost između objektiva termokamere i objekta snimanja na konstantnih 30 cm i pod uglom od 90 stepeni.

Zatim je vršeno povezivanje termovizionske kamere sa računarskom jedinicom radi direktnog prenosa dobijenih podataka mjerenja na računarsku jedinicu i njihovog čuvanja, te postavljanje fiziodispenzera, nasadnih instrumenata i svrdala.



Slika 37. Dio pripremljene opreme mjesto za ispitivanje



Slika 38. Pripremljeno mjesto za ispitivanje

4.2.2. Priprema rebara za ispitivanje

Sva rebra su prethodno postepeno zagrijavana na temperaturu prostorije laboratorije. Rebra su prethodno deperiostisana ili otkoštena, jer se ispitivanje vršilo u kosti. Deperiostizacija podrazumijeva uklanjanje ostataka masnog i mišićnog tkiva potpuno uklanjanje periosta kosti. Deperiostizacija je vršena uz pomoć skalpela br. 15 i uz pomoć raspatorka. Na taj način izvršena je simulacija operativnog zahvata implantacije i ostalih zahvata u oralnoj hirurgiji, koji podrazumijevaju potpuno odvajanje mukoperiostalnog režnja pune debljine te potpuno otkrivanje deperiostisanog koštanog tkiva u kome se vrši operativni zahvat.



Slika 39. Deperiostizacija goveđeg rebra

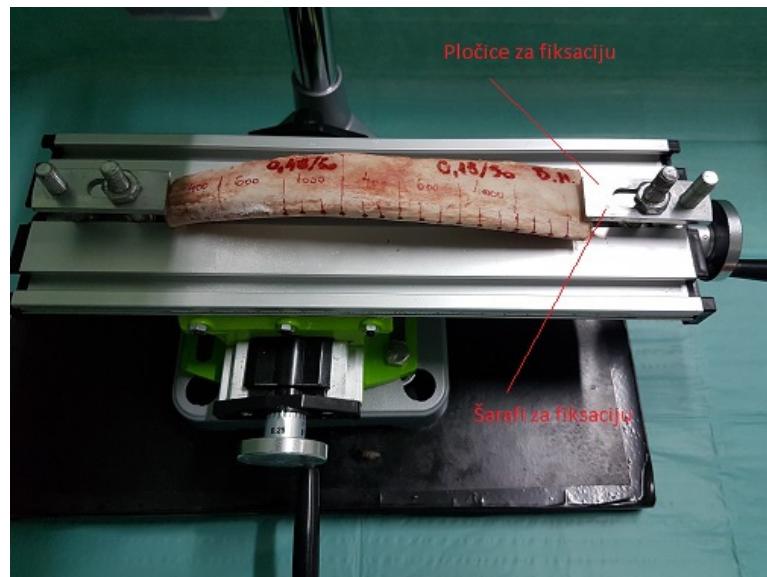
Nakon deperiostisanja rebra su isprana uz pomoć sterilnog fiziološkog rastvora i postepeno zagrijavana na temperaturu prostorije laboratorije u trajanju od sat vremena. Na taj način je izbjegnuto prenaglo i ubrzano zagrijavanje biološkog materijala za ispitivanje.

Poslije pripreme na rebrima su markirana mjesta preparacije kosti u razmacima od po 10 mm.



Slika 40. Markiranje preparacionih mesta

Označena i deperiostisana rebra fiksirana su pomoću fiksacionih pločica i šarafa na pokretno postolje za snimanje. U tako stabilnom položaju bilo je onemogućeno njihovo pomjeranje u toku preparacije i snimanja.



Slika 41. Pozicioniranje i fiksacija na mobilnom fiksacionom postolju

4.2.3. Preparacije i snimanja

Ispitivanje preparacija i snimanje vršeno je u dvije grupe.

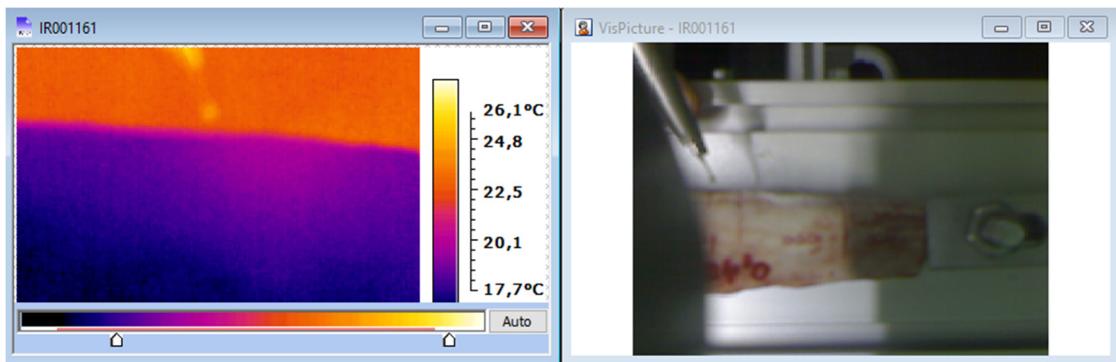
1. Prva grupa bila je kontrolna i u njoj je ispitivanje vršeno bez hlađenja. Ispitivana su sva svrdla na svim brzinama, pod obrtnim momentima od 25 i 50 Nm, u svim vremenima i na pomenutim dubinama.
2. Drugu grupu činila je ispitna grupa u kojoj je ispitivanje vršeno pod maksimalnim hlađenjem. U ovoj grupi je vršeno ispitivanje svih svrdala na svim brzinama, pod obrtnim momentom od 25 i 50 Nm, u svim vremenima i na pomenutim dubinama.

4.2.4. Prva grupa (ispitivanje termičkog dejstva bez hlađenja)

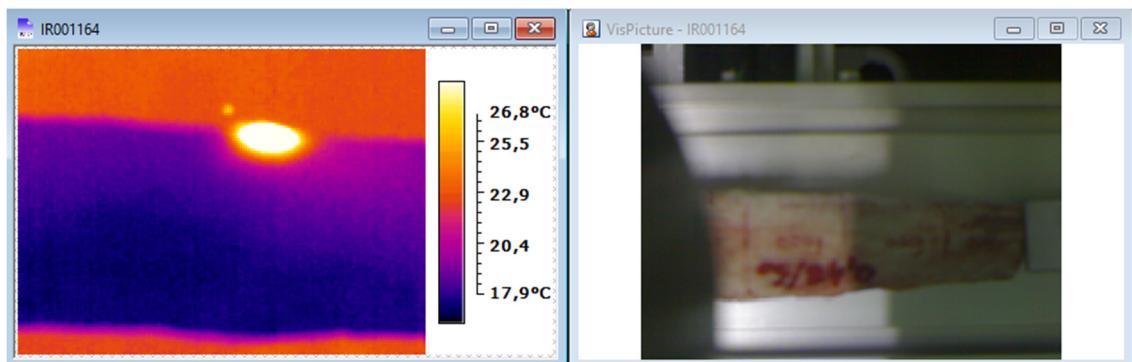
1. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom okruglog hirurškog borera veličine glave 0,14 mm, do dubine u kost od 3mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
2. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom okruglog hirurškog borera veličine glave 0,18 mm, do dubine u kost od 3mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000, Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
3. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom frez svrdla veličine 0,40 mm i dužine glave 9 mm, do dubine u kost od 3mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
4. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom implantološkog pilot svrdla prečnika 2,2 mm, do dubine u kost od 10 mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
5. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom implantološkog svrdla za preparaciju ležišta implantata prečnika 2,8 mm, do dubine u kost od 10 mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
6. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom implantološkog svrdla za preparaciju ležišta implantata prečnika 3,7 mm, do dubine u kost od 10 mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
7. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom implantološkog svrdla za preparaciju ležišta implantata prečnika 4,2 mm, do dubine u kost od 10 mm pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.

4.2.5. Druga grupa (ispitivanje termičkog dejstva sa hlađenjem)

1. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom okruglog hirurškog borera veličine glave 0,14 mm, do dubine u kost od 3mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
2. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom okruglog hirurškog borera veličine glave 0,18 mm, do dubine u kost od 3mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
3. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom frez svrdla veličine 0,40 mm i dužine glave 9 mm, do dubine u kost od 3mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
4. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom implantološkog pilot svrdla prečnika 2,2 mm, do dubine u kost od 10 mm, pri brzinama 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
5. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom implantološkog svrdla za preparaciju ležišta implantata prečnika 2,8 mm, do dubine u kost od 10 mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
6. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom implantološkog svrdla za preparaciju ležišta implantata prečnika 3,7 mm, do dubine u kost od 10 mm, pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.
7. Ispitivanje efekata topotnog zagrijavanja kosti rotacijom implantološkog svrdla za preparaciju ležišta implantata prečnika 4,2 mm, do dubine u kost od 10 mm pri brzinama od 400, 600 i 1000 Rpm, pri obrtnim momentima od 25 i 50 Nm u vremenima od 0, 5, 10 i 20 s.



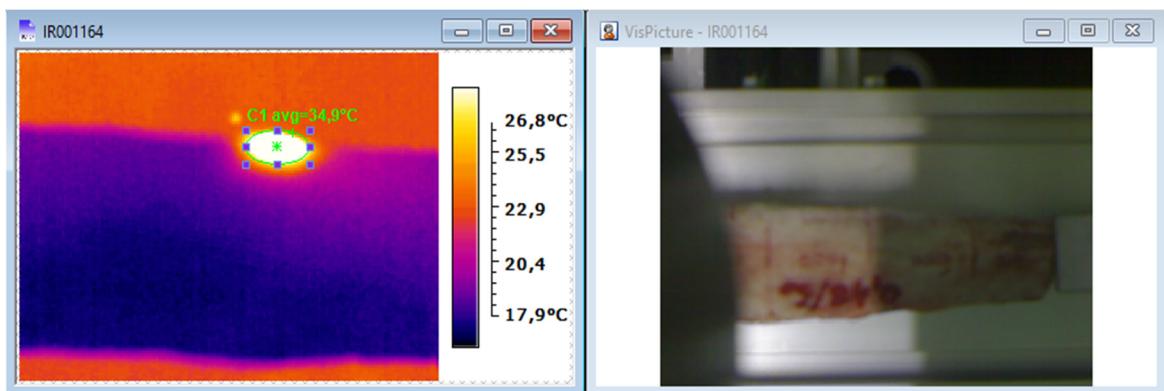
Slika 42. Termogram prije preparacije T0



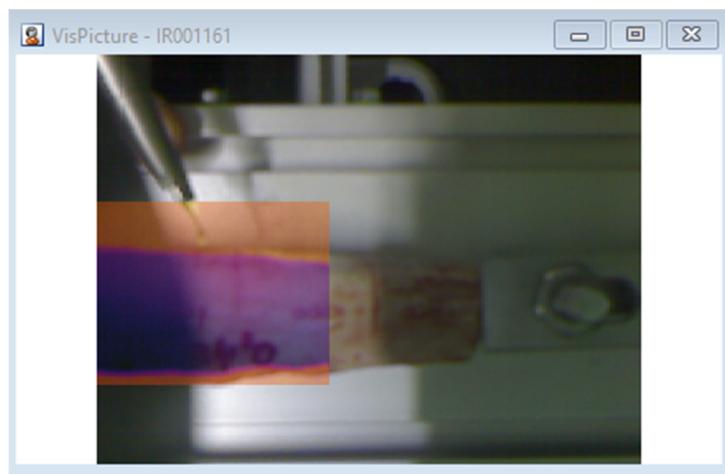
Slika 43. Termogram nakon preparacije T5

4.2.6. Ekstrapolacije dobijenih podataka i obrada na računarskoj jedinici

Dobijeni podaci koji su u obliku slika u IRV formatima sačuvani su na računarskoj jedinici, te je iz IRV formata pomoću softverskog programa Guide IrAnalyser vršena ekstrapolacija dobijenih podataka. Dobijeni podaci sadrže izmjerene temperature. Za mjerene temperature korištene su srednje ili prosječne vrijednosti u zaokruženom području. Područje promijenjene temperature je jasno ograničeno i vidljivo zonom promijenjene boje i svjetlije je nijanse. Svjetlijia nijansa područja ukazuje da je u tom području vršen rad i da je u tom području viša temperatura. Tačnost područja potvrđivana je fuzijom slika u kojim se vrši preklapanje realne slike snimanog objekta i termovizijske slike ili termograma.



Slika 44. Termogram sa prosječnom temperaturom nakon preparacije



Slika 45. Fuzija termograma i realne slike

4.2.7. Unos dobijenih podataka u odgovarajuće protokole

Svi dobijeni podaci su unošeni u odgovarajuće protokole.

		A	B	C	D	E	F	G	H	I
		implant 3,7 bez hlađenja 25 nm max	B1	B2	B3					
1										
2	T0		22,1	21,5	22,3					
3	T5		33,7	29,8	31,6					
4	T10		36,9	39,9	43,3					
5	T20		34,5	37,9	38,4					
6										
7										
8										
9	Legenda:									
10	1. B1 (brzina svrdla od 400)									
11	2. B2 (brzina svrdla od 600)									
12	3. B3 (brzina svrdla od 1000)									
10	4. T0 (temperatura kosti prije početka preparacije u °C)									
11	5. T5 (temperatura kosti nakon 5 sekundi preparacije u °C)									
12	6. T15 (temperatura kosti nakon 10 sekundi preparacije u °C)									
11	7. T60 (temperatura kosti nakon 20 sekundi preparacije u °C)									

Slika 46. Protokoli za unos dobijenih podataka

Nakon unosa svih dobijenih podataka izvršena je njihova statistička analiza.

4.2.8. Statistička analiza

Statistička komparativna i deskriptivna analiza urađena je poslije provedenog laboratorijskog istraživanja na sedam različitih svrdala pri torku od 25 Nm i 50 Nm, sa i bez hlađenja.

Za prikaz deskriptivne statistike korišteni su sljedeći parametri: broj ispitanja, aritmetička sredina i standardna devijacija.

Za upoređivanje srednjih vrijednosti obilježja između svake dvije grupe korišten je Studentov t test za dva nezavisna uzorka, koji se koristi ako posmatrana obilježja imaju normalnu raspodjelu. U slučaju da obilježja

nemaju normalnu raspodjelu, koristio bi se Mann-Whitney U test za dva nezavisna uzorka. U provedenoj analizi utvrđeno je da su sva obilježja bila u normalnoj raspodjeli, te nije bilo potrebe za korištenjem Mann-Whitney U testa.

Za utvrđivanje normalne statističke raspodjele kod podataka korištene su grafička metoda (histogram) i metoda univarijantne analize (Kolmogorov–Smirnov test).

5. REZULTATI ISTRAŽIVANJA

5.1. Temperature koje postižu svrdla bez hlađenja

5.1.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 3. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 3. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,6	20,3	20,6
	Standardna devijacija	0,6	0,5	0,9
T5	Srednja vrijednost	28,1	29,2	31,7
	Standardna devijacija	1,1	1,2	1,1
T10	Srednja vrijednost	29,9	31	35,6
	Standardna devijacija	0,9	1,1	0,9
T20	Srednja vrijednost	31,6	32	39
	Standardna devijacija	0,7	1	1,1

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 2).

Tabela 4. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	18,928	0,000	18	21,649	0,000	18	24,697	0,000	18
T10-T0	27,189	0,000	18	28,003	0,000	18	37,268	0,000	18
T20-T0	37,730	0,000	18	35,921	0,000	18	40,939	0,000	18
T10-T5	4,005	0,001	18	3,497	0,003	18	8,677	0,000	18
T20-T5	8,489	0,000	18	7,693	0,000	18	14,839	0,000	18
T20-T10	4,715	0,000	18	4,254	0,000	18	7,565	0,000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke su pokazali da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 5).

Tabela 5. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,137	0,047	18	2,447	0,025	18	3,627	0,002	18
B3-B1	7,318	0,000	18	14,162	0,000	18	17,948	0,000	18
B3-B2	4,856	0,000	18	10,235	0,000	18	12,763	0,000	18

5.1.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 6. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 6. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,8	20,1	20,5
	Standardna devijacija	0,8	1,1	1,2
T5	Srednja vrijednost	27,5	28,7	29,8
	Standardna devijacija	0,7	1,1	0,8
T10	Srednja vrijednost	29	30,6	38,8
	Standardna devijacija	0,9	0,8	0,7
T20	Srednja vrijednost	32,6	34,1	42,7
	Standardna devijacija	0,5	0,5	0,8

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 7).

Tabela 7. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	19,931	0,000	18	17,482	0,000	18	20,392	0,000	18
T10-T0	21,534	0,000	18	24,412	0,000	18	41,656	0,000	18
T20-T0	39,554	0,000	18	36,640	0,000	18	48,677	0,000	18
T10-T5	4,160	0,001	18	4,417	0,000	18	26,773	0,000	18
T20-T5	18,748	0,000	18	14,132	0,000	18	36,057	0,000	18
T20-T10	11,057	0,000	18	11,732	0,000	18	11,602	0,000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 8).

Tabela 8. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,910	0,009	18	4,202	0,001	18	6,708	0,000	18
B3-B1	6,842	0,000	18	27,180	0,000	18	33,855	0,000	18
B3-B2	2,557	0,020	18	24,394	0,000	18	28,827	0,000	18

5.1.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 9. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 9. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,1	20,3	20,2
	Standardna devijacija	1,1	1,2	1,3
T5	Srednja vrijednost	31,8	33,1	36,6
	Standardna devijacija	1,3	1,2	1,7
T10	Srednja vrijednost	33,2	37,1	47,1
	Standardna devijacija	1,4	1,7	1,3
T20	Srednja vrijednost	36,1	39,3	52,1
	Standardna devijacija	1,5	1,3	1,1

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 10).

Tabela 10. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	21,726	0,000	18	23,851	0,000	18	24,233	0,000	18
T10-T0	23,267	0,000	18	25,531	0,000	18	46,269	0,000	18
T20-T0	27,201	0,000	18	33,961	0,000	18	59,237	0,000	18
T10-T5	2,317	0,032	18	6,079	0,000	18	15,515	0,000	18
T20-T5	6,850	0,000	18	11,082	0,000	18	24,207	0,000	18
T20-T10	4,469	0,000	18	3,251	0,004	18	9,285	0,000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 11).

Tabela 11. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,324	0,032	18	5,600	0,000	18	5,098	0,000	18
B3-B1	7,093	0,000	18	23,007	0,000	18	27,201	0,000	18
B3-B2	5,319	0,000	18	14,776	0,000	18	23,769	0,000	18

5.1.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 12. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 12. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,5	20,2	20,4
	Standardna devijacija	2,1	2,2	1,9
T5	Srednja vrijednost	31,3	34,7	37,5
	Standardna devijacija	2,5	2,4	2,5
T10	Srednja vrijednost	33,8	42,8	56,6
	Standardna devijacija	2,5	1,3	2,2
T20	Srednja vrijednost	36,2	50,2	58,5
	Standardna devijacija	1,4	1,4	1,5

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 13).

Tabela 13. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	10.460	0.000	18	14.084	0.000	18	17.221	0.000	18
T10-T0	12.882	0.000	18	27.967	0.000	18	39.380	0.000	18
T20-T0	19.671	0.000	18	36.380	0.000	18	49.771	0.000	18
T10-T5	2,236	0,038	18	9,384	0,000	18	18,137	0,000	18
T20-T5	5,408	0,000	18	17,641	0,000	18	22,778	0,000	18
T20-T10	2,649	0,016	18	12,249	0,000	18	2,256	0,037	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 14).

Tabela 14. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	3,102	0,006	18	10,100	0,000	18	22,361	0,000	18
B3-B1	5,545	0,000	18	21,651	0,000	18	34,369	0,000	18
B3-B2	2,555	0,020	18	17,077	0,000	18	12,792	0,000	18

5.1.5. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 15. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 15. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20	20,4	20
	Standardna devijacija	1,7	2,3	1,7
T5	Srednja vrijednost	31,5	34,6	36,5
	Standardna devijacija	2,1	2,4	1,4
T10	Srednja vrijednost	34,2	37,7	39
	Standardna devijacija	2,1	1,6	2,4
T20	Srednja vrijednost	36,8	39,8	43,1
	Standardna devijacija	2,4	2,1	2

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 16).

Tabela 16. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	13,460	0,000	18	13,509	0,000	18	23,693	0,000	18
T10-T0	16,620	0,000	18	19,526	0,000	18	20,429	0,000	18
T20-T0	18,063	0,000	18	19,698	0,000	18	27,829	0,000	18
T10-T5	2,875	0,010	18	3,399	0,003	18	2,845	0,011	18
T20-T5	5,256	0,000	18	5,156	0,000	18	8,549	0,000	18
T20-T10	2,578	0,019	18	2,515	0,022	18	4,150	0,001	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije, osim između brzina svrdla od 600 i 1000 obrtaja u minuti u srednjoj temperaturi kosti pri vremenu preparacije od 10 sekundi ($p>0,05$) (Tabela 17).

Tabela 17. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	3,074	0,007	18	4,192	0,001	18	2,975	0,008	18
B3-B1	6,265	0,000	18	4,760	0,000	18	6,377	0,000	18
B3-B2	2,162	0,044	18	1,425	0,171	18	3,598	0,002	18

5.1.6. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 18. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 18. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,5	20,2	20,4
	Standardna devijacija	3,1	2,3	1,7
T5	Srednja vrijednost	29,4	31,8	35,5
	Standardna devijacija	2,1	1,8	2,1
T10	Srednja vrijednost	35,7	39,3	42,7
	Standardna devijacija	3,1	2,4	2,6
T20	Srednja vrijednost	38,6	44,6	47,1
	Standardna devijacija	2,3	2,2	2,5

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 19).

Tabela 19. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	7,517	0,000	18	12,560	0,000	18	17,673	0,000	18
T10-T0	10,964	0,000	18	18,170	0,000	18	22,701	0,000	18
T20-T0	14,828	0,000	18	24,243	0,000	18	27,928	0,000	18
T10-T5	5,321	0,000	18	7,906	0,000	18	6,812	0,000	18
T20-T5	9,341	0,000	18	14,240	0,000	18	11,235	0,000	18
T20-T10	2,376	0,029	18	5,148	0,000	18	3,858	0,001	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 20).

Tabela 20. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,744	0,013	18	2,904	0,009	18	5,961	0,000	18
B3-B1	6,495	0,000	18	5,471	0,000	18	7,913	0,000	18
B3-B2	4,230	0,001	18	3,039	0,007	18	2,374	0,029	18

5.1.7. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 21. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 21. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,5	20,1	20,4
	Standardna devijacija	3,1	3,1	1,7
T5	Srednja vrijednost	25,6	30,8	34
	Standardna devijacija	2,8	2,9	3
T10	Srednja vrijednost	32,1	34,8	43,1
	Standardna devijacija	2,3	3,1	2
T20	Srednja vrijednost	40,9	43,5	45,9
	Standardna devijacija	2,2	2,9	1,9

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 22).

Tabela 22. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	3.861	0.001	18	7.971	0.000	18	12.472	0.000	18
T10-T0	9.503	0.000	18	10.603	0.000	18	27.347	0.000	18
T20-T0	16.971	0.000	18	17.432	0.000	18	31.629	0.000	18
T10-T5	5,673	0,000	18	2,980	0,008	18	7,981	0,000	18
T20-T5	13,587	0,000	18	9,792	0,000	18	10,597	0,000	18
T20-T10	8,743	0,000	18	6,481	0,000	18	3,210	0,005	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 23).

Tabela 23. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	4,079	0,001	18	2,212	0,040	18	2,259	0,037	18
B3-B1	6,473	0,000	18	11,413	0,000	18	5,439	0,000	18
B3-B2	2,425	0,026	18	7,115	0,000	18	2,189	0,042	18

5.1.8. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 24. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 24. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.6	20.3	20.3
	Standardna devijacija	0.6	0.8	0.2
T5	Srednja vrijednost	26.8	26.8	27.4
	Standardna devijacija	0.7	0.4	0.4
T10	Srednja vrijednost	34	34.3	34.5
	Standardna devijacija	0.5	0.8	0.4
T20	Srednja vrijednost	35.4	37.6	37.1
	Standardna devijacija	0.1	0.5	0.8

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 25).

Tabela 25. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	21.266	0.000	18	22.981	0.000	18	50.205	0.000	18
T10-T0	54.255	0.000	18	39.131	0.000	18	100.409	0.000	18
T20-T0	76.942	0.000	18	54.638	0.000	18	64.425	0.000	18
T10-T5	26.468	0.000	18	26.517	0.000	18	39.690	0.000	18
T20-T5	38.460	0.000	18	48.399	0.000	18	34.295	0.000	18
T20-T10	8.682	0.000	18	7.710	0.000	18	9.192	0.000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla od 1000 i 400 obrtaja u minuti u prosječnoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije. Statistička razlika u prosječnoj temperaturi kosti nije postojala ($p>0,05$) između brzina svrdla 600 i 400 obrtaja u minuti pri vremenu preparacije od pet i 10 sekundi, dok je pri vremenu preparacije od 20 sekundi ova razlika bila statistički značajna ($p<0,05$). Između brzina svrdla od 600 i 1000 obrtaja u minuti nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) u srednjoj temperaturi kosti pri vremenu preparacije od 10 i 20 sekundi, dok je ova razlika bila značajna ($p<0,05$) pri vremenu preparacije od pet sekundi (Tabela 26).

Tabela 26. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

Brzina svrdla	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	0.000	1.000	18	1.006	0.328	18	7.442	0.000	18
B3-B1	2.353	0.030	18	2.469	0.024	18	6.668	0.000	18
B3-B2	3.354	0.004	18	0.707	0.489	18	1.676	0.111	18

5.1.9. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 27. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 27. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Temperatura u °C		Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,7	20,5	20,4
	Standardna devijacija	1,8	2,5	2,5
T5	Srednja vrijednost	23,5	25,4	27,4
	Standardna devijacija	1,5	1,6	2,4
T10	Srednja vrijednost	30,2	32,8	36
	Standardna devijacija	1,9	2,1	2,1
T20	Srednja vrijednost	36,9	38,8	41,7
	Standardna devijacija	1,8	2,2	1,8

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 28).

Tabela 28. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	3,779	0,001	18	5,220	0,000	18	6,387	0,000	18
T10-T0	11,478	0,000	18	11,913	0,000	18	15,109	0,000	18
T20-T0	20,125	0,000	18	17,377	0,000	18	21,865	0,000	18
T10-T5	8,752	0,000	18	8,864	0,000	18	8,528	0,000	18
T20-T5	18,085	0,000	18	15,577	0,000	18	15,074	0,000	18
T20-T10	8,095	0,000	18	6,239	0,000	18	6,517	0,000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 29).

Tabela 29. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,740	0,013	18	2,903	0,009	18	2,114	0,049	18
B3-B1	4,358	0,000	18	6,477	0,000	18	5,963	0,000	18
B3-B2	2,193	0,042	18	3,407	0,003	18	3,226	0,005	18

5.1.10. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 30. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 30. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,4	20,8	20,2
	Standardna devijacija	2,7	2,3	2,7
T5	Srednja vrijednost	31,2	35	38
	Standardna devijacija	2,3	2,3	3
T10	Srednja vrijednost	40,7	46,8	50,1
	Standardna devijacija	2,1	2,3	3
T20	Srednja vrijednost	43,2	51,6	55,4
	Standardna devijacija	2,9	2,6	2,9

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 31).

Tabela 31. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	9,629	0,000	18	13,805	0,000	18	13,946	0,000	18
T10-T0	18,767	0,000	18	25,277	0,000	18	23,427	0,000	18
T20-T0	18,196	0,000	18	28,058	0,000	18	28,093	0,000	18
T10-T5	9,646	0,000	18	11,472	0,000	18	9,019	0,000	18
T20-T5	10,252	0,000	18	15,122	0,000	18	13,187	0,000	18
T20-T10	2,208	0,040	18	4,373	0,000	18	4,017	0,001	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 32).

Tabela 32. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	T	p	df
B2-B1	3,694	0,002	18	6,194	0,000	18	6,820	0,000	18
B3-B1	5,688	0,000	18	8,117	0,000	18	9,407	0,000	18
B3-B2	2,510	0,022	18	2,761	0,013	18	3,085	0,006	18

5.1.11. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 33. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 33. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,8	20,7	20,3
	Standardna devijacija	2,4	2,3	2,2
T5	Srednja vrijednost	33,3	36,4	38,9
	Standardna devijacija	2,8	2,4	2,7
T10	Srednja vrijednost	37,3	44,9	47,5
	Standardna devijacija	2,4	2,8	2,2
T20	Srednja vrijednost	43,6	47,1	50,5
	Standardna devijacija	2,7	2,7	2,5

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 34).

Tabela 34. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	10.719	0.000	18	14.935	0.000	18	16.888	0.000	18
T10-T0	15.373	0.000	18	21.119	0.000	18	25.003	0.000	18
T20-T0	19.959	0.000	18	23.894	0.000	18	28.677	0.000	18
T10-T5	3.430	0.003	18	7.289	0.000	18	5.448	0.000	18
T20-T5	8.374	0.000	18	9.717	0.000	18	9.969	0.000	18
T20-T10	5.515	0.000	18	2.114	0.049	18	5.318	0.000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 35).

Tabela 35. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

Brzina svrdla	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2.658	0.016	18	6.517	0.000	18	3.230	0.005	18
B3-B1	4.553	0.000	18	9.907	0.000	18	5.930	0.000	18
B3-B2	2.188	0.042	18	2.309	0.033	18	2.578	0.019	18

5.1.12. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 36. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 36. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,4	20,8	20,6
	Standardna devijacija	3	2,1	2,2
T5	Srednja vrijednost	26,6	29,7	36,5
	Standardna devijacija	2,8	2,2	2,3
T10	Srednja vrijednost	30	34,7	39,6
	Standardna devijacija	2,3	2,1	2,5
T20	Srednja vrijednost	38,1	45,3	48,8
	Standardna devijacija	2,5	2	2,7

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 37).

Tabela 37. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	4,778	0,000	18	9,254	0,000	18	15,798	0,000	18
T10-T0	8,031	0,000	18	14,801	0,000	18	18,042	0,000	18
T20-T0	14,333	0,000	18	26,716	0,000	18	25,605	0,000	18
T10-T5	2,967	0,008	18	5,199	0,000	18	2,886	0,010	18
T20-T5	9,688	0,000	18	16,592	0,000	18	10,966	0,000	18
T20-T10	7,540	0,000	18	11,559	0,000	18	7,906	0,000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 38).

Tabela 38. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,753	0,013	18	4,772	0,000	18	7,112	0,000	18
B3-B1	8,640	0,000	18	8,937	0,000	18	9,195	0,000	18
B3-B2	6,756	0,000	18	4,746	0,000	18	3,294	0,004	18

5.1.13. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 39. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 39. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,2	20,2	20,2
	Standardna devijacija	2,6	3	2,6
T5	Srednja vrijednost	41,7	43,9	46,5
	Standardna devijacija	2,3	2,2	2
T10	Srednja vrijednost	53,8	57,3	60,7
	Standardna devijacija	2,4	2,2	2,1
T20	Srednja vrijednost	66,6	69,7	74,3
	Standardna devijacija	2,6	2,1	2,8

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 40).

Tabela 40. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	19,586	0,000	18	20,146	0,000	18	25,354	0,000	18
T10-T0	30,029	0,000	18	31,536	0,000	18	38,320	0,000	18
T20-T0	39,905	0,000	18	42,746	0,000	18	44,773	0,000	18
T10-T5	11,511	0,000	18	13,620	0,000	18	15,484	0,000	18
T20-T5	22,683	0,000	18	26,826	0,000	18	25,549	0,000	18
T20-T10	11,440	0,000	18	12,893	0,000	18	12,288	0,000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) između brzina B2 i B1 pri vremenu preparacije od 10 sekundi u

prosječnoj temperaturi kosti izraženoj u stepenima Celzijusa (Tabela 39). U svim ostalim slučajevima postojala je statistički značajna razlika između brzina B1 i B2 u prosječnoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije (Tabela 41).

Tabela 41. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,186	0,042	18	3,400	0,003	18	2,933	0,009	18
B3-B1	4,980	0,000	18	6,842	0,000	18	6,373	0,000	18
B3-B2	2,765	0,013	18	3,535	0,002	18	4,156	0,001	18

5.1.14. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 42. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 42. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,4	20,1	20,2
	Standardna devijacija	2,1	2,1	2,1
T5	Srednja vrijednost	45,8	48,1	50,3
	Standardna devijacija	2,5	2,2	2,1
T10	Srednja vrijednost	51,7	54,9	58,3
	Standardna devijacija	2,6	2,7	2,5
T20	Srednja vrijednost	64,3	66,8	69,1
	Standardna devijacija	2,6	2,3	2,4

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 43).

Tabela 43. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	24,601	0,000	18	29,113	0,000	18	32,050	0,000	18
T10-T0	29,615	0,000	18	32,173	0,000	18	36,902	0,000	18
T20-T0	41,537	0,000	18	47,417	0,000	18	48,490	0,000	18
T10-T5	5,173	0,000	18	6,174	0,000	18	7,748	0,000	18
T20-T5	16,219	0,000	18	18,580	0,000	18	18,642	0,000	18
T20-T10	10,836	0,000	18	10,610	0,000	18	9,855	0,000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 44).

Tabela 44. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,184	0,042	18	2,700	0,015	18	2,277	0,035	18
B3-B1	4,358	0,000	18	5,786	0,000	18	4,290	0,000	18
B3-B2	2,287	0,034	18	2,922	0,009	18	2,188	0,042	18

5.2. Temperature koje postižu svrdla sa hlađenjem

5.2.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 45. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 45. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20,1	20,3	20,2
	Standardna devijacija	0,7	0,9	1,1
T5	Srednja vrijednost	20,2	21,8	22,9
	Standardna devijacija	0,9	0,8	1,2
T10	Srednja vrijednost	21,7	22,9	24,2
	Standardna devijacija	1,3	0,9	1
T20	Srednja vrijednost	23,1	24,8	27,5
	Standardna devijacija	1,6	1,7	1,3

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da nije postojala statistički značajna ($p>0,05$) razlika samo između prosječne temperaturi kosti nakon pet sekundi preparacije pri brzini svrdla od 400 obrtaja u minuti i prosječne početne temperature kosti, dok je u svim drugim slučajevima statistički značajna razlika bila prisutna ($p<0,05$) (Tabela 46).

Tabela 46. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	0.277	0.785	18	3.939	0.001	18	5.245	0.000	18
T10-T0	3,000	0,008	18	6.460	0,000	18	8.509	0,000	18
T20-T0	5.432	0.000	18	7.398	0.000	18	13.556	0.000	18
T10-T5	3,000	0,008	18	2,889	0,010	18	2,632	0,017	18
T20-T5	4,996	0,000	18	5,049	0,000	18	8,222	0,000	18
T20-T10	2,148	0,046	18	3,124	0,006	18	6,363	0,000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 47).

Tabela 47. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	4,202	0,001	18	2,400	0,027	18	2,303	0,033	18
B3-B1	5,692	0,000	18	4,820	0,000	18	6,749	0,000	18
B3-B2	2,412	0,027	18	3,056	0,007	18	3,990	0,001	18

5.2.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 48. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 48. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Temperatura u °C		Brzina svrdla		
Vrijeme preparacije	B1	B2	B3	
	Srednja vrijednost	20,3	20,1	20,5
	Standardna devijacija	1	1,2	1
	Srednja vrijednost	22,1	22,9	23,9
	Standardna devijacija	0,7	0,8	1,1
	Srednja vrijednost	23,4	24,2	25,1
	Standardna devijacija	0,7	0,9	0,8
	Srednja vrijednost	23,9	25	26,5
	Standardna devijacija	0,9	1	1,3

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 49).

Tabela 49. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	4,663	0,000	18	6,139	0,000	18	7,232	0,000	18
T10-T0	8,031	0,000	18	8,644	0,000	18	11,359	0,000	18
T20-T0	11,047	0,000	18	12,956	0,000	18	11,568	0,000	18
T10-T5	4,153	0,001	18	3,414	0,003	18	2,790	0,012	18
T20-T5	8,043	0,000	18	8,890	0,000	18	4,828	0,000	18
T20-T10	4,438	0,000	18	5,406	0,000	18	2,900	0,010	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 50).

Tabela 50. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	2,380	0,029	18	2,219	0,040	18	3,526	0,002	18
B3-B1	4,366	0,000	18	5,057	0,000	18	3,000	0,008	18
B3-B2	2,325	0,032	18	2,364	0,030	18	2,892	0,010	18

5.2.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 51. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 51. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20	20,2	20,1
	Standardna devijacija	1,2	1,1	1,3
T5	Srednja vrijednost	20,1	20,3	22,1
	Standardna devijacija	0,7	0,8	0,8
T10	Srednja vrijednost	20,4	21,3	22,9
	Standardna devijacija	0,9	0,7	0,7
T20	Srednja vrijednost	20,5	22,1	23,9
	Standardna devijacija	1,1	0,8	1,2

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 600 i 1000 obrtaja u minuti, dok pri brzini od 400 obrtaja u minuti nije postojala statistički značajna razlika između vremena preparacije ($p>0,05$) (Tabela 52).

Tabela 52. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

Vrijeme	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	0,228	0,823	18	0,232	0,819	18	4,143	0,001	18
T10-T0	0,843	0,410	18	2,668	0,016	18	5,997	0,000	18
T20-T0	0,971	0,344	18	4,417	0,000	18	6,792	0,000	18
T10-T5	0,832	0,416	18	2,975	0,008	18	2,380	0,029	18
T20-T5	0,970	0,345	18	5,031	0,000	18	3,947	0,001	18
T20-T10	0,222	0,826	18	2,380	0,029	18	2,276	0,035	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije od 10 i 20 sekundi. Statistički značajna razlika u srednjoj temperaturi kosti jedino nije bila prisutna ($p>0,05$) pri vremenu preparacije od pet sekundi između brzina od 600 i 400 obrtaja u minuti (Tabela 53).

Tabela 53. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	0,595	0,559	18	2,496	0,022	18	3,720	0,002	18
B3-B1	5,950	0,000	18	6,934	0,000	18	6,605	0,000	18
B3-B2	5,031	0,000	18	5,111	0,000	18	3,947	0,001	18

5.2.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 54. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 54. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.1	20.4	20
	Standardna devijacija	1,1	1	0,9
T5	Srednja vrijednost	20.9	21.3	22.9
	Standardna devijacija	0,9	0,7	0,9
T10	Srednja vrijednost	21.8	22.4	23.8
	Standardna devijacija	0,7	0,8	0,7
T20	Srednja vrijednost	22.6	23.4	25
	Standardna devijacija	0,8	0,9	0,8

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti, osim između vremena T5 i T0 pri brzini od 400 obrtaja, gdje nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) u prosječnoj vrijednosti temperature kosti (Tabela 55).

Tabela 55. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	1.780	0.092	18	2.332	0.032	18	7.205	0.000	18
T10-T0	4.123	0.001	18	4.939	0.000	18	10.539	0.000	18
T20-T0	5.812	0.000	18	7.052	0.000	18	13.131	0.000	18
T10-T5	2.496	0.022	18	3.272	0.004	18	2.496	0.022	18
T20-T5	4.464	0.000	18	5.824	0.000	18	5.515	0.000	18
T20-T10	2.380	0.029	18	2.626	0.017	18	3.570	0.002	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 56).

Tabela 56. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	1.109	0.282	18	1.785	0.091	18	2.101	0.050	18
B3-B1	4.969	0.000	18	6.389	0.000	18	6.708	0.000	18
B3-B2	4.438	0.000	18	4.165	0.001	18	4.202	0.001	18

5.2.5. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 57. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 57. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.1	20	20,2
	Standardna devijacija	1.3	0.8	1.3
T5	Srednja vrijednost	22.4	22.5	23
	Standardna devijacija	0.7	1.2	1.2
T10	Srednja vrijednost	22.6	22.8	23.7
	Standardna devijacija	1.6	0.9	1.2
T20	Srednja vrijednost	23.8	23.9	24.8
	Standardna devijacija	1.2	1.1	1.1

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti, osim između vremena T10 i T5, gdje nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) u prosječnoj vrijednosti temperature kosti (Tabela 58) pri brzinama od 400 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 58).

Tabela 58. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	4.926	0.000	18	5.482	0.000	18	5.005	0.000	18
T10-T0	3.835	0.001	18	7.353	0.000	18	6.256	0.000	18
T20-T0	6.613	0.000	18	9.067	0.000	18	8.542	0.000	18
T10-T5	0.362	0.721	18	0.632	0.535	18	1.304	0.209	18
T20-T5	3.187	0.005	18	2.720	0.014	18	3.497	0.003	18
T20-T10	1.897	0.074	18	2.447	0.025	18	2.137	0.047	18

Na osnovu analize t testom nezavisnih uzoraka došlo se do zaključka da nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) između brzina svrdla u prosječnoj postignutoj temperaturi kosti u vremenu preparacije od 5, 10 i 20 sekundi (Tabela 59).

Tabela 59. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	0.228	0.823	18	0.345	0.734	18	0.194	0.848	18
B3-B1	1.366	0.189	18	1.739	0.099	18	1.943	0.068	18
B3-B2	0.932	0.364	18	1.897	0.074	18	1.830	0.084	18

5.2.6. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 60. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 60. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.1	20.3	20.3
	Standardna devijacija	0.95	1.3	0.66
T5	Srednja vrijednost	21.2	21.5	22.3
	Standardna devijacija	0.94	1.43	0.73
T10	Srednja vrijednost	21.4	21.9	22.9
	Standardna devijacija	0.88	0.78	1.2
T20	Srednja vrijednost	22.5	23.1	24.4
	Standardna devijacija	1.05	1.12	0.72

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti, osim između vremena T10 i T5, gdje nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) u prosječnoj vrijednosti temperature kosti pri brzinama 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 61).

Tabela 61. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	2.603	0.018	18	1.964	0.065	18	6.427	0.000	18
T10-T0	3.175	0.005	18	3.337	0.004	18	6.003	0.000	18
T20-T0	5.360	0.000	18	5.160	0.000	18	13.274	0.000	18
T10-T5	0.491	0.629	18	0.777	0.448	18	1.351	0.193	18
T20-T5	2.917	0.009	18	2.786	0.012	18	6.477	0.000	18
T20-T10	2.539	0.021	18	2.780	0.012	18	3.390	0.003	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla od 600 i 400 obrtaja u minuti u srednjoj

temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 62). Takođe nije postojala statistički značajna razlika između brzina svrdla od 1000 i 600 obrtaja u minuti u prosječnoj temperaturi kosti pri vremenu preparacije od pet sekundi. U svim ostalim slučajevima postojala je statistički značajna razlika (Tabela 62).

Tabela 62. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	0.554	0.586	18	1.345	0.195	18	1.236	0.232	18
B3-B1	2.923	0.009	18	3.188	0.005	18	4.719	0.000	18
B3-B2	1.576	0.133	18	2.209	0.040	18	3.088	0.006	18

5.2.7. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 63. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 63. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.2	20.6	20.1
	Standardna devijacija	1.15	1.19	1.22
T5	Srednja vrijednost	21.1	21.8	22.9
	Standardna devijacija	1	1.12	0.99
T10	Srednja vrijednost	21.2	22	23.4
	Standardna devijacija	1	1.08	1.18
T20	Srednja vrijednost	21.3	22.6	23.7
	Standardna devijacija	1.06	1.28	1.04

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) između vremena preparacije od 5, 10 i 20 sekundi u prosječnoj temperaturi kosti pri brzini svrdla od 400 obrtaja u minuti, osim između prosječne temperature kosti nakon 20 sekundi preparacije i početne prosječne temperature kosti. Sva vremena preparacije imala su statistički značajno ($p<0,05$) veću

prosječnu temperaturu kosti u odnosu na prosječnu početnu temperaturu kosti, pri brzini svrdla od 600 i 1000 obrtaja u minuti. Statistički značajna razlika nije postojala između vremena preparacije od 5, 10, 20 sekundi u prosječnoj temperaturi kosti pri brzinama svrdla od 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 64).

Tabela 64. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	1.868	0.078	18	2.322	0.032	18	5.636	0.000	18
T10-T0	2.075	0.053	18	2.755	0.013	18	6.148	0.000	18
T20-T0	2.224	0.039	18	3.619	0.002	18	7.101	0.000	18
T10-T5	0.224	0.826	18	0.406	0.689	18	1.027	0.318	18
T20-T5	0.434	0.669	18	1.487	0.154	18	1.762	0.095	18
T20-T10	0.217	0.831	18	1.133	0.272	18	0.603	0.554	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla od 1000 i 400 obrtaja u minuti u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije kao i između brzina od 1000 i 600 obrtaja u minuti (Tabela 65). Statistički značajna razlika u srednjoj temperaturi kosti nije konstatovana između brzina od 600 i 400 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije od pet i 10 sekundi dok je pri vremenu preparacije od 20 sekundi postojala statistički značajna razlika (Tabela 65).

Tabela 65. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	1.474	0.158	18	1.719	0.103	18	2.474	0.024	18
B3-B1	4.045	0.001	18	4.498	0.000	18	5.111	0.000	18
B3-B2	2.327	0.032	18	2.768	0.013	18	2.109	0.049	18

5.2.8. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 66. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 66. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Temperatura u °C		Brzina svrdla		
Vrijeme preparacije	B1	B2	B3	
	Srednja vrijednost		20.1	20.7
	Standardna devijacija		1.18	1.22
	Srednja vrijednost		21.4	22.1
	Standardna devijacija		1.03	1.15
	Srednja vrijednost		21.5	22.3
	Standardna devijacija		1.03	1.11
	Srednja vrijednost		21.6	22.9
	Standardna devijacija		1.09	1.31
				1.07

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) između vremena preparacije od 5, 10 i 20 sekundi u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 67). Statistički značajna razlika je ustanovljena između prosječne početne temperature kosti i prosječnih temperatura nakon preparacije od 5, 10 i 20 sekundi (Tabela 67).

Tabela 67. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	2.625	0.017	18	2.641	0.017	18	5.684	0.000	18
T10-T0	2.827	0.011	18	3.068	0.007	18	6.180	0.000	18
T20-T0	2.953	0.009	18	3.886	0.001	18	7.111	0.000	18
T10-T5	0.217	0.831	18	0.396	0.697	18	0.999	0.331	18
T20-T5	0.422	0.678	18	1.451	0.164	18	1.711	0.104	18
T20-T10	0.211	0.835	18	1.105	0.284	18	0.587	0.564	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima

preparacije, osim pri brzinama B2 i B1 pri vremenu preparacije od pet i 10 sekundi, gdje nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) (Tabela 68).

Tabela 68. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

Brzina svrdla	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	1.434	0.169	18	1.671	0.112	18	2.456	0.024	18
B3-B1	3.927	0.001	18	4.378	0.000	18	5.084	0.000	18
B3-B2	2.263	0.036	18	2.696	0.015	18	2.135	0.047	18

5.2.9. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 69. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 69. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.3	20.4	20.1
	Standardna devijacija	1.005	0.935	0.885
T5	Srednja vrijednost	20.5	21	21.5
	Standardna devijacija	0.995	1.035	0.99
T10	Srednja vrijednost	21.3	21.7	22.1
	Standardna devijacija	0.83	0.855	0.85
T20	Srednja vrijednost	22.2	23.4	23.5
	Standardna devijacija	0.985	0.945	1.035

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da se prosječna temperatura nakon pet sekundi preparacije pri brzinama svrdla od 400 i 600 obrtaja u minuti nije statistički značajno ($p>0,05$) razlikovala od početne prosječne temperature kosti (Tabela 70), za razliku od brzine svrdla od 1000 obrtaja u minuti gdje je postojala statistički značajna razlika.

Statistički značajna razlika ($p>0,05$) nije postojala između vremena preparacije od 10 i pet sekundi pri svim brzinama svrdla u prosječnoj temperaturi kosti, a u svim ostalim slučajevima bila je evidentna statistički značajna razlika (Tabela 70).

Tabela 70. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	0.447	0.660	18	1.360	0.191	18	3.334	0.004	18
T10-T0	2.426	0.026	18	3.245	0.004	18	5.154	0.000	18
T20-T0	6.966	0.000	18	7.374	0.000	18	7.895	0.000	18
T10-T5	1.952	0.067	18	1.649	0.117	18	1.454	0.163	18
T20-T5	6.550	0.000	18	5.641	0.000	18	4.416	0.000	18
T20-T10	5.156	0.000	18	4.467	0.000	18	3.306	0.004	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla od 1000 i 400 obrtaja u minuti u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 71), kao i između 600 i 400 obrtaja u minuti pri vremenu preparacije od 20 sekundi.

U ostalim slučajevima nije evidentirana statistički značajna razlika ($p>0,05$) u prosječnoj temperaturi kosti.

Tabela 71. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	1.101	0.285	18	1.062	0.302	18	2.780	0.012	18
B3-B1	2.253	0.037	18	2.129	0.047	18	2.877	0.010	18
B3-B2	1.104	0.284	18	1.049	0.308	18	0.226	0.824	18

5.2.10. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 72. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 72. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

		Brzina svrdla			
Temperatura u °C		B1	B2	B3	
Vrijeme preparacije	T0	Srednja vrijednost	20.3	20.6	20.7
	T0	Standardna devijacija	0.985	1.025	0.935
	T5	Srednja vrijednost	21.3	21.8	22.2
	T5	Standardna devijacija	0.86	1.15	0.92
	T10	Srednja vrijednost	21.9	22.4	22.7
	T10	Standardna devijacija	0.81	1.125	0.83
	T20	Srednja vrijednost	22	22.6	23.7
	T20	Standardna devijacija	1.01	1	0.735

Prosječna temperatura kosti pri vremenim preparacije od 5, 10 i 20 sekundi sa brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti se statistički značajno ($p<0,05$) razlikovala od prosječne temperature kosti prije preparacije. Pri brzini svrdla od 1000 obrtaja u sekundi ustanovljena je statistički značajna ($p<0,05$) razlika u prosječnoj temperaturi kosti između vremena preparacije od 20 sekundi i vremena preparacije od pet sekundi kao i između vremena preparacije od 20 sekundi i vremena preparacije od 10 sekundi (Tabela 73). U svim ostalim slučajevima nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) u prosječnoj temperaturi kosti.

Tabela 73. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	2.418	0.026	18	2.463	0.024	18	3.616	0.002	18
T10-T0	3.967	0.001	18	3.740	0.001	18	5.059	0.000	18
T20-T0	3.811	0.001	18	4.417	0.000	18	7.977	0.000	18
T10-T5	1.606	0.126	18	1.179	0.254	18	1.276	0.218	18
T20-T5	1.669	0.112	18	1.660	0.114	18	4.028	0.001	18
T20-T10	0.244	0.810	18	0.420	0.679	18	2.852	0.011	18

Rezultati t testa nezavisnih uzoraka su pokazali da je postojala statistički značajna razlika između brzina svrdla od 1000 obrtaja u minuti i 400 obrtaja u minuti u prosječnoj temperaturi kosti u svim posmatranim vremenima preparacije, takođe postojala je statistički značajna razlika između brzina od 1000 i od 400 obrtaja u minuti pri vremenu preparacije od 20 sekundi. U svim ostalim slučajevima nije bilo statistički značajne razlike ($p>0.05$) (Tabela 74).

Tabela 74. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	1.101	0.285	18	1.141	0.269	18	1.335	0.199	18
B3-B1	2.260	0.036	18	2.181	0.043	18	4.304	0.000	18
B3-B2	0.859	0.402	18	0.679	0.506	18	2.803	0.012	18

5.2.11. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 75. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 75. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.6	20.6	20.7
	Standardna devijacija	1	0.9	0.9
T5	Srednja vrijednost	20.9	21.6	22.9
	Standardna devijacija	0.7	1	0.9
T10	Srednja vrijednost	21.3	22.1	23.6
	Standardna devijacija	0.8	0.9	0.9
T20	Srednja vrijednost	21.9	23.7	26.1
	Standardna devijacija	0.8	1	1.1

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0.05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzini od 1000 obrtaja u minuti, osim između vremena preparacije od 10 i pet sekundi. Pri brzini svrdla od 600 obrtaja je postojala je statistički značajna razlika

($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti, osim između vremena preparacije od 10 i pet sekundi. Statistički značajna razlika u srednjoj temperaturi kosti postojala je između vremena preparacije od 20 sekundi i pet sekundi pri brzini svrdla od 400 obrtaja u minuti. Prosječna temperatura kosti bila je statistički značajno veća nakon 20 sekundi preparacije pri brzini svrdla od 400 obrtaja u minuti u odnosu na početnu temperaturu kosti (Tabela 76).

Tabela 76. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	0.777	0.447	18	2.351	0.030	18	5.466	0.000	18
T10-T0	1.729	0.101	18	3.727	0.002	18	7.205	0.000	18
T20-T0	3.210	0.005	18	7.287	0.000	18	12.015	0.000	18
T10-T5	1.190	0.250	18	1.175	0.255	18	1.739	0.099	18
T20-T5	2.975	0.008	18	4.696	0.000	18	7.120	0.000	18
T20-T10	1.677	0.111	18	3.761	0.001	18	5.562	0.000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije, osim između brzina od 600 obrtaja u minuti i 400 obrtaja u minuti pri vremenu preparacije od pet sekundi (Tabela 77).

Tabela 77. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	1.813	0.086	18	2.101	0.050	18	4.445	0.000	18
B3-B1	5.547	0.000	18	6.040	0.000	18	9.765	0.000	18
B3-B2	3.056	0.007	18	3.727	0.002	18	5.105	0.000	18

5.2.12. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 78. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm.

Tabela 78. Srednja vrijednost temperature kosti u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla

Temperatura u °C		Brzina svrdla		
Vrijeme preparacije	B1	B2	B3	
	Srednja vrijednost	20.5	20	20.2
	Standardna devijacija	0.8	0.7	0.7
	Srednja vrijednost	21.2	21.3	21.3
	Standardna devijacija	0.8	0.7	0.6
	Srednja vrijednost	21.5	21.5	21.5
	Standardna devijacija	0.6	0.6	0.9
	Srednja vrijednost	21.8	21.9	22.5
	Standardna devijacija	0.8	0.8	0.9

Pri brzini svrdla od 400 obrtaja u minuti statistički značajno ($p<0,05$) su se razlikovale prosječne temperature kosti pri preparaciji od 10 sekundi i početna prosječna temperatura kosti kao i prosječne temperature kosti pri preparaciji od 20 sekundi i početna prosječna temperatura kosti (Tabela 79). Kod brzine svrdla od 600 obrtaja u minuti postojala je statistički značajna razlika između prosječne temperature kosti kod svih vremena preparacije i početne prosječne temperature kosti. Pri brzini svrdla od 1000 obrtaja u minuti statistički značajna razlika nije konstatovana samo između prosječne temperature kosti nakon vremena preparacije od 10 i pet sekundi ($p>0,05$).

Tabela 79. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	T	p	df
T5-T0	1.957	0.066	18	4.153	0.001	18	3.773	0.001	18
T10-T0	3.162	0.005	18	5.145	0.000	18	3.606	0.002	18
T20-T0	3.634	0.002	18	5.652	0.000	18	6.379	0.000	18
T10-T5	0.949	0.355	18	0.686	0.501	18	0.585	0.566	18
T20-T5	1.677	0.111	18	1.785	0.091	18	3.508	0.003	18
T20-T10	0.949	0.355	18	1.265	0.222	18	2.485	0.023	18

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 80).

Tabela 80. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	0.297	0.770	18	0	1	18	0.280	0.783	18
B3-B1	0.316	0.755	18	0	1	18	1.838	0.083	18
B3-B2	0.000	1.000	18	0	1	18	1.576	0.133	18

5.2.13. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 sa hladnjem pri obrtnom momentu od 25 Nm

U Tabeli 81. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 25 Nm.

Tabela 81. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

Vrijeme preparacije	Temperatura u °C	Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.4	20	20.4
	Standardna devijacija	0.6	1.1	0.7
T5	Srednja vrijednost	21.4	23.8	24.4
	Standardna devijacija	0.9	0.6	0.9
T10	Srednja vrijednost	23.1	24.9	29.4
	Standardna devijacija	0.8	1	0.8
T20	Srednja vrijednost	23.8	25.2	31.7
	Standardna devijacija	0.8	0.6	0.7

Na osnovu rezultata t testa za nezavisne uzorke došlo se do zaključka da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri brzinama od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti (Tabela 82), osim između vremena preparacije od 20 i 10 sekundi pri brzinama svrdla od 400 i 600 obrtaja u minuti.

Tabela 82. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	2.924	0.009	18	9.590	0.000	18	11.094	0.000	18
T10-T0	8.538	0.000	18	10.423	0.000	18	26.773	0.000	18
T20-T0	10.752	0.000	18	13.124	0.000	18	36.097	0.000	18
T10-T5	4.464	0.000	18	2.983	0.008	18	13.131	0.000	18
T20-T5	6.303	0.000	18	5.217	0.000	18	20.247	0.000	18
T20-T10	1.957	0.066	18	0.813	0.427	18	6.842	0.000	18

Rezultati t testa za nezavisne uzorke pokazali su da je postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) između brzina svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri svim vremenima preparacije (Tabela 83), osim između brzina B3 i B2 pri vremenu preparacije od pet sekundi.

Tabela 83. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	7.016	0.000	18	4.445	0.000	18	4.427	0.000	18
B3-B1	7.454	0.000	18	17.609	0.000	18	23.501	0.000	18
B3-B2	1.754	0.096	18	11.112	0.000	18	22.295	0.000	18

5.2.14. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 50 Nm

U Tabeli 84. prikazane su srednje vrijednosti temperature u zavisnosti od vremena preparacije i brzine svrdla pri obrtnom momentu svrdla od 50 Nm

Tabela 84. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

Temperatura u °C		Brzina svrdla		
		B1	B2	B3
T0	Srednja vrijednost	20.9	20.6	20.01
	Standardna devijacija	0.9	0.7	1
T5	Srednja vrijednost	21.1	21.1	21.5
	Standardna devijacija	1	1	0.7
T10	Srednja vrijednost	21	21.5	22.9
	Standardna devijacija	1.1	0.8	0.6
T20	Srednja vrijednost	21.8	23	28.1
	Standardna devijacija	0.7	0.6	0.8

Na osnovu rezultata t testa nezavisnih uzoraka konstatovano je da je pri brzini svrdla B1 postojala statistički značajna razlika samo između prosječne temperature kosti nakon 20 sekundi preparacije i početne prosječne temperature (Tabela 85). Pri brzini svrdla B2 statistički značajna razlika nije postojala samo između prosječne temperature kosti nakon pet sekundi preparacije i početne temperature kosti i između prosječne temperature kosti nakon 10 sekundi preparacije i pet sekundi preparacije. Statistički značajna razlika bila je prisutna između svih vremena preparacije u prosječnoj temperaturi kosti pri brzini svrdla od 1000 obrtaja u minuti.

Tabela 85. Statistička značajnost razlike vremena preparacije u srednjoj temperaturi kosti pri različitim brzinama svrdla

Vrijeme	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T5-T0	0.940	0.360	18	1.295	0.212	18	3.860	0.001	18
T10-T0	0.667	0.513	18	2.677	0.015	18	7.837	0.000	18
T20-T0	3.051	0.007	18	8.232	0.000	18	19.977	0.000	18
T10-T5	-0.213	0.834	18	0.988	0.336	18	4.802	0.000	18
T20-T5	1.813	0.086	18	5.152	0.000	18	19.634	0.000	18
T20-T10	1.940	0.068	18	4.743	0.000	18	16.444	0.000	18

Rezultati t testa su pokazali da samo u slučaju gdje je vrijeme preparacije bilo pet sekundi nije postojala statistički značajna razlika ($p>0,05$) u prosječnoj temperaturi kosti kao i između brzina B2 i B1 pri vremenu preparacije od 10 sekundi, dok je u svim ostalim slučajevima postojala statistički značajna razlika ($p<0,05$) u prosječnoj temperaturi kosti (Tabela 86).

Tabela 86. Statistička značajnost razlike brzine svrdla u srednjoj temperaturi kosti pri različitim vremenima preparacije

	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B2-B1	0.000	1.000	18	1.162	0.260	18	4.116	0.001	18
B3-B1	1.036	0.314	18	4.795	0.000	18	18.741	0.000	18
B3-B2	1.036	0.314	18	4.427	0.000	18	16.128	0.000	18

5.3. Poređenje svrdala po torku bez hlađenja

5.3.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu 25 i 50 Nm

U Tabeli 87. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod implantološkog svrdla promjera 2,2 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 87. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,2 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.632	0.535	18	0.523	0.607	18	0.211	0.835	18
T5	1.455	0.163	18	0.971	0.344	18	4.417	0.000	18
T10	2.236	0.038	18	0.930	0.365	18	-8.875	0.000	18
T20	-3.676	0.002	18	-3.111	0.006	18	-8.602	0.000	18
T5-T10	-2.002	0.061	18	-3.070	0.007	18	-17.220	0.000	18
T5-T20	-11.777	0.000	18	-11.919	0.000	18	-25.574	0.000	18
T10-T5	6.656	0.000	18	4.675	0.000	18	15.232	0.000	18
T10-T20	-7.488	0.000	18	-6.302	0.000	18	-18.646	0.000	18
T20-T5	13.097	0.000	18	9.147	0.000	18	21.390	0.000	18
T20-T10	7.211	0.000	18	5.926	0.000	18	0.485	0.633	18

U Tabeli 88. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod implantološkog svrdla promjera 2,2 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 88. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,2 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla.

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-1.220	0.238	18	-1.423	0.172	18	-5.082	0.000	18
B1-B3	-3.952	0.001	18	-20.692	0.000	18	-25.807	0.000	18
B2-B1	3.870	0.001	18	4.553	0.000	18	0.911	0.375	18
B2-B3	-1.316	0.205	18	-17.103	0.000	18	-21.269	0.000	18
B3-B1	10.186	0.000	18	16.007	0.000	18	15.522	0.000	18
B3-B2	6.098	0.000	18	10.164	0.000	18	9.961	0.000	18

5.3.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 89. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod implantološkog svrdla promjera 2,8 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 89. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,8 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.534	0.600	18	0.126	0.901	18	-0.275	0.787	18
T5	0.561	0.582	18	-1.886	0.076	18	-0.941	0.359	18
T10	-0.662	0.516	18	-8.423	0.000	18	-11.756	0.000	18
T20	-0.154	0.879	18	-18.042	0.000	18	-10.880	0.000	18
T5-T10	-2.245	0.038	18	-17.338	0.000	18	-22.748	0.000	18
T5-T20	-7.283	0.000	18	-29.326	0.000	18	-30.547	0.000	18
T10-T5	2.097	0.050	18	2.580	0.019	18	10.774	0.000	18
T10-T20	-3.311	0.004	18	-14.085	0.000	18	-12.794	0.000	18
T20-T5	5.206	0.000	18	5.329	0.000	18	16.904	0.000	18
T20-T10	2.495	0.023	18	-6.020	0.000	18	-5.785	0.000	18

U Tabeli 90. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja

u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod implantološkog svrdla promjera 2,2 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 90. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,8 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-3.360	0.003	18	-11.122	0.000	18	-16.336	0.000	18
B1-B3	-6.397	0.000	18	-26.261	0.000	18	-25.138	0.000	18
B2-B1	2.053	0.055	18	3.763	0.001	18	3.535	0.002	18
B2-B3	-5.018	0.000	18	-22.237	0.000	18	-21.895	0.000	18
B3-B1	5.544	0.000	18	13.912	0.000	18	16.631	0.000	18
B3-B2	2.043	0.056	18	4.623	0.000	18	2.043	0.056	18

5.3.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 91. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacijama u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod implantološkog svrdla promjera 3,7 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 91. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 3,7 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.447	0.660	18	0.194	0.848	18	-0.526	0.605	18
T5	2.236	0.038	18	2.951	0.009	18	1.253	0.226	18
T10	-1.267	0.221	18	-1.754	0.096	18	-3.307	0.004	18
T20	-1.712	0.104	18	-4.991	0.000	18	-3.951	0.001	18
T5-T10	-3.547	0.002	18	-4.379	0.000	18	-6.639	0.000	18
T5-T20	-7.209	0.000	18	-9.713	0.000	18	-11.699	0.000	18
T10-T5	5.111	0.000	18	7.747	0.000	18	3.471	0.003	18
T10-T20	-4.685	0.000	18	-9.060	0.000	18	-8.032	0.000	18
T20-T5	7.338	0.000	18	9.147	0.000	18	8.287	0.000	18
T20-T10	0.887	0.387	18	0.496	0.626	18	0.386	0.704	18

U Tabeli 92. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod implantološkog svrdla promjera 2,2 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 92. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 3,7 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-0.343	0.736	18	-5.831	0.000	18	-8.918	0.000	18
B1-B3	-4.259	0.000	18	-9.051	0.000	18	-10.967	0.000	18
B2-B1	5.156	0.000	18	1.983	0.063	18	1.190	0.250	18
B2-B3	-0.892	0.384	18	-4.958	0.000	18	-7.239	0.000	18
B3-B1	8.896	0.000	18	4.135	0.001	18	5.638	0.000	18
B3-B2	6.518	0.000	18	-0.416	0.682	18	-2.080	0.052	18

5.3.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 93. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod implantološkog svrdla promjera 4,2 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 93. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 4,2 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.100	0.921	18	-0.198	0.846	18	0.185	0.855	18
T5	-1.315	0.205	18	4.321	0.000	18	6.896	0.000	18
T10	-2.553	0.020	18	0.494	0.627	18	13.334	0.000	18
T20	7.898	0.000	18	7.415	0.000	18	13.499	0.000	18
T5-T10	-9.339	0.000	18	-3.679	0.002	18	-0.522	0.608	18
T5-T20	-11.061	0.000	18	-6.233	0.000	18	-3.157	0.005	18
T10-T5	6.971	0.000	18	8.094	0.000	18	24.342	0.000	18
T10-T20	-4.341	0.000	18	-1.821	0.085	18	9.303	0.000	18
T20-T5	19.313	0.000	18	18.040	0.000	18	30.130	0.000	18
T20-T10	9.671	0.000	18	9.671	0.000	18	18.567	0.000	18

U Tabeli 94. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja

u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod implantološkog svrdla promjera 2,2 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 94. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 4,2 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-1.342	0.196	18	-2.460	0.024	18	4.808	0.000	18
B1-B3	-2.012	0.059	18	-2.683	0.015	18	4.249	0.000	18
B2-B1	4.240	0.000	18	0.848	0.408	18	8.586	0.000	18
B2-B3	3.673	0.002	18	0.324	0.750	18	6.913	0.000	18
B3-B1	7.391	0.000	18	9.341	0.000	18	10.778	0.000	18
B3-B2	7.523	0.000	18	9.195	0.000	18	9.717	0.000	18

5.3.5. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 95. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacijama u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod okruglog svrdla promjera 0,14 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 95. Promjena prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,14 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.292	0.773	18	-0.279	0.783	18	0.172	0.865	18
T5	-8.868	0.000	18	-10.835	0.000	18	-8.725	0.000	18
T10	-11.725	0.000	18	-14.215	0.000	18	-12.176	0.000	18
T20	-5.837	0.000	18	-11.885	0.000	18	-12.693	0.000	18
T5-T10	-21.076	0.000	18	-24.153	0.000	18	-18.685	0.000	18
T5-T20	-19.080	0.000	18	-27.139	0.000	18	-23.522	0.000	18
T10-T5	-1.060	0.303	18	-2.234	0.038	18	-1.727	0.101	18
T10-T20	-13.780	0.000	18	-19.089	0.000	18	-16.753	0.000	18
T20-T5	6.172	0.000	18	3.776	0.001	18	3.344	0.004	18
T20-T10	-4.345	0.000	18	-7.949	0.000	18	-7.593	0.000	18

U Tabeli 96. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod okruglog svrdla promjera 0,14 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 96. Promjena prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,14 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-13.244	0.000	18	-19.117	0.000	18	-16.929	0.000	18
B1-B3	-13.671	0.000	18	-18.762	0.000	18	-17.442	0.000	18
B2-B1	-6.546	0.000	18	-8.916	0.000	18	-4.966	0.000	18
B2-B3	-11.719	0.000	18	-16.090	0.000	18	-15.439	0.000	18
B3-B1	-3.615	0.002	18	-4.471	0.000	18	-1.427	0.171	18
B3-B2	-7.230	0.000	18	-10.274	0.000	18	-9.418	0.000	18

5.3.6. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 97. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod okruglog svrdla promjera 0,18 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 97. Promjena prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,18 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.329	0.746	18	-0.102	0.920	18	-0.305	0.764	18
T5	5.351	0.000	18	6.508	0.000	18	2.140	0.046	18
T10	6.945	0.000	18	9.216	0.000	18	7.502	0.000	18
T20	4.727	0.000	18	1.694	0.107	18	1.461	0.161	18
T5-T10	2.880	0.010	18	1.686	0.109	18	-0.602	0.555	18
T5-T20	-4.044	0.001	18	-9.009	0.000	18	-8.199	0.000	18
T10-T5	9.175	0.000	18	13.498	0.000	18	10.929	0.000	18
T10-T20	-0.686	0.501	18	-0.355	0.727	18	-1.292	0.213	18
T20-T5	13.821	0.000	18	15.799	0.000	18	13.032	0.000	18
T20-T10	12.125	0.000	18	11.464	0.000	18	9.749	0.000	18

U Tabeli 98. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja

u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod okruglog svrdla promjera 0,18 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 98. Promjena prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,18 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	3.197	0.005	18	2.309	0.033	18	-1.510	0.148	18
B1-B3	-2.793	0.012	18	-2.007	0.060	18	-4.538	0.000	18
B2-B1	8.403	0.000	18	12.777	0.000	18	7.717	0.000	18
B2-B3	-0.095	0.925	18	5.042	0.000	18	-1.617	0.123	18
B3-B1	10.000	0.000	18	14.227	0.000	18	10.081	0.000	18
B3-B2	8.353	0.000	18	11.622	0.000	18	4.721	0.000	18

5.3.7. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 bez hlađenja pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 99. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod ovalnog svrdla promjera 0,4 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 99. Promjena prosječne temperature kosti kod ovalnog svrdla 0,4 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.189	0.852	18	0.086	0.932	18	0.000	1.000	18
T5	-3.817	0.001	18	-4.269	0.000	18	-4.144	0.001	18
T10	1.877	0.077	18	2.179	0.043	18	2.325	0.032	18
T20	1.978	0.063	18	2.945	0.009	18	4.459	0.000	18
T5-T10	-9.110	0.000	18	-9.988	0.000	18	-11.655	0.000	18
T5-T20	-20.588	0.000	18	-22.753	0.000	18	-22.876	0.000	18
T10-T5	7.300	0.000	18	9.351	0.000	18	11.074	0.000	18
T10-T20	-9.581	0.000	18	-9.656	0.000	18	-8.944	0.000	18
T20-T5	18.236	0.000	18	22.459	0.000	18	21.684	0.000	18
T20-T10	12.814	0.000	18	13.683	0.000	18	13.479	0.000	18

U Tabeli 100. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod ovalnog svrdla promjera 0,4 mm bez korištenja hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 100. Promjena prosječne temperature kosti kod ovalnog svrdla 0,4 mm bez hlađenja pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-6.359	0.000	18	-1.093	0.289	18	-0.199	0.845	18
B1-B3	-8.732	0.000	18	-4.569	0.000	18	-2.538	0.021	18
B2-B1	-1.804	0.088	18	5.318	0.000	18	5.128	0.000	18
B2-B3	-6.654	0.000	18	-1.040	0.312	18	0.624	0.541	18
B3-B1	0.691	0.498	18	8.890	0.000	18	9.877	0.000	18
B3-B2	-1.702	0.106	18	6.169	0.000	18	7.977	0.000	18

5.4. Poređenje po torku svrdala sa hlađenjem

5.4.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 101. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod implantološkog svrdla promjera 2,2 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 101. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,2 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.518	0.611	18	0.422	0.678	18	-0.638	0.531	18
T5	-5.270	0.000	18	-3.075	0.007	18	-1.943	0.068	18
T10	-3.641	0.002	18	-3.230	0.005	18	-2.222	0.039	18
T20	-1.378	0.185	18	-0.321	0.752	18	1.720	0.103	18
T5-T10	-8.875	0.000	18	-6.303	0.000	18	-4.824	0.000	18
T5-T20	-9.193	0.000	18	-7.902	0.000	18	-6.435	0.000	18
T10-T5	-0.857	0.403	18	0.000	1.000	18	0.638	0.531	18
T10-T20	-4.712	0.000	18	-5.515	0.000	18	-4.893	0.000	18
T20-T5	1.811	0.087	18	3.198	0.005	18	6.685	0.000	18
T20-T10	-0.543	0.594	18	0.986	0.337	18	4.972	0.000	18

U Tabeli 102. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod implantološkog svrdla promjera 2,2 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 102. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,2 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-7.091	0.000	18	-6.565	0.000	18	-4.990	0.000	18
B1-B3	-8.232	0.000	18	-7.565	0.000	18	-7.565	0.000	18
B2-B1	-0.892	0.384	18	-1.487	0.154	18	2.677	0.015	18
B2-B3	-4.882	0.000	18	-5.115	0.000	18	-3.952	0.001	18
B3-B1	1.821	0.085	18	1.821	0.085	18	8.195	0.000	18
B3-B2	0.000	1.000	18	0.000	1.000	18	5.482	0.000	18

5.4.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 103. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod implantološkog svrdla promjera 2,8 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 103. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,8 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.194	0.848	18	-0.425	0.676	18	0.200	0.844	18
T5	-2.219	0.040	18	-2.975	0.008	18	-2.101	0.050	18
T10	-3.883	0.001	18	-3.272	0.004	18	-2.875	0.010	18
T20	-4.882	0.000	18	-3.414	0.003	18	-2.412	0.027	18
T5-T10	-5.430	0.000	18	-5.870	0.000	18	-5.057	0.000	18
T5-T20	-7.437	0.000	18	-8.141	0.000	18	-8.106	0.000	18
T10-T5	-1.242	0.230	18	0.000	1.000	18	0.000	1.000	18
T10-T20	-5.466	0.000	18	-6.708	0.000	18	-5.824	0.000	18
T20-T5	-0.890	0.385	18	2.380	0.029	18	2.108	0.049	18
T20-T10	-3.153	0.006	18	-0.839	0.413	18	0.228	0.823	18

U Tabeli 104. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja

u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod implantološkog svrdla promjera 2,8 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 104. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,8 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-3.833	0.001	18	-6.389	0.000	18	-9.264	0.000	18
B1-B3	-7.766	0.000	18	-9.430	0.000	18	-12.481	0.000	18
B2-B1	-1.576	0.133	18	-1.313	0.206	18	-1.313	0.206	18
B2-B3	-6.828	0.000	18	-6.565	0.000	18	-7.616	0.000	18
B3-B1	3.151	0.006	18	2.889	0.010	18	3.414	0.003	18
B3-B2	2.380	0.029	18	1.487	0.154	18	1.487	0.154	18

5.4.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 105. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacijama u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod implantološkog svrdla promjera 3,7 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 105. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 3,7 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0,000	1,000	18	-0,622	0,542	18	-0,217	0,831	18
T5	3,238	0,005	18	1,694	0,108	18	1,576	0,132	18
T10	2,078	0,052	18	2,390	0,028	18	1,754	0,096	18
T20	2,578	0,019	18	1,612	0,124	18	0,962	0,349	18
T5-T10	2,812	0,012	18	1,326	0,202	18	0,186	0,854	18
T5-T20	-0,251	0,805	18	-1,156	0,263	18	-3,164	0,005	18
T10-T5	2,386	0,028	18	2,433	0,026	18	4,088	0,001	18
T10-T20	0,170	0,867	18	-0,561	0,581	18	-2,044	0,056	18
T20-T5	5,394	0,000	18	4,207	0,001	18	5,988	0,000	18
T20-T10	5,100	0,000	18	4,690	0,000	18	3,691	0,002	18

U Tabeli 106. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod implantološkog svrdla promjera 3,7 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 106. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 3,7 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	1.788	0.091	18	1.390	0.181	18	1.390	0.181	18
B1-B3	0.313	0.758	18	-0.938	0.361	18	-1.876	0.077	18
B2-B1	2.697	0.015	18	2.904	0.009	18	2.904	0.009	18
B2-B3	0.450	0.658	18	-0.225	0.824	18	-1.126	0.275	18
B3-B1	3.734	0.002	18	4.771	0.000	18	4.771	0.000	18
B3-B2	2.541	0.020	18	3.049	0.007	18	2.880	0.010	18

5.4.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 107. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod implantološkog svrdla promjera 4,2 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 107. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 4,2 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.192	0.850	18	-0.186	0.855	18	-0.362	0.722	18
T5	-0.661	0.517	18	-0.591	0.562	18	-0.667	0.513	18
T10	-0.661	0.517	18	-0.613	0.548	18	-0.561	0.582	18
T20	-0.624	0.540	18	-0.526	0.605	18	-0.651	0.523	18
T5-T10	-0.881	0.390	18	-1.003	0.329	18	-1.618	0.123	18
T5-T20	-1.069	0.299	18	-2.054	0.055	18	-2.447	0.025	18
T10-T5	-0.441	0.665	18	-0.200	0.843	18	0.405	0.690	18
T10-T20	-0.881	0.390	18	-1.804	0.088	18	-1.216	0.240	18
T20-T5	-0.214	0.833	18	0.919	0.370	18	1.085	0.292	18
T20-T10	-0.428	0.674	18	0.560	0.582	18	0.000	1.000	18

U Tabeli 108. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod implantološkog

svrdla promjera 4,2 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 108. Promjena prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 4,2 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-2.075	0.053	18	-2.283	0.035	18	-3.320	0.004	18
B1-B3	-4.649	0.000	18	-5.535	0.000	18	-5.977	0.000	18
B2-B1	0.831	0.417	18	1.039	0.313	18	2.078	0.052	18
B2-B3	-2.923	0.009	18	-3.549	0.002	18	-2.923	0.009	18
B3-B1	3.320	0.004	18	4.206	0.001	18	4.648	0.000	18
B3-B2	1.667	0.113	18	2.292	0.034	18	1.667	0.113	18

5.4.5. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 109. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacijama u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod okruglog svrdla promjera 0,14 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 109. Promjena prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,14 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.000	1.000	18	-0.456	0.654	18	-1.474	0.158	18
T5	-1.924	0.070	18	-1.635	0.119	18	-1.638	0.119	18
T10	-1.636	0.119	18	-1.567	0.135	18	-1.597	0.128	18
T20	0.448	0.659	18	1.839	0.083	18	-0.498	0.624	18
T5-T10	-3.451	0.003	18	-2.896	0.010	18	-2.937	0.009	18
T5-T20	-3.346	0.004	18	-3.516	0.002	18	-5.642	0.000	18
T10-T5	0.000	1.000	18	-0.221	0.828	18	-0.252	0.804	18
T10-T20	-1.852	0.080	18	-1.986	0.062	18	-4.039	0.001	18
T20-T5	2.177	0.043	18	3.399	0.003	18	2.969	0.008	18
T20-T10	0.744	0.467	18	2.152	0.045	18	1.907	0.073	18

U Tabeli 110. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod okruglog svrdla promjera 0,14 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 110. Promjena prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,14 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

25\50	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-2.703	0.015	18	-2.287	0.034	18	-0.832	0.416	18
B1-B3	-3.967	0.001	18	-3.267	0.004	18	-3.500	0.003	18
B2-B1	-0.705	0.490	18	-0.470	0.644	18	3.290	0.004	18
B2-B3	-2.740	0.013	18	-2.284	0.035	18	-0.685	0.502	18
B3-B1	0.482	0.635	18	0.482	0.635	18	3.617	0.002	18
B3-B2	-0.625	0.540	18	-0.625	0.540	18	1.876	0.077	18

5.4.6. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 i 50 Nm

U Tabeli 111. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod okruglog svrdla promjera 0,18 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 111. Promjena prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,18 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.247	0.808	18	1.664	0.113	18	1.387	0.182	18
T5	-0.892	0.384	18	0.777	0.447	18	4.678	0.000	18
T10	-0.632	0.535	18	1.754	0.096	18	5.217	0.000	18
T20	0.280	0.783	18	4.445	0.000	18	8.010	0.000	18
T5-T10	-2.058	0.054	18	0.271	0.789	18	3.478	0.003	18
T5-T20	-2.677	0.015	18	-0.741	0.468	18	0.994	0.333	18
T10-T5	0.280	0.783	18	2.219	0.040	18	6.724	0.000	18
T10-T20	-1.398	0.179	18	0.555	0.586	18	3.216	0.005	18
T20-T5	1.957	0.066	18	6.218	0.000	18	12.114	0.000	18
T20-T10	1.265	0.222	18	5.966	0.000	18	10.235	0.000	18

U Tabeli 112. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod okruglog svrdla promjera 0,18 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 112. Promjena prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,18 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

	T5			T10			T20		
25\50	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	-1.278	0.218	18	-0.639	0.531	18	0.000	1.000	18
B1-B3	-1.372	0.187	18	-0.686	0.501	18	-2.058	0.054	18
B2-B1	0.988	0.336	18	1.482	0.156	18	4.692	0.000	18
B2-B3	0.813	0.427	18	1.627	0.121	18	3.254	0.004	18
B3-B1	4.464	0.000	18	5.515	0.000	18	11.292	0.000	18
B3-B2	4.438	0.000	18	5.824	0.000	18	11.649	0.000	18

5.4.7. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 sa hlađenjem pri obrtnom momentu od 25 Nm i 50 Nm

U Tabeli 113. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjene vremena preparacija u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti kod ovalnog svrdla promjera 0,4 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 113. Promjena prosječne temperature kosti kod ovalnog svrdla 0,4 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni vremena preparacije

25\50	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-1.462	0.161	18	-1.455	0.163	18	1.010	0.326	18
T5	0.705	0.490	18	7.321	0.000	18	8.043	0.000	18
T10	4.882	0.000	18	8.396	0.000	18	20.555	0.000	18
T20	5.950	0.000	18	8.199	0.000	18	10.709	0.000	18
T5-T10	0.890	0.385	18	7.273	0.000	18	4.385	0.000	18
T5-T20	-1.109	0.282	18	2.981	0.008	18	-9.717	0.000	18
T10-T5	4.939	0.000	18	8.497	0.000	18	23.501	0.000	18
T10-T20	3.210	0.005	18	4.249	0.000	18	3.867	0.001	18
T20-T5	6.667	0.000	18	11.118	0.000	18	32.583	0.000	18
T20-T10	6.510	0.000	18	11.700	0.000	18	30.184	0.000	18

U Tabeli 114. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti prilikom promjene torka sa 25 Nm na 50 Nm i prilikom promjena brzina svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti pri vremenima preparacije u trajanju od 5, 10 i 20 sekundi kod ovalnog svrdla promjera 0,4 mm sa korištenjem hlađenja. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 114. Promjena prosječne temperature kosti kod ovalnog svrdla 0,4 mm sa hlađenjem pri promjeni torka sa 25 Nm na 50 Nm i pri promjeni brzine svrdla

T5			T10			T20			
25\50	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	0.705	0.490	18	3.761	0.001	18	1.880	0.076	18
B1-B3	-0.277	0.785	18	0.555	0.586	18	-11.926	0.000	18
B2-B1	7.321	0.000	18	10.575	0.000	18	9.220	0.000	18
B2-B3	7.889	0.000	18	6.860	0.000	18	-9.947	0.000	18
B3-B1	7.757	0.000	18	19.744	0.000	18	23.270	0.000	18
B3-B2	7.757	0.000	18	18.569	0.000	18	20.449	0.000	18

5.5. Poređenje svrdala sa hlađenjem i bez hlađenja

5.5.1. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 115. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između implantološkog svrdla promjera 2,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 115. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	1.715	0.104	18	0.000	1.000	18	0.890	0.385	18
T5	17.577	0.000	18	16.226	0.000	18	17.095	0.000	18
T10	16.400	0.000	18	18.022	0.000	18	26.796	0.000	18
T20	15.391	0.000	18	13.147	0.000	18	21.355	0.000	18
T5-T10	11.885	0.000	18	13.282	0.000	18	15.954	0.000	18
T5-T20	8.143	0.000	18	6.687	0.000	18	7.799	0.000	18
T10-T5	24.100	0.000	18	21.390	0.000	18	26.774	0.000	18
T10-T20	16.895	0.000	18	14.415	0.000	18	17.076	0.000	18
T20-T5	31.618	0.000	18	27.656	0.000	18	31.275	0.000	18
T20-T10	21.203	0.000	18	23.740	0.000	18	31.482	0.000	18

U Tabeli 116. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između implantološkog svrdla promjera 2,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 116. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	14.647	0.000	18	16.275	0.000	18	15.810	0.000	18
B1-B3	10.101	0.000	18	11.073	0.000	18	7.965	0.000	18
B2-B1	18.974	0.000	18	19.606	0.000	18	20.871	0.000	18
B2-B3	11.739	0.000	18	12.671	0.000	18	10.249	0.000	18
B3-B1	25.587	0.000	18	30.927	0.000	18	35.377	0.000	18
B3-B2	23.017	0.000	18	29.527	0.000	18	33.014	0.000	18

5.5.2. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,2 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 117. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između implantološkog svrdla promjera 2,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 117. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	1.235	0.233	18	0.000	1.000	18	0.000	1.000	18
T5	17.250	0.000	18	13.485	0.000	18	13.717	0.000	18
T10	15.532	0.000	18	16.807	0.000	18	40.755	0.000	18
T20	26.722	0.000	18	25.739	0.000	18	33.561	0.000	18
T5-T10	13.097	0.000	18	10.012	0.000	18	13.137	0.000	18
T5-T20	9.985	0.000	18	7.871	0.000	18	6.837	0.000	18
T10-T5	19.137	0.000	18	21.522	0.000	18	36.138	0.000	18
T10-T20	14.145	0.000	18	15.652	0.000	18	29.832	0.000	18
T20-T5	38.599	0.000	18	37.542	0.000	18	43.709	0.000	18
T20-T10	33.820	0.000	18	30.408	0.000	18	49.193	0.000	18

U Tabeli 118. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između implantološkog svrdla promjera 2,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 118. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	13.684	0.000	18	14.279	0.000	18	22.609	0.000	18
B1-B3	8.731	0.000	18	9.459	0.000	18	14.795	0.000	18
B2-B1	16.007	0.000	18	17.463	0.000	18	24.739	0.000	18
B2-B3	9.757	0.000	18	11.180	0.000	18	15.449	0.000	18
B3-B1	22.906	0.000	18	45.812	0.000	18	55.927	0.000	18
B3-B2	19.286	0.000	18	40.808	0.000	18	49.473	0.000	18

5.5.3. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 119. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između implantološkog svrdla promjera 2,8 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 119. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,8 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.194	0.848	18	0.194	0.848	18	0.172	0.865	18
T5	25.059	0.000	18	28.066	0.000	18	24.405	0.000	18
T10	24.320	0.000	18	27.177	0.000	18	51.831	0.000	18
T20	26.521	0.000	18	35.633	0.000	18	54.781	0.000	18
T5-T10	22.800	0.000	18	26.860	0.000	18	23.565	0.000	18
T5-T20	20.984	0.000	18	24.119	0.000	18	19.300	0.000	18
T10-T5	26.466	0.000	18	28.276	0.000	18	51.792	0.000	18
T10-T20	25.658	0.000	18	25.247	0.000	18	48.063	0.000	18
T20-T5	30.566	0.000	18	39.362	0.000	18	69.749	0.000	18
T20-T10	28.382	0.000	18	38.552	0.000	18	70.820	0.000	18

U Tabeli 120. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između implantološkog svrdla

promjera 2,8 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 120. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,8 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	23.824	0.000	18	24.653	0.000	18	29.003	0.000	18
B1-B3	20.095	0.000	18	21.338	0.000	18	25.274	0.000	18
B2-B1	29.591	0.000	18	38.013	0.000	18	42.794	0.000	18
B2-B3	24.119	0.000	18	31.136	0.000	18	33.767	0.000	18
B3-B1	28.381	0.000	18	45.925	0.000	18	54.354	0.000	18
B3-B2	27.435	0.000	18	43.424	0.000	18	50.493	0.000	18

5.5.4. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 2,8 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 121. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između implantološkog svrdla promjera 2,8 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 121. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,8 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.534	0.600	18	-0.262	0.797	18	0.602	0.555	18
T5	12.377	0.000	18	16.950	0.000	18	17.376	0.000	18
T10	14.617	0.000	18	42.262	0.000	18	44.927	0.000	18
T20	26.672	0.000	18	50.921	0.000	18	62.315	0.000	18
T5-T10	11.572	0.000	18	15.375	0.000	18	16.687	0.000	18
T5-T20	10.481	0.000	18	13.941	0.000	18	15.059	0.000	18
T10-T5	15.353	0.000	18	46.048	0.000	18	44.834	0.000	18
T10-T20	13.330	0.000	18	41.550	0.000	18	42.040	0.000	18
T20-T5	29.070	0.000	18	58.387	0.000	18	64.356	0.000	18
T20-T10	29.092	0.000	18	54.520	0.000	18	66.291	0.000	18

U Tabeli 122. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između implantološkog svrdla promjera 2,8 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 122. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 2,8 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	12.181	0.000	18	13.886	0.000	18	15.591	0.000	18
B1-B3	9.997	0.000	18	11.901	0.000	18	13.330	0.000	18
B2-B1	17.025	0.000	18	25.908	0.000	18	34.051	0.000	18
B2-B3	14.558	0.000	18	23.441	0.000	18	31.090	0.000	18
B3-B1	19.756	0.000	18	41.417	0.000	18	42.726	0.000	18
B3-B2	19.733	0.000	18	41.658	0.000	18	42.754	0.000	18

5.5.5. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 123. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između implantološkog svrdla promjera 3,7 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 123. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 3,7 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.148	0.884	18	0.519	0.610	18	-0.296	0.771	18
T5	13.000	0.000	18	14.260	0.000	18	23.152	0.000	18
T10	13.894	0.000	18	25.667	0.000	18	19.125	0.000	18
T20	15.321	0.000	18	21.209	0.000	18	25.353	0.000	18
T5-T10	10.660	0.000	18	14.558	0.000	18	25.103	0.000	18
T5-T20	10.067	0.000	18	12.816	0.000	18	20.781	0.000	18
T10-T5	16.857	0.000	18	24.033	0.000	18	18.856	0.000	18
T10-T20	14.857	0.000	18	21.820	0.000	18	16.735	0.000	18
T20-T5	18.215	0.000	18	22.619	0.000	18	27.252	0.000	18
T20-T10	15.568	0.000	18	23.530	0.000	18	28.480	0.000	18

U Tabeli 124. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između implantološkog svrdla

promjera 3,7 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 124. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 3,7 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	11.767	0.000	18	14.905	0.000	18	16.866	0.000	18
B1-B3	11.113	0.000	18	13.728	0.000	18	15.689	0.000	18
B2-B1	15.432	0.000	18	19.100	0.000	18	20.239	0.000	18
B2-B3	13.671	0.000	18	16.499	0.000	18	17.678	0.000	18
B3-B1	28.486	0.000	18	33.133	0.000	18	38.992	0.000	18
B3-B2	24.010	0.000	18	27.783	0.000	18	32.928	0.000	18

5.5.6. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 3,7 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 125. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između implantološkog svrdla promjera 3,7 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 125. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 3,7 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.390	0.701	18	-0.120	0.906	18	0.173	0.864	18
T5	11.270	0.000	18	14.168	0.000	18	18.775	0.000	18
T10	14.033	0.000	18	21.804	0.000	18	21.865	0.000	18
T20	20.137	0.000	18	27.541	0.000	18	27.592	0.000	18
T5-T10	11.111	0.000	18	15.959	0.000	18	16.474	0.000	18
T5-T20	9.293	0.000	18	12.977	0.000	18	15.811	0.000	18
T10-T5	14.155	0.000	18	20.148	0.000	18	23.888	0.000	18
T10-T20	12.886	0.000	18	18.337	0.000	18	21.429	0.000	18
T20-T5	22.145	0.000	18	27.840	0.000	18	30.112	0.000	18
T20-T10	22.087	0.000	18	30.753	0.000	18	27.596	0.000	18

U Tabeli 126. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između implantološkog svrdla promjera 3,7 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 126. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 3,7 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	9.833	0.000	18	17.176	0.000	18	19.292	0.000	18
B1-B3	10.099	0.000	18	18.206	0.000	18	20.197	0.000	18
B2-B1	16.507	0.000	18	27.875	0.000	18	34.415	0.000	18
B2-B3	15.466	0.000	18	26.700	0.000	18	32.886	0.000	18
B3-B1	19.654	0.000	18	29.275	0.000	18	33.811	0.000	18
B3-B2	17.425	0.000	18	25.889	0.000	18	29.872	0.000	18

5.5.7. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 127. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između implantološkog svrdla promjera 4,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 127. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 4,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.287	0.777	18	-0.476	0.640	18	-1.058	0.304	18
T5	4.786	0.000	18	9.155	0.000	18	11.111	0.000	18
T10	13.744	0.000	18	12.330	0.000	18	26.827	0.000	18
T20	25.381	0.000	18	20.850	0.000	18	32.411	0.000	18
T5- T10	4.680	0.000	18	8.993	0.000	18	10.398	0.000	18
T5- T20	4.542	0.000	18	8.180	0.000	18	10.258	0.000	18
T10- T5	13.870	0.000	18	12.472	0.000	18	28.624	0.000	18
T10- T20	13.618	0.000	18	11.705	0.000	18	27.491	0.000	18
T20- T5	25.909	0.000	18	22.074	0.000	18	33.948	0.000	18
T20- T10	25.779	0.000	18	21.970	0.000	18	31.812	0.000	18

U Tabeli 128. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između implantološkog svrdla promjera 4,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 128. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 4,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	3.985	0.001	18	10.591	0.000	18	19.190	0.000	18
B1-B3	2.875	0.010	18	9.264	0.000	18	18.314	0.000	18
B2-B1	9.999	0.000	18	14.020	0.000	18	22.885	0.000	18
B2-B3	8.153	0.000	18	11.764	0.000	18	20.433	0.000	18
B3-B1	12.900	0.000	18	21.900	0.000	18	24.600	0.000	18
B3-B2	12.048	0.000	18	20.837	0.000	18	23.009	0.000	18

5.5.8. Temperaturne razlike kod implantološkog svrdla 4,2 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 129. dati su rezultati ipoređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između implantološkog svrdla promjera 4,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 129. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 4,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	1.194	0.248	18	-0.867	0.397	18	0.000	1.000	18
T5	13.712	0.000	18	12.207	0.000	18	12.122	0.000	18
T10	34.524	0.000	18	27.734	0.000	18	26.799	0.000	18
T20	39.869	0.000	18	31.741	0.000	18	31.957	0.000	18
T5-T10	13.458	0.000	18	12.061	0.000	18	9.181	0.000	18
T5-T20	12.694	0.000	18	9.262	0.000	18	9.813	0.000	18
T10-T5	34.801	0.000	18	27.539	0.000	18	32.615	0.000	18
T10-T20	34.248	0.000	18	25.734	0.000	18	30.306	0.000	18
T20-T5	42.781	0.000	18	36.566	0.000	18	33.908	0.000	18
T20-T10	42.476	0.000	18	37.145	0.000	18	29.213	0.000	18

U Tabeli 130. dati su rezultati ipoređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između implantološkog svrdla promjera 4,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test

nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 130. Razlika između prosječne temperature kosti kod implantološkog svrdla 4,2 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	11.040	0.000	18	27.482	0.000	18	29.361	0.000	18
B1-B3	9.202	0.000	18	26.329	0.000	18	29.141	0.000	18
B2-B1	15.454	0.000	18	36.633	0.000	18	42.929	0.000	18
B2-B3	10.391	0.000	18	30.594	0.000	18	36.367	0.000	18
B3-B1	17.172	0.000	18	37.205	0.000	18	44.360	0.000	18
B3-B2	13.765	0.000	18	31.686	0.000	18	36.880	0.000	18

5.5.9. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 131. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između ovalnog svrdla promjera 0,4 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 131. Razlika između prosječne temperature kosti kod ovalnog svrdla 0,4 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-3.792	0.001	18	-2.771	0.013	18	-2.584	0.019	18
T5	25.991	0.000	18	27.874	0.000	18	31.865	0.000	18
T10	38.375	0.000	18	42.397	0.000	18	44.045	0.000	18
T20	49.754	0.000	18	64.432	0.000	18	46.675	0.000	18
T5-T10	24.154	0.000	18	24.863	0.000	18	25.104	0.000	18
T5-T20	23.245	0.000	18	25.932	0.000	18	22.087	0.000	18
T10-T5	39.973	0.000	18	46.456	0.000	18	50.243	0.000	18
T10-T20	37.012	0.000	18	44.515	0.000	18	40.139	0.000	18
T20-T5	51.951	0.000	18	66.459	0.000	18	53.653	0.000	18
T20-T10	50.568	0.000	18	60.909	0.000	18	48.758	0.000	18

U Tabeli 132. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između ovalnog svrdla promjera 0,4 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 132. Razlika između prosječne temperature kosti kod ovalnog svrdla 0,4 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	23.814	0.000	18	38.448	0.000	18	55.078	0.000	18
B1-B3	22.150	0.000	18	31.241	0.000	18	44.685	0.000	18
B2-B1	29.934	0.000	18	45.499	0.000	18	61.064	0.000	18
B2-B3	25.942	0.000	18	37.118	0.000	18	50.554	0.000	18
B3-B1	36.191	0.000	18	54.214	0.000	18	72.815	0.000	18
B3-B2	34.378	0.000	18	54.218	0.000	18	74.360	0.000	18

5.5.10. Temperaturne razlike kod ovalnog svrdla 0,4 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 133. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između ovalnog svrdla promjera 0,4 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 133. Razlika između prosječne temperature kosti kod ovalnog svrdla 0,4 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.692	0.498	18	-0.714	0.484	18	0.258	0.799	18
T5	29.009	0.000	18	35.331	0.000	18	41.143	0.000	18
T10	34.388	0.000	18	37.507	0.000	18	43.541	0.000	18
T20	49.914	0.000	18	58.271	0.000	18	51.250	0.000	18
T5-T10	28.713	0.000	18	35.933	0.000	18	39.673	0.000	18
T5-T20	29.234	0.000	18	34.807	0.000	18	31.240	0.000	18
T10-T5	34.737	0.000	18	37.123	0.000	18	44.825	0.000	18
T10-T20	33.942	0.000	18	35.036	0.000	18	36.786	0.000	18
T20-T5	49.040	0.000	18	57.622	0.000	18	60.210	0.000	18
T20-T10	48.502	0.000	18	58.826	0.000	18	59.056	0.000	18

U Tabeli 134. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između ovalnog svrdla promjera 0,4 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 134. Razlika između prosječne temperature kosti kod ovalnog svrdla 0,4 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	29.009	0.000	18	35.468	0.000	18	48.504	0.000	18
B1-B3	29.599	0.000	18	35.080	0.000	18	44.094	0.000	18
B2-B1	35.331	0.000	18	44.360	0.000	18	58.885	0.000	18
B2-B3	36.435	0.000	18	43.832	0.000	18	53.009	0.000	18
B3-B1	39.699	0.000	18	50.712	0.000	18	64.308	0.000	18
B3-B2	39.699	0.000	18	50.032	0.000	18	62.676	0.000	18

5.5.11. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 135. dati su rezultati ipoređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između okruglog svrdla promjera 0,14 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 135. Razlika između prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,14 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.614	0.547	18	0.118	0.907	18	0.358	0.725	18
T5	5.270	0.000	18	7.302	0.000	18	7.187	0.000	18
T10	13.574	0.000	18	15.481	0.000	18	19.402	0.000	18
T20	22.655	0.000	18	20.339	0.000	18	27.719	0.000	18
T5-T10	4.058	0.001	18	6.450	0.000	18	6.583	0.000	18
T5-T20	2.291	0.034	18	3.404	0.003	18	4.719	0.000	18
T10-T5	14.302	0.000	18	15.938	0.000	18	19.750	0.000	18
T10-T20	11.795	0.000	18	12.697	0.000	18	17.026	0.000	18
T20-T5	25.216	0.000	18	23.152	0.000	18	31.095	0.000	18
T20-T10	24.888	0.000	18	22.910	0.000	18	31.137	0.000	18

U Tabeli 136. dati su rezultati ipoređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između ovalnog svrdla promjera

0,14 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 136. Razlika između prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,14 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	4.338	0.000	18	14.749	0.000	18	23.425	0.000	18
B1-B3	3.519	0.002	18	14.252	0.000	18	23.577	0.000	18
B2-B1	8.224	0.000	18	19.301	0.000	18	27.861	0.000	18
B2-B3	6.555	0.000	18	17.984	0.000	18	25.715	0.000	18
B3-B1	8.398	0.000	18	17.892	0.000	18	23.735	0.000	18
B3-B2	7.743	0.000	18	17.302	0.000	18	22.141	0.000	18

5.5.12. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,14 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 137. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između okruglog svrdla promjera 0,14 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 137. Razlika između prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,14 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.110	0.914	18	0.251	0.805	18	-0.553	0.587	18
T5	12.749	0.000	18	16.233	0.000	18	15.923	0.000	18
T10	26.413	0.000	18	30.136	0.000	18	27.836	0.000	18
T20	21.831	0.000	18	32.921	0.000	18	33.508	0.000	18
T5-T10	12.061	0.000	18	15.562	0.000	18	15.544	0.000	18
T5-T20	11.582	0.000	18	15.635	0.000	18	14.641	0.000	18
T10-T5	27.034	0.000	18	30.744	0.000	18	28.117	0.000	18
T10-T20	26.059	0.000	18	29.760	0.000	18	26.605	0.000	18
T20-T5	22.895	0.000	18	33.147	0.000	18	34.508	0.000	18
T20-T10	22.370	0.000	18	32.594	0.000	18	34.281	0.000	18

U Tabeli 138. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između ovalnog svrdla promjera 0,14 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 138. Razlika između prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,14 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	11.560	0.000	18	22.504	0.000	18	25.333	0.000	18
B1-B3	11.489	0.000	18	22.978	0.000	18	24.893	0.000	18
B2-B1	17.643	0.000	18	32.067	0.000	18	38.120	0.000	18
B2-B3	16.340	0.000	18	30.765	0.000	18	35.616	0.000	18
B3-B1	16.922	0.000	18	28.574	0.000	18	33.844	0.000	18
B3-B2	15.945	0.000	18	27.264	0.000	18	32.284	0.000	18

5.5.13. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 pri obrtnom momentu od 25 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 139. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između okruglog svrdla promjera 0,18 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 139. Razlika između prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,18 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	0.243	0.811	18	0.128	0.900	18	-0.532	0.601	18
T5	13.586	0.000	18	18.001	0.000	18	17.778	0.000	18
T10	20.000	0.000	18	24.515	0.000	18	31.796	0.000	18
T20	24.368	0.000	18	25.700	0.000	18	28.250	0.000	18
T5-T10	13.031	0.000	18	17.642	0.000	18	17.000	0.000	18
T5-T20	12.380	0.000	18	15.447	0.000	18	13.884	0.000	18
T10-T5	20.745	0.000	18	24.782	0.000	18	32.727	0.000	18
T10-T20	19.480	0.000	18	22.548	0.000	18	28.470	0.000	18
T20-T5	25.736	0.000	18	28.007	0.000	18	32.848	0.000	18
T20-T10	25.042	0.000	18	27.778	0.000	18	32.015	0.000	18

U Tabeli 140. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između ovalnog svrdla promjera

0,18 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 140. Razlika između prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,18 mm sa i bez hlađenja pri torku od 25 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	12.444	0.000	18	16.167	0.000	18	21.165	0.000	18
B1-B3	11.182	0.000	18	14.730	0.000	18	18.816	0.000	18
B2-B1	19.606	0.000	18	29.852	0.000	18	31.876	0.000	18
B2-B3	16.655	0.000	18	26.278	0.000	18	25.908	0.000	18
B3-B1	20.407	0.000	18	29.704	0.000	18	32.425	0.000	18
B3-B2	19.001	0.000	18	27.897	0.000	18	29.435	0.000	18

5.5.14. Temperaturne razlike kod okruglog svrdla 0,18 pri obrtnom momentu od 50 Nm sa hlađenjem i bez hlađenja

U Tabeli 141. dati su rezultati ipoređenja prosječne temperature kosti pri različitim vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi između okruglog svrdla promjera 0,18 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 141. Razlika između prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,18 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim vremenima preparacije

bez\sa	B1			B2			B3		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
T0	-0.102	0.920	18	1.143	0.268	18	0.548	0.590	18
T5	5.864	0.000	18	11.506	0.000	18	20.222	0.000	18
T10	11.308	0.000	18	19.112	0.000	18	21.542	0.000	18
T20	19.637	0.000	18	34.352	0.000	18	29.222	0.000	18
T5-T10	5.632	0.000	18	11.371	0.000	18	19.206	0.000	18
T5-T20	5.212	0.000	18	10.537	0.000	18	17.925	0.000	18
T10-T5	11.428	0.000	18	19.143	0.000	18	22.509	0.000	18
T10-T20	10.648	0.000	18	18.286	0.000	18	21.033	0.000	18
T20-T5	20.360	0.000	18	35.817	0.000	18	31.441	0.000	18
T20-T10	20.418	0.000	18	36.044	0.000	18	30.333	0.000	18

U Tabeli 142. dati su rezultati poređenja prosječne temperature kosti pri različitim brzinama svrdla od 400, 600 i 1000 obrtaja u minuti između ovalnog svrdla promjera 0,18 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm. Poređenje je rađeno pri vremenima preparacije od 5, 10 i 20 sekundi. U svrhu poređenja korišten je t test nezavisnih uzoraka, pa se statistički značajnom razlikom u promjeni prosječne temperature kosti smatra vrijednost $p<0,05$.

Tabela 142. Razlika između prosječne temperature kosti kod okruglog svrdla 0,18 mm sa i bez hlađenja pri torku od 50 Nm i različitim brzinama svrdla

bez\sa	T5			T10			T20		
	t	p	df	t	p	df	t	p	df
B1-B2	5.807	0.000	18	9.313	0.000	18	17.750	0.000	18
B1-B3	5.853	0.000	18	9.387	0.000	18	17.227	0.000	18
B2-B1	11.482	0.000	18	17.831	0.000	18	31.745	0.000	18
B2-B3	11.649	0.000	18	18.305	0.000	18	31.618	0.000	18
B3-B1	19.868	0.000	18	23.505	0.000	18	35.062	0.000	18
B3-B2	19.993	0.000	18	23.808	0.000	18	35.382	0.000	18

6. DISKUSIJA

Medicinska termografija je veoma koristan mjerni metod, koji se sa velikom pouzdanošću može koristiti u dijagnostičke ali i u naučnoistraživačke svrhe. U svom primitivnom obliku ona se koristi od davnina, iz vremena Hipokrata, koji je svoje pacijente premazivao tankim slojem blata, a zatim pratio brzinu sušenja blata i promjenu boje blata. Blato se brže sušilo i mijenjalo boju na onim dijelovima tijela gdje je povišena lokana temperatura, koja je znak lokalnog poremećaja ili oboljenja. Ovo je primjer primitivne termografije, koja se koristila sa velikim uspjehom. [137]

Ocem moderne termografije smatra se Vselvod Sergejevič Troicki (1913-1996), sovjetski naučnik koji je radio na Institutu za nauku i tehnologiju Univerziteta Gorki, a bio je uključen i sovjetski kosmički program. On je prvi iznio i potvrdio teoriju o Mjesečevoj radijaciji. Prvi je postavio ideju za istraživanjima o termičkoj radio emisiji ljudskog tijela koja bi se koristila u svrhu rane dijagnostike oboljenja [137, 138].

Grupa naučnika na ruskom Institutu za nauku i istraživanja radio-tehnike oformila je kompaniju Radio Electronic Sistems (RES), radio-elektronski sistemi. Na osnovi ideja Troickog napravljen je RTM – 01 – RES, kompjuterizovani radio termometar, koji je ruska vlada odobrila za upotrebu u medicinske svrhe 1998. godine. Vrlo brzo je ušao u serijsku proizvodnju. Nakon toga odobrile su ga američka Agencija za hranu i lijekove FDA (US Food and drug administration) sa 510 k sertifikatom, u Slovačkoj je odobren sa ES-sertifikatom i sa TGA- sertifikatom u Australiji [139,140]. Međutim, prema podacima Američkog koledža za kliničku primjenu termologije (American college of clinical thermology - ACCT), metoda medicinske infracrvene termografije odobrena je u Americi od FDA još 1982. godine. To znači da je medicinska termografija u Americi odobrena 16 godine ranije nego u Rusiji [141].

Iz navedenog proizlazi da je kompjuterizovana infracrvena termografija priznata kao medicinsko dijagnostička i naučnoistraživačka metoda od vodećih svjetskih zemalja. Medicinska termografija je u eri tehnološkog napretka prepoznata kao potencijalno korisno sredstvo i uključena u proces usavršavanja. Na taj način je postala veoma precizno mjerno i dijagnostičko sredstvo. Snimanje termovizijskom kamerom zahtijeva konstantne uslove snimanja ako se želi da ponavljana mjerena imaju minimalna odstupanja i da se postigne

visoka preciznost mjerena. Postoji mnogo uslova koje je neophodno ispuniti da bi se postigla konstantnost mjerena a neki od njih su: udaljenost od objekta snimanja ne smije biti prevelika jer se javljaju ometanja od strane upadnog IC zračenja, udaljenost mora da bude konstantna ako se radi o opetovano snimanje na istim ili sličnim objektima snimanja, objekat snimanja mora biti nepomičan i potrebno je fiksirati položaj snimanog objekta. Poželjno je da se snimanje vrši pod pravim uglom u odnosu na površinu snimanog objekta. Lokalni uslovi snimanja takođe moraju da budu konstantni. Temperatura prostorije je između 23 i 25 °C, vlažnost prostorije da je oko 50%, svi izvori IC zračenja treba da se iz prostorije uklone da ne bi svojim upadnim zracima ometali preciznost snimanja. U prostoriji u toku snimanja nije poželjno strujanje vazduha, koje takođe može ometati snimanje, dok je poželjno da osvjetljenje u prostoriji bude hladna svjetlost, poput neonskog osvjetljenja, a najbolja je hladna LED svjetlost [142, 150,151].

Svi ovi zahtjevi su u toku ovog eksperimentalnog rada maksimalno poštovani.

Objekti snimanja, tj. rebra fiksirana su pomoću pločica i vijaka za fiksaciju, čime je obezbijeđena nepomičnost objekta snimanja. Pomoću ugrađenog infracrvenog pokazivača konstantno je tačno označavana površina snimanja. Udaljenost objektiva i objekta snimanja održavana je na 30 cm pomoću stativa za termokameru i podesivog postolja za snimanje objekta. Temperatura i vlažnost prostorije održavani su pomoću klimatizacionog uređaja, koji je bio fizički odvojen od mjesta snimanja, a prostorija je u toku snimanja bila zatvorena, čime se izbjeglo strujanje vazduha i mijenjanje temperature prostorije. Svjetlost u prostoriji bila je hladno neon svjetlo, svi izvori infracrvenog zračenja, poput grijajućih tijela, bili su uklonjeni.

Komoryama i saradnici su pravili termalne slike oralne šupljine na 20 volontera sa normalnim stanjem u usnoj duplji. Slike su uzimane u skladu sa smjernicama japanskog udruženja za termografiju, ali su oni dodali još pet uslova za snimanje u usnoj duplji. Ti novi uslovi ispitivanja morali su se postaviti zbog vlažnosti usne duplje i nepristupačnosti. Ispitanici su se suzdržavali od pušenja cigareta četiri časa prije snimanja, držali su vodu u ustima pet minuta prije snimanja, sluznica je posušivana i za posteriorne regije vilica korištena su ogledala za snimanje [54].

ACCT navodi da je klinička terminologija primjenljiva za brojna oboljenja i stanja u medicini. U svim tim stanjima medicinska termografija se koristi kao sredstvo za postavljanje rane dijagnoze, praćenje i evaluaciju stanja i oboljenja, procjenu uspješnosti

terapije u istraživačkim djelatnostima na polju poboljšanja terapije oboljenja. Neka od tih stanja i oboljenja su: biomehanička neskladnost, oboljenja dojki (mastitisi, tumori), burzitis, sindrom karpalnog tunela, kompartment sindrom, povrede kičmene moždine, diskus hernija, tromboza dubokih vena, distrofija, insuficijencija spoljašnje karotidne arterije, insuficijencija unutrašnje karotidne arterije, histerija, hiperestezija, hiperekstenzione povrede mišića i tetiva, hiperfleksione povrede mišića i tetiva, inflamatorna oboljenja, infektivna oboljenja, lumbosakralni sindrom, povrede ligamenata, povrede mišića, miofascijalne iritacije, muskuloligamentozni spazam, uklještenje nerava, neuropatijske, neurovaskularne kompresije, neuritis, neuropraksije, neoplazma (melanom, bazalni karcinom...), poremećaj ishrane, alkoholizam, dijabetes, narkomanija, gubitak senzibiliteta, kožne promjene u dermatovenerologiji, sindrom traumatskog istezanja vrata (Whiplash sindrome) itd. Spisak je brojan i pokazuje da medicinska termografija može da se primjeni u gotovo svim medicinskim stanjima u kojima postoji promjena u temperaturi tijela, pod uslovima da se poštuju postulati snimanja sa termovizijskom kamerom [147-152].

Medicinska termografija može da se koristi i za procjenu stanja parodoncijuma, praćenje toka parodontoloških oboljenja, u oralnoj hirurgiji za mjerjenje termičkih uticaja rotirajućih mašinskih nasadnih uređaja na kost i okolna tkiva, procjenjivanje zone inflamacije sa određivanjem područja najviše i najniže temperature kao područja nekrotičnih procesa i za praćenje uspjeha određenih hirurških zahvata [53].

Može da se koristi i za praćenje oboljenja temporomandibularnog zgloba. U studiji koju su sproveli Gratt BM, Sickles EA procjenjuje se sposobnost elektronske termografije da identificuje unutrašnje poremećaje temporomandibularnog zgloba. Studija je rađena na 30 bolesnika sa unutrašnjim poremećajima temporomandibularnog zgloba, što je provjерeno pomoću ortopantomografije. Elektronska termografija je sprovedena pomoću Agema 870 termografske jedinice. Rezultati ukazuju na nizak nivo toplotne simetrije kod bolesnika sa unutrašnjim poremećajima na temporomandibularnom zglobu, apsolutna temperatura mjerena i mjerena temperature zone oboljelog temporomandibularnog zgloba pokazuju velike razlike vrednosti ($0,4^{\circ}\text{C}$ do $0,8^{\circ}\text{C}$). Demonstracija karakterističnih termičkih promjena temporomandibularnog zgloba sugerira da elektronska termografija ima potencijal za procjenu unutrašnjih poremećaja temporomandibularnog zgloba. Međutim, potrebne su opsežne studije prije nego što bi termografske procedure mogle da budu klinički prihvaćene [142-145].

Gratt i saradnici su 1996. godine klasifikovali pacijente sa hroničnim bolom pomoću teletermografskih snimaka tih pacijenata. Oni su označavali kao normalna anatomska područja ona u kojima se temperaturna razlika kretala od 0,0 do 0,25 °C. Toplja područja su ona u kojima je temperaturna razlika veća od + 0,35 °C, a hladnija područja ona u kojima je temperaturna promjena veća od – 0,35 °C. Područja u kojima je temperaturna razlika između 0,26 i 0,35 °C smatraju se prelaznim ili dvosmislenim. Topla područja odgovaraju kliničkim dijagnozama: simpatički podržavana hronična bol, bol posredovana oboljenjima perifernih nerava, maksilarni sinusitis, oboljenja temporomandibularnog zgloba. Hladna područja su moguće zone oboljenja perifernih nerava i simpatički nezavisna bol [55, 56, 153].

Cummings i kolege su 1999. godine vršili termografsko ispitivanje ETD. Electro thermal debonding je metoda elektrotermičkog skidanja ortodontskih bravica sa zuba. Ovaj metod je široko korišten, ali zbog generisanja visoke temperature u toku rada postoji mogućnost termičkih oštećenja pulpe vitalnih zuba. Ispitivanja su vršena na ekstrahovanim premolarima i pokazala su da se u toku ETD temperatura povećava za 16,8 do 45,6 °C. Ove temperature mogu da dovedu do trajnih termičkih oštećenja pulpe. Zaključak je da se u toku ETD mora koristiti kontinuirano hlađenje da bi se izbjegle potencijalne komplikacije [146].

Termografija dojki je potencijalna metoda ranog otkrivanja oboljenja dojki. Metoda je neinvazivna, ne zrači, brza, bezbolna, ima nisku cijenu, bez rizika je i bez kontakta sa tijelom. To je efikasna metoda za žene u svim uzrastima i za sve veličine grudi, fibrocistične grudi, grudi sa gustim tkivom, trudnice ili dojilje. Primjena termovizije u dijagnostici raka dojke bazirana je na pretpostavci da je u tumorskom području povećana lokalna temperatura i da se ona može detektovati pomoću IC kamera. Takođe je korisno sredstvo za praćenje grudi poslije operacije. Aktivnost krvnih sudova i povećanje lokalne toplote ukazuju na prisustvo prekanceroznih ćelija ili ćelija raka u svojim ranim fazama razvoja. IC termografija može da otkrije prvi znak formiranja raka osam do 10 godina prije nego što mamografija može da detektuje tumor [50, 51].

Termovizija je takođe pronašla svoju primjenu i u stomatologiji, mada još ne u potpunosti. Postoje istraživanja i primjena u konzervativnoj stomatologiji, endodonciji, parodontologiji oralnoj hirurgiji i u ostalim stomatološkim disciplinama. Međutim, još nije u potpunosti eksplorativna potpuna mogućnost termovizije kao dijagnostičkog sredstva, za praćenje

toka bolesti i uspjeha terapije, i još se uglavnom koristi kao izuzetno naučnoistraživačko sredstvo.

Postoji još mnogo radova i istraživačkih mogućnosti u vezi sa primjenom termovizije u kliničkoj praksi. Neka od istraživanja su pokazala da se radi o izuzetnoj metodi za primjenu u ovim poljima, dok prema drugima ova tehnika još treba da se razvija i potrebno je još uzoraka da potvrde njenu efikasnost [160].

Ispitivanja termičkog dejstva na kost može se vršiti primjenom termokuplera i pomoću termovizijske kamere.

Termokupleri su invazivni jer zahtijevaju direktno plasiranje termičkih sondi u kost i ovakvo ispitivanje je nemoguće u in vivo uslovima, što implicira da je ispitivanje moguće izvoditi samo u in vitro uslovima.

Mjerenje temperature i njeno registrovanje na bazi IC zračenja vrši se specijalnim detektorima (tečni kristali, termistori, fotodioda) i zove se termografija. Termovizijsko ispitivanje je beskontaktno In real time ispitivanje infracrvenog (IC) isijavanja sa površine snimanog objekta pomoću termovizijske kamere. Kao takvo, predstavlja potpuno neinvazivno ispitivanje.

Iz tih razloga termovizijsko ispitivanje ili termografija primjenila se i u ovom istraživanju i pokazala kao veoma korisno sredstvo za ispitivanje uticaja mašinskih rotirajućih instrumenata na kost u smislu generacije toplove te posljedičnog termičkog uticaja na kost.

Operativnih zahvati u oralnoj hirurgiji, a naročito implantologiji podrazumijevaju da se operativni rad vrši u kosti gornje i donje vilice. Prilikom takvih operativnih zahvata u modernoj stomatologiji i oralnoj hirurgiji koriste se mašinski rotirajući instrumenti ili svrdla. Danas se rad u stomatologiji, a naročito u oralnoj hirurgiji ne može ni zamisliti bez upotrebe mašinskih rotirajućih instrumenata. Oni obezbjeđuju vrlo precizan i nadasve brz rad, koji se smatra poželjnim u današnje savremeno doba, koje sa sobom nosi i veoma užurban i aktivni stil života. Međutim, ta brzina nosi sa sobom i određene probleme i rizike. Najprije se to ogleda u tome da se prilikom rada sa rotirajućim instrumentima mora raditi maksimalno oprezno, precizno i lagano, bez previše pritiska, jer su to sve faktori koji utiču ne samo na kvalitet rada već njihovom pretjeranom primjenom nastaju rizici od komplikacija u toku rada. Prvenstveno se misli na povrede samog pacijenta, a jedna takva povreda jeste i prekomjerna generacija toplove u kosti, koja dovodi do opeketina i nekroze

kosti, što u kombinaciji sa pojedinim stanjima pacijenta može dovesti do opsežnih infekcija kosti poput osteomijelitisa. Posljedica takvih stanja su ogromne komplikacije kod pacijenata, gdje ulazimo u serije opsežnih operativnih zahvata, dugotrajnih terapijskih procedura i velikih postoperativnih defekata. Znači, ne radi se i ne misli samo na odbacivanje implantata koje je minorno u poređenju sa pomenutim komplikacijama. Sa takvim stavom mora se s pravom obratiti pažnja i dati imperativ na izbjegavanje agresivnog rada u kosti i izbjegavanje velikih brzina mašinskih rotirajućih instrumenata. Ranije su se u oralnoj hirurgiji umjesto rotirajućih instrumenata koristili ručni instrumenti, poput dlijeta i čekića, koji tokom korišćenja ne proizvode toplotu i ne trebaju hlađenje. Međutim, napretkom tehnologije dolazi do pojave pneumatskih pokretača rotirajućih instrumenata i električnih motora. Danas se u oralnoj hirurgiji preferiraju električni mikromotori kao pokretači jer omogućavaju mnogo veći komfor u toku rada zbog manjih vibracija, bolje kontrole brzine i pritiska, te hlađenja rotirajućih instrumenata. Brzine koje se koriste u toku rada sa oralnohirurškim borerima u nekim slučajevima prevazilaze i brzine preko 25.000 pa čak i 90.000 obrtaja u minutu (Rpm). To je izuzetno velika brzina, koja zahtijeva intermitentno hlađenje, mali pritisak u toku rada i ograničeno vrijeme rada u kosti od tri do pet sekundi. Studije pokazale da, ako se ne poštuju ovi principi, u prvom danu dolazi do opekotina kosti, a unutar tri sedmice do formiranja granulacionog tkiva, koje je nepoželjno u smislu zarastanja kosti.

Frikciona topota u kosti izaziva hiperemiju, nekrozu, fibrozu, osteocitnu degeneraciju i pojačanje osteoklastne aktivnosti.

Smatra se da je optimalno povećanje temperature u toku preparacije kosti do 47°C , da kost povećanje do ove tačke dobro podnosi i da ne dolazi do termičke nekroze.

Količina frikcione topote koja će se generisati zavisi od mnogo faktora, a samim tim i veličina nekrotične zone kosti. Neki od faktora koji utiču na generaciju frikcione topote su: vrsta kosti, gustina kosti, vrsta svrdla, broj obrtaja koji se koristi, pritisak svrdla u toku preparacije, dužina vremena preparacije, način hlađenja u toku preparacije i količina hlađenja.

Brisman navodi da povećanje brzine i pritiska ne dovodi do značajnog povećanja temperature, ali ako se odvojeno vrši povećavanje samo brzine preparacije ili samo pritiska u toku preparacije, tada nastaje povećavanje temperature preparacije kosti i javlja se

nekroza. U našem istraživanju zaključili smo da smanjenje brzine i pojačanje obrtnog momenta ima za rezultat manju generaciju temperature u toku preparacije kosti [154].

Sumer i saradnici vršili su ispitivanje stepena zagrijavanja kosti u zavisnosti od materijala implantološkog svrdla. Ispitivali su se keramička implantološka svrdla i svrdla od nehrđajućeg medicinskog čelika i utvrdili da pri radu sa keramičkim svrdlima u korteksu kosti dolazi do generacije veće temperature kosti u odnosu na rad sa svrdlima od nehrđajućeg medicinskog čelika i da temperatura nema signifikantna odstupanja bez obzira na dubinu preparacije u kosti u zavisnosti od vrste svrdla. Mjerenja su vršena pomoću termokuplera na dubinama u kosti od 3, 6 i 9 mm. U našem radu pokazalo se da se temperatura povećava rapidno prilikom preparacija na manjim dubinama do 3 mm, koja odgovara preparaciji u korteksu [155].

Raphael Beattach i saradnici su u svojoj studiji vršili evaluaciju upotrebe implantoloških svrdala po propisanim protokolima. U tim protokolima se prilikom ugradnje vrši upotreba implantoloških svrdala po redoslijedu povećanja dijametra svrdla prilikom čega se sa povećanjem dijametra svrdla povećava i temperatura u kosti. U toku rada sa upotrebom samo jednog svrdla došli su do zaključka da je bolje vršiti upotrebu samo jednog svrdla, čime se skraćuje vrijeme procedure ugradnje implantata. U našem istraživanju preparacije i mjerenja sa implantološkim svrdlima pokazali su da je izvodljiva preparacija jednim svrdlom čak i bez hlađenja pod uslovom da se rad završava unutar pet sekundi i da ne prelazi brzinu od 600 Rpm. [156].

Ching-Chieh Huang i saradnici su na plastičnom modelu pomoću termokuplera, koristeći fiksnu brzinu od 800 Rpm i vršeći preparaciju do 6mm dubine, pokazali da upotreba implantoloških borera u zavisnosti od dubine preparacije dovodi do povećanja temperature (T) u rasponu od 56 do 70 stepeni Celzijusa (°C), koje ima izrazito štetno dejstvo na kost, jer pri toj temperaturi dolazi do denaturacije proteina kosti i alkalne fosfataze. Takođe su pokazali da je povećanje temperature izraženije prilikom preparacije korteksa kosti. U našem istraživanju nije došlo do tolikog povećanja temperature pri ovoj brzini ni u jednom vremenu preparacije prilikom ispitivanja sa hlađenjem, međutim jeste došlo do povećanja prilikom ispitivanja oralnohirurških svrdala tipa 0.4 okruglo bez hlađenja, koja su se koristila do dubine od 3 mm, što je i dubina korteksa kosti. Ovo se može objasniti time što je preparacija korteksa kosti bez hlađenja sa većom brzinom u trajanju 10 sekundi i više i

time da termovizijsko ispitivanje vrši mjerjenje temperature sa površine objekta snimanja [157].

Goran Augustin i saradnici određivali su u toplotnu distribuciju prilikom preparacije kosti svrdlom dijametra 4,5 mm i pri brzini od 1.850 Rpm bez hlađenja. Analizom dobijenih rezultata zaključili su da se prilikom ovakvog rada postiže temperatura koja prelazi kritičnu tačku pregrijavanja kosti od 47 stepeni Celzijusa, što se podudara sa rezultatima našeg istraživanja. Takođe su zaključili da je distribucija temperature u kortikalnoj kosti ograničena na ovalnu zonu u prosjeku od 5 mm, dok se kroz spongioznu kost toplota rasipa dalje od 5 mm zbog trabekularne strukture spongiozne kosti [158].

Antonio Sacrano i saradnici vršili termovizijsko ispitivane razlike u temperaturi prilikom preparacije goveđe kosti čeličnim i cirkonijumskim svrdlom. Zaključili su da je uticaj borera različitog materijala u smislu temperaturne promjene neznatan i da mnogo veći uticaj ima pritisak u toku preparacije kosti, zbog čega je naše ispitivanje vršeno slobodnom rukom kao jedinim načinom rada u svakodnevnoj kliničkoj praksi [159].

Mali i saradnici ispitivali su metodom termokuplera uticaj brzine rotacije i pritiska na temperaturu koja se generiše tokom preparacije butne kosti svinje i jedan od njihovih zaključaka jeste da brzina svrdla od 2.000 Rpm generiše manju temperaturu od brzine od 400 Rpm, dok povećanje pritiska dovodi do povećanja temperature kosti. Pojavu manje temperature prilikom brzine od 2.000 Rpm objašnjavaju: prilikom rada sa većim brzinama koristi se manji pritisak, što ima za rezultat manje zagrijavanje kosti. U našem istraživanju veće brzine su prouzrokovale generisanje više temperature, dok se pri manjim brzinama stvarala manja temperatura [160].

Rotacijom svrdala dolazi do generacije određene količine toplote i njihovog termičkog dejstva na kost. Dokazano je da se tokom rotacije svrdala generiše toplota, koja se transferuje na kost i dovodi do zone nekroze kosti, koja je direktno proporcionalna količini generisane toplote. U određenim studijama pokazalo se da korištenje brzina i do 90.000 Rpm nije dalo signifikantno povećanje temperature, ali su te studije većinom rađene na plastičnim blokovima ili koštanim modelima upotrebom termokuplera. U ovom istraživanju pokazalo se da i pri manjim brzinama, ako se radi bez hlađenja, dolazi do prekoračenja kritične temperature od 47 °C, kao npr. prilikom upotrebe svrdla većeg dijametra ako se radi duže od 10 sekundi i brzinom većom od 600 obrtaja u minuti.

7. ZAKLJUČCI

Na temelju postavljenih ciljeva došlo se do sljedećih zaključaka:

- Povećanjem brzine rotacije mašinskih rotirajućih instrumenata u svim slučajevima dolazi do povećanja generisane temperature na kosti.
- Povećanje temperature ne prelazi kritičnu temperaturu od 47 stepeni Celzijusa ako se preparacija kosti vrši sa maksimalnim hlađenjem i ako se ne koristi brzina veća od 1.000 Rpm prilikom upotrebe bilo kog od ispitivanih svrdala
- Povećanje temperature kosti preko 47 stepeni Celzijusa dešava se ako se vrši preparacija kosti bez hlađenja sa brzinom preko 600 Rpm.
- Ako se radi preparacija kosti bez hlađenja, smanjenje brzine rotacije mašinskih rotirajućih instrumenata ispod 600 Rpm, povećanje obrtnog momenta na 50 Nm, te ograničenje vremena rada na pet sekundi ne dovodi do prelaska kritične temperature od 47 stepeni Celzijusa.
- Upotreba kontinuiranog maksimalnog hlađenja sterilnim fiziološkim rastvorom predstavlja bezbjedan način rada u oralnoj hirurgiji.
- Preparacija kosti mašinskim rotirajućim instrumentima bez hlađenja bezbjedna je ako se koristi brzina od 400 Rpm i pojačanje obrtnog momenta preko 50 Nm, te ako se upotrebljavaju nova svrdla i uz ograničenje rada u kosti do 10 sekundi.

8. LITERATURA

1. S. Weiner and H. D. Wagner, The material bone: Structure-Mechanical Function Relations, Departments of Structural Biology and Materials and Interfaces, Weizmann Instituteof Science, 76100 Rehovot, Israel, *Annu. Rev. Mater. Sci.* 1998; 28:271–298.
2. Nada M. Šerban, Osnovi histologije, Izdavač: Zavod za udžbenike Beograd, 2017; 121-169.
3. Natalie Reznikov, Ron Shahar, SteveWeiner, Three-dimensional structure of human lamellar bone: The presence oftwo different materials and new insights into the hierarchical organization, Department of Structural Biology, Weizmann Institute of Science, Rehovot 76100, Israel, *Bone* 59 (2014) 93–104.
4. Tim D. White, Pieter A. Folkens, *The Human Bone Manual*, Academic Press, 978-0-12-088467-4, 2005; (4) 31-48.
5. Giraud-Guille, Twisted plywood architecture of collagen fibrils in human compactbone osteons. *Calcif Tissue Int.* 1988; 42:167–80.
6. Ruth EB., Bone studies. 1. Fibrillar structure of adult human bone, *Am J Anat.* 1947; 80:35–53.
7. H. Tsuboi, Y. Matsui, K. Hayashida, S. Yamane, M. Maeda-Tanimura, A. Nampei, J. Hashimoto, Tartrate resistant acid phosphatase (TRAP) positive cells in rheumatoid synovium may induce the destruction of articular cartilage, 2003; 62(3): 196–203.
8. Rinaldo Florencio-Silva, Gisela Rodrigues da Silva Sasso, Estela Sasso-Cerri, Manuel Jesus Simões, and Paulo Sérgio Cerri, *Biology of Bone Tissue: Structure, Function and Factors That Influence Bone Cells*, Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International Volume 2015; 3-9.
9. Xu Feng, Chemical and Biochemical Basis of Cell-Bone Matrix Interaction in Health and Disease, *Curr Chem Biol.*, 2009 May 1; 3(2): 189–196.
10. Daniel E. Lieberman, Osbjorn M. Pearson, John D. Polk, Brigitte Demes, A. W. Crompton, Optimization of bone growth and remodeling in response to loading in tapered mammalian limbs, *Journal of Experimental Biology*, 2003 206: 3125-3138.

11. Elsdon Storey, Growth and remodeling of bone and bones, 1972; 62(2): 142-165.
12. Donald H. Enlow, Seong Bang, Growth and remodeling of the human maxilla, American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics, 1965 June 1, 51(6); 446-464.
13. J.Klein-Nulend, R.G.Bacabac, M.G.Mullender, Mechanobiology of bone tissue, Pathologie Biologie, 2005; 53(10): 576-580.
14. Lawrence G. Raisz, Hormonal regulation of bone growth and remodelling, Cell and molecular biology of vertebrate hard tissues, 2007; 226-230.
15. Jennifer S.Walsh, Normal bone physiology, remodelling and its hormonal regulation, Surgery (Oxford), 2015; 33(1): 1-6.
16. Tyler Koivisto, Walter R. Bowles, Michael Rohrer, Frequency and Distribution of Radiolucent Jaw Lesions: A Retrospective Analysis of 9,723 Cases, Journal of Endodontics, 2012;38(6): 729-732.
17. Paul M. Speight, Takashi Takata, New tumour entities in the 4th edition of the World Health Organization Classification of Head and Neck tumours: odontogenic and maxillofacial bone tumours, Virchows Archiv, 2017; 472: 331–339.
18. Okeson JP, Falace DA, Nonodontogenic toothache, Dental Clinics of North America. 1997; 41(2):367-383.
19. Dr. Bharat Sumbh, Dr. Shweta Gangotri Sumbh, Dr. Pooja Jain, Dr. Jaishree Pagare, Classification of odontogenic Cysts: A Review, IOSR Journal of Dental and Medical Sciences, 2017; 16 (4): 79-82.
20. Daphne J. Theodorou, Stavroula J. Theodorou, David J. Sartoris, Primary non-odontogenic tumors of the jawbones: An overview of essential radiographic findings, Clinical Imaging, 2003; 27(1); 59-70.
21. A Kilinc, N Saruhan, B Gundogdu, E Yalcin, U Ertas, G Urvasizoglu, Benign tumors and tumor-like lesions of the oral cavity and jaws: An analysis of 709 cases, Nigerian Journal of Clinical Practice, 2017, 20 (11).

22. Takashi Kaneda, Manabu Minami, Tohru Kurabayashi, Benign odontogenic tumors of the mandible and maxilla, Review article, 2003; 13(30): 495-507.
23. David Goldenberg, James Sciubba, Wayne Koch, Ralph P. Tufano, Malignant Odontogenic Tumors: A 22-Year Experience, Laryngoscope, 2004; 144(10): 1770-1774
24. Dingman Reed O., Graab William C., Surgical anatomy of the mandibular ramus of the facial nerve based on the dissection of 100 facial halves, Plastic and Reconstructive Surgery, 1962; 29(3): 266-272.
25. Mohamed Hashem, Azza S. Hassanein, Jaw fracture classification using meta heuristic firefly algorithm with multi-layered associative neural networks, Cluster Comput, 2019; 22: 7079–7086.
26. T. Kawai, S. Murakami, H. Hiranuma, M. Sakuda, Radiographic changes during bone healing after mandibular fractures, British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1997; 35(5): 312-318.
27. Robert H. Ivy, Lawrence Curtis, Fractures of the Upper Jaw and Malar Bone, Annals of Surgery, 1931 Sep; 94(3); 337–346.
28. Hopper R. A., Diagnosis of Midface Fractures with CT: What the Surgeon Needs to Know, Radiographics, 2006; 26(3): 783-793.
29. Mehta N., The imaging of maxillofacial trauma and its pertinence to surgical intervention, Radiol Clin North Am, 2012; 50(1): 43-57.
30. Fragiskos D. Fragiskos, Oral Surgery, Springer Berlin Heidelberg New York, 2007; 44-49.
31. Vlastimir Petrović, Atlas oralne hirurgije, Data Status, 2006.
32. James R. Hupp, Myron R. Tucker, Edward Ellis, Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery, 7th Edition, Elsevier Science, 2018.
33. Paulo Domingos Riberio Junior 1, Christiane Vespasiano Barleto 1, Daniel Araki Riberio 2, Mariza Akemi Matsumoto, Evaluation of Different Rotary Devices on Bone Repair in Rabbits, Braz Dent J., 2007; 18(3): 215-219.

34. Baltensperger M. A, Retrospective analysis of 290 osteomyelitis cases treated in the past 30 years at the Department of Cranio-Maxillofacial Surgery Zurich with special recognition of the classification. Med Dissertation, Zurich, 2003.
35. R R Stephens, The dental handpiece--a history of its development, Aust Dent J., 1986; 31(3):165-80.
36. David Little, Rethinking the Dental Handpiece, Compendium, 2010; 31(9).
37. Poole R L, Lea SC, Dyson JE, et al. Vibration characteristics of dental high-speed turbines and speed-increasing handpieces. J Dent. 2008; 36(7):488-493.
38. Nazma Akuji, Shilpa Shah, Martin Ashley, Dental handpieces – an update, Dental Update,2014; 41(10): 900-906.
39. S. Saha, S. Pal, J. A. Albright, Surgical Drilling: Design and Performance of an Improved Drill, J Biomech Eng, 1982; 104(3): 245-252.
40. Guillermo E.Chacon, Daniel L.Bower, Peter E.Larsen, Edwin A. McGlumphy, F. Michael Beck, Heat Production by 3 Implant Drill Systems After Repeated Drilling and Sterilization, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2006; 64(2): 265-269.
41. Hyun Jun Oh, Beom Ik Kim, Hae-Young Kim, In-Sung Yeo, Ki-Tae Koo, International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2017; 32 (3): 483-488.
42. Simonović J., Vuković J., Ristanović D., Radovanović R., Popov D., Biofizika u medicini, Medicinska knjiga, medicinske komunikacije, Beograd 2000; 381- 394.
43. Etehad T. M., Sadri S., Ng E. Y. K., Application of K- and Fuzzy C- Means for Color Segmentation of Thermal Infrared Breast Images, J. Med. Syst. 2010; 34: 35-42.
44. Matoničkin G., Elektromagnetski valovi u nastavi fizike, Sveučilište u Zagrebu, PMF Zagreb 2007.
45. Petrović K., Metodi infracrvene termografije novi pristup u održavanju, Iz prakse u praksi, Održavanje i eksploracija 2000; 4(1): 19-23.
46. Popović M., Senzori i merenja, četvrto izdanje, Zavod za udžbenike i nastavna sredstva, Srpsko Sarajevo 2004.

47. Jones B. F., A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998; 17: 61019–1027.
48. Ng E.Y.-K., A review of thermography as promising noninvasive detection modality for breast tumour, International Journal of Thermal Sciences 2008; 48: 849-859.
49. Diakides N., Bronzino, J. D., Medical infrared imaging, Taylor & Francis, CRC Press, New York 2008.
50. Q i H., Kuruganti P., Liu Z., Early detection of breast cancer using thermal texture maps, International Symposium on Biomedical Imaging, Macro to Nano, Washington D.C. 2002; 309–312.
51. Ng E. Y. K., Kee E. C., Advanced integrated technique in breast cancer thermography, Journal of Medical Engineering & Technology 2007; 32 (2):103-114.
52. Foster K. R., Thermographic detection of breast cancer, Engineering in Medicine and Biology Magazine 1998; 17:610–14.
53. Gore J. P., Xu L. X., Thermal imaging for biological and medical diagnostics, Biomedical photonics handbook, CRC, Boca Raton, 2003.
54. Komoryama M., Namoto R., Tanaka R. and others, Application of Thermography in Dentistry- Visualisation of Temperature Distribution on Oral Tissues, Dental Materials Journal 2003; 22(4): 436-443
55. Sudhakar S., Bina K., Thermography in dentistry-revisited, International Journal of Biological & Medical Research, 2011; 2(1): 461-465.
56. Jovan V. Perović, Oralna Implantologija, Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu, Nauka 2004
57. Laura Gaviria, John Paul Salcido, Teja Guda and Joo L. Ong, Current trends in dental implants, J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. 2014; 40(2):50-60.
58. Seearson L. J., History and development of dental implants, Implantology in general dental practice. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2005. pp. 19-41.

59. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective, *J. Calif. Dent. Assoc.*, 2001; 29:737–745.
60. Linkow LI, Dorfman JD, Implantology in dentistry. A brief historical perspective, *N. Y. State Dent. J.* 1991; 57(6):31-5.
61. Goldberg Ni, Gerskhoff A, The implant lower denture, *Dent. Dig.* 1949; 55(11):490-4.
62. Bodine Jr., Kotch R., Experimental subperiosteal dental implants, *U S Armed Forces Med. J.* 1953; 4(3):440-51
63. Cherchieve R., Considerazioni fisiologiche e pratiche su una osservazione originale di un impianto endosseo, *Inform. Dent.*, 1959; 24:677–80.
64. Linkow LI., Intraosseous implants utilized as fixed bridge abutments, *J. Oral Implant. Transplant. Surg.*, 1964; 10:17–23.
65. Linkow LI, The radiographic role in endosseous implant interventions, *Chronicle*, 1966; 29(10):304-11.
66. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF., Effect of implant size and shape on implant success rates, a literature review., *J. Prosthet. Dent.*, 2005; 94:377–381.
67. Rethman MP, In: *Introduction & historical perspectives on dental implants*. Chicago: Hu-Friedy; 2010. pp. 1-4.
68. Celeste M. Abraham, A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments, *Open Dent. J.*, 2014; 8: 50–55.
69. Bränemark PI, Review Osseointegration and its experimental background, *J. Prosthet. Dent.* 1983; 50(3): 399-410.
70. Bränemark P.I., Hansson B.O., Adell R., Breine U., Lindström J., Hallén O., Ohman A., Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, Experience from a 10-year period, *Scand. J. Plast Reconstr. Surg. Suppl.*, 1977; 16(1):1-132.

71. Bränemark P I, Hansson B. O. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, Experience from a 10 year period, Scandavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery 1977; 16.
72. Albrektsson T. Branemark P. I., Hansson H.A., Lindstrom J., Osseointegrated titanium implants, Requirements for ensuring a long lasting, direct bone to implant anchorage in man". Acta Orthop. Scand. 1981; 52 (2): 155- 170.
73. T. Albrektsson, C. Johansson, Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration, European Spine Journal. 2001; 10: 96–101.
74. Daniel Buser, Lars Sennerby, Hugo De Bruyn, Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions, Periodontology 2000. 2016; 73 (1): 7-21.
75. Cellett Renato, Pameijer Cornelis H., Bracchetti Guido, Donath Karl, Persichetti Gianni, Visani Igino, Histologic Evaluation of Osseointegrated Implants Restored in Nonaxial Functional Occlusion With Preangled Abutments, International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 1995; 15 (6): 562-573.
76. André Schroeder, Eugen van der Zypenabc, Hermann Stichabc, Franz Sutter, The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces, Journal of Maxillofacial Surgery. 1981; 9(1): 15-25
77. Golec T.S., Krauser J.T., Long-term retrospective studies on hydroxyapatite coated endosteal and subperiosteal implants, Dental Clinics of North America. 1992; 36(1):39-65
78. Elias, Carlos Nelson, Improving osseointegration of dental implants, Expert Review of Medical Devices, 2010; 7(2): 241-256.
79. Noack Nicole, Willer Jürgen, Hoffmann Jürgen, Long-Term Results After Placement of Dental Implants: Longitudinal Study of 1,964 Implants over 16 Years, International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1999; 14 (5,): 748-755.

80. S. Ersanli, C. Karabuda, F. Beck, B. Leblebicioglu, Resonance Frequency Analysis of One- Stage Dental Implant Stability During the Osseointegration Period, *Journal of Periodontology*. 2005; 76 (7):1066-1071.
81. Mariana Camilo, Negreiros Lyrio, Márcio de Moraes, Renato Mazzonetto, Roger William, Fernandes Moreira J.D., Influence of Diameter and Length of Implant on Early Dental Implant Failure, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010; 68 (2): 414-419.
82. Arvidson Kristina, Bystedt Hans, Frykholm Anders, von Konow Lars, Lothigius Eric, A 3-Year Clinical Study of Astra Dental Implants in the Treatment of Edentulous Mandibles, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992; 7 (3): 1-16.
83. Pascal Valentini, D. Abensur, D. Densari, J. Graziani, Christoph Hämmeler, Histological evaluation of Bio-Oss® in a 2-stage sinus floor elevation and implantation procedure: A human case report, *Clinical Oral Implants Research*. 1998; 9(1):59-64.
84. Motofumi Sogo, Kazunori Ikebe, Tsung-Chieh Yang, Masahiro Wada, Yoshinobu Maeda, Assessment of Bone Density in the Posterior Maxilla Based on Hounsfield Units to Enhance the Initial Stability of Implants, Special Issue: Clinical Implant Dentistry and Related Research Prosthodontic Supplement 2012: Contemporary Insight Into Implant Prosthodontics. 2012; 14 (1):83-187.
85. Scott Lee, Gantes Bernard, Riggs Matt, Crigger Max, Bone Density Assessments of Dental Implant Sites: 3. Bone Quality Evaluation During Osteotomy and Implant Placement, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007; 22 (2): 208-212.
86. Bain, Crawford A. Moy, Peter K., The Association Between the Failure of Dental Implants and Cigarette Smoking, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993; 8 (6):1-13.
87. V. J. Iacono, Dental implants in periodontal therapy, *J Periodontol*. 2000; 71(12): 34-42.

88. M. Parel, R. Gilbert, Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2004; 62 (2):41-44.
89. Egbert N, Cagna D.R., Ahuja S., Wicks R.A., Accuracy and reliability of stitched conebeam computed tomography images, *Imaging Science in Dentistry*, 2015; 45:41-47.
90. Ganz S.D., Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Applications Using CT and Cone Beam CT Scanning Technology. *Dent. Clin. Nor. Am.* 2008; 52(4):777-808.
91. Lingam A.S., Reddy L., Nimma V., Pradeep K., Dental implant radiology Emerging concepts in planning implants. *Journal of Orofacial Sciences*. 2013; 5(2): 88.
92. Eshak M, Brooks S, Abdel-Wahed N, Edwards PC. Cone beam CT evaluation of the presence of anatomic accessory canals in the jaws. *Dentomaxillofacial Radiology* 2014; 43 (20):130-259.
93. Donald A. Tyndalla, Sharon L. Brooksb, Selection criteria for dental implant site imaging: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 2000; 89(5): 630-637.
94. Donald A. Tyndall, Jeffery B. Price, Sotirios Tetradiis, Scott D. Ganz, Charles Hildebolt, William C. Scarfe, Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology. 2012; 113(6): 817-826.
95. A. M. Del Balso, F. G. Greiner, M. Licata, Role of diagnostic imaging in evaluation of the dental implant patient, *Radiographycs*, 1994; 14(4): 619-719.
96. K. J. Butterfield, Marie Dagenais, Cameron Clokie, Linear tomography's clinical accuracy and validity for presurgical dental implant analysis, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1997; 84 (2): 203-209.
97. Miles D.A., Van Dis M.L., Implant radiology, *Dental Clinics of North America*. 1993; 37(4):645-668.

98. Ernest W.N., Lam Axel Ruprecht, Jie Yang, Comparison of two-dimensional orthoradially reformatted computed tomography and panoramic radiography for dental implant treatment planning, *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995; 74(1):42-46.
99. Wyatt Chris, C. L. Pharoah, Michael J., Imaging Techniques and Image Interpretation for Dental Implant Treatment, *International Journal of Prosthodontics*. 1998; 11(5):442-452.
100. Norliza Ibrahim, Bassam Hassan, Paul van der Stelt, Daniel Wismeijer, Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT, *Clinical Oral Implants Research*. 2015; 26 (1):1-7.
101. James J. Abrahams, Arjun Kalyanpur, Dental implants and dental CT software programs, *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. 1995; 16(6): 468-486.
102. Roland M. Meffert, Burton Langer, Michael E. Fritz, *Dental Implants: A Review*, *Journal of Periodontology*. 1992; 63(1): 859-870.
103. M. C .Goiato, D. M. dos Santos, J. F. Jr. Santiago, A. Moreno, E. P. Pellizzer, Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2014; 43 (9):1108-1116.
104. Weinlaender Michael, Kenney Ernest Barrie, Lekovic Voja, Beumer III John, Moy Peter K., Lewis Steven, Histomorphometry of Bone Apposition Around Three Types of Endosseous Dental Implants, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992; 7 (4):198-211.
105. Adell R, et al., Surgical procedures. In: Bränemark P.I, Zarb G.A, Albrektsson T., *Tissue integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry*, Chicago: Quintessence. 1985; 211 232.
106. Branemark, Per-Ingvar Zarb, George A., Albrektsson Tomas, Rosen Harvey M., *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry, Plastic and Reconstructive Surgery*. 1986; 77 (3): 496-497.
107. Lekholm U., Jemt T. Albrektsson, G. Zarb, Bränemark, Principles for single tooth replacements. in: T. *The Osseointegrated Implant* Quintessence Chicago; 1989: 117 -126.

108. Palacci P., Ericsson I., Engstrand P., Rangert B., Optimal Implant Positioning and Soft Tissue Management for Branemark system, Chicago, Quintessence Pub. Co. Papailla regeneration technique. 1995; 59-70.
109. William Becker, Moshe Goldstein, Immediate implant placement:treatment planning and surgical steps for successful outcome, Periodontology 2000. 2008; 47: 79–89.
110. Peñarrocha-Diago Miguel, Carrillo-García Celia, Boronat-Lopez Araceli, García-Mira Berta, Comparative Study of Wide-Diameter Implants Placed After Dental Extraction and Implants Positioned in Mature Bone for Molar Replacement, International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2008; 23(3): 497-501.
111. Hsuan-Yu Chou, John J. Jagodnik, S. Müftü, Predictions of bone remodeling around dental implant systems, Journal of Biomechanics. 2008; 41 (6): 1365-1373.
112. M. Almog, Eduardo Torrado, Sean W. Meitner, Fabrication of imaging and surgical guides for dental implants, The Journal of Prosthetic Dentistry. 2001; 85 (5): 504-508.
113. Curtis M. Becker, David A. Kaiser, Surgical guide for dental implant placement, The Journal of Prosthetic Dentistry. 2000; 83 (2): 248-251.
114. Munetaka Naitoh, Eiichiro Ariji, Shinji Okumura, Chiaki Ohsaki, Kenichi Kurita, Tomohiko Ishigami, Can implants be correctly angulated based on surgical templates used for osseointegrated dental implants?, Clinical Oral Implants Research. 2000; 11 (5): 409-414.
115. Charles A. Babbush, Jack A. Hahn, Jack T. Krauser, Joel L. Rosenlicht, Dental Implants The Art and Science, second edition, Saunders. 2011; 86-98.
116. Becker William, Becker Burton E., Israelson Hilton, Lucchini Jean Pierre, Handelsman Mark, Ammons William, Rosenberg Edwin, Rose Louis, Tucker Lloyd M., Lekholm Ulf, One-Step Surgical Placement of Bränemark Implants: A Prospective Multicenter Clinical Study, International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1997; 12 (4):1-18.
117. Philippe G. Khayat, Hélène M. Arnal, Bahige I. Tourbah, Lars Sennerby, Clinical Outcome of Dental Implants Placed with High Insertion Torques (Up to 176 Ncm), Clinical Implant Dentistry and Realted Research. 2013; 15 (2): 227-233.

118. Rudi C. Van Staden, Hong Guan, Newell W. Johnson, Yew-Chaye Loo, Neil Meredith, Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique, *Clinical Oral Implants Research.* 2008; 19 (3): 303-313.
119. Allen Sclaroff, Bruce Haughey, William Donald Gay, Randal Paniello, Immediate mandibular reconstruction and placement of dental implants: At the time of ablative surgery, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* 1994; 78 (6):711-717.
120. P. Hanssona, A. Ekbloma, M. Thomsson, B. Fjellner, Pain development and consumption of analgesics after oral surgery in relation to personality characteristics, *Pain.* 1989; 37 (3): 271-277.
121. C. Mc Grath, M. B. Comfort, E. C. M. Lo, Y. Luo, Changes in life quality following third molar surgery – the immediate postoperative period, *British Dental Journal.* 2003; 194: 265–268.
122. James A., Forbes M. S., Carolyn J., Kehm R.N., Charlene D., Grodin R.N., William T., Beaver M. D., Evaluation of Ketorolac, Ibuprofen, Acetaminophen, and an Acetaminophen-Codeine Combination in Postoperative Oral Surgery Pain, *Pharmacotherapy.* 1990; 10 (6): 94-105.
123. M. Peñarrocha, J. M. Sanchisb, U. Sáezc, C. Gayd, J. V. Bagán, Oral hygiene and postoperative pain after mandibular third molar surgery, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2001; 92(3): 260-264.
124. Bun San Chong, Thomas R., Pitt Ford, Postoperative pain after root-end resection and filling, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology.* 2005; 100 (6): 762-766.
125. Edson Luiz Cetira Filho, Francisco Samuel Rodrigues Carvalho, Paulo Goberlânia de Barros Silva, Daniel Almeida Ferreira Barbosa, Karuza Maria Alves Pereira , Thyciana Rodrigues Ribeiro, Fábio Wildson Gurgel Costa, Preemptive use of oral nonsteroidal anti-inflammatory drugs for the relief of inflammatory events after surgical removal of lower third molars: A systematic review with meta-analysis of placebo-controlled randomized clinical trials, *J. Craniomaxillofac. Surg.*, 2020; 48(3):293-307.
126. Fábio Wildson Gurgel Costa, Diego Felipe Silveira Esses, Paulo Goberlânia de Barros Silva, Francisco Samuel Rodrigues Carvalho, Carlos Diego Lopes

- Sá, Assis Filipe Medeiros Albuquerque, Tácio Pinheiro Bezerra, Thyciana Rodrigues Ribeiro, Cristiane Sá Roriz Fonteles, Eduardo Costa Studart Soares, Does the Preemptive Use of Oral Nonsteroidal Anti-inflammatory Drugs Reduce Postoperative Pain in Surgical Removal of Third Molars? A Meta-analysis of Randomized Clinical Trials, *Anesth Prog.* 2015; 62 (2): 57–63.
127. Y. M. Nusair, Local application of ice bags did not affect postoperative facial swelling after oral surgery in rabbits, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2007; 45 (1): 48-50.
128. Mutaz B. Habal, Prevention of postoperative facial edema with steroids after facial surgery, *Aesthetic Plastic Surgery*, 1985; 9: 69–71.
129. Redden R.J., Jeske A.H., Management of the postoperative anesthetic period, *Dental Clinics of North America.* 1999; 43(2):321-391.
130. Fábio Ricardo Loureiro Sato, Luciana Asprino DDS, Denis Emanuel Silvade Araújo, Márciode Moraes, Short-Term Outcome of Postoperative Patient Recovery Perception After Surgical Removal of Third Molars, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2009; 67 (5): 1083-1091.
131. Khoury Fouad, Hoppe Arndt, Soft tissue management in oral implantology: A review of surgical techniques for shaping an esthetic and functional peri-implant soft tissue structure, *Quintessence International.* 2000; 31 (7):483-499.
132. Buser Daniel, Martin William, Belser Urs C., Optimizing Esthetics for Implant Restorations in the Anterior Maxilla: Anatomic and Surgical Considerations, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2004; 19 (7): 43-61.
133. Tim Joda, Marco Ferrari, Urs Braegger, A digital approach for one-step formation of the supra-implant emergence profile with an individualized CAD/CAM healing abutment, *Journal of Prosthodontic Research.* 2016; 60 (3): 220-223.
134. Yoav Grossmann, Marianna Pasciuta, Israel M. Finger, A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration, *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2006; 95 (3): 258-261.
135. Koutouzis Theofilos, Koutouzis Giasemi, Gadalla Hana, Neiva Rodrigo, The Effect of Healing Abutment Reconnection and Disconnection on Soft and

- Hard Peri-implant Tissues: A Short-Term Randomized Controlled Clinical Trial, International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2013; 28 (3): 807-814.
136. Barbara Ghinassi, Gianmaria D'Addazio, Angela Di Baldassarre, Beatrice Femminella, Giorgio Di Vincenzo, Maurizio Piattelli, Giulia Gaggi, Bruna Sinjari, Immunohistochemical Results of Soft Tissues around a New Implant Healing-Abutment Surface: A Human Study, J. Clin. Med. 2020; 9(4): 1009.
137. Ring E., The Historical development of thermal imaging in medicine, Herbeden Histocal Series, Rheumatology. 2004; 43: 800-802.
138. Katchenko O., Brief History of Medical Thermo vision, Cem Tech. 2010.
139. Harvard Pilgrim Health Care, Thermography, Medical Policy Thermography, November, 2005.
140. Andrassi M., Boras I., Osnove termografije sa primjenom, Kingen, Zagreb, 2008.
141. Adjunctive Diagnostic Applications for Physicians Referring Patients for Thermographic Evaluation, American College of Clinical Thermography, 2011.
142. Sudhakar S., Bina K., Thermography in dentistry-revisited, International Journal of Biological & Medical Research, 2011; 2(1): 461-465.
143. Gratt B.M., Anbar M., Thermology and facial telethermography: Part II, Current and future clinical applications in dentistry, Dento maxillofac Radiol, 1998; 27: 68-74.
144. Mc. Beth S.A., Gratt B.M., A cross-sectional thermographic assessment of TMJ problems in orthodontic patients, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 1996; 109: 481-488.
145. Gratt B.M., Graff-Radford S.B., Shetty V., Solberg W.K., Sickles E.A., A six-year clinical assessment of electronic facial thermography Dentomaxillofac. Radiol. 1996; 25: 247 -255.
146. Cummings M., Biagioli P., Lamey P.J., Burden D.J., Thermal image analysis of electrothermal debonding of ceramic brackets: an in vitro study, European Journal of Orthodontics 1991; 21: 111-118.
147. Qi H., Kuruganti P., Liu Z., Early detection of breast cancer using thermal texture maps, International Symposium on Biomedical Imaging, Macro to Nano, Washington D.C. 2002; 309–312.

148. Ng E. Y. K., Kee, E. C., Advanced integrated technique in breast cancer thermography, Journal of Medical Engineering & Technology 2007; 32: 2103-114.
149. Kerr, J. Review of the effectiveness of infrared thermal imaging (thermography) for population screening and diagnostic testing of breast cancer. NZHTA Tech Brief Series 2004; 3(3).
150. M. Dąbrowski, R. Dulski, S. Żmuda, P. Zaborowski, C. Pogorzelski, The use of thermovision camera to observe physiological and pathological conditions of oral cavity mucous membrane, 2002; 43(5): 265-269.
151. M. Dabrowski, R. Dulski, S. Zmuda, P. Zaborowski, Dentistry Institute, Central Clinical Hospital of Military Medical Academy, 78 Koszykowa Warsaw, Emission properties of dental materials and hard dental tissues, 900-909.
152. I. Dukić, Univerzitet u Banjaluci, Medicinski fakultet Banjaluka, Studijski program Stomatologija, Magistarski rad, Ispitivanje stepena vazokonstrikcije i vazodilatacije krvnih sudova pod uticajem lokalnih anestetičkih rastvora primjenom termovizije, Banja Luka, septembar 2012. godine.
153. Agnieszka Chwabczynska, Katarzyna Gruszka, Ireneusz Ca Bkosi Nski and Krzysztof A. Sobiech, Thermovision Analysis Changes of Human Hand Surface Temperature in Cold Pressor Test, Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International. 2015; Article ID 783642.
154. Brisman D.L., The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites, Int J Oral Maxillofac Implants. 1996; 11(1):35-7.
155. Mahmut Sumer, A. Ferhat Misir, N. Tuba Telcioglu, Ahmet U. Guler, Murat Yenisey, Comparison of Heat Generation During Implant Drilling Using Stainless Steel and Ceramic Drills, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2011; 69 (5): 1350-1354.
156. Sergio Alexandre Gehrke, Raphaél Bettach, Silvio Taschieri, Gilles Boukhris, Stefano Corbella, Massimo Del Fabbro, Temperature Changes in Cortical Bone after Implant Site Preparation Using a Single Bur versus

- Multiple Drilling Steps: An In Vitro Investigation, Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2015; 17 (4): 700-707.
157. Ching-Chieh Huang, Yau-Chia Liu, Li-Wen Chen, Yung-Chuan Chen, Temperature rise of alveolar bone during dental implant drilling using the finite element simulation, Life Science Journal, 2010; 7(1): 68 – 72.
158. Goran Augustin, Slavko Davila, Toma Udiljak, Denis Stjepan Vedrina, Dinko Bagatin, Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report, Arch Orthop Trauma Surg, 2009; 129:703–709
159. Antonio Scarano, Felice Lorusso, Sammy Noumbissi, Infrared Thermographic Evaluation of Temperature Modifications Induced during Implant Site Preparation with Steel vs. Zirconia Implant Drill, J. Clin. Med., 2020; 9 (1): 148-150.
160. V. A. Mali, H.N. Warhatkar, R.S. Pawade, Assessment of Cutting Forces and Temperature in Bone Drilling, Proceedings of 6th International & 27th All India Manufacturing Technology, Design and Research Conference (AIMTDR-2016).

9. PRILOG

BIOGRAFIJA

Igor Đukić je rođen 8.7.1979. godine u Ljubljani. Osnovnu školu „Boris Kidrič“ u Ljubljani upisuje 1986. godine, a zatim se doseljava u Banjaluku, gdje nastavlja svoje školovanje u Osnovnoj školi „Drago Lang“, a zatim se zbog preseljenja upisuje u Osnovnu školu „Aleksa Šantić“, koju završava 1994. godine odličnim uspjehom. Iste godine upisuje se u srednju Medicinsku školu u Banjaluci, smjer medicinska sestra - tehničar, a vanredno i zubotehnički smjer, koju završava odličim uspjehom 1998. godine. U toku školovanja ističe se u mnogobrojnim školskim i vanškolskim sportskim aktivnostima. Poslije završene srednje škole upisuje se na Medicinski fakultet u Banjaluci, smjer Stomatologija, koji završava 2007. godine, prosjekom ocjena 8,4. U toku studija ističe se kao redovan i vrlo aktivan student, gdje vršeći i dužnost predstavnika studenata na više godina studija, aktivno učestvuje u koordinaciji rada između studenata i nastavnog kadra Medicinskog fakulteta, odsjeka Stomatologija. Prvo zaposlenje dobija u privatnoj stomatološkoj ambulanti „Vuković“ u Laktašima, gdje obavlja poslove doktora stomatologije u trajanju od jedne godine. Zaposlenje na Medicinskom fakultetu u Banjaluci na Odsjeku za stomatologiju dobija 2008. godine kao asistent na katedri za Oralnu hirurgiju. Iste godine upisuje postdiplomske studije Medicinskog fakulteta u Banjaluci i 2012. godine ocjenom 10 odbranio je magistarsku tezu pod nazivom "Ispitivanje stepena vazokonstrikcije i vazodilatacije krvnih sudova pod uticajem lokalnih anestetičkih rastvora primjenom termovizije". Stekavši zvanje magistra stomatoloških nauka, biva unaprijeđen u višeg asistenta na katedri za Oralnu hirurgiju. Godine 2010. dobija specijalizaciju iz oralne hirurgije, koju uspješno završava prosječnom ocjenom deset. Zvanje specijaliste oralne hirurgije stiče 2013. godine. Iste godine biva unaprijeđen i dobija zaduženje koordinatora za Studijski program stomatologija, gdje obavlja mnogobrojne aktivnosti u koordinaciji rada između Studijskog programa stomatologija i uprave Medicinskog fakulteta u Banjaluci. Posebno se ističe u organizaciji mnogobrojnih stručnih i naučnih skupova održanih na Studijskom programu stomatologija. Član je Skupštine Komore doktora stomatologije Republike Srpske, autor više radova u domaćim i stranim naučnim časopisima i predavač po pozivu. Član je Organizacionog odbora Balkanskog kongresa stomatologa u Banjaluci.

Izjava 1

IZJAVA O AUTORSTVU

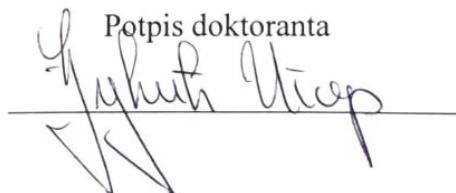
**Izjavljujem
da je doktorska disertacija**

"ISPITIVANJE TERMIČKOG DEJSTVA MAŠINSKIH ROTIRAJUĆIH INSTRUMENATA NA KOST"

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- da doktorska disertacija, u cjelini ili u dijelovima, nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršio autorska prava i koristila intelektualnu svojinu drugih lica.

U Banjoj Luci, juni 2017.

Potpis doktoranta

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Muhamed Uljepević". It is written in a cursive style with some variations in thickness and line weight.

Izjava 2

Izjava kojom se ovlašćuje Univerzitet u Banjoj Luci da doktorsku disertaciju učini javno dostupnom

Ovlašćujem Univerzitet u Banjoj Luci da moju doktorsku disertaciju pod naslovom
"ISPITIVANJE TERMIČKOG DEJSTVA MAŠINSKIH ROTIRAJUĆIH INSTRUMENATA NA KOST"

koja je moje autorsko djelo, učini javno dostupnom.

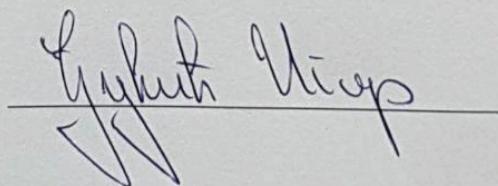
Doktorsku disertaciju sa svim prilozima predalo sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u digitalni repozitorijum Univerziteta u Banjoj Luci mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučilo.

1. Autorstvo
2. Autorstvo-nekomercijalno
3. Autorstvo - nekomercijalno - bez prerade
- 4. Autorstvo - nekomercijalno - dijeliti pod istim uslovima**
5. Autorstvo - bez prerade
6. Autorstvo - dijeliti pod istim uslovima

U Banjoj Luci, maj 2020.

Potpis doktoranta

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Gordan Vlajc", is written over a horizontal line. The signature is fluid and cursive, with some loops and variations in thickness.

Izjava 3

Izjava o identičnosti štampane i elektronske verzije doktorske disertacije

Ime i prezime autora: Igor Đukić

Naslov rada: ISPITIVANJE TERMIČKOG DEJSTVA MAŠINSKIH ROTIRAJUĆIH INSTRUMENATA NA KOST

Mentor Prof. dr Srećko Selaković

Izjavljujem da je štampana verzija moje doktorske disertacije identična elektronskoj verziji koju sam predao za digitalni repozitorijum Univerziteta u Banjoj Luci.

U Banjoj Luci, maj 2020. godine

Potpis doktoranta

