

Medicinsko svrdlo s protočnim hlađenjem otvorenoga tipa u koštano-zglobnoj kirurgiji

Bruketa, Tomislav

Doctoral thesis / Disertacija

2019

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:105:892559>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-04**



Repository / Repozitorij:

[Dr Med - University of Zagreb School of Medicine Digital Repository](#)



**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Tomislav Bruketa

**Medicinsko svrdlo s protočnim
hlađenjem otvorenoga tipa u koštano-
zglobnoj kirurgiji**

DISERTACIJA



Zagreb, 2019.

**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Tomislav Bruketa

**Medicinsko svrdlo s protočnim
hlađenjem otvorenoga tipa u koštano-
zglobnoj kirurgiji**

DISERTACIJA

Zagreb, 2018.

Doktorska disertacija izrađena je u Laboratoriju za medicinski inženjerstvo Katedre za alatne strojeve Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu, na Zavodu za mikrobiologiju i zarazne bolesti s klinikom Veterinarskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i na Zavodu na rendgenologiju, ultrazvučnu dijagnostiku i fizikalnu terapiju Veterinarskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Voditelj rada: doc.dr.sc. Goran Augustin

Želim se zahvaliti svojem mentoru doc.dr.sc. Goranu Augustinu za neizmjernu i nesebičnu pomoć, podršku i razumijevanje.

Također zahvaljujem Danku Brezaku, Tomislavu Staroveškom, Mihi Klaiću i Branki Šeol Martinec na ogromnoj pomoći.

Mojoj dragoj supruzi Ani i djeci Katarini i Grguru želim se zahvaliti na ljubavi, podršci i strpljenju. Najviše se želim zahvaliti mojim roditeljima koji su uvijek vjerovali i čvrsto stajali uz mene.

SADRŽAJ

1 Uvod i svrha rada	1
1.1 Histologija i fiziologija kosti.....	1
1.1.1 Periost.....	2
1.1.2 Koštani matriks.....	2
1.1.3 Endost.....	3
1.1.4 Koštana srž.....	3
1.1.5 Stanice koštanog tkiva.....	4
1.1.6 Esktracelularni koštani matriks.....	4
1.1.7 Mikroskopska koštana struktura.....	5
1.2 Koštano cijeljenje.....	5
1.2.1 Normalno koštano cijeljenje.....	5
1.2.2 Poremećeno koštano cijeljenje.....	7
1.3 Osteonekroza.....	8
1.3.1 Termička osteonekroza.....	10
1.3.1.1 Mehanizam porasta temperature tijekom bušenja kosti i patofiziologija osteonekroze.....	12
1.4 Metode određivanja oštećenja kosti.....	13
1.4.1 Histologija.....	13
1.4.2 Histokemija.....	13
1.4.3 Vitalna mikroskopija.....	13
1.5 Liječenje prijeloma.....	14
1.6 Povijest bušenja kosti.....	14
1.7 Izrada svrdla.....	15
1.8 O procesu bušenja kosti.....	17
1.8.1 Elementi rezanja pri bušenju.....	20
1.8.2 Parametri bušenja kosti.....	21
1.8.2.1 Brzina vrtnje svrdla.....	22
1.8.2.2 Posmična brzina i sila pritiska.....	23
1.8.2.3 Energija bušenja.....	24

1.8.2.4 Dubina bušenja i debljina kortikalne kosti.....	24
1.8.2.5 Parametri svrdla.....	24
1.8.2.6 Trošenje svrdla.....	27
1.8.2.7 Ostali parametri koji mogu utjecati na bušenje kosti.....	28
1.9 Temperatura na mjestu bušenja.....	28
1.9.1 Porast temperature tijekom bušenja.....	29
1.9.2 Utjecaj hlađenja na mjestu bušenja kosti.....	30
1.10 Mehanička svojstva svrdla s protočnim hlađenjem.....	33
1.11 Sterilnost, višekratno korištenje i sterilizacija svrdla s protočnim hlađenjem otvorenog tipa.....	34
1.12 Intramedularni tlak tijekom bušenja kosti.....	34
2 Hipoteza.....	36
3 Ciljevi.....	37
4 Materijali i metode.....	38
4.1 Preparat kosti.....	38
4.2 Svrdlo.....	39
4.3 Modeli pokusa.....	41
4.3.1 Porast temperature kod bušenja sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja uz različit stupanj istrošenosti svrdla.....	41
4.3.2. Analiza svrdla s kanalom za protočno hlađenja i usporedba sa svrdlom bez kanala analizom konačnih elemenata i eksperimentalnom analizom tehničkih svojstava.....	46
4.3.3 Mjerenje promjene intramedularnog tlaka tijekom bušenja kosti sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja.....	49
4.3.4. Vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine.....	51
4.3.5 Sterilizacija svrdla s protočnim hlađenjem.....	54
5 Rezultati.....	58
5.1 Porast temperature kod bušenja sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja uz različit stupanj istrošenosti svrdla.....	58
5.2 Analiza svrdla s kanalom za protočno hlađenja i usporedba sa svrdlom bez kanala analizom konačnih elemenata i eksperimentalnom analizom tehničkih svojstava.....	65

5.3 Mjerenje promjene intramedularnog tlaka tijekom bušenja kosti sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja.....	68
5.4 Vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine.....	73
5.5 Sterilizacija svrdla s protočnim hlađenjem.....	80
6 Rasprava.....	81
6.1 Svrdlo.....	82
6.2 Sustav unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa.....	82
6.3 Porast temperature kod bušenja sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja uz različit stupanj istrošenosti svrdla.....	84
6.4 Mjerenje promjene intramedularnog tlaka tijekom bušenja kosti sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja.....	86
6.5 Vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine.....	87
6.6 Sterilizacija svrdla s protočnim hlađenjem.....	87
7. Zaključak.....	90
8. Kratki sadržaj na hrvatskom jeziku.....	92
9. Kratki sadržaj i naslov doktorskog rada na engleskom jeziku.....	94
10. Popis literature.....	96
11. Kratka biografija.....	110

POPIS KRATICA

IGF 1 – insulin like growth factor 1 (čimbenik rast nalik inzulinu tipa 1)

IGF 2 – insulin like growth factor 2 (čimbenik rast nalik inzulinu tipa 2)

TGF β - transforming growth factor-beta (transformirajući čimbenik rasta beta)

FGF – fibroblast growth factor (čimbenik rasta fibroblasta)

PDGF – platelet-derived growth factor (trombocitni čimbenik rasta)

BMP - bone morphogenetic protein (koštani morfogeni protein)

HSS – High Speed Steel

VB – širina trošenja svrdla (njem. Verschleißmarkenbreite ili eng. flank wear)

EDM – electric discharge machining (postupak elektroerozije)

PMSM – permanent magnet servo motor (servo motor s permanentnim magnetom)

FEM – engl. Finite element method analysis (analiza konačnih elemenata)

XRF – fluorescencija X-zraka

BHI – Brain Heat Infusion Broth Oxoid

MRSP – *Staphylococcus pseudintermedius* methicillin-resistant

T_{\max} – maksimalna izmjerena temperatura

SD – skraćeno svrdlo bez kanala (engl. shortened drill)

SD_CH - skraćeno svrdlo s kanalom

Max(VM) – maksimalna von Mises vrijednost

Avg(VM) – prosječna von Mises vrijednost

P_0 – bazalni intramedularni tlak izmjeren prije početka bušenja

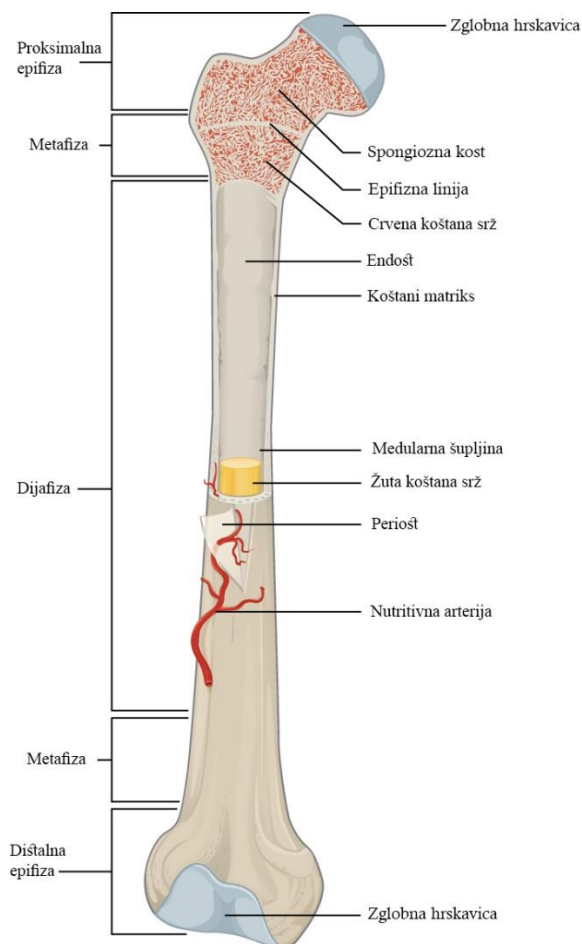
P_{\max} – maksimalni izmjereni intramedularni tlak tijekom bušenja

dP – razlika maksimalnog i bazalnog intramedularnog tlaka.

1. UVOD I SVRHA RADA

1.1 Histologija i fiziologija kosti

Ljudski koštani sustav se sastoji od 206 stalnih kostiju i služi kao konstrukcija na koju se vežu ostali organi tijela. Neki organi, poput mozga i kralježničke moždine su u potpunosti zaštićeni kostima. Osim što služi kao konstrukcija i zaštita, koštani sustav u suradnji s mišićima i zglobovima omogućuje kretanje, a važnu ulogu ima i u proizvodnji krvnih stanica, kao skladište minerala te za endokrinu regulaciju(1). Anatomski, duge kosti sastoje se od epifize, metafize i dijafize. Epifiza je krajnji dio kosti, zglobni dio, prekriven hrskavicom. Dijafiza je središnji, dugi dio kosti. Metafiza spaja dijafizu i epifizu (Slika 1).



Slika 1. Anatomija i slojevi kosti (Izvor: <https://courses.lumenlearning.com/ap1/chapter/bone-structure/>)

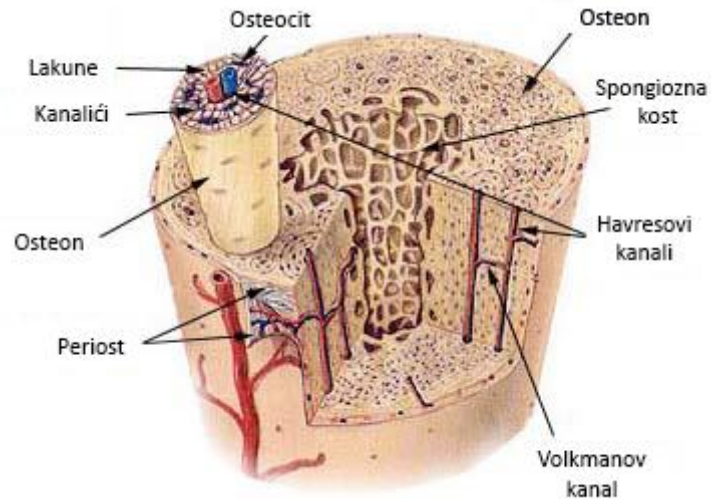
Kost ima kompozitnu strukturu s mineralnom i organskom komponentom. Mineralna komponenta sadrži kalcij, fosfate i hidroksi ione koji stvaraju organiziranu cjelinu zvanu hidroksi-apatit. Mineralna komponenta daje kosti čvrstoću, krutost i otpornost. Organska komponenta se većinom sastoji od kolagena tipa 1 što kosti daje savitljivost i otpornost na tlačne, vlačne i torzijske sile. Vanjski pokrov kosti se naziva periost i odgovoran je za krvnu opskrbu vanjskog dijela kosti, otpornost te osteogeni potencijal (2,3). Mineralizirano tkivo koje određuje čvrstoću kosti naziva se koštani matriks. Unutarnji sloj koji se nalazi između koštanog matriksa i medularnog kanala kosti naziva se endost ili medularna membrana, puno je tanji od periosta, ali mu je funkcija slična.

1.1.1 Periost

Periost je čvrsta dvoslojna fibrozna membrana, debljine 2-3 mm, koja čini vanjski sloj kosti. Odgovoran je za apozicijski rast kosti kod djece, djelomičnu krvnu opskrbu kosti (70-80% kortikalne arterijske cirkulacije dolazi periosta dok 90-100% venske cirkulacije odlazi u periost(4)) i za cijeljenje kosti. Vanjski dio dvoslojne membrane periostu daje čvrstoću, dok unutarnji sloj (kambij) obiluje osteoprogenitornim stanicama(5). Smatra se da je periost najvažnija komponenta cijeljenja kosti(6). Dokazano je da odstranjenje periosta uzrokuje izostanak stvaranja hrskavice i enhondralne osifikacije(7).

1.1.2 Koštani matriks

Koštani matriks, ili kompaktna kost, mineralizirano je tkivo koje daje čvrstoću kosti(5). Koštani matriks se nalazi između periosta i endosta. U matriksu se nalaze osteociti i osteoprogenitorne stanice(8,9). Koštani matriks kortikalne i spongiozne kosti biokemijski je identičan, dok se strukturno razlikuje(5). Biokemijski se sastoji od organskog dijela koji čine većinom kolagenska vlakna koja određuju čvrstoću, savitljivost i otpornost na torzijske sile i anorganskog dijela koji čini hidroksiapatit koji daje otpornost na kompresiju. Strukturno, kortikalna kost čvrsto je povezana skupina šupljih prostora (Haversovi kanali, Volkmannovi kanali, lakune i kanalići) uz prosječnu poroznost od 10 % (Slika 2). Spongiozna kost, naprotiv, sastoji se od mreže malih povezanih trabekula s velikim slobodnim prostorom između, što rezultira poroznošću 50-90%(5,10). Kortikalna kost (kompakta) čini 80% mase skeleta(11).



Slika 2. Struktura zrele kosti. Vidljiva je razlika u strukturi između kompaktne i spongiozne kosti (Izvor: <https://simple.wikipedia.org/wiki/Bone>)

1.1.3 Endost

Endost je vrlo tanka membrana, debljine 10-40 μm i sastoji se od nekoliko slojeva stanica i sloja vezivnog tkiva(12). Stanice endosta su mozaički posložene u formacijske, mirujuće i resorptivne zone u kojima se nalaze osteoblasti, preosteoblasti odnosno osteoklasti(13). Endost u popravku kosti sudjeluje jednako kao i periost jer se u njemu također nalaze osteoprogenitorne stanice poput mezenhimalnih matičnih stanica i preosteoblasta(14).

Dodatna uloga endosta je kontrola omjera težine i čvrstoće dugih kostiju resorpcijom nepotrebnog koštanog matriksa iz medularnog kanala tijekom rasta kosti u širinu(5).

1.1.4 Koštana srž

Koštana srž je polutvrdo tkivo koje se nalazi unutar medularnog kanala kosti. Funkcijski, koštana srž je krvotvorni organ. Smatra se da je koštana srž najvažnije mjesto pohrane hematopoetskih matičnih stanica, te je iz jedne stanice moguće proizvesti sve hematopoetske linije(15). Jednako važna funkcija koštane srži je regeneracija kosti. Za regeneraciju kosti potrebne su mezenhimalne matične stanice.(16,17)

1.1.5 Stanice koštanog tkiva

Koštane stanice dijele se na dvije linije: osteoblasti i osteoklasti. U liniju osteoblasta ubrajaju se mezenhimalne matične stanice, preosteoblasti, zreli osteoblasti i osteociti. Osteoblasti nastaju od mezenhimalnih matičnih stanica. Glavna funkcija im je sinteza međustanične tvari (kolagen tipa 1, proteoglikani i glikoproteini), a nužni su i za ugrađivanje anorganskih sastojaka u matriks. Zreli osteoblasti proizvode proteine koštanog matriksa, kolagen tipa 1 i osteokalcin te alkalnu fosfatazu – ključni enzim u procesu mineralizacije. Kada se osteoblasti potpuno okruže s izlučenim matriksom tada postaju osteociti. Osteoklasti, koji nastaju od hematopoetskih matičnih stanica koštane srži, predstavljaju resorpcijski dio kosti. Tu se ubrajaju makrofagi i multinuklearne gigantske stanice(5). Zreli osteoklasti stvaraju mikrokruženje s koštanim matriksom na način da se spajaju s matriksom pomoću integrina(18). Pomoću protonske pumpe zakiseljuju odjeljak što rezultira demineralizacijom kosti. Proteaze potom uništavaju organski matriks. Krajnji rezultat je nastajanje karakterističnih šupljih prostora poznatih pod nazivom Howshipove lakune(11).

Tijekom cijeljenja kosti osteoblasti stalno nastaju iz osteogenih stanica, preosteoblasta i mezenhimalnih matičnih stanica iz susjednih odjeljaka kosti kao što su koštana srž, periost i endost(19). Najvažnije stanice tijekom cijeljenja su mezenhimalne matične stanice jer su prekursori i osteoblasta (zaduženih za intramembranoznu osifikaciju) i hondrocita (zaduženih za enhondralnu osifikaciju).

1.1.6 Esktracelularni koštani matriks

Koštani ekstracelularni matriks je intersticijski matriks koji se sastoji uglavnom od organske tvari (kolagena, nekolagenskih proteina, proteoglikana i glikozaminoglikana) koja je tijesno povezana s mineralnom organskom komponentom (kalcijev hidroksiapatit – $\text{Ca}_{10}\text{PO}_4\text{OH}_2$). Organski matriks čini 20% težine kosti dok anorganski čini 65-70% (11). Najzastupljenija organska komponenta koštanog ekstracelularnog matriksa je kolagen tip 1, koji kosti daje savitljivost(20). Tijekom cijeljenja kosti kolagen tip 1 stvara stabilno mikrokruženje za stanice i njihove čimbenike rasta (čimbenik rast nalik inzulinu tipa 1 i 2 – IGF 1 i IGF 2, transformirajući čimbenik rasta beta – TGF β , kiseli i bazični čimbenik rasta fibroblasta – FGF, trombocitni čimbenik rasta – PDGF i koštani morfogeni proteini – BMP)(21,22). Mineralizacija kolagenog matriksa je proces tijekom kojeg se anorganske

mineralne soli (poput kalcijevog fosfata) spajaju sa živim matriksom stanica i proteina te na taj način daju kosti čvrstoću. Glikozaminoglikani su esencijalni za građu mnogih tkiva, pa tako i kostiju. Za građu kosti najvažniji su hondroitin-sulfat i keratin-sulfat(23,24).

1.1.7 Mikroskopska koštana struktura

Prema mikroskopskoj građi koštani tkivo dijeli na vlaknasto (primarno ili nezrelo) i lamelarno (sekundarno ili zrelo). Vlaknasto koštano tkivo ima neorganizirana kolagena vlakna i tipično je za embrionalni razvoj, određena patološka stanja (Pagetova bolest, osteosarkom) i prijelome. Takva kost ima pojačanu savitljivost, ali oslabljenu čvrstoću(25). Lamelarna kost ima organizirana kolagena vlakna u slojeve ili lamele. Čvrstoća takvog tkiva je veća od vlaknastog koštanog tkiva. Kolagena vlakna u lamelarnoj kosti poredana su u lamelama duljine 3-7 μ m, teku usporedno jedna s drugima ili su raspoređena koncentrično oko krvožilnog kanala. Takav sustav koncentričnih kolagenih lamela oko kanala koji sadržava krvne žile, živce i rahlo vezivno tkivo naziva se osteon ili Haversov sustav (Slika 2).

1.2 Koštano cijeljenje

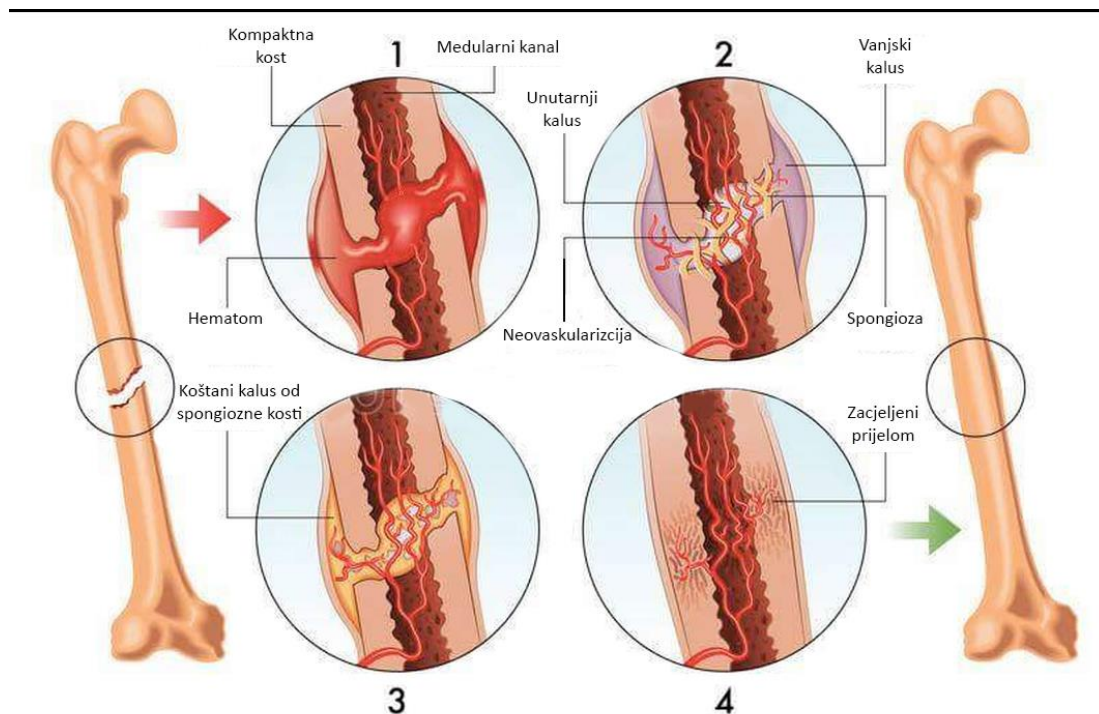
1.2.1 Normalno koštano cijeljenje

Kosti su vrlo često mjesto ozljeda na ljudskom tijelu. Kosti cijele regeneracijom, a ne popravkom. Kod cijeljenja kosti ta razlika je važna jer regeneracija vraća prirodno koštano tkivo i mehanička svojstva kosti na mjestu ozljede. Na taj način se dozvoljavaju jednaki mehanički zahtjevi kao i prije prijeloma(11).

Dva su tipična načina cijeljenja kosti: primarno i sekundarno. Primarno cijeljenje se javlja kada su frakturalni ulomci čvrsto spojeni kirurškim zahvatom. U tom slučaju, pomaci između frakturalnih ulomaka su minimalni, kalus se ne stvara jer kost miruje, a kosti cijeli izravnom sintezom lamelarne kosti paralelno s dugom osovinom kosti(26). Kod sekundarnog cijeljenja prisutni su makro i mikro pomaci frakturalnih ulomaka što rezultira s stvaranjem intramembranozne i enhondralne kosti. Sekundarno cijeljenje se sastoji od tri preklapajuće faze: 1) upalna faza, 2) reparacijska faza i 3) remodeliranje(3,20,27–31).

Vremensko razdoblje pojedinih faza je vrlo varijabilno obzirom na dob i komorbiditete pojedine osobe. Upalna faza počinje u vrijeme ozljede i započinje kompleksnu kaskadu događaja što rezultira aktivacijom stanica i ekspresijom gena što dovodi do sinteze upalnih

medijatora. U upalnoj fazi dominira nastanak hematoma koji kasnije služi kao osnova za cijeljenje. Također dolazi i do resorpcije jedan do dva milimetra frakturnih rubova zbog gubitka vaskularizacije. Multipotentne stanice (mezenhimalne matične stanice) tada postaju osteoprogenitorne stanice što dovodi do nastanka nove kosti. Slijedeća, reparacijska faza spaja hondrogenezu i osteogenezu kako bi se stvorio primarni kalus koji spaja i okružuje frakturnu pukotinu. Neovaskularizacija izvan kosti dovodi nutrijente hrskavici za nastanak kalusa. U ovoj fazi intramembranozna vlaknasta kost nastaje ispod periosta na maloj udaljenosti od frakturne pukotine. Također se formira velika hrskavična masa izvan i unutar korteksa (vanjski odnosno unutarnji kalus). Hrskavični kalus služi kao stabilizator što pomaže naknadnom formiranju kosti. Dovođenjem ovog procesa nastaje spajanje kosti. Slijedeća faza je enhondralna osifikacija koja dovodi do sekundarnog kalusa i kliničke konsolidacije prijeloma. Posljednji korak ovog procesa je transformacija vlaknast kosti u lamelarnu kost, resorpcija vanjskog kalusa i remodeliranje kosti kako bi vratila svoju nativnu građu s osteonima(11). Proces cijeljenja je prikazan na Slici 3.



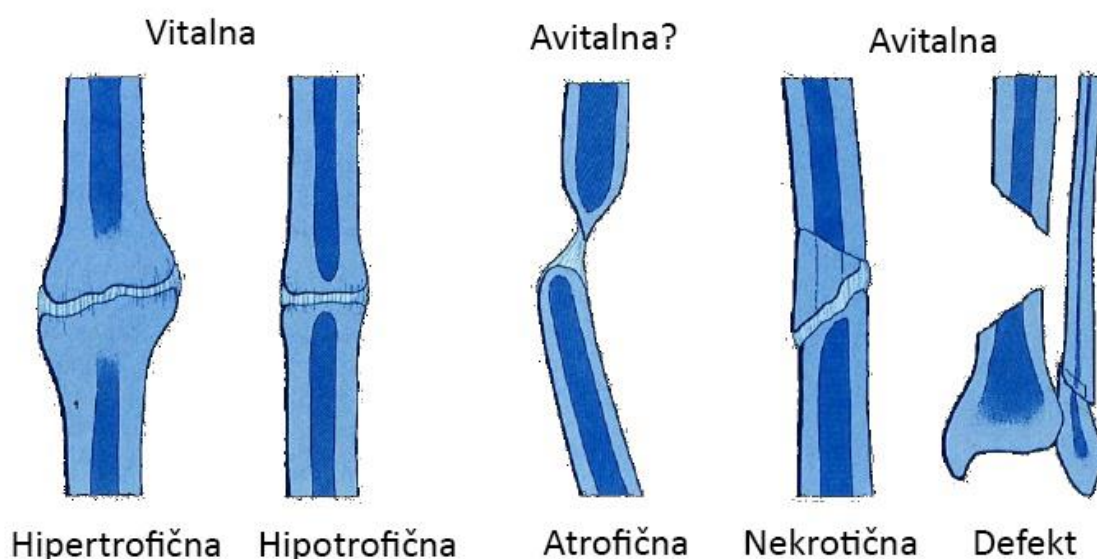
Slika 3. 1 – nastanak hematoma, 2 – stvaranje vanjskog i unutarnjeg kalusa, 3 – stvaranje koštanog kalusa, 4 – zacjeljeni prijelom (Izvor: <https://www.alamy.pt/ilustracao-vetorial-de-fases-de-fratura-ossea-reparacao-image179744045.html>)

1.2.2 Poremećeno koštano cijeljenje

Ako koštano cijeljenje traje dulje od 4-6 mjeseci (ovisno o regiji) tada govorimo o poremećenom koštanom cijeljenju. Poremećeno koštano cijeljenje dijelimo na nepotpuno cijeljenje prijeloma ili pseudoartroza (engl. nonunion) i loše cijeljenje (engl. malunion). Uobičajeni razlozi za nepotpuno i loše cijeljenje kosti su loša vaskularizacija, stanja koja ometaju cijeljenje tkiva (pušenje, kronični alkoholizam), loša fiksacija kosti, loša pozicija frakturnih ulomaka i infekcija(32).

Pseudoartroza (lažni zglob) nastaje ako niti nakon osam mjeseci nakon nastanka prijeloma ne dolazi do cijeljenja. Prema Weberu i Čehu(33), pseudoartroze dijelimo u dvije velike skupine: biološki vitalne i biološki avitalne pseudoartroze. Biološki vitalne pseudoartroze uobičajeno imaju zatvoren medularni kanal, između koštanih fragmenata vezivno-hrskavično tkivo koje omogućuje manji ili veću gibljivost fragmenata na atipičnim mjestima. Klinički, takav je ud nestabilan i pri opterećenju bolan. Biološki vitalne pseudoartroze morfološki mogu biti: hipertrofične (s obilnim kalusom), hipotrofične (s oskudnim kalusom) i atrofične (bez kalusa). Biološki avitalne pseudoartroze morfološki se dijele u: distrofične (slične atrofičnim pseudoartrozama, nastaju zbog uništene vaskularizacije), nekrotične (jedan ili više ulomaka su isključeni iz cirkulacije) i defekt-pseudoartroze (nedostatak čitavog koštanog fragmenta). Vrste pseudoartroza prikazane su na slici 4. Loše zarastanje karakteriziraju prijelomi srasli s devijacijom u bilo kojem smjeru ili skraćenje uda(34).

Vrste pseudoartroza



 AO Foundation

Slika 4. Vrste pseudoartroza. Vitalne hipertrofična i hipotrofična, atrofična koja je klinički vrlo slična distrofičnoj; i avitalne nekrotična i defekt-pseudoartroza (35)

1.3 Osteonekroza

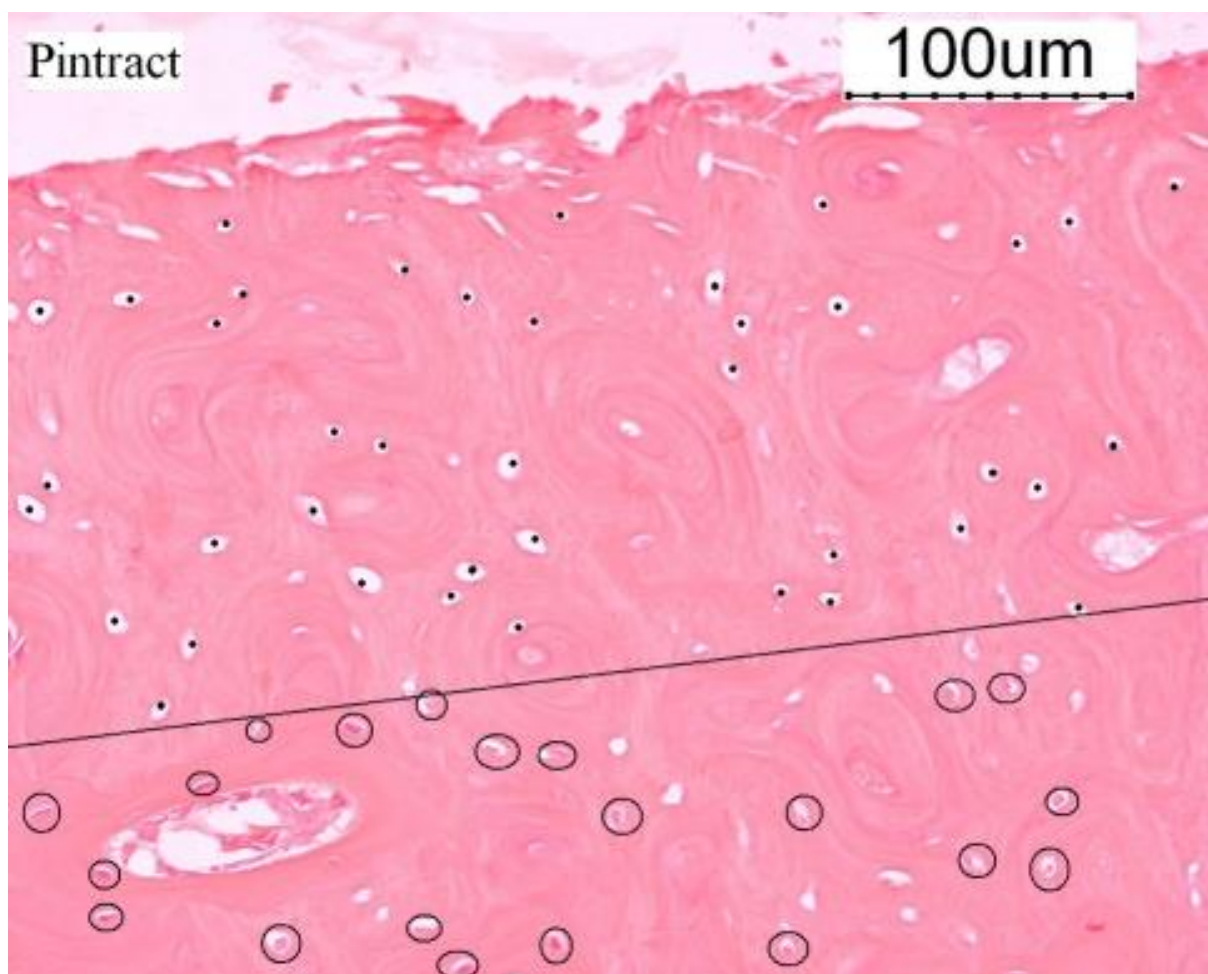
Osteonekroza nastaje privremenim ili trajnim gubitkom krvne opskrbe kosti. Nedostatkom krvne opskrbe dolazi do smrti koštanih stanica te posljedično do resorpcije koštanog tkiva (Slika 5). Uzroci osteonekroze mogu biti traumatski i netraumatski (lijekovi, poremećaj koagulacije, prekomjerna konzumacija alkoholnih pića).

Najčešći lijekovi koji uzrokuju osteonekrozu su kortikosteroidi. Iako patogeneza osteonekroze povezane s kortikosteroidima nije potpuno jasna, jedan od mogućih mehanizama je poremećaj cirkulacije lipida što rezultira mikroembolijama nutritivnih arterija (36). Drugi potencijalni mehanizam je da kortikosteroidi uzrokuju promjene na venskim endotelnim stanicama što dovodi do staze te posljedično do osteonekroze(37). Pretjeranu uporabu alkoholnih pića i osteonekrozu povezuje više etioloških čimbenika: masni embolusi, hipertrofija adipocita, venska staza i povišene vrijednosti serumskih kortikosteroida.



Slika 5. Osteonekroza. Pored svakog od vijaka vidljive su zone razrjeđenja kosti nastale zbog osteonekroze

Poseban podtip osteonekroze je termička osteonekroza(38). Termička osteonekroza nastaje tijekom bušenja kosti kada temperatura na mjestu bušenja bude viša od kritične temperature. Temperatura iznad kritične izaziva denaturaciju enzimatskih i membranskih proteina, smanjuje aktivnost osteoklasta i osteoblasta i dovodi do dehidracije što dovodi do smrti stanice(38). Osim termičke ozljede, tijekom bušenja nastaju mikrooštećenja koštanog tkiva tj. pukotine mineraliziranog matriksa. Akumuliranje takvih pukotina uzrokuje apoptozu osteocita(39). Smrt osteocita, koja je nastala kao posljedica bušenja, povećava rizik osteonekroze zbog nestanka osteocita, smanjenja krvnog protoka i pojačane osteoklastične resorpcije. Sve to dovodi do slabljenja strukture kosti(40). Histološka karakteristika osteonekroze su prazne lakune bez osteocita (41,42) (Slika 6).



Slika 6. Termička osteonekroza. Linija prikazuje granicu između zone živih (*zaokruženi*) i mrtvih (*točka*) osteocita. Bojenje hematoksilin i eozin(42)

1.3.1 Termička osteonekroza

Operativno liječenje prijeloma dovodi do dodatnih oštećenja kosti zbog postavljanja osteosintetskog materijala. Za stabilnu osteosintezu potrebno je zadovoljiti dva uvjeta: frakturni ulomci moraju biti dovoljno blizu jedan drugome i ne smije biti pomaka među ulomcima. Ukoliko ti uvjeti nisu zadovoljeni neće doći do pravilnog cijeljenja na mjestu prijeloma. Jedan od uzroka nezadovoljavajućeg cijeljenja kosti, nakon postavljanja osteosintetskog materijala, je labavljenje istog. Na taj način stabilna osteosinteza postaje nestabilna, a oba uvjeta potrebna za pravilno cijeljenje nisu zadovoljena. Glavni uzrok labavljenja osteosintetskog materijala je termička nekroza kosti, tj. termička osteonekroza(43–47) (vidi 1.3.1.1 Mehanizam porasta temperature tijekom bušenja kosti i patofiziologija osteonekroze)

Termička osteonekroza poseban je podtip osteonekroze izazvan termičkom ozljedom kosti prilikom bušenja. Glavni razlog porasta temperature na mjestu bušenja (kontakt svrdlo-kost) je trenje. Trenje se definira kao otpor koji se javlja između površina nalijeganjem dvaju tijela i suprotstavlja se međusobnom gibanju (klizanjem, kotrljanjem ili valjanjem) ili onemogućuje gibanje, a dovodi do oslobađanja toplinske energije(43). Anglosaksonska literatura koristi pojam *frictional heat*. Koeficijent trenja ovisi o materijalu, hrapavosti, veličini površinskog pritiska, podmazivanju dodirnih površina te brzini klizanja.

Termičku osteonekrozu, kao rezultat povišenja temperature nastale zbog trenja tijekom bušenja kosti tijekom ortopedskih operacija, opisao je Block 1925. Iako termičku osteonekrozu nije smatrao značajnom, pronašao je reduciranu vitalnost kosti na mjestima kontakta metala i kosti(48).

Termička ozljeda tkiva proporcionalno je povezana s povišenjem temperature i trajanjem izloženosti povišenoj temperaturi(49,50). Mnoga istraživanja usmjerena su na odnos temperature i vremena potrebnog za nastanak osteonekroze. Tako je utvrđeno da temperatura od 70°C izaziva trenutno oštećenje epitelnih stanica(51,52). Lundskog je na zečjim kostima dokazao da temperatura od 55°C u trajanju od 30 sekundi uzrokuje smrt koštanih stanica(48). Bonfield i Lee dokazali su ireverzibilne promjene u strukturi hidoksiapatita i strukturi kolagena pri 50°C(50). Eriksson i suradnici koristili su histološke, histokemijske i metode vitalne mikroskopije na zečjim kostima te su dokazali da je donji prag za termičku osteonekrozu 47°C u trajanju od jedne minute(41). Također, proučavali su utjecaj rasta temperature na regeneraciju kosti. Kod zagrijavanja titanskih implantata u kostima na 47-50°C u trajanju od jedne minute, stvaranje nove kosti bilo je značajno reducirano, dok kod temperatura nižih od 44°C u trajanju od jedne minute nije zapažen negativni efekt zagrijavanja(53). Danas većina autora smatra da je 47°C u trajanju od jedne minute najniži prag štetnosti, te da će iznad tog praga nastati osteonekroza(41,47,49,54–57).

Zbog porasta temperature tijekom bušenja kosti moguće su i ozljede drugih tkiva, poput živaca(58,59). Primijećeno je da porast temperature u blizini živaca dovodi do edema aksonalnih vlakana i endoneurija što može rezultirati paralizom te smanjenja debljine mijelinske ovojnice što dovodi do promjene u provodljivosti živaca (59). Promjene se objašnjavaju upalom reakcijom na mjestu povišenja temperature. Kao i kod kosti takve promjene nisu vidljive odmah već nakon tri tjedna(58).

1.3.1.1 Mehanizam porasta temperature tijekom bušenja kosti i patofiziologija osteonekroze

Kompaktna kortikalna kost tijekom bušenja stvara otpor svrdlu. Taj se otpor tijekom bušenja definira kao trenje. Rezna oštrica tijekom vrtnje svrdla (bušenja), uzrokuje pucanje intermolekularnih veza kortikalisa što dovodi do oslobađanja toplinske energije. Kroz spiralne utore svrdla prema površini se odstranjuju strugotine koje stvaraju dodatno trenje, a stražnja je oštrica svrdla u kontaktu je s kosti što zajedno još povećava trenje, a time i porast temperature zbog oslobođene toplinske energije. Na taj je način, najviša temperatura, tijekom cijelog procesa bušenja, između stražnje oštrice i priležećeg dijela kosti. Povišena temperatura oštećuje kost denaturacijom enzimatskih i membranskih proteina, smanjuje aktivnost osteoklasta i osteoblasta i dovodi do dehidracije što dovodi do smrti stanice i resorpcije kosti na mjestu osteonekroze(38). Na taj način su oštećene sve strukture kosti koje su nosioci stvaranja nove i obnavljanja postojeće kosti.

Jedna od uloga koštanih stanica je pregradnja kosti, te u slučaju prijeloma popunjavanje novonastalih defekata novom kosti. To svojstvo kosti koristi se i prilikom stabilizacije prijeloma osteosintetskim materijalom. Nakon repozicije ulomaka, kost se buši i postavljaju se pločice i vijci. Oko vijaka stvara se nova kost koja podržava stabilnost osteosinteze. Ako se tijekom bušenja postigne temperatura viša od kritične temperature dolazi do termičke osteonekroze cirkularno oko mjesta bušenja. Mjesto bušenja, oštećeno na način da obnavljanje kosti nije moguće, nadomješta se vezivnim tkivom koje ima čvrstoću manju od čvrstoće koštanog tkiva(44–47). Termička osteonekroza je dinamički patofiziološki proces koji se ne javlja odmah tijekom operativnog zahvata nego traje tri do četiri tjedna(49). Prva promjena je nestanak osteocita i redukcija krvnog protoka, nakon čega slijedi osteoklastična resorpcija. Konačno, resorbiranu kost zamjenjuje vezivno tkivo.

Analizom krvnog protoka na mjestu bušenja nađena je ishemija uz provrt na kosti(60). Patofiziološki mehanizam nije u potpunosti jasan, ali kao mogući razlozi navode se a) odgovor na toplinske promjene tijekom bušenja koje dovode do koagulacije proteina, b) tromboza malih krvnih žila i c) vazokonstrikcija kao odgovor na kiruršku traumu. Field i Sumner-Smith (60) smatraju da je tromboza kortikalnih krvnih žila mehanizam koji dodatno povećava područje termičke osteonekroze.

Obzirom da vezivno tkivo ima znatno manju čvrstoću od kortikalne kosti, osteosintetski materijal, koji je inicijalno postavljen u kortikalnu kost, koju kasnije zamjenjuje vezivno tkivo, gubi svoju stabilnost. To dovodi do nestabilne osteosinteze što može rezultirati prijelomima

osteosintetskog materijala, nepravilnim cijeljenjem prijeloma te ponovim prijelomima(61). To je vrijeme kada je već započeta rehabilitacija i oslanjanje na ekstremitete.

1.4 Metode određivanja oštećenja kosti

Kod određivanja oštećenja kosti najčešći i najjednostavniji način je dokazivanje postojanja odnosno nepostojanja osteocita na mjestu potencijalnog oštećenja kosti.

1.4.1 Histologija

Kod histološke analize za procjenu oštećenja stanica prazne osteocitne lakune su znak smrti stanica dok prisutnost staničnih elemenata dokazuje živu stanicu(62–64). Obzirom da osteocitne lakune sadrže stanične elemente i do 16 tjedana nakon stanične smrti, histološke metode nisu pouzdane(65). Također, u usporedbi s drugim metodama za određivanje stanične smrti (npr. histokemijom), histološki određena zona smrti stanica može biti do 2.5 puta manja od histokemijski određene zone(41).

1.4.2 Histokemija

Kod histokemijske analize određuje se aktivnost (ili neaktivnost) oksidativnih enzima metabolički aktivnih osteoklasta. Histokemija je pouzdanija metoda od histologije.

1.4.3 Vitalna mikroskopija

Dok su histologija i histokemija indirektne metode, vitalna mikroskopija može direktno registrirati mikrovaskularne strukture i funkcije u određenom dijelu tkiva. Za mjerenje utjecaja temperature, koristi se šuplji titanski implantat koji se postavlja u kost. Potom se, osam tjedana nakon postavljanja implantata, na kost pristupa metalnom kapsulom koja se zagrijava dok se kroz šuplji implantat bilježe promjene u tkivu te tkivne reakcije(66,67). Albrektsson i Albrektsson (66,67) su tijekom zagrijavanja kosti na temperaturu do 50°C, zapazili porast krvnog protoka. Postizanjem temperature od 50°C protok u manjim krvnim žilama se smanjuje dok se u velikim ne mijenja. Tri dana nakon termičke ozljede, masne stanice postaju tamnije te slijedi njihova resorpcija. Resorpcija traje 2-3 tjedna, nakon čega počinje faza urastanja novih masnih stanica koje su mnogobrojnije nego prije termičke ozljede.

Pri identičnim eksperimentalnim uvjetima kao kod histologije i histokemije, vitalna mikroskopija dokazala je veće tkivno oštećenje nego histologija i histokemija(66,68).

1.5 Liječenje prijeloma

Liječenje prijeloma smatra se jednim od najstarijih medicinskih postupaka. Danas se prijelomi liječe otvorenom i zatvorenom metodom. Zatvorena metoda podrazumijeva manualnu repoziciju frakturnih ulomaka i vanjsku imobilizaciju koja obuhvaća kost na kojoj je prijelom i dva susjedna zgloba. Kroz povijest su se kao imobilizacijska sredstva koristili razni materijali. U Europi su za imobilizaciju korišteni gips i zavoji, što je i danas uobičajena praksa(69). Takvim načinom liječenja izbjegava se otvorena repozicija čime se čuva frakturni hematoma i periost te prijelomi cijele brže. Negativna strana takvog liječenja je potreba za dugotrajnom imobilizacijom što dovodi do ankiloze i mišićne atrofije što pak dovodi do potrebe za dugotrajnom fizikalnom terapijom.

U situacijama kada konzervativno liječenje ne uspije, ili vrlo vjerojatno neće uspjeti ili će rezultirati lošim funkcionalnim ishodom, radije se koristi operacijsko liječenje prijeloma. U operacijske metode ubrajamo otvorenu repoziciju s unutarnjom fiksacijom, intramedularnu osteosintezu čavlom ili žicama i vanjski fiksater. Prilikom otvorene repozicije i unutarnje fiksacije pločicama i vijcima, meka tkiva se incidiraju kako bi se prikazala kost i frakturna pukotina, dok kod postavljanja vanjskog fiksatera nije potreban prikaz frakturne pukotine. Ti postupci zahtijevaju bušenje kosti pomoću svrdla i bušilice. Iako takvi postupci skraćuju postoperativni oporavak te postižu precizniji i čvršći položaju frakturnih ulomaka, ti postupci imaju i svoje negativne strane, poput infekcija, nekroze kosti na mjestu bušenja, oštećenja periosta i okolnih mekih tkiva ili čak oštećenje krvne opskrbe što sve može dovesti do poremećenog cijeljenja prijeloma(69,70).

Mjesta bušenja na kosti često su izložena porastu temperature zbog kontakta metalnog svrdla i kosti što može dovesti do termičke osteonekroze(69,71–73).

1.6 Povijest bušenja kostiju

Bušenje rupa u kostima lubanje ili trepanacija smatra se najstarijom kirurškom metodom. Bušenje je obrada materijala pri kojem alat kojim se bušenje izvodi, vrši dva gibanja: glavno gibanje ili rotaciju i pravolinijsko gibanje ili posmak. Na taj se način postiže odvajanje čestica obrađivanog materijala, a konačnim rezultatom dobivamo rupe i provrte. Alat za bušenje

je svrdlo definirane geometrije reznog dijela s dvije glavne oštrice i jednom poprečnom oštricom.

Provrti u kostima lubanje su korišteni za liječenje psihičkih oboljenja (Slika 7). Arheološki nalazi trepanacije kostiju sežu čak u Neolitik(74). U Peruu su pronađeni kosturi, čija se starost procjenjuje između 800 i 1535 godina prije nove ere, na kojima su vidljivi znakovi bušenja kostiju nogu. Pretpostavka je da su na taj način liječene infekcije na nogama(75). Moderni razvoj svrdla započinje u Engleskoj krajem 18. stoljeća. U početku su se svrdla koristila za bušenje drveta, a kasnije i za obradu metala. Spiralno svrdlo, kakvo danas poznajemo, konstruirao je Steven A. Morse iz Sjedinjenih američkih država 1861. Patentirao ga je 1863. godine, a već 1864. osniva tvornicu za proizvodnju svrdla pod imenom Mores-Twist-Drill.

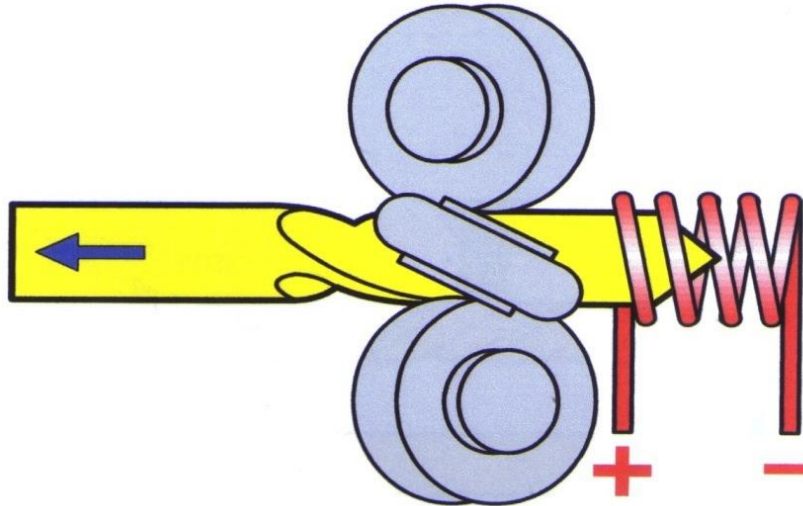


Slika 7. Trepanacija lubanje u Neolitu(74)

1.7 Izrada svrdla

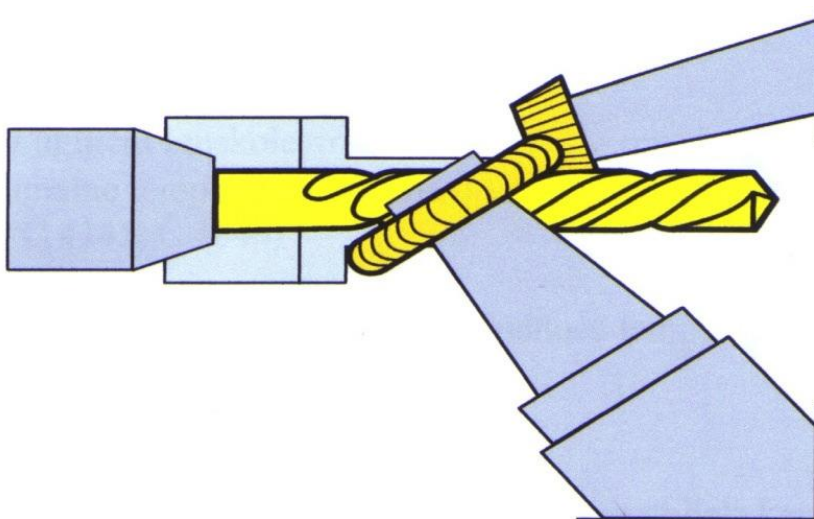
Svrdla se mogu izrađivati valjanjem, glodanjem i brušenjem.

Kod valjanja se koriste kalibrirani valjci koji utiskuju utore u zagrijanu šipku (Slika 8). Zakretanje svrdla odvija se prema odgovarajućem kutu spiralnog svrdla. Ovakva svrdla su vrlo otporna na trošenje jer su im kristali razmješteni duž utora.



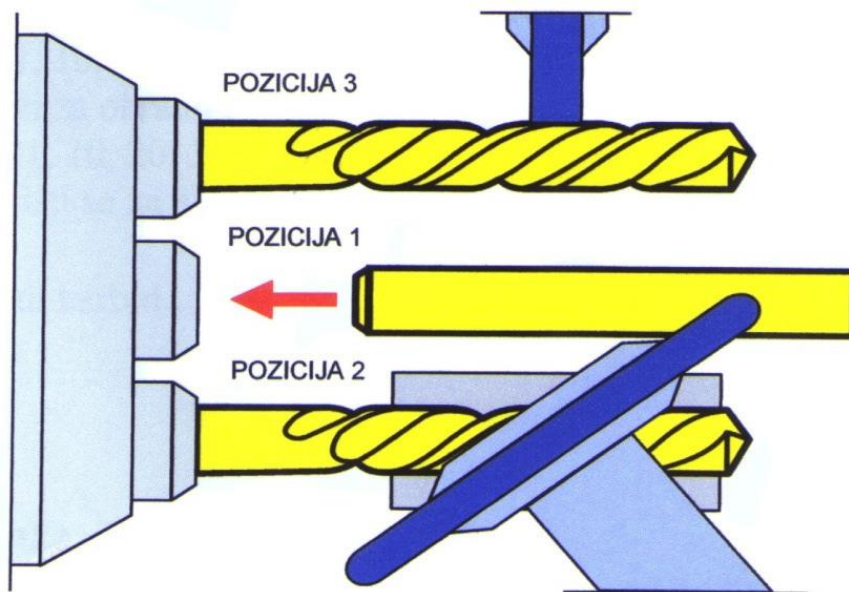
Slika 8. Izrada svrdla valjanjem (43)

Glodanje se vrši pomoću profilnog glodala uz postepeno okretanje i pomicanje šipke (Slika 9). Struktura svrdla nije povoljna kao kod svrdla izrađenih valjanjem jer su vlakna isprekidana glodanjem. Svrkla nastala valjanjem puno su preciznija.



Slika 9. Izrada svrdla glodanjem(43)

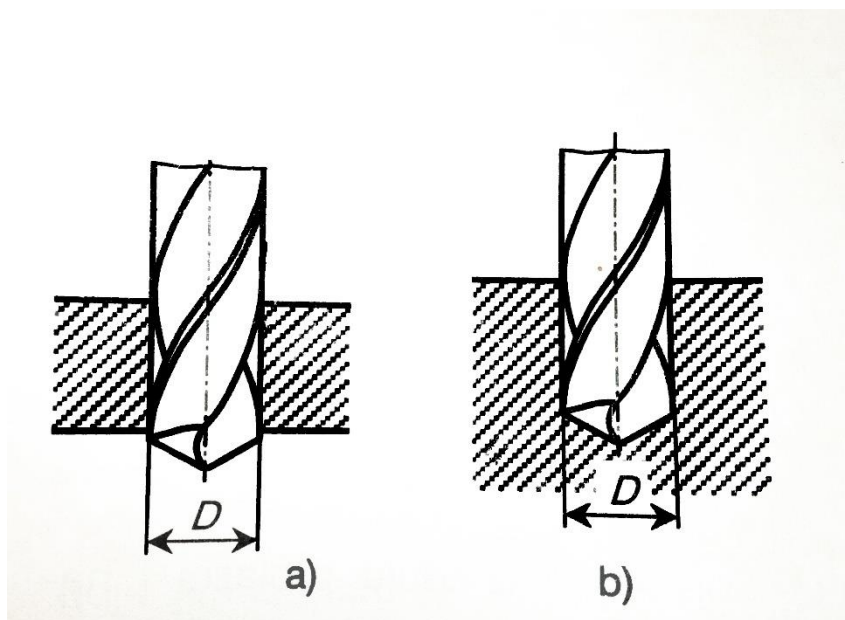
Brušenjem nastaju najkvalitetnija svrdla (Slika 10). Prilikom kaljenja pune šipke sprječava se akumulacija topline i krhkosti na oštricama, što je karakteristika valjanih i glodanih svrdla. Brušena svrdla, zbog visoke kvalitete obrađene površine, imaju puno manje trenje između odvojenih čestica i spiralnih utora. To omogućuje primjenu veće brzine rezanja i stvaranje manje topline. (43)



Slika 10. Izrada svrdla brušenjem(43)

1.8 O procesu bušenja kosti

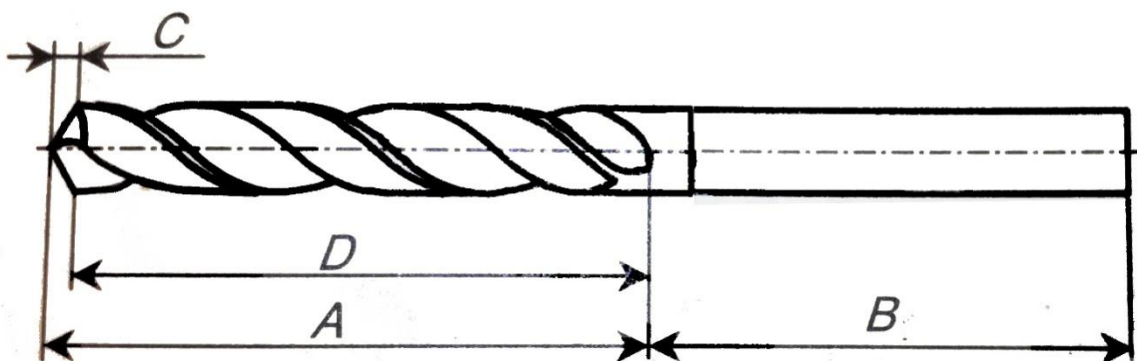
Bušenje je postupak kojim se, korištenjem svrdla, izrađuju potpuni i nepotpuni provrti(76) (Slika 11).



Slika 11. a) potpuni provrt, b) nepotpuni provrt (76)

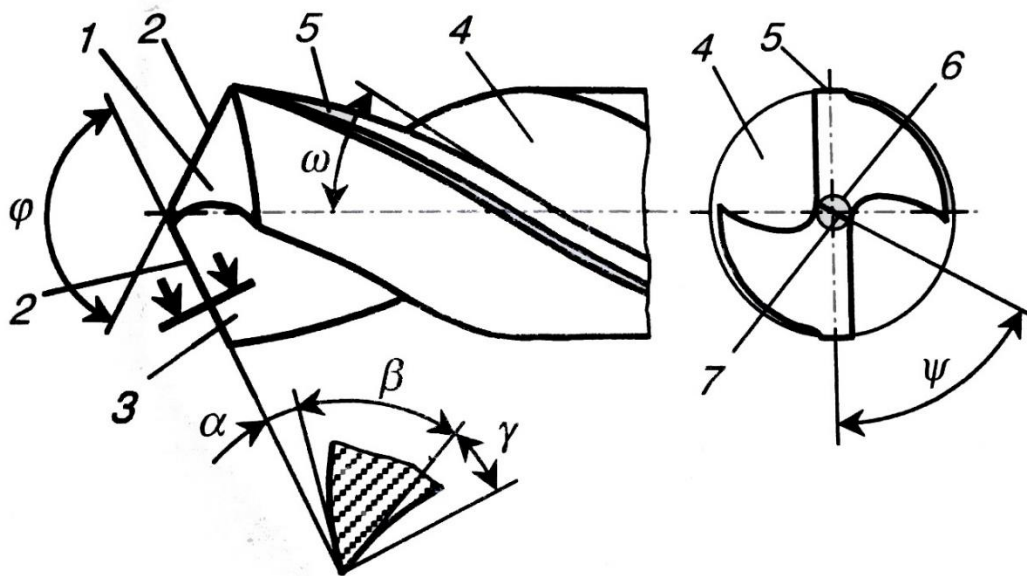
Prilikom bušenja svrdlo ima glavno i pomoćno kretanje. Glavnim kretanjem se smatra rotaciono kretanje alata ili vrtnja svrdla, dok se pomoćnim smatra pravolinijsko kretanje alata ili posmično gibanje. Postupak bušenja spiralnim svrdlom naziva se klasičnim bušenjem. Spiralno svrdlo je cilindrično-rotacioni alat koji uobičajeno ima dva rezna ruba koji su simetrični u odnosu na os svrdla. Kod klasičnog bušenja, dužina provrta ne bi smjela prelaziti više od pet do osam promjera svrdla jer prekoračenjem duljine provrta dolazi do otežanog odvođenja strugotina uzdužnim žljebovima na svrdlu.

Najčešće korišteni alat za bušenje je spiralno svrdlo. Na Slici 12. prikazani su elementi spiralnog svrdla: A – radni dio, B – prihvatni dio ili drška. Radni dio se sastoji od reznog dijela (C) i radnog dijela za vođenje svrdla i odvođenje strugotina (D).



Slika 12. Spiralno svrdlo. A – radni dio, B – prihvatni dio ili drška, C – rezni dio, D – dio za vođenje svrdla i odvođenje strugotina(76)

Geometrijski dijelovi svrdla prikazani su na Slici 13: 1 – stražnja površina, 2 – rezne oštrice, 3 – prednja površina, 4 – spiralni žljebovi, 5 – fazeta, 6 – jezgra, 7 – poprečna oštrica, α – stražnji kut oštrice, β – kut klina, γ – prednji kut, ϕ – kut vrha svrdla, ω – kut spirale i ψ – kut poprečne rezne oštrice. Prihvatni dio ili drška služi za prihvat svrdla u glavu alatnog stroja – bušilice.

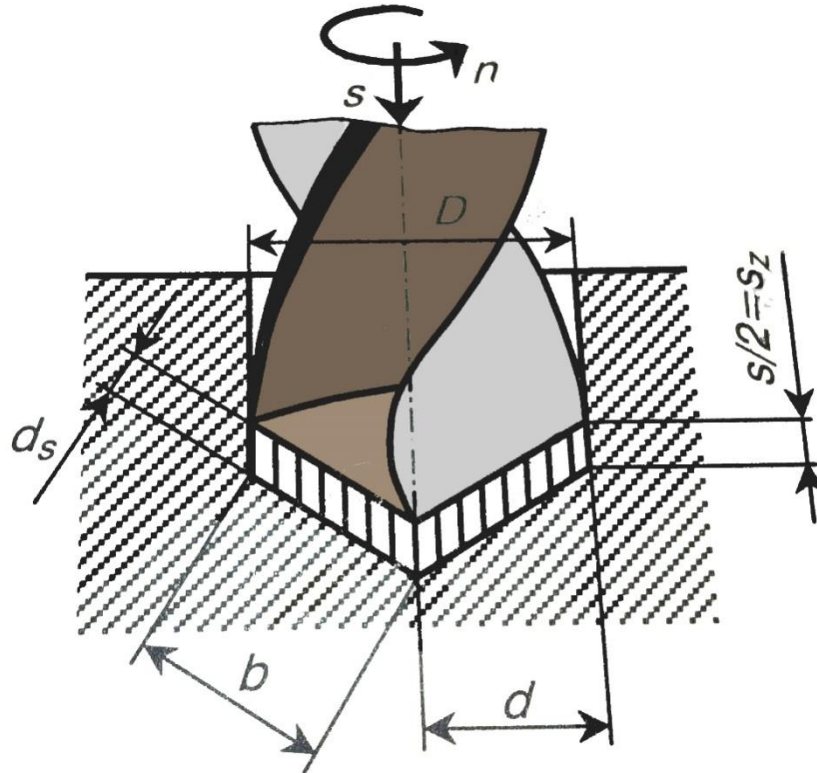


Slika 13. Geometrijski dijelovi svrdla (za objašnjene pojmove vidi tekst)(76)

Rezanje vrše glavne rezne oštrice dok poprečna oštrica vrši samo gnječenje. Iako poprečna rezna oštrica ne vrši rezanje, ona je nužna iz konstrukcijskog razloga. Naime, njena dužina predstavlja promjer jezgre svrdla bez kojeg bi se spiralni žljebovi spojili, a svrdlo bi izgubilo kompaktnost. Uzduž rezne oštrice prednji kut oštrice se povećava, dok se stražnji kut smanjuje. Neposredno na prijelazu glavne rezne oštrice u poprečnu, stražnji kut je približno jednak nuli što dovodi da velikih sila trenja.

1.8.1 Elementi rezanja pri bušenju

Elementi rezanja pri bušenju prikazani su na slici 14.



Slika 14. d_s – debljina strugotine, b – širina strugotine, s_z – posmak po jednom reznom rubu svrdla, d – dubina rezanja, D – promjer svrdla, s – posmak, n – broj okretaja svrdla(76)

Dubina rezanja predstavlja polovicu promjera svrdla.

$$d = \frac{D}{2}$$

Posmak s predstavlja put koji svrdlo napravi tijekom jednog svog obrtaja. Kod dvoreznog spiralnog svrdla posmak po jednoj reznoj oštrici je:

$$s_z = \frac{s}{z} = \frac{s}{2}$$

gdje je z broj reznih oštrica svrdla.

Posmična brzina pri bušenju je:

$$V_s = s \cdot n = s_z \cdot z \cdot n$$

gdje je n broj okretanja svrdla u minuti.

Brzina bušenja se na reznoj oštrici razlikuje ovisno o udaljenosti od poprečne oštrice. U centru je 0, dok je maksimalna na obodu svrdla.

$$v = \frac{D\pi n}{1000}, m/min$$

gdje je D , promjer svrdla u milimetrima, a n broj okretaja svrdla u minuti. Bitno je napomenuti da se pod pojmom brzina bušenja vrlo često u praksi podrazumijeva broj okretaja svrdla u jedinici vremena – brzina vrtnje svrdla(76).

Prilikom procesa bušenja bilo kojeg materijala, porast temperature ovisi o termofizikalnim svojstvima obrađivanog materijala što se može prikazati matematičkom formulom:

$$T = C_0 K_s V^{2n} A^n \text{ ili } W^{2n} h^{1.2n}$$

Gdje K_s označava specifičnu energiju rezanja, V brzinu rezanja, A površina poprečnog presjeka strugotine, W termička provodljivost obrađivanog materijala i h termički kapacitet obrađivanog materijala. C_0 i n su konstante koje se određuju eksperimentalno(77)

Kao i kod drugih materijala, bušenje kosti ovisi o čvrstoći smicanja kosti obzirom da je bušenje u stvari proces popuštanja sila smicanja. Toplina nastala prilikom bušenja djelomično se troši na zagrijavanje strugotina dok ostatak uzrokuje porast temperature na mjestu bušenja(78). Oštećenje kosti koje nastaje tijekom bušenja naziva se delaminacija. Tijekom bušenja vlaknima ojačane strukture kosti, oštećenje nastaje na ulazu te na izlazu provrta u obliku delaminacijskog guljenja odnosno delaminacijskog guranja(79–82). Tijekom bušenja dolazi do porasta temperature što može rezultirati osteonekrozom(41,48,51), što naknadno može dovesti do cijeljenja vezivnim tkivom na mjestu bušenja i labavljenja osteosintetskog materijala(83).

1.8.2 Parametri bušenja kosti

Istraživanja o bušenju kosti provode se više od pola stoljeća, ali do danas ne postoji zajednički zaključak o mehaničkom modelu ovog procesa o optimalnom dizajnu svrdla ili parametrima bušenja kako bi se izbjegla osteonekroza(57). Najvažniji parametri koji utječu na

promjene na temperature tijekom bušenja, dijele se u dvije skupine: 1) parametri bušenja i 2) parametri svrdla(57).

Glavni parametri bušenja su: brzina vrtnje svrdla, posmična brzina, energija bušenja, hlađenje – unutarnje i vanjsko, dubina bušenja i predbušenje. Parametri svrdla koji utječu na proces bušenja su: promjer svrdla, prednja površina svrdla (prednji kut oštrice, stražnji kut oštrice), rezne oštrice i kut uspona spirale, vrh svrdla (vršni kut, kut poprečne oštrice) i trošenje svrdla(57).

1.8.2.1 Brzina vrtnje svrdla

Brzina vrtnje svrdla (brzina rotacije) predstavlja broj okretaja svrdla u jedinici vremena. Istraživanja o utjecaju brzine vrtnje svrdla na zagrijavanje tijekom bušenja pokazuju nedosljednost. Neki autori navode da povećanje brzine vrtnje svrdla dovodi do porasta temperature dok drugi predlažu da povećanje brzine dovodi do pada temperature. Thompson(84) u svojem istraživanju navodi da maksimalna temperatura raste korištenjem svrdla promjera 2.5 mm i promjera 5 mm rastom brzine vrtnje svrdla sa 125 okr/min na 2000 okr/min tijekom bušenja žive kosti. Vaughan i Peyton(85) proučavali su utjecaj brzine vrtnje na porast temperature. Rezultati govore u prilog porasta maksimalne temperature povećanjem brzine vrtnje svrdla. Na humanim kadaveričnim femurima Matthews i Hirsch (86) su zaključili da povećanje brzine vrtnje s 345 okr/min na 2900 okr/min ne dovodi do značajnog porasta maksimalne temperature. Hillery i Shuaib(87) navode značajan pad maksimalne temperature tijekom bušenja kosti povećanjem brzine vrtnje svrdla s 400 okr/min na 2000 okr/min. Sharawy i suradnici (88) su koristili tri brzine vrtnje (1225, 1667 i 2500 okr/min). Povećanje brzine vrtnje svrdla dovelo je do manjeg porasta temperature.

Reingewirtz i suradnici(44) navode da je odnos brzine vrtnje svrdla i maksimalne temperature proporcionalan za brzine od 400 okr/min do 10000 okr/min, od 10000 okr/min do 24 000 okr/min obrnuto proporcionalan, a od 24000 do 40 000 okr/min konstantan. Karaca i suradnici također zaključuju da povećanje brzine vrtnje svrdla dovodi do manje maksimalne temperature(89).

Trenutni stavovi u literaturi kažu da maksimalna temperatura raste sve do brzine vrtnje svrdla od 10000 okr/min(57).

1.8.2.2 Posmična brzina i sila pritiska

Posmak predstavlja put koji svrdlo napravi tijekom jednog svog obrtaja. Posmična brzina predstavlja put koji svrdlo napravi u jedinici vremena. Sila pritiska je sila korištena tijekom bušenja kosti (aksijalnog smjera na dulju os svrdla i okomitog na površinu kosti). Povećanje posmične brzine dovodi do manjeg porasta temperature. Matthews i Hirsch(86) navode da povećanje sile pritiska sa 2 kg (19.6 N) na 6 kg (58.8 N) odnosno 12 kg (117.7 N), a time i posmične brzine, dovodi do smanjenja maksimalne temperature kao i trajanja maksimalne temperature za brzine vrtnje svrdla 345 okr/min, 885 okr/min i 2900 okr/min. Slične rezultate prikazali su i Augustin i suradnici (56) koji zaključuju da maksimalna temperatura prilikom bušenja ima manje vrijednosti s povećanjem posmične brzine za brzinu vrtnje svrdla 1140 okr/min i posmičnu brzinu 24 i 84 mm/min te za brzinu vrtnje svrdla 1820 okr/min i posmičnu brzinu 56 i 196 mm/min. Udiljak i suradnici(73) testirali su standardno kirurško svrdlo pri posmičnim brzinama od 140 m/min do 225m/min uz zaključak da više posmične brzine dovode do niže maksimalne temperature. Brisman(90) u svojem radu istražuje odnos brzine vrtnje svrdla i sile pritiska svrdla na kost. Tako brzina 1800 okr/min i sila pritiska od 1.2 kg (11.7 N) uzrokuju istu maksimalnu temperaturu kao i brzina vrtnje svrdla 2400 okr/min i sila pritiska od 2.4 kg (23.5 N) tijekom bušenja korteksa goveđe kosti. Međutim, kod povećanja samo jednog parametra (povišenja brzine vrtnje svrdla ili sile pritiska) došlo je do porasta maksimalne temperature. Bachus i suradnici (91) su, na kadaveričnim ljudskim femurima, bilježili manji porast temperature s porastom sile pritiska pri brzini od 820 okr/min. Nam i suradnici (92) navode da povišenje brzine vrtnje svrdla ili sile pritiska dovodi do povišenja temperature.

Veće posmične brzine dovode do jačeg smicanja i većih energija trenja što stvara veći porast temperature, ali je proces bušenja kraći što rezultira manjom količinom oslobođene toplinske energije te posljedično manjim porastom temperature(93). Abouzgia i James(45) dokazali su da sila pritiska manja od 4 N uzrokuje porast maksimalne temperature, dok se pri sili većoj od 4 N postižu niže maksimalne temperature. Njihovo objašnjenje je da maksimalna temperatura raste s povećavanjem sile pritiska, ali i skraćuje vrijeme bušenja te se smanjuje i dostignuta temperatura, stoga preporučaju korištenje veće sile pritiska. S druge strane, korištenje većih sila dovodi do nastajanja mikro pukotina u kosti s posljedičnim većim oštećenjem kosti(94).

I ostali autori navode da povećanje sile pritiska dovodi do manjeg porasta temperature (89,91). Augustin i suradnici navode da veća posmična brzina u kombinaciji s nižim brzinama vrtnje svrdla dovodi do većih reznih sila i smanjuje vrijeme bušenja i prijenosa topline na kost(56).

Iz dosadašnjih istraživanja nameće se zaključak da veća sila pritiska ili posmična brzina dovode do manjeg porasta temperature u mjerenim rasponima(57).

1.8.2.3 Energija bušenja

Energija bušenja se definira kao energija utrošena za stvaranje provrta pomoću bušilice i svrdla. Energija bušenja izravno je povezana s količinom topline nastale tijekom bušenja. Manja energija bušenja povezuje se s manjim rezidualnim (pukotine kosti) i termičkim oštećenjem kosti (osteonekroza)(95,96). Abouzgia i James(96) mjerili su količinu utrošene električne struje potrebne za bušenje koristeći silu pritiska od 1.5 N do 9 N uz brzine između 20000 i 100000 okr/min. Pokazali su da je količina utrošene energije manja što su veće brzina vrtnje svrdla i sila pritiska što posljedično dovodi kraćeg vremena bušenja i manjeg porast temperature.

1.8.2.4 Dubina bušenja i debljina kortikalne kosti

Dubina bušenja, u ovom slučaju debljina kortikalne kosti, proporcionalno utječe na porast temperature(46,57,87,89,97–99). Veća debljina korteksa znači i duže trajanje trenja što dovodi do porasta temperature. Smatra se da su glavni razlozi većeg porasta temperature kod veće debljine kortikalne kosti, začepljenje spirala sa strugotinama što uzrokuje manju učinkovitost svrdla i slabije odvođenje topline(100) te produljeno vrijeme bušenja(101). Obzirom da unutarnje hlađenje otvorenog tipa (vidi: 1.9.2 Utjecaj hlađenja na mjestu bušenja kosti) hladi mjesto bušenja, ali i podmazuje strugotine te ih na taj način i odvodi s mjesta bušenja što smanjuje trenje, Tehemar(46) smatra da prilikom korištenja istog, utjecaj debljine bušenja više nije tako važan čimbenik na porast temperature.

1.8.2.5 Parametri svrdla

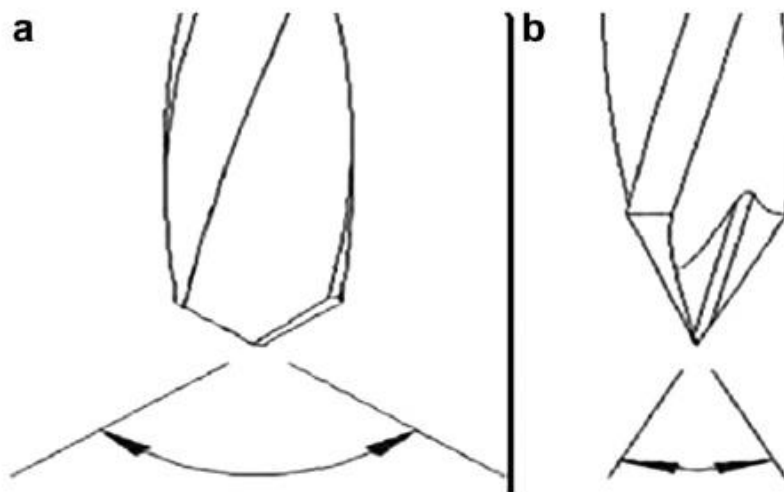
Veći broj autora dokazao je da parametri svrdla utječu na stupanj porasta temperature tijekom bušenja kosti(56,94,102). Svrdlo je karakterizirano promjerom, prednjom površinom, kutom uspona spirale i vrhom svrdla. Prednja površina je dalje specificirana prednjim i

stražnjim kutom oštrice, dok vršni kut i kut poprečne oštrice definiraju vrh svrdla(94). Sastav svrdla također utječe na stupanj porasta temperature(103).

Povećanje porasta temperature tijekom bušenja proporcionalno je promjeru svrdla(103). Pri stalnoj brzini vrtnje svrdla (1200 okr/min) i posmičnoj brzini 0.03 m/min, korištena su svrdla promjera 2 mm, 3.5 mm i 4.3 mm. Porastom promjera svrdla porast maksimalne temperature bio je eksponencijalan(101). Porast maksimalne temperature s porastom promjera svrdla objašnjava se većom kontaktnom površinom između svrdla i kosti što povećava trenje, a time i stvaranje topline(56).

Prednji kut oštrice, koji se definira kao kut između rezne plohe i ravnine okomite na obrađivani materijal, smatra se kritičnim čimbenikom za silu rezanja(57). Preporučeni prednji kut iznosi između 20° i 30° jer je pri tom nagibu potrebna najmanja sila bušenja te je izbacivanje strugotina najučinkovitije(87). Najveći utjecaj na trenje prilikom bušenja ima stražnja površina, a stražnji kut oštrice smanjuje nepotrebn kontakt svrdla i kosti. To je kut pod kojim stražnja površina izbacuje strugotine(94). Preporučeni stražnji kut oštrice iznosi između 12° i 15° (102,104,105).

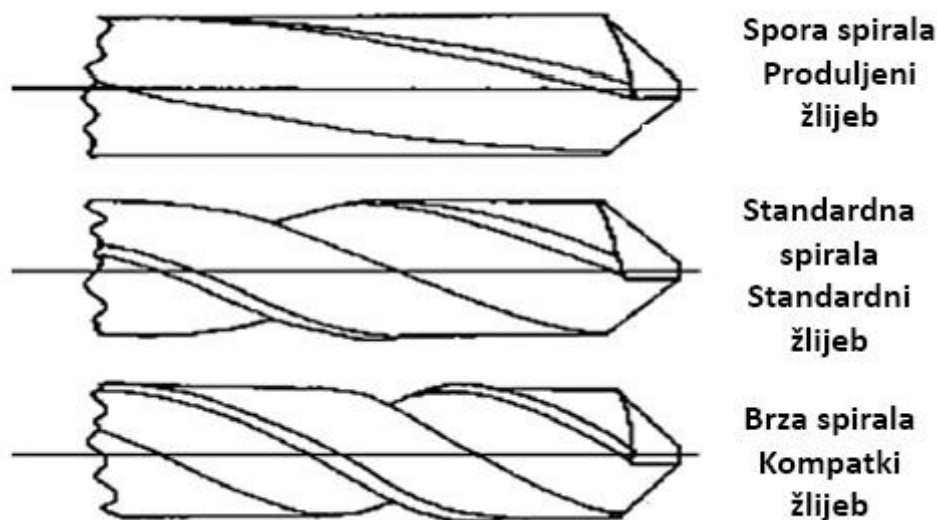
Važan dio svrdla svakako su i žljebovi kroz koje se vrši odstranjenje obrađenog materijala tj. strugotina. Svrkla mogu biti dvožljebna i trožljebna (Slika 15).



Slika 15. a – dvožljebno svrdlo, b – trožljebno svrdlo (57)

Iako se smatra da su trožljebna svrdla preciznija, pokazalo se da broj žljebova ne utječe na postignutu maksimalnu temperaturu(106). Klinička prednost trožljebnog svrdla nad dvožljebnim nije dokazana(57). Kut uspona spirale definira se kao kut koji tvore rub žlijeba i

linije paralelne s centralnom linijom svrdla. Spirala svrdla može biti spora, standardna ili brza. Spora ima produljene žlijebove, dok brza ima kompaktne (Slika 16).



Slika 16. Varijacije kuta uspona spirale(57)

Za materijale s kratkim strugotinama se u načelu koriste svrdla sa sporim spiralama, dok se za materijale koji mogu začepiti spirale koriste svrdla s brzim. U koštano zglobnoj kirurgiji najčešće se koriste svrdla sa sporim spiralama. Obzirom da su, tijekom operacija, strugotine kosti najčešće mokre, teoretski bi svrdla s brzim spiralama bila učinkovitija(94). Uobičajeni kut uspona spirale za kirurška svrdla je 13° - 35° ovisno o promjeru svrdla(102). U svojem istraživanju Fuchsberger(107) predlaže kut uspona spirale 12° - 14° , Farnworth i Burton(104) 27° , a Wiggins i Malkin(100) smatraju da kut uspona spirale od 28° smanjuje obrtnu silu (sila potrebna za vrtnju svrdla) i energiju rezanja. Davidson i James(108) dokazali su da se maksimalna temperatura smanjuje s povećanjem kuta uspona spirale.

Vrh svrdla sastoji se od vršnog kuta i poprečne oštrice. Vršni kut se definira kao kut koji tvore projekcija reznih rubova prema ravnini koja prolazi kroz longitudinalnu os svrdla. Prednost manjeg vršnog kuta je preciznije bušenje, a nedostatak da na početku bušenja manji dio rezne oštrice sudjeluje u bušenju, što može dovesti do većeg porasta temperature(57). Iako specifikacije idealnog svrdla ne postoje, dio autora kao najbolji vršni kut navodi kut od 118° s kutom uspona spirale između 24° i 36° (56,89,109). Dio autora preporuča vršni kut od 90° (95,110), dok drugi smatraju da je potreban kut između 120° i 140° (104,111). Veći vršni kut se opravdava manjom silom pritiska, obrtnom silom, posmičnom brzinom i kvalitetom

provrt(104). Fuchsberger(107) je pokazao da vršni kut od 70° dovodi do najmanjeg porasta temperature. Vršni kut se ne smije previše smanjivati jer će izbušeni provrti biti eliptičnog oblika(100).

Suprotno tome Augustin i suradnici(56) korištenjem svrdla s vršnim kutovima 80°, 100° i 120° zaključuju kako vrši kut nema značajnog utjecaja na porast temperature. Poprečna oštrica je dio svrdla koji spaja rezne oštrice. Obzirom da se kutna brzina svrdla u zoni poprečne oštrice približava nuli, jedini parametar na koji ona utječe je sila pritiska.

Bitno je naglasiti da je istrošenost svrdla važan čimbenik kontrole temperature. Oštrija svrdla, zbog manjeg trenja i bržeg rada stvaraju nižu maksimalnu temperaturu tijekom bušenja(38,86,94,106,112–115). Glavni razlog otupljivanja svrdla je njihovo korištenje. Razlog tome je mehaničko i termičko trošenje tijekom bušenja. Trošenje svrdla povećava hrapavost rezne oštrice što rezultira potrebom za povećanom silom pritiska, ali i manjom učinkovitošću rezanja. To dovodi do većeg porasta temperature na mjestu bušenja i pojačanim vibracijama koje dovode do nastanka mikropukotina tijekom bušenja, što zajedno pridonosi nastanku osteonekroze. Jochum i Reichart(116) dokazali su da korištenje svrdla više od 40 puta dovodi do otupljivanja svrdla što značajno utječe na porast maksimalne temperature. Iste zaključke donose Allan i suradnici(112) koji su u koristili jedno novo svrdlo, jedno svrdlo kojim je učinjeno 600 provrta i jedno svrdlo koje se prije toga koristilo nekoliko mjeseci. Ne postoji zajednički stav koliko se dugo može koristiti svrdlo prije nego postane tupo s posljedičnim porastom temperature preko kritične granice od 47°C.

Sastav svrdla se razlikuje ovisno o namjeni svrdla. Strojarska svrdla mogu biti načinjena od ugljičnog i niskolegiranog čelika, brzoreznog čelika (HSS – High Speed Steel), rezne keramike, umjetnog dijamanta, kubičnog borovog nitrida i volframovih karbida s kobaltnim vezivima. Osim materijala za izradu svrdla, danas se koriste i presvlake od drugih vrsta materijala koje poboljšavaju svojstva svrdla ovisno o namjeni. Tako postoje presvlake od crnog oksida, titanovog nitrida, titanovog karbon-nitrida i titanovog aluminij-nitrida. U koštano-zglobnoj kirurgiji koriste se svrdla izrađena od martenzitnog nehrđajućeg čelika prema standardima AISI 440B i AISI 431(43).

1.8.2.6 Trošenje svrdla

Trošenje svrdla opisuje se dvojako: lom svrdla i postupno trošenje (otupljivanje). U koštano-zglobnoj kirurgiji i jedna i druga vrsta trošenja mogu imati nepovoljan ishod za

pacijenta. Postupno trošenje svrdla ima tri tipične zone, pa prema tome razlikujemo tri vrste trošenja alata: a) trošenje u obliku kratera, b) stražnje trošenje i c) kutno trošenje.

Trošenje u obliku kratera: sastoji se od konkavne zone na prednjoj strani alata koja nastaje utjecajem strugotina na površinu alata. Ovaj tip oštećenja uzrokuje povećanje prednjeg kuta oštrice (svrdlo postaje oštrije) što posljedično čini bušenje učinkovitijim.

Stražnje trošenje: rezultat je trenja između površine obrađivanog materijala i stražnje površine svrdla. Ovaj tip trošenja se opisuje kao otupljivanje svrdla i označava se s VB (njem. Verschleißmarkenbreite ili eng. flank wear). VB prikazuje širinu potrošene zone stražnje površine alata. $VB=0$ mm označava oštro svrdlo, dok $VB=0,5$ mm tupo (istrošeno svrdlo). Stražnje trošenje značajno povećava rezne sile.

Kutno trošenje: događa se na samom kutu alata. Neki smatraju kutno trošenje dijelom stražnjeg trošenja jer granica trošenja kuta i stražnje plohe nije strogo definirana. Kutno trošenje skraćuje svrdlo. (117)

1.8.2.7 Ostali parametri koji mogu utjecati na bušenje kosti

Većina istraživanja o bušenju kosti napravljena je u in vitro uvjetima bez krvnog protoka. Krvni protok može „odnijeti“ dio topline stvorene bušenjem. Eksperimentalno je dokazano da krvni protok ima značajni utjecaj na temperaturu na mjestu bušenja(89). Mineralna gustoća kosti također proporcionalno utječe na dosegnutu vršnu temperaturu(89).

1.9 Temperatura na mjestu bušenja

Kako bi se moglo pratiti učinke povišene temperature bušenja na kost, potrebno je precizno mjeriti promjene temperature na mjestu bušenja, tj. na mjestu kontakta svrdla i kosti. Najčešće korištene metode su: 1) infracrvena termografska kamera i 2) termopar(38).

Infracrvena termografska kamera se bazira na očitavanju infracrvenog zračenja emitiranog s obrađivanog materijala pomoću infracrvenog senzora. Prednost ove tehnike je to što je beskontaktna te se može koristiti u „in-vivo“ istraživanjima. Također, kombiniranjem više kamera moguće je dobiti 3D prikaz s prostornom distribucijom topline. Nedostaci infracrvene termografske kamere su potreba za kalibracijom pomoću termopara, te nemogućnost određivanja temperature ispod površine kosti(38,57,118)

Termopar je senzor čija se funkcija temelji na paru dva različita vodiča. Promjena temperature između vodiča dovodi do proporcionalne promjene napona između istih. Prilikom

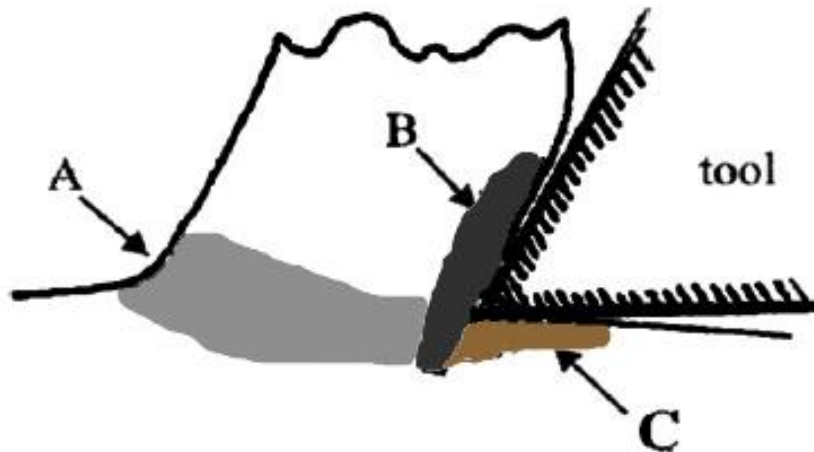
mjerenja termopar se postavlja u ranije napravljene provrte neposredno uz mjesto bušenja novog provrta(78). Termopare se može postavljati na različitim udaljenostima od mjesta mjerenja i u različite dubine kosti što omogućuje bilježenje opsega učinka povećanja temperature na temelju anizotropne prirode kosti. Najčešća mjesta postavljanja termopara su na udaljenosti 0,5mm, 1 mm i 3 mm od mjesta bušenja(57). Zbog niske termičke provodljivosti kosti distribucija temperature na mjestu bušenja je neujednačena pa je potrebno temperaturu mjeriti vrlo blizu mjesta bušenja(93). Nedostaci mjerenja temperature termoparom su: netočna mjerenja temperature ovisno o udaljenosti senzora od mjesta bušenja zbog niskog koeficijenta toplinske provodljivosti kosti i potreba za velikim brojem provrta za postavljanje termopara.

Za dobivanje što točnijih rezultati neki autori koriste obje tehnike mjerenja, i termopare i infracrvenu termografičku kameru(101).

1.9.1 Porast temperature tijekom bušenja kosti

Parametri bušenja kosti koji najviše utječu na porast temperature su: sila pritiska, brzina vrtnje svrdla, posmična brzina, hlađenje svrdla i geometrija svrdla (vršni kut svrdla, promjer svrdla, istrošenost). Parametri koji utječu na porast temperature, ali na koje se ne može utjecati su debljina kortikalisa i mineralna gustoća kosti.

Porast temperature tijekom bušenja kosti nastaje zbog tri razloga: deformacija kosti u zoni rezanja, trenja između prednje površine svrdla i strugotina i trenja između stražnje površine svrdla i novostvorene površine provrta kosti (57) (Slika 17). Razlog nastanka termičkog oštećenja kosti samo na mjestu bušenja je niska sposobnost prijenosa temperature kosti te se zagrijavanje dešava samo na maloj površini (108,119).



Slika 17. Razlozi porasta temperature. A - deformacija kosti u zoni smicanja, B – trenje između prednje površine svrdla i strugotina, C – trenje između stražnje površine svrdla i novostvorene površine provrta kosti(108)

Prednja oštrica svrdla reže kost tijekom bušenja. U tom procesu nastaju strugotine. Zbog smicanja i trenja strugotina oslobađa se energija. Energija potrebna za smicanje raste s porastom posmične brzine svrdla. Energija oslobođena trenjem na prednjoj površini svrdla raste s povećanjem brzine vrtnje svrdla. Veliki dio energije rezanja i cjelokupna energija trenja pretvaraju se u toplinu što uzrokuje zagrijavanje svrdla i kosti. Porast temperature puno je veći na svrdlu nego na kosti zbog značajno većeg koeficijenta toplinske provodljivosti metala. Zbog razlike u temperaturi metala i kosti dodatna toplina se prenosi sa svrdla na kost(93,97). Zbog niskog koeficijenta toplinske provodljivosti temperatura se udaljavanjem od mjesta bušenja smanjuje.(119)

1.9.2 Utjecaj hlađenja na mjestu bušenja kosti

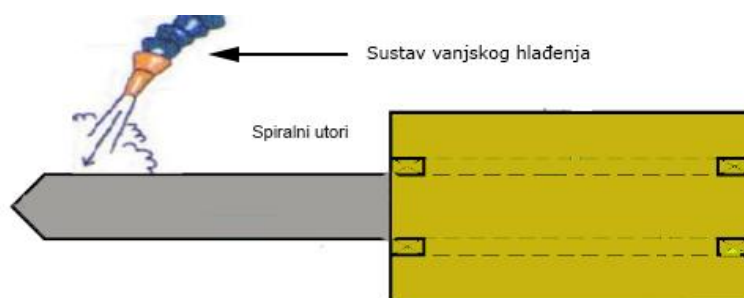
Hlađenje svrdla i kosti rashladnom tekućinom tijekom bušenja smanjuje porast temperature u na mjestu kontakta svrdla i kosti(38). Nažalost, nisu sve vrste hlađenja jednako učinkovite.

Vrste sustava hlađenja kosti i svrdla tijekom bušenja su:

- 1) Suhi sustav hlađenja

- 2) Vanjski sustav hlađenja
- 3) Unutarnji sustav hlađenja koji se dijeli na:
 - a. Otvoreni tip
 - b. Zatvoreni tip

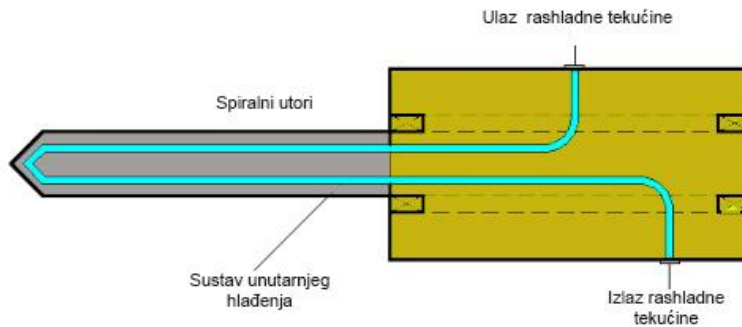
U kirurgiji se koriste dvije od tri navedene vrste hlađenja. Prvi način hlađenja ne podrazumijeva rashladno sredstvo već se koristi prijenos topline u okolni zrak putem izmjene topline između svrdla, kosti i zraka – suhi sustav hlađenja. Toplina stvorena takvim načinom rada ne može se prenijeti na okolni zrak dovoljno brzo zbog niskog koeficijenta izmjene topline zraka i obrađivanog materijala (u ovom slučaju kosti) što dovodi do porasta temperature svrdla i kosti višeg od 47°C. Druga vrsta sustava hlađenja, koja se u kirurgiji koštano-zglobnog sustava redovito koristi, je ručno vanjsko hlađenje na mjestu bušenja – rashladna tekućina se polijeva na mjestu bušenja iz šprice. Osim ručnog postoji i automatsko (Slika 18). Kod vanjskog hlađenja postoji nekoliko nedostataka. Prvi je da se hladi samo vanjski dio svrdla i površina kosti, dok mjesto najvećeg trenja, a to je vrh svrdla, nije moguće hladiti nakon što svrdlo uđe u dublji sloj kosti. Drugi je mogućnost prijenosa infekcije zbog odbijanja čestica vode s nesterilnog područja u sterilnu zonu rada(87). Treći nedostatak je da bi temperatura rashladne tekućine morala biti manja od 5°C(119). Četvrti nedostatak je da rashladna tekućina ne pomaže odstranjenju strugotina(119). Peti nedostatak je da kod ručnog vanjskog hlađenja nema kontroliranog i konstantnog protoka rashladne tekućine (količina korištene rashladne tekućine ovisi o veličini šprice što dovodi do prekida hlađenja).



Slika 18. Sustav vanjskog automatskog hlađenja

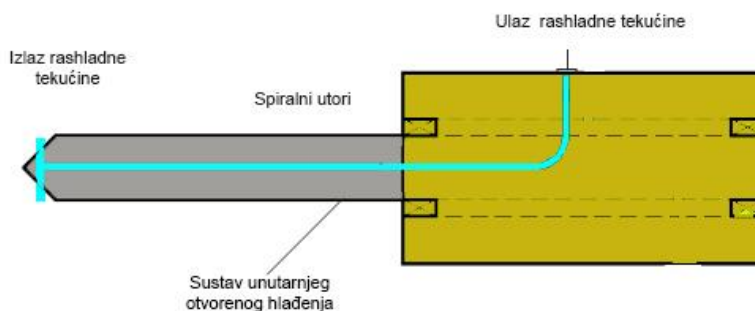
Treća vrsta hlađenja je unutarnji sustav hlađenja. Kod zatvorenog tipa unutarnjeg hlađenja rashladna tekućina izlazi iz sustava za kontrolu temperature rashladne tekućine,

circulira kroz kanale koji se nalaze u svrdlu i vraća se u sustav za kontrolu (Slika 19). Takva svrdla koriste se u strojarstvu, ali u medicinske svrhe najmanje moguće svrdlo koje bi bilo moguće proizvesti imalo bi promjer 10 mm. U ovom slučaju ne postoji kontakt između rashladne tekućine i kosti. Samo hlađenje se postiže odvođenjem topline iz svrdla te se na toplinu kosti djeluje indirektno.



Slika 19. Zatvoreni tip sustava unutarnjeg hlađenja

Kod otvorenog tipa unutarnjeg hlađenja rashladna tekućina izlazi iz sustava za kontrolu temperature rashladne tekućine, ulazi u kanale u svrdlu te izlazi na vrhu svrdla (najčešće na prednjoj i stražnjoj površini svrdla) (Slika 20). Na taj se način postiže: 1) hlađenje dijela svrdla s najvišom temperaturom, 2) hlađenje dijela kosti s najvišom temperaturom, 3) hlađenje strugotina i 4) smanjenje trenja strugotina u spiralama svrdla, jer rashladna tekućina djeluje kao sredstvo za podmazivanje(120–123), 5) rashladna tekućina tlačno potiskuje strugotine retrogradno. Naime, strugotine nastale kod bušenja kosti su vlažne i vrlo lako mogu začepiti spirale svrdla što povećava trenje, a time i porast temperature(124).



Slika 20. Otvoreni tip sustava unutarnjeg hlađenja

Matthews i Hirsch(86) dokazali su da prilikom bušenja humanih kosti svrdlo s protočnim hlađenjem otvorenog tipa vrlo učinkovito smanjuje maksimalnu temperaturu tijekom bušenja. Kao rashladno sredstvo koristili su vodu sobne temperature uz protoke 0.3, 0.5 i 1 l/min. Pokazali su da što je veći protok to je niža maksimalna temperatura. Također, za protoke veće od 0.5 l/min temperatura nije prelazila 50°C. Kirschner i Meyer(125) ispitivali su svrdla s protočnim hlađenjem otvorenog tipa u stomatologiji. Zaključak je da hlađenje i ispiranje žljebova svrdla koje se postiže, održava temperaturu nižom od postignute uz vanjsko hlađenje ili bez hlađenja. Do istog zaključka došli su i Lavelle i Wedgwood (126) koji su s niskom brzinom bušenja od 350 okr/min i silom pritiska od 19 N pokazali da je unutarnje hlađenje učinkovitije od vanjskog. Prema jednom istraživanju vanjsko hlađenje učinkovitije je na površini dok je unutarnje protočno hlađenje učinkovitije u dubljim slojevima(122). Benington i suradnici(120) nisu pronašli razliku u učinkovitosti između vanjskog i unutarnjeg hlađenja, ali je bitno naglasiti da su mjerenja izvođena na stomatološkim svrdlima odnosno glodalicama promjera 2 mm odnosno 3.25 mm.

I dok većina radova sa stomatološkim svrdlima navodi da je unutarnje hlađenje bolje ili jednako vrijedno, Augustin i suradnici (71) su sa strojarskim svrdlima na svinjskom femuru dokazali da je unutarnje protočno hlađenje najvažniji čimbenik u snižavanju porasta vršne temperature prilikom bušenja svrdlom promjera 3.4 mm i 4.5 mm. Pri izmjeni svih relevantnih parametara bušenja i svrdla, unutarnje protočno hlađenje pokazalo se kao najučinkovitiji čimbenik za sniženje porasta temperature(71). Pri tom je korišten protok od 0.01 l/min. Slične zaključke donose i Alam i suradnici(119) koji navode da na temperaturu utječu brzina bušenja, posmična brzina i temperatura rashladne tekućine s tim da je temperatura rashladne tekućine najvažniji čimbenik.

1.10 Mehanička svojstva svrdla s protočnim hlađenjem

Nema puno radova u kojima se definira materijal od kojeg je napravljeno svrdlo. Obzirom da je poznato da svrdla koja se koriste u strojarstvu nemaju ista mehanička svojstva kao svrdla od medicinskog čelika, tako i utjecaj na porast temperature može biti različit. Hein i suradnici(127) su usporedbom maksimalne temperature za četiri kirurška svrdla i jedno industrijsko svrdlo, pokazali da je najniža maksimalna temperatura postignuta kod industrijskog svrdla.

Svrđlo sa protočnim hlađenjem otvorenog tipa danas u koštano zgloboj kirurgiji ne postoji kao tvornički izrađen proizvod. Stoga je za potrebe ovog istraživanja modificirano standardno kirurško svrdlo na način da je metodom električnog izbijanja napravljen kanal duljinom cijelog svrdla. Zbog postojanja kanala unutar svrdla, struktura svrdla je izmijenjena i mehanička svojstva mogu biti oslabljena u odnosu na standardno tvorničko svrdlo. Usporedba mehaničkih svojstava standardnog svrdla i svrdla s protočnim hlađenjem otvorenog tipa do sad nije rađena.

1.11 Sterilnost, višekratno korištenje i sterilizacija svrdla s protočnim hlađenjem otvorenog tipa

Medicinski uređaji i instrumenti sa uskim kanalima imaju povećani rizik za bakterijsku kontaminaciju (128). Sterilizacija takvih instrumenata može biti nedovoljna zbog bakterijske retencije na teško dostupnim mjestima instrumenata. Chan-Myers i suradnici (129) dokazali su da je količina bakterija unutar medicinskih uređaja i instrumenata koji imaju lumen, a koji se rutinski koriste u kirurgiji, daleko veća od količine bakterija na površini istih instrumenata. Bakterijska se kontaminacija, po vrsti bakterija na instrumentima, može razlikovati nakon korištenja i nakon čišćenja instrumenata. Broj bakterijskih kolonija može biti veći nakon čišćenja (129,130). Objašnjenje je da osoblje koje čisti instrumente od makroskopskih nečistoća nanese druge mikroskopske nečistoće, tj. bakterije. Dekontaminacijski standardi i smjernice za sterilizaciju vrlo su dobro dokumentirani i validirani za standardne kirurške instrumente, ali postoje nejasnoće za dekontaminaciju i sterilizaciju specijalnih instrumenata poput svrdla s protočnim hlađenjem otvorenog tipa(131). Temperature za sterilizaciju instrumenata u zatvorenim paketima (na primjer kirurška svrdla) u autoklavu s gravitacijskim odstranjenjem zraka su 121°C u trajanju od 30 minuta pri tlaku 260 kPa, 132°C u trajanju od 15 minuta ili 135°C u trajanju od 10 minuta pri tlaku 260 kPa(132–134).

1.12 Intramedularni tlak tijekom bušenja kosti

Poznato je da porast tlaka u intramedularnom prostoru može dovesti do izlaska masnih embolusa u cirkulaciju (135–140). Istraživanja o povezanosti porasta intramedularnog tlaka i masne embolije je mnogo, ali sva istraživanja napravljena su tijekom aksijalnog proširenja medularnog kanala zbog postavljanja intramedularne fiksacije (eng. reaming). Ne postoji istraživanje mjerenja intramedularnog tlaka tijekom klasičnog bušenja kosti kod kojeg je smjer svrdla okomit na kortikalnu kost (eng. drilling).

Vrijednosti intramedularnog tlaka tijekom širenja medularnog kanala zbog postavljanja intramedularne fiksacije dosežu vrlo velike vrijednosti, od 1000 mmHg (136,141) do čak 2660 mmHg (140). Orsini i suradnici (142) dokazali su da se blago otpuštanje masnih embolusa iz medularnog kanala javlja već pri intramedularnom tlaku od 50 mmHg, umjereno otpuštanje između 150 i 300 mmHg, a kod tlaka iznad 300 mmHg masivno otpuštanje embolusa. Wenda i suradnici (143) su transezofagijskom ehokardiografijom prikazali emboluse u desnoj klijetki čiji se intenzitet mijenjao ovisno o intramedularnom tlaku. Do sličnih su zaključaka došli i drugi autori (135,144). Potrebno je naglasiti da ne utječe samo intramedularni tlak na formiranje masnih embolusa već je to rezultat više čimbenika među kojima povišeni tlak djeluje kao okidač (144,145).

2. HIPOTEZA

Većina postupka u koštano-zglobnoj kirurgiji uključuje bušenje kosti. Tijekom bušenja dolazi do porasta temperature na mjestu kontakta svrdla i kosti, a time i do zagrijavanja kosti. Određeni porast temperature može dovesti do termičke osteonekroze (146,147). Najniža temperatura potrebna za nastanak osteonekroze je 47°C u trajanju od jedne minute (41,48,53,54,71,72,95,100). Više temperature mogu izazvati oštećenje i u kraćem vremenskom periodu (50°C u trajanju od 30 sekundi) (48). Na porast temperature utječu mnogi čimbenici bušenja i svojstva svrdla: posmak, brzina posmaka, dubina bušenja, brzina bušenja, sila pritiska, geometrija svrdla, materijal svrdla, vrijeme bušenja i vrsta hlađenja. Najveći utjecaj na smanjenje porasta temperature ima hlađenje, to jest, najmanji je porast temperature prilikom bušenja svrdlom s protočnim hlađenjem otvorenog tipa(71). Glavne prednosti unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa u odnosu na vanjsko hlađenje su:

- Smanjenje temperature dešava se izravno na mjestu kontakta svrdla i kosti
- Rashladna tekućina djeluje kao sredstvo za podmazivanje čime se smanjuje trenje
- Strugotine koje nastaju bušenjem brže se odstranjuju (na taj se način odstranjuju zagrijani dijelovi kosti i smanjuje se otpor bušenju).

U dosadašnjim istraživanjima na kostima korištena su strojarska svrdla (HSS i karbidna svrdla) koja imaju mehanička svojstva različita od medicinskih svrdla. Za potrebe ovog rada konstruirano je posebno medicinsko svrdlo s protočnim hlađenjem otvorenog tipa.

Hipoteza: Novo-konstruirano svrdlo od medicinskog čelika s protočnim hlađenjem otvorenog tipa snižava porast temperature na mjestu kontakta svrdla i kosti ispod kritične temperature od 47°C i time minimizira mogućnost nastanka termičke osteonekroze.

3. CILJEVI

Opći cilj rada je pokazati da svrdlo od medicinskog čelika s unutarnjim protočnim hlađenjem otvorenog tipa smanjuje porast temperature na mjestu bušenja ispod 47°C i time minimizira termičku osteonekrozu na mjestu bušenja kosti

Specifični ciljevi su:

- 1) Usporediti čvrstoće svrdla s i bez kanala za unutarnje hlađenje izrađenih iz medicinskog čelika pomoću analize konačnih elemenata i eksperimentalnom analizom tehničkih svojstava
- 2) Odrediti međusobnu povezanost protoka rashladne tekućine i stupnja smanjena temperature na mjestu bušenja
- 3) Usporediti utjecaj sustava unutarnjeg hlađenja na razvoj temperature bušenja pri različitim stupnjevima istrošenosti svrdla
- 4) Dokazati da protok u sustavu hlađenja ne uzrokuje porast tlaka u spongioznom dijelu kosti iznad kritičnog tlaka od 50 mmHg
- 5) Dokazati da je svrdlo s unutarnjim hlađenjem otvorenog tipa moguće sterilizirati za ponavljanu upotrebu.

4. MATERIJALI I METODE

Obzirom na odabrane modele pokusa istraživanje je provedeno u Laboratoriju za medicinski inženjerstvo Katedre za alatne strojeve Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu, na Zavodu za mikrobiologiju i zarazne bolesti s klinikom Veterinarskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i na Zavodu na rendgenologiju, ultrazvučnu dijagnostiku i fizikalnu terapiju Veterinarskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

4.1 Preparat kosti

Kao obradak korištena je svinjska kost koja je s obzirom na mineralnu gustoću i otpor prema deformitetu najbližnja ljudskoj(148). Korišteni preparat bila je kadaverična svinjska natkoljениčna kost neposredno žrtvovane životinje. Na taj način kost zadržava sva fizikalna svojstva vitalne kosti. Korištene su kosti svinja koje su žrtvovane radi daljnjih prerađivačkih postupaka u prehrambenoj industriji, tj. ne radi se o životinjama koje su uzgajane i žrtvovane u istraživačke svrhe. Korištene jединke bile su sorte Veliki Jorkšir, starosti između 8 i 10 mjeseci, muškog spola iz istog uzgoja. Na taj način dobiven je relativno unificirani uzorak. Od trenutka žrtvovanja do izvođenja istraživanja kost je bila konzervirana u uvjetima za koje je ranije dokazano da zadržavaju fizikalna svojstva vitalne kosti (fiziološka otopina, temperatura -10°C, u plastičnoj vrećici).(149) Istraživanja na kostima izvođena su unutar 6 sati od žrtvovanja životinje. Priprema kosti podrazumijevala je odsijecanje epifiza s obje strane te odstranjivanje mekog tkiva s kosti dok je periost ostavljen intaktan. U istraživanju su korištene kosti koje su bila rezane na različite, unaprijed određene, duljine ovisno o planu pojedinog dijela istraživanja. Duljina preparata kosti je definirana u svakom od opisa pokusa. Debljina kortikalisa je u rasponu od 3.5 do 4.5 mm. Na pripremljenom dijelu dijafize nalaze se dvije relativno ravne plohe koje su pogodne za postupak bušenja jer omogućuju okomiti ulazak svrdla u kost (Slika 21).



Slika 21. Obradena dijafiza svinjske natkoljениčne kosti

4.2 Svrđlo

Korištena su dvožljebna svrdla proizvođača Komet Medical GmbH (tip S2727.098, D = 4.5 mm; L = 145 mm) vršnog kuta 90°. Svrđla su izrađena od AISI 431 martenzitnog nehrđajućeg čelika. Mehanička svojstva AISI 431 čelika prikazana su u tablici 1. Kemijski sastav prikazan je u tablici 2.

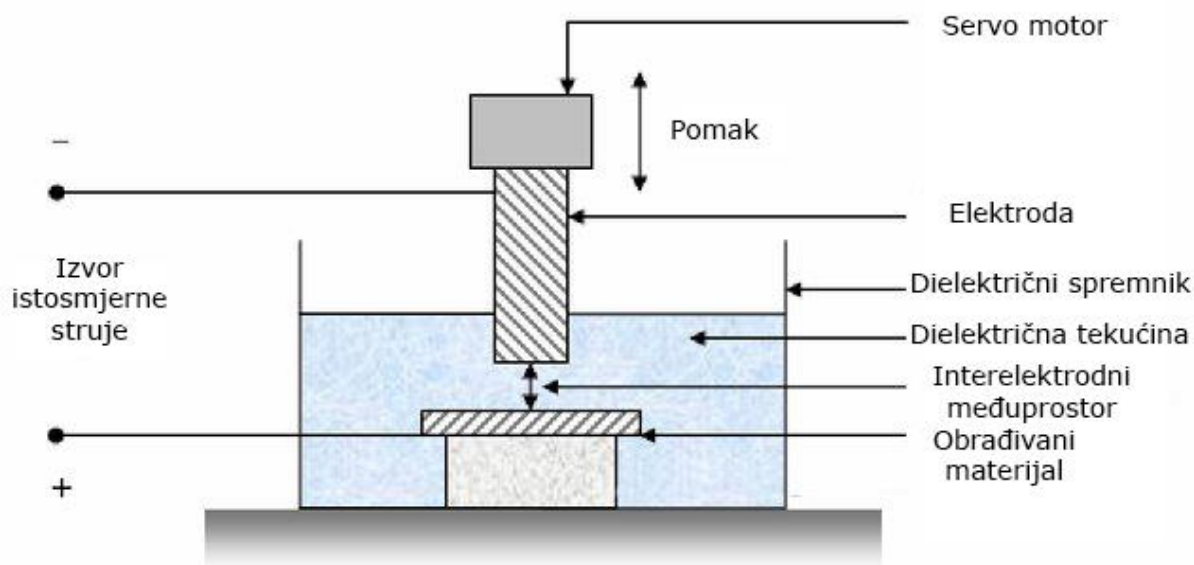
Tablica 1. Mehanička svojstva AISI 431 čelika

0.2% snage prinosa na sobnoj temperaturi	750 N/mm ²
Vlačna čvrstoća na sobnoj temperaturi	1050 N/mm ²
Modul elastičnosti	215 GPa
Poissonov broj	0,144

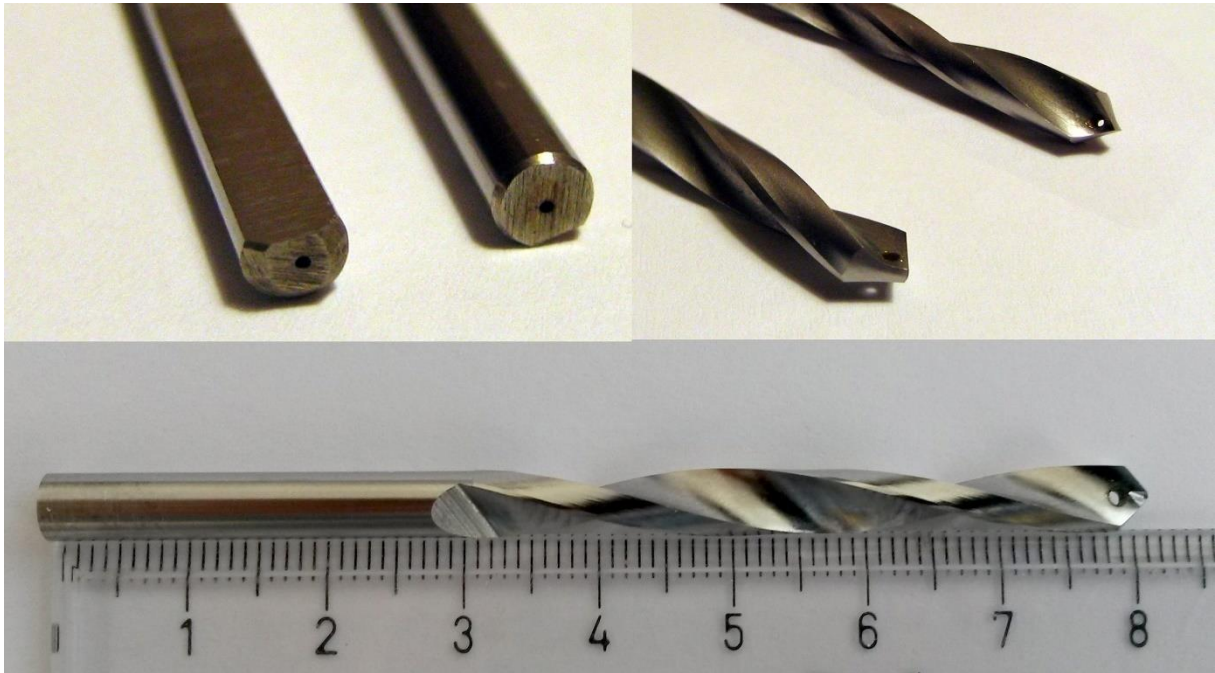
Tablica 2. Kemijski sastav svrdla izrađenog od AISI 431 martenzitnog čelika

Element	Držak	Sredina	Rezni dio
Si	0.21%	0.30%	0.28%
Cr	15.42%	15.61%	15.81%
Mn	0.55%	0.54%	0.51%
Fe	82.33%	81.88%	81.75%
Ni	1.48%	1.67%	1.65%

Za potrebe istraživanja opisano svrdlo je prilagođeno na slijedeći način: svrdlo je skraćeno na duljinu od 80 mm na način da je odrezan dio drška svrdla što nije utjecalo na prihvat u steznik bušilice. Potom je duljinom cijelog svrdla postupkom elektroerozije (engl. EDM – electric discharge machining) (Slika 22) napravljen cilindrični kanal promjera 0.3 mm koji ima dva otvora na prednjoj površini svrdla, blizu reznih oštrica(Slika 23).



Slika 22. Shematski prikaz postupka elektroerozije. Servo motor pomiče elektrodu koja se nalazi u dielektričnoj tekućini dok su elektroda i obrađivani materijal napajani izvorom istosmjerne struje(150)

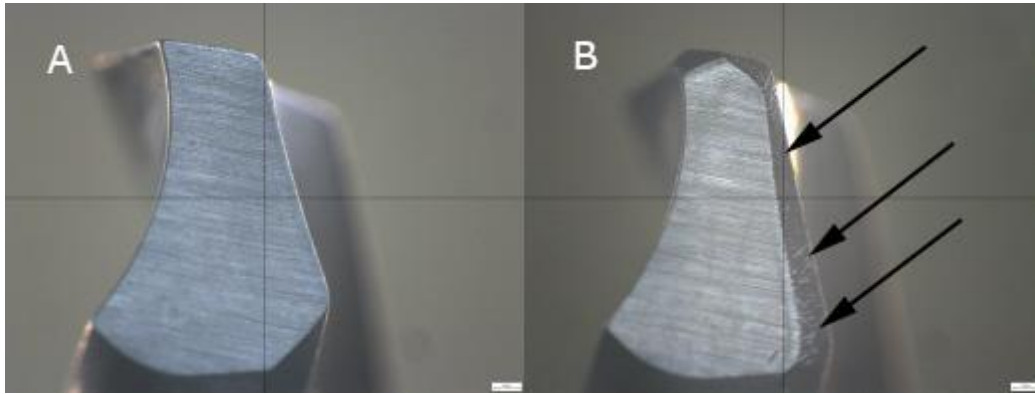


Slika 23. Novo-konstruirano svrdlo s kanalom duž cijelog tijela s otvorima pored reznih oštrica

4.3 Modeli pokusa

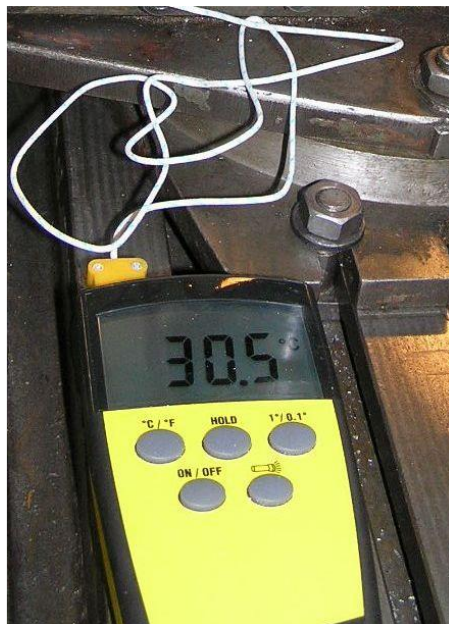
4.3.1. Porast temperature kod bušenja sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja uz različit stupanj istrošenosti svrdla

U prvom pokusu ispitivan je porast temperature i kod bušenja kosti sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja uz različit stupanj istrošenosti oštrica. Kod oštarih svrdla VB bio je 0 mm dok je kod istrošenog svrdla VB bio veći od 0.5 mm što je prikazano na makro fotografijom stražnje površine svrdla (Slika 24). Korišteni parametri obrade uobičajeni su za medicinsku praksu, brzina vrtnje svrdla 1300 okr/min i brzina posmaka 1 mm/s. Protok rashladnog sredstva iznosio je 0.6 l/min, a temperatura 26°C. Temperatura kosti održavana je u fiziološkoj vrijednosti 37°C (vidi dalje).



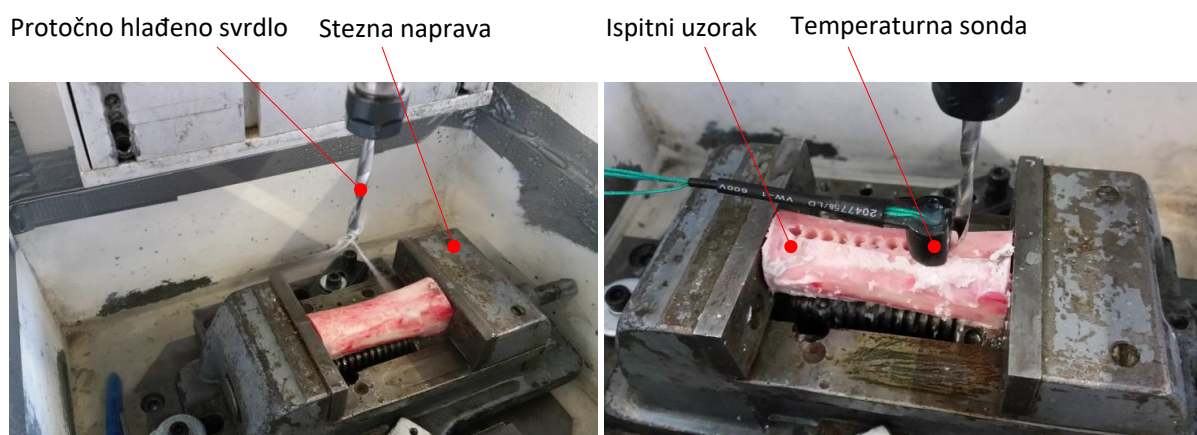
Slika 24. A - makro fotografija stražnje površine svrdla bez znakova istrošenosti ($VB=0$), B – makro fotografija stražnje površine svrdla sa znacima istrošenosti ($VB>0.5$ mm), strelice prikazuju zonu istrošenosti

Mjerenje temperature tijekom bušenja provedeno je korištenjem termopara (tip K). Mjerno područje termopara BEHA Unitest Therm 100 (Slika 25) je -50°C do $+1200^{\circ}\text{C}$, s vremenom reagiranja <0.1 s u rasponu od -50°C do $+200^{\circ}\text{C}$. Točnost termopara je 0.1°C . Na mjesto izlaska iz kosti, na termopar je postavljen plastični cilindar koji je sprečavao izlazak rashladnog sredstva ili čestica kosti u utor u kojem se nalazi termopar.



Slika 25. Termopar *BEHA Unitest Therm 100* za precizno mjerenje temperature bušenja kosti(43)

Mjerenja temperature provedena su na uzorku stegnutom u steznu napravu pričvršćenu za radni stol ispitnog postava (Slika 26). Bušenje je provedeno duž cijele dužine uzorka, do dubine 10 mm. Prvo su izbušena dva provrta kroz kortikalni dio kosti u koji je zatim smještena temperaturna sonda s termoparom na dubini od 3 mm kako bi se izbjegao utjecaj vanjske temperature. Udaljenost od stjenke slijedećeg provrta bila je 0.5 mm. Te su vrijednosti standardizirane radi usporedbe rezultata (71,86,91,94,151). Nakon svakog bušenja čekalo se da se temperatura cijelog sustava (kost, svrdlo i okolišna temperatura) vrati na početnu temperaturu (37°C). Mjerenje je zatim počelo od trećeg provrta u nizu, koji je nakon mjerenja zajedno s drugim provrtom iskorišten za fiksiranje temperaturne sonde za slijedeće mjerenje (četvrti provrt). Taj princip iskorišten je za sva ostala mjerenja. Provrti su bili međusobno udaljeni 0.5 mm. Na svakoj kosti napravljeno je osam provrta, a šest provrta je iskorišteno za mjerenje temperature. Za potrebe ovog dijela istraživanja upotrijebljeno je 20 kostiju.



Slika 26. Mjerenje temperature kod bušenja sa svrdlom s protočnim hlađenjem otvorenog tipa

Bušenje je provedeno na fiksnom postavu pomoću je troosne portalne glodalice *Flexmatic FA 530 S* (Slika 27). Glavno vreteno glodalice je visokobrzinsko motorvreteno proizvođača *Perske* snage 1.5 kW što omogućava brine vrtnje glavnog vretena do 23600 okretaja u minuti i hlađenje kroz alat. Ostvarivi posmak glodalice je do 15 m/min.



Slika 27. Glodalica Flexmaic FA 530 S

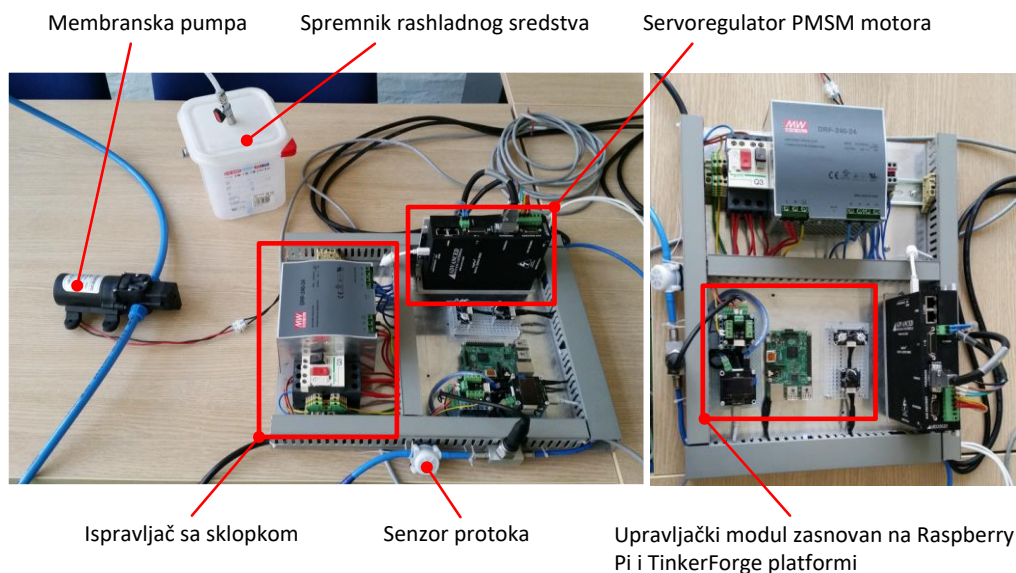
Obzirom da se istraživanje provodi na ranije definiranoj temperaturi, korišten je sustav za regulaciju temperature. Sustav se sastoji od sljedećih uređaja:

- Grijalica-ventilator *Budget FH 2000* (230 V, 50 Hz, 2000 W)
- Regulator temperature *Omron E5CS-X* (Slika 28)
- Kontaktor *CN16* Končar
- *PT100* sonda mjernog područja 0-250°C



Slika 28. Temperaturni kontroler *Omron E5CS-X*

Protok rashladne tekućine reguliran je sustavom senzora protoka (radno područje od 0,6l/min do 2 l/min), membranske pumpe upravljane upravljačkim sustavom zasnovanom na Raspberry Pi i TinkeForge hardverskoj platformi, ispravljača sa sklopkom, spremnika rashladnog sredstva i servoregulatora PMSM (permanent magnet servo motor) motora bušilice (Slika 29).

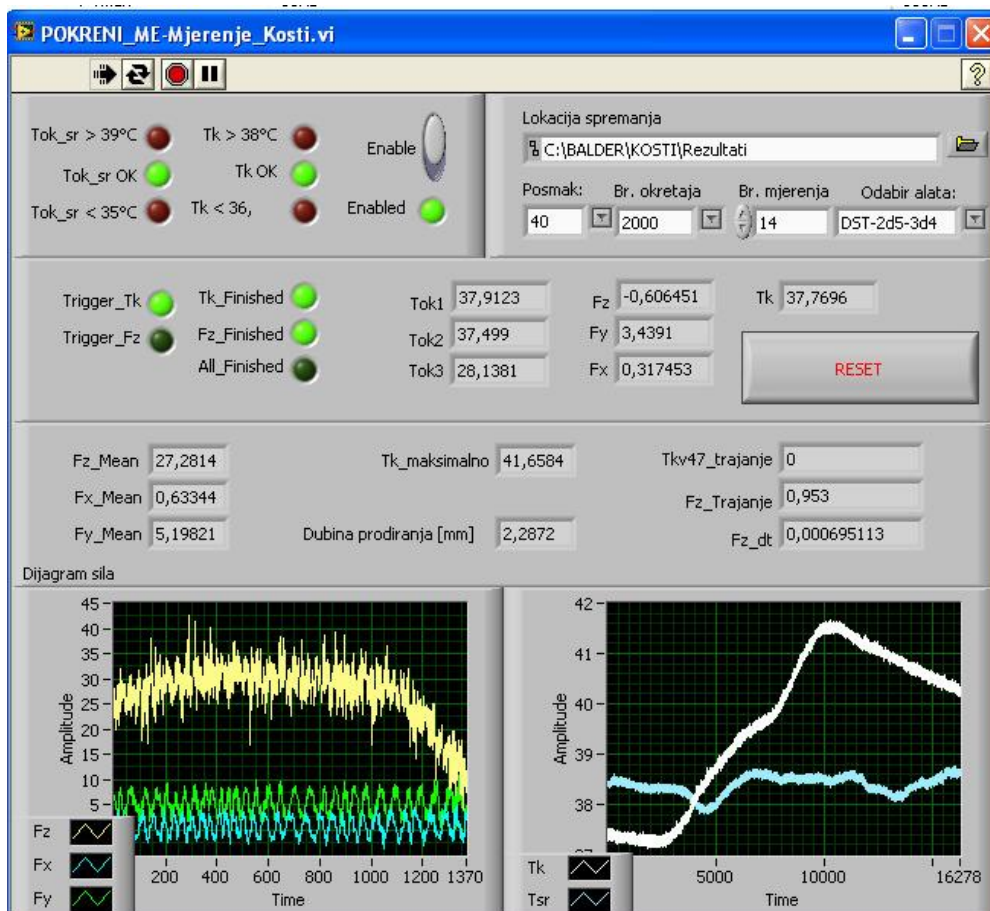


Slika 29. Sustav za regulaciju protoka rashladnog sredstva (PMSM – permanent magnet servo motor)

Mjerni postav

Glavno računalo spojeno s putem serijskog porta s frekvencijskim pretvornikom Moeller DV51-322-2K2 kojim je ostvarena regulacija brzine vrtnje glavnog vretena alatnog stroja. Pomoću akvizicijske kartice *DAQcard-6036E* sa upravljačkim je računalom povezana mjerna stanica *National Instruments SCXI-1000DC*, koja služi za akviziciju signala temperature. Mjerenje temperature izvedeno je s dva termopara raspoređena unutar radnog prostora dok se za mjerenje temperature unutar kosti koristio jedan termopar. Zasebno računalo alatnog stroja *Flexmatic FA 530 S* vršilo je nadzor nad svim operacijama i funkcijama alatnog stroja.

Za akviziciju izlaznog signala sonde za mjerenje temperature korištena je mjerna stanica NI SCXI-1000 DC proizvođač *National instruments* s modulom NI SCX-1112. Za programsku podršku mjernog sustava korišten je programski jezik *LabView*. Program omogućuje mjerenja uz iste početne uvjete: kontrola okolišne temperature i temperature kosti (Slika 30).



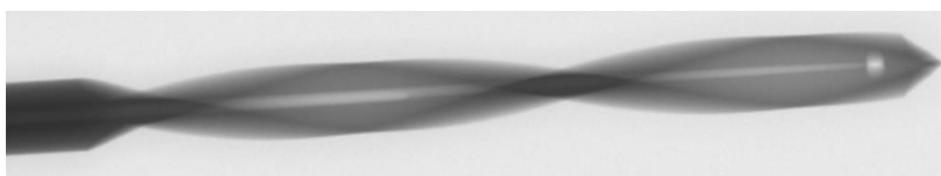
Slika 30. Grafički prikaz programske podrške – software *LabView* (43)

U statističkoj obradi podataka korišten je neparametrijski Mann-Whitney U test zbog distribucije koja nije normalna. To se objašnjava činjenicom da pojedinačne kosti nisu savršeno jednake.

4.3.2 Analiza svrdla s kanalom za protočno hlađenje i usporedba sa svrdlom bez kanala analizom konačnih elemenata i eksperimentalnom analizom tehničkih svojstava

Potencijalna primjena svrdla s protočnim hlađenjem u kliničkoj praksi ovisi i o mehaničkim svojstvima svrdla. Naime, modificiranjem svrdla, mehanička svojstva svrdla se mijenjaju. Cilj je bio utvrditi negativni utjecaj kanala za protočno hlađenje na mehanička svojstva svrdla. U tu svrhu napravljena je analiza konačnih elemenata (FEM – engl. Finite Element Method Analysis) te eksperimentalna analiza tehničkih svojstava svrdla s kanalom za protočno hlađenje i bez kanala.

Za analizu konačnih elemenata, svrdlo s kanalom za protočno hlađenje skraćeno na 80 mm i svrdlo bez protočnog hlađenja skraćeno na 80 mm skenirana su na industrijskom mjernom CT uređaju Nikon XT H 225 Nacionalnog laboratorija za duljinu na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu (Slika 31). Svrdlo s protočnim hlađenjem pune duljine (145 mm) softverski je rekonstruirano iz podataka dobivenih za svrdlo od 80 mm. Dobivene slike potom su obrađene Geomagic Design X (ver.2016) softveru pomoću kojeg je napravljen njegov CAD model podesan za analizu konačnih elemenata. Dobiveni parametri za analizu konačnih elemenata prikazani su u tablici 3.



Slika 31. Svrdlo s kanalom za protočno hlađenje snimljeno industrijskim CT uređajem Nikon XT H 225

Tablica 3. Parametri modela svrdla

Svrdlo	Duljina svrdla	Broj elemenata
Bez protočnog hlađenja	80 mm	40779
S protočnim hlađenjem	80 mm	70072
S protočnim hlađenjem	145 mm	129874

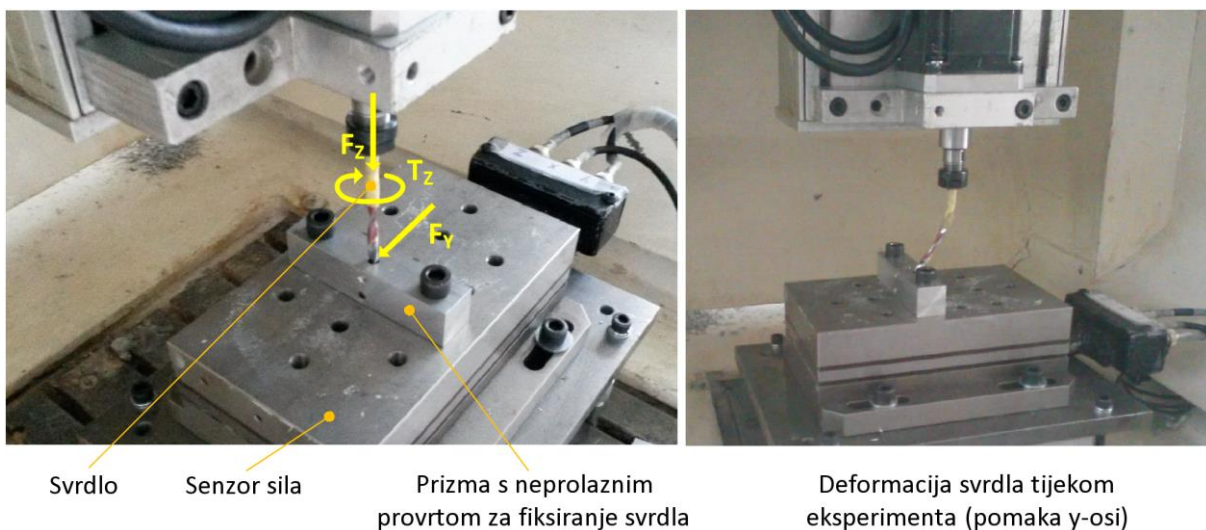
Analiza konačnih elemenata provedena je korištenjem programskog paketa ABAQUS (ver. 2017). Verifikacija vrste materijala od kojeg je izrađeno svrdlo obavljena je primjenom XRF (fluorescencija X-zraka) prijenosnog analizatora, pri čemu je potvrđeno da je svrdlo izrađeno od martenzitnog nehrđajućeg čelika AISI 431.

Mehanička svojstva tog materijala iskorištena su zatim u izradi modela svrdla na temelju kojeg je provedena analiza konačnih elemenata. Usporedno s analizom konačnih elemenata, napravljena je i eksperimentalna analiza mehaničkih svrdla s i bez kanala s protočnim hlađenjem. Na senzor sila, postavljen na radnom stolu laboratorijske troosne glodalice, postavljena je prizma s neprolaznim provrtom dubine 8 mm (Slika 32). Svrdla su centrirana u os provrta i fiksirana s dva horizontalno postavljena vijka. Zatim su aksijalno opterećena

maksimalno očekivanom silom kod ručnog bušenja od 280 N i dodatno opterećena torzijskim momentom od 0,3 Nm (najveći moment izmjeren kod primjene tupog svrdla). Nakon tlačnog i torzijskog opterećenja svrdla, radni stol sa senzorom i prizmom pomican je u jednom smjeru (u smjeru osi Y) posmičnom brzinom 100 mm/min čime je na svrdlo izazvano i treće, tj. opterećenje savijanja koje se očekuje u stvarnim uvjetima upotrebe te je na taj način eksperimentalno definirana zona savijanja. Deformacija svrdla koja se postiže djelovanjem sile F_Y u smjeru osi Y naziva se otklon svrdla (kut pod kojim je svrdlo deformirano). Maksimalna sila savijanja je sila zabilježena pri izlasku svrdla iz ležišta uređaja. Za vrijeme posmičnog gibanja osi snimane su sve tri komponente sile (F_X , F_Y , F_Z). Kako EDM postupkom nije bilo moguće izraditi kanal za hlađenje na svrdlu proizvođača Komet Medical GmbH, tip S2727.098, zbog prevelike dužine svrdla ($L=145\text{mm}$), navedeni je tip svrdla najprije skraćen na dužinu od 80 mm i zatim je izrađen kanal. Stoga su u istraživanju korištene tri varijante navedenog tipa svrdla:

- kratko svrdlo ($L = 80 \text{ mm}$) bez kanala,
- kratko svrdlo ($L = 80 \text{ mm}$) s kanalom,
- nemodificirano komercijalno svrdlo ($L = 145 \text{ mm}$) bez kanala.

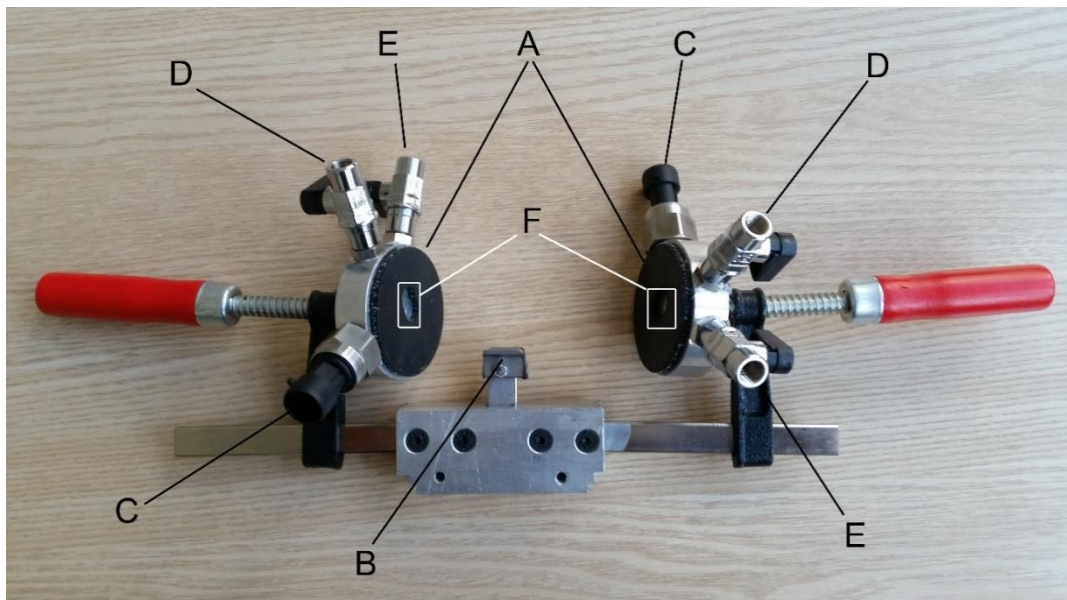
Za svaku su varijantu u istraživanju korištena po 3 jednaka svrdla.



Slika 32. Eksperimentalno testiranje mehaničkih karakteristika medicinskih svrdla

4.3.3 Mjerenje promjene intramedularnog tlaka tijekom bušenja kosti sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja

U ovom dijelu istraživanja cilj je bio istražiti međuovisnost protoka rashladne tekućine kroz svrdlo s protočnim hlađenjem i intramedularnog tlaka. Korišteno je ranije opisano svrdlo s protočnim hlađenjem otvorenog tipa te, kao kontrolna grupa, komercijalno medicinsko svrdlo istog kemijskog sastava, ali bez sustava hlađenja. Za potrebe istraživanja napravljen je stezni uređaj na koji su postavljeni potrebni priključci. Stezni uređaj (Slika 33) sastoji se od dva diska na koje se spajaju senzori tlaka (IIL, MK-5, Kina) (Slika 34). Na diskovima se nalazi guma zbog boljeg prianjanja kosti na stezni uređaj.

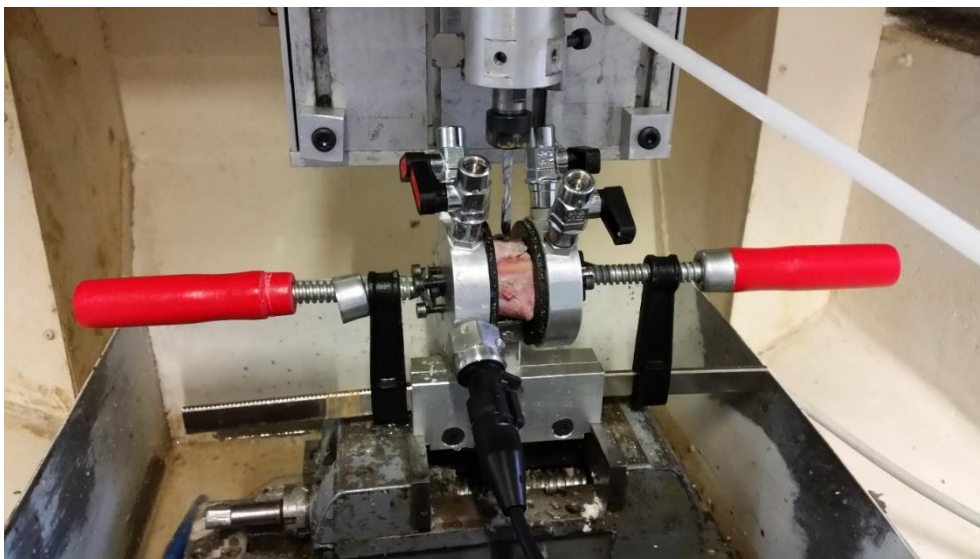


Slika 33. Stezni uređaj. A – diskovi za stezanje preparata, B – oslonac za ispitni uzorak, C – priključak za senzore tlaka, D – priključak za dovod vode s ventilom, E – odzračnik s ventilom, F – uljev vode u medularni kanal/uljev vode u kanal za mjerenje tlakova



Slika 34. Senzor tlaka IIL MK-5

Radni raspon senzora tlaka (ulazni) bio je od 0 do 750 mmHg. Izlazni raspon senzora bio je od 0.5 do 4.5 V linearnog napona (0 mmHg daje 0.5V izlaznog napona, 375 mmHg daje 2.5V izlaznog napona, dok 750 mmHg daje 4.5V izlaznog napona). Brzina odziva senzora je 0.003 sekunde (333 mjerenja u jednoj sekundi). Opći dio pripreme kosti opisan je ranije dok je dio pripreme specifičan za ovaj dio istraživanja kako slijedi. Dijafiza svinjskog femura izrezana je na duljinu od 2 cm. S obje strane uzorka odstranjen je 1 mm spongioze kako bi bilo mjesta za postavljanje senzora. Potom je uzorak postavljen na stezni uređaj između dva diska pazeći da senzori tlaka budu centrirani u sredinu medularnog kanala (Slika 35). Kako bi se izbjegle pogreške u mjerenju zbog stlačivosti zraka, voda je postavljena u prostor između kosti i steznih diskova, oko senzora tlaka.



Slika 35. Ispitni postav s uzorkom kosti

Nakon postavljanja uzorka slijedilo je bušenje uzorka. Korišten je automatizirani stacionarni postav opisan ranije. U uzorku je napravljen provrt kroz prvi kortikalis i spongiozu, duljine 15 mm, dok drugi kortikalis nije bušen. Kod svrdla s protočnim hlađenjem korišten je konstantni protok rashladne tekućine (fiziološka otopina) od 0.6 l/min pri temperaturi 26°C. Uređaj za regulaciju protoka opisan je ranije. Brzina vrtnje svrdla također je bila konstantna 1300 okr/min, a posmična brzina 1 mm/s. Bušenje je provedeno okomito na kortikalis kosti. Pet sekundi prije početka bušenja uključeni su senzori tlaka za određivanje bazalne vrijednosti tlaka u medularnom kanalu. Tijekom bušenja bilježene su vrijednosti intramedularnog tlaka na oba kraja kosti, a u obradu su uzete najviše vrijednosti sa svake strane. Matematičkim izračunom dobivene su razlike tlakova (razlika maksimalnog i bazalnog tlaka). Isti postupak ponovljen je s komercijalnim svrdlima.

Za statističku analizu korišten je neparametrijski Mann-Whitney U test zbog nenormalne distribucije rezultata.

4.3.4 Vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine

Cilj ovog dijela istraživanja bio je vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine u medularnom kanalu tijekom i nakon bušenja sa svrdlom s protočnim hlađenjem s različitim kombinacijama parametara bušenja. Za potrebe ovog dijela istraživanja korištena je mobilna ispitna jedinica s automatiziranim posmičnim prigonom te sustav za regulaciju protoka (vidi 4.3.1).

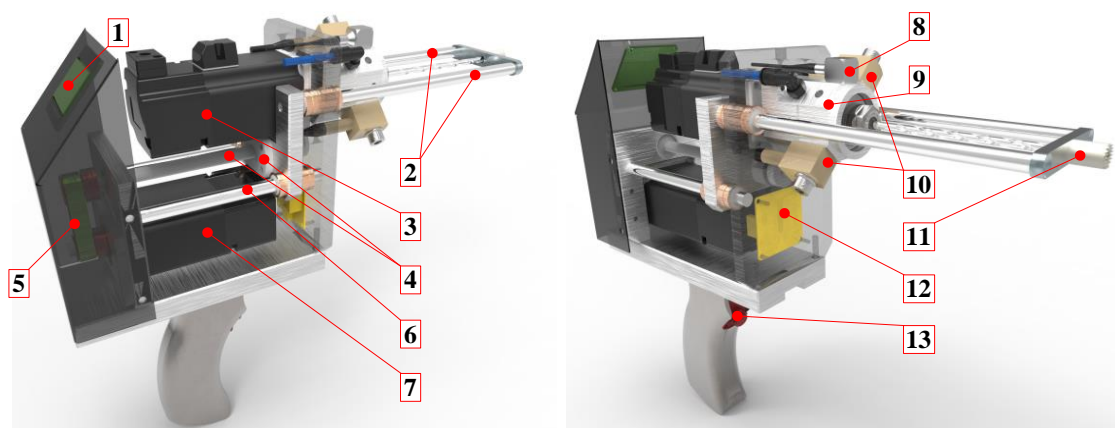
Mobilna ispitna jedinica (Slika 36) sastoji se od 3 cjeline:

- mehaničke komponente i aktuatora,
- mjerni sustavi za nadzor procesa bušenja,
- upravljački sustav.

Navedeni elementi sustava osiguravaju kompaktnost tijela bušilice s integriranim posmičnim prigonom i vodicom svrdla, mogućnost uključivanja/isključivanja automatiziranog posmaka svrdla, mogućnost rada s protočno hlađenim svrdlima i višesenzorski nadzor bušenja sa sensorima smještenim u blizini izvora signala. Mobilna jedinica koristi dva sinkrona servomotora s permanentnim magnetima (Mecapion APM SA01ACN-8) čije se karakteristike nalaze u tablici 4.

Tablica 4. Karakteristike servomotora

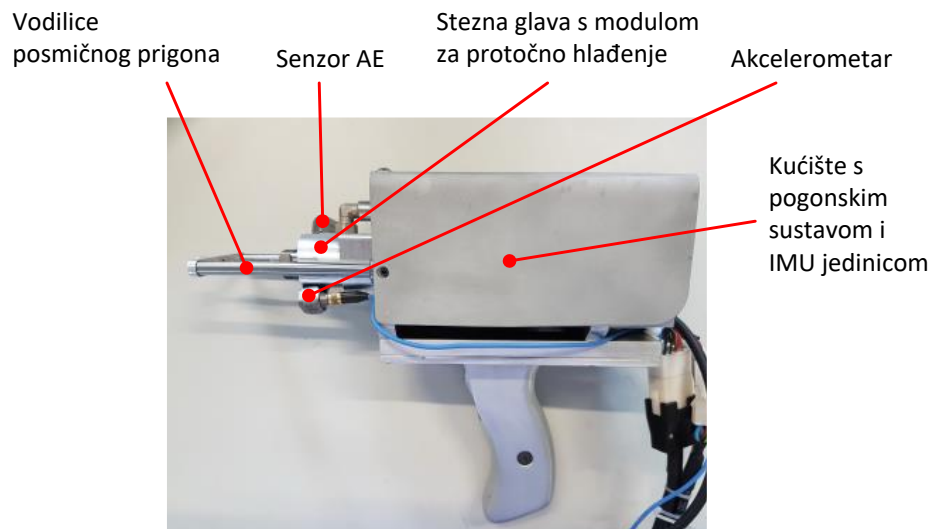
Dimenzije: V x Š x D (mm)	40 x 40 x 125
Izlazna snaga (kW)	0.1
Nazivni /Maksimalni broj okretaja (o/min)	3000/5000
I (Arms)	2.38
Nazivni / Maksimalni moment (Nm)	0.318 / 0.955
Rezolucija enkodera (pulsevi/okr)	8196
Moment inercije (kg m ²)	0.045 x 10 ⁻⁴



- | | |
|------------------------------|--|
| 1) OLED ekran | 8) Senzor vibracija |
| 2) Pomične vodilice | 9) Stezna glava s mogućnošću prijvata protočno hlađenog svrdla |
| 3) Motor glavnog vretena | 10) Senzor akustične emisije |
| 4) Navojno vreteno s maticom | 11) Vodilica svrdla |
| 5) Remenski prijenos | 12) IMU modul |
| 6) Nepomične vodilice | 13) Upravljački prekidač |
| 7) Motor posmičnog prigona | |

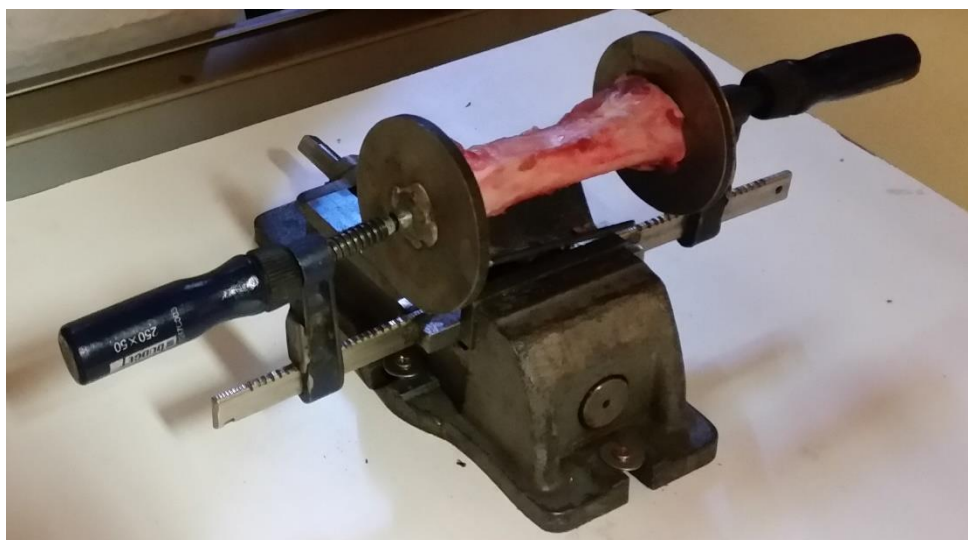
Slika 36. Konstrukcija mobilne ispitne jedinice za bušenje kostiju

Stezna glava svrdla pričvršćena je izravno na motor glavnog vretena i ima mogućnost prihvata i distribucije rashladnog sredstva kroz svrdlo. Izgled mobilne ispitne jedinice prikazan je na slici 37.



Slika 37. Mobilna ispitna jedinica

Dijafiza svinjskog femura u duljini od 12 cm, bez epifize i metafize, postavljena je u steznu napravu (Slika 38)



Slika 38. Dijafiza femura u steznoj napravi

Sva bušenja kosti s mobilnom ispitnom jedinicom (ručnom bušilicom) provodila je jedna osoba. Smjer svrdla bio je okomit na kortikalni dio kosti. Probušeni provrt bio je dubok oko 15 mm. Protok kroz sustav bušilice i svrdla uključen je prije početka bušenja kako bi rashladna tekućina prolazila kroz kanal svrdla i izlazila na vrhu svrdla tijekom cijelog procesa bušenja kosti. Prolazak svrdla kroz kortikalnu kost trajao je dvije do tri sekunde, a nakon prolaska kroz spongiozu svrdlo je zadržano u kosti uz rotaciju i protok rashladnog sredstva naredne tri sekunde.

Za vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine, napravljena je smjesa rashladne tekućine (fiziološka otopina – 0,9% NaCl) i vodotopivog jednog kontrasta u omjeru 1:1. Kao kontrast je korišten Omnipaque 300 s aktivnom sastojkom Iohexol u koncentraciji 300 mg I/ml. Cijeli proces je dokumentiran s RTG slikama koje su napravljene u različitim kombinacijama parametara bušenja.

Prva RTG slika učinjena je prije bušenja, druga slika neposredno po završetku bušenja, tj. čim je svrdlo izvađeno iz kosti i treća slika pet minuta nakon bušenja.

Promjenjive kombinacije parametara bušenja bile su:

1. Brzina vrtnje svrdla 1300 okr/min i protok 0.6 l/min
2. Brzina vrtnje svrdla 1300 okr/min i protok 0.85 l/min
3. Brzina vrtnje svrdla 1300 okr/min i protok 1.35 l/min
4. Brzina vrtnje svrdla 3000 okr/min i protok 0.6 l/min
5. Brzina vrtnje svrdla 5000okr/min i protok 0.6 l/min

4.3.5 Sterilizacija svrdla s protočnim hlađenjem

U ovom dijelu istraživanja cilj je bio dokazati da je svrdlo s kanalom za protočno hlađenje otvorenog tipa moguće sterilizirati za ponovnu upotrebu. U tu svrhu osmišljen je slijedeći plan pokusa.

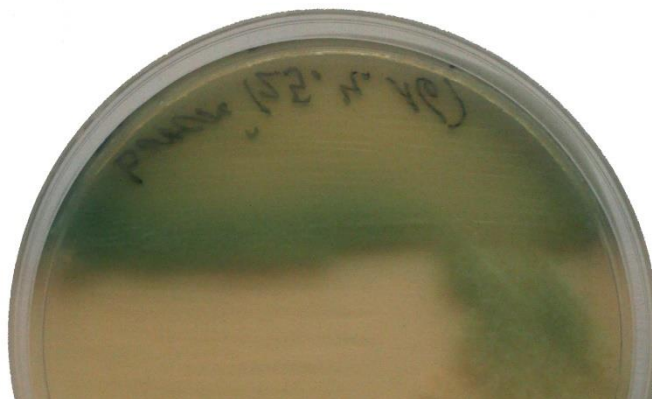
Šesnaest, novih, nekorištenih, svrdla s protočnim hlađenjem uronjeno je u tekuću hranjivu podlogu BHI (Brain Heat Infusion Broth Oxoid) na koju su ranije nacijepljeni sojevi bakterija *Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus* spp. *Streptococcus* spp. beta-hemolitički, *Enterobacter* spp. i *Staphylococcus pseudintermedius* methicillin-resistant (MRSP)(Slika 39). Spomenuti su sojevi izdvojeni u mikrobiološkom laboratoriju Zavoda za mikrobiologiju i zarazne bolesti Veterinarskog fakulteta. Prije početka ovog dijela istraživanja svrdla nisu bila sterilizirana niti je rukovanje njima bilo aseptično. Svrdla su potom inkubirana 24 sata pri temperaturi 37°C.



Slika 39. Svrkla s kanalom za protočno hlađenje uronjena u tekuću hranjivu podlogu BHI (Brain Heart Infusion Broth, Oxoid) na koju su ranije naciepljeni sojevi bakterija *Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus* spp. *Streptococcus* spp. beta-hem., *Enterobacter* spp. i *Staphylococcus pseudintermedius* methicillin-resistant (MRSP)

Nakon 24 sata svrdla su izvađena iz BHI hranjive podloge, oprana sterilnom destiliranom vodom, a cilindrični kanal je ispran s tankom iglom uz posebnu pažnju da sterilna destilirana voda ubrizgana s jedne strane izađe na drugoj strani kako bi bili sigurni da kanal nije začepljen. Tekuća hranjiva podloga BHI, u kojoj su se nalazila svrdla, naciepljena je na čvrstu

hranjivu podlogu (Columbia agar, Merck) kao kontrola rasta bakterijskih sojeva korištenih u pokusu (Slika 40). Čvrsta hranjiva podloga inkubirana je 24 sata na 37°C.



Slika 40. Kontrola rasta naciepljenih sojeva bakterija iz tekuće hranjive podloge BHI u kojoj su se nalazila svrdla na čvrstoj hranjivoj podlozi (Columbia agar, Merck). Prikazan je rast bakterijskih kolonija

Svrdla su, potom, stavljena u autoklav (sterilizacija s gravitacijskim istiskivanjem pare - Tuttnauer GS Hospital Autoclave) (Slika 41). Izvršen je ciklus u trajanju 15 minuta pri temperaturi 132°C i tlaku od 2.6 Bara(132–134). Nakon navedenog ciklusa sterilizacije u trajanju od 15 minuta, svrdla su ostavljena u autoklavu slijedeća 24 sata. Nakon vađenja, svrdla su uz poštivanje pravila asepse i antiseptičke, uronjena tekuću hranjivu podlogu BHI. Ponovljena je inkubacija od 24 sata na temperaturi 37°C te je potom tekuća hranjiva podloga BHI inokulirana na čvrstu hranjivu podlogu (Columbia agar, Merck s dodatkom 5% defibrinirane ovčje krvi) s inkubacijom od 48 sati na temperaturi 37°C.

Isti postupak ponovljen je s produženim vremenom sterilizacija u trajanju od 20 i 30 minuta.



Slika 41. Tuttnauer GS Hospital Autoclave (Izvor: <http://docplayer.net/53748568-Gs-hospital-autoclaves.html>)

5. REZULTATI

5.1 Porast temperature kod bušenja sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja uz različit stupanj istrošenosti svrdla

U tablici 5. prikazani su rezultati mjerenja, a u tablici 6. prikazani su obrađeni rezultati mjerenja za oštro svrdlo s i bez protočnog hlađenja.

Prosječna temperatura kosti na mjestu bušenja uz korištenje oštrog svrdla s protočnim hlađenjem bila je 26.6°C (26.0-27.7°C), dok je prosječna temperatura kosti uz korištenje oštrog svrdla bez protočnog hlađenja bila 52.2°C (48.6 – 56.7°C). Razlika je statistički značajna ($p=0.0000$). Rezultati testa (Mann-Whitney U test) prikazani su na slici 42.

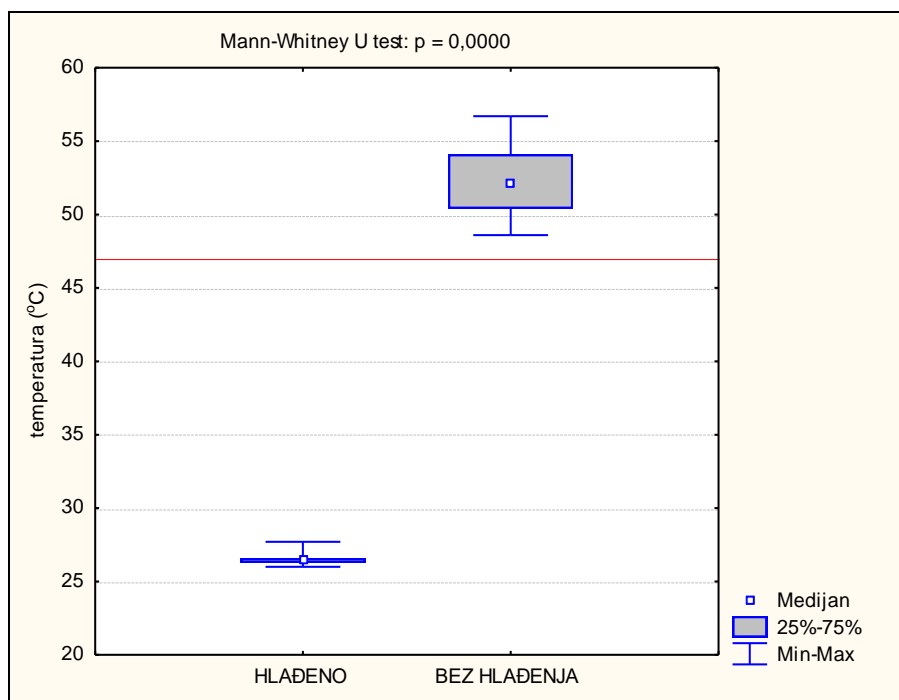
Tablica 5. Pojedinačni rezultati mjerenja maksimalne postignute temperature prilikom bušenja s oštrim svrdlom s protočnim hlađenjem, s oštrim svrdlom bez protočnog hlađenja, s istrošenim svrdlom s protočnim hlađenjem i s istrošenim svrdlom bez protočnog hlađenja. T_{max} – maksimalna izmjerena temperatura, VB – mjera istrošenosti svrdla (VB=0 mm označava oštro svrdlo bez znakova istrošenosti, VB >0.5mm označava svrdlo visokog stupnja istrošenosti)

Br. mjerenja	T_{MAX} , °C			
	Oštro svrdlo (VB = 0 mm)		Istrošeno svrdlo (VB > 0,5 mm)	
	bez hlađenja	s hlađenjem	bez hlađenja	s hlađenjem
1	56,0	26,0	62,7	28,5
2	56,7	26,1	54,3	28,1
3	55,6	26,5	55,9	28,7
4	52,5	26,5	59,9	28,5
5	48,6	26,5	56,9	29,5
6	49,5	26,3	59,7	28,6
7	51,9	26,3	63,6	29,3
8	52,6	27,7	57,7	28,4
9	50,7	26,3	64,7	28,1
10	50,2	26,4	60,4	28,2
11	56,2	26,2	57,2	28,6
12	54,5	27,0	63,4	28,2
13	53,8	26,4	58,9	28,7
14	52,7	26,7	62,1	28,7
15	50,6	26,4	60,5	28,8
16	56,2	26,3	62,4	29,2
17	52,8	26,5	55,4	29,1
18	48,8	26,8	64,4	28,3
19	54,1	26,5	63,1	28,2
20	52,7	27,3	54,8	28,4
21	49,1	26,6	59,1	28,7
22	55,6	26,2	57,6	28,4
23	51,2	26,4	60,8	29,2
24	50,4	27,2	56,6	28,7
25	49,5	26,6	60,3	28,6
26	51,1	26,5	60,5	28,2
27	50,4	26,3	60,5	29,1
28	53,7	27,0	58,9	28,8
29	49,1	26,4	54,6	28,4
30	50,7	26,6	59,9	28,7

Tablica 6. Aritmetička sredina, standardna devijacija (SD), medijan i raspon temperatura za oštro svrdlo (VB=0 mm) s hlađenjem i bez hlađenja.

OŠTRO SVRDLO	N	TEMPERATURA (°C)			
		Aritm. sredina	SD	Medijan	Raspon
HLAĐENO	30	26.6	0.37	26.5	26.0 – 27.7
BEZ HLAĐENJA	30	52.2	2.51	52.2	48.6 – 56.7

Mann-Whitney U test: p = 0.0000



Slika 42. Grafički prikaz maksimalnih temperatura za oštro svrdlo s hlađenjem i bez hlađenja (Mann-Whitney U test), crvena linija prikazuje kritičnu temperaturu za nastanak termičke osteonekroze 47°C

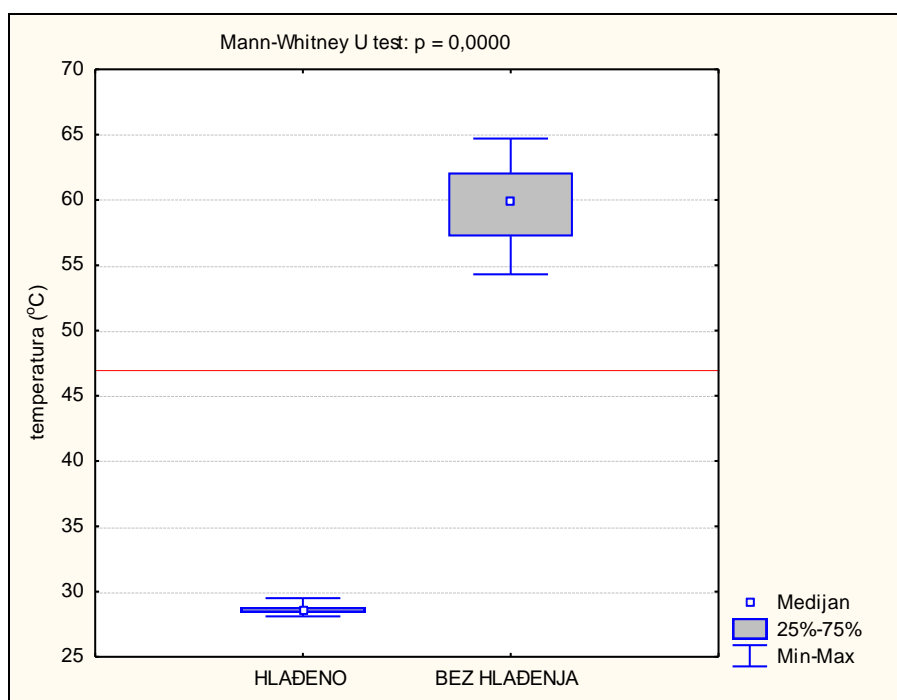
U tablici 7. prikazani su obrađeni rezultati mjerenja za istrošeno svrdlo s i bez protočnog hlađenja.

Tablica 7. Aritmetička sredina, standardna devijacija (SD), medijan i raspon temperatura za istrošeno svrdlo (VB>0.5 mm) svrdlo s hlađenjem i bez hlađenja.

ISTROŠENO SVRDLO	N	TEMPERATURA (°C)			
		Aritm. sredina	SD	Medijan	Raspon
HLAĐENO	30	28.6	0.37	28.6	28.1 – 29.5
BEZ HLAĐENJA	30	59.6	2.99	59.9	54.3 – 64.7
Mann-Whitney U test: p = 0.0000					

Prosječna temperatura kosti na mjestu bušenja uz korištenje istrošenog svrdla s protočnim hlađenjem bila je 28.6°C (28.1 – 29.5°C), dok je prosječna temperatura kosti uz korištenje oštrog svrdla bez protočnog hlađenja bila 59.6°C (54.3 - 64.7°C). Razlika je statistički značajna (p=0.0000).

Rezultati testa (Mann-Whitney U test) prikazani su na slici 43.



Slika 43. Grafički prikaz maksimalnih temperatura za istrošeno svrdlo s hlađenjem i bez hlađenja (Mann-Whitney U test), crvena linija prikazuje kritičnu temperaturu za nastanak termičke osteonekroze 47°C

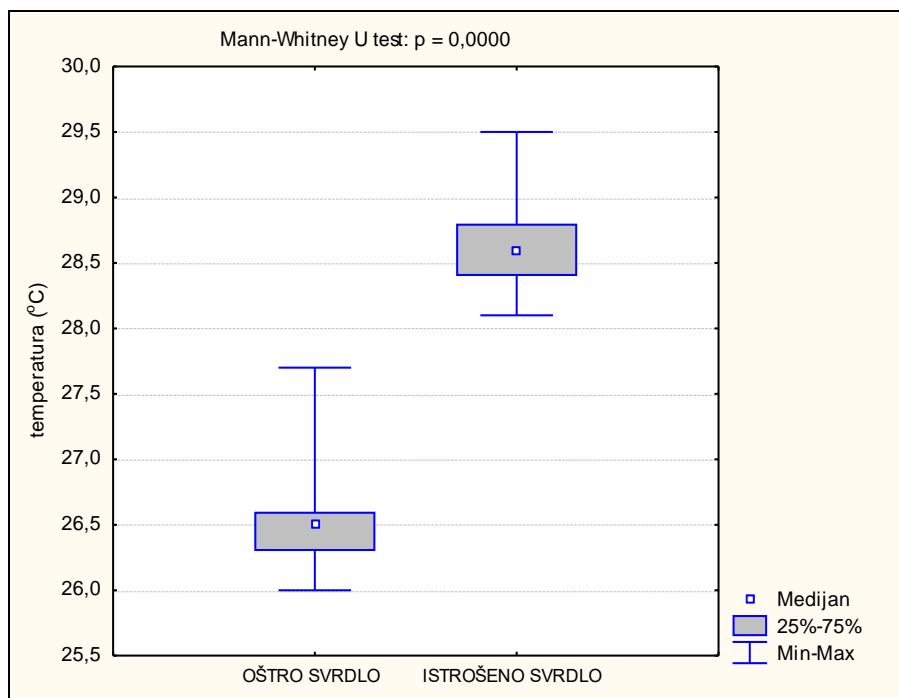
U daljnjem dijelu statističke obrade uspoređivana je razlika između oštrog i istrošenog svrdla. U tablici 8. prikazana je usporedba maksimalnih temperatura oštrog i istrošenog svrdla s protočnim hlađenjem.

Tablica 8. Aritmetička sredina, standardna devijacija (SD), medijan i raspon postignutih temperatura za oštro (VB=0 mm) i istrošeno svrdlo (VB>0.5 mm) svrdlo s protočnim hlađenjem.

SVRDLO S HLAĐENJEM	N	TEMPERATURA (°C)			
		Aritm. sredina	SD	Medijan	Raspon
OŠTRO	30	26.6	0.37	26.5	26.0 – 27.7
ISTROŠENO	30	28.6	0.37	28.6	28.1 – 29.5
Mann-Whitney U test: p = 0.0000					

Oštro svrdlo s protočnim hlađenjem rezultira temperaturom kosti s prosječnih 26.6 °C (26.0 – 27.7 °C), dok istrošeno svrdlo s protočnim hlađenjem s prosječnih 28.6 °C (28.1 – 29.5 °C). Razlika je statistički značajna ($p = 0.0000$).

Rezultati testa (Mann-Whitney U test) prikazani su na slici 44.



Slika 44. Grafički prikaz maksimalnih temperatura za oštro i istrošeno svrdlo s protočnim hlađenjem (Mann-Whitney U test)

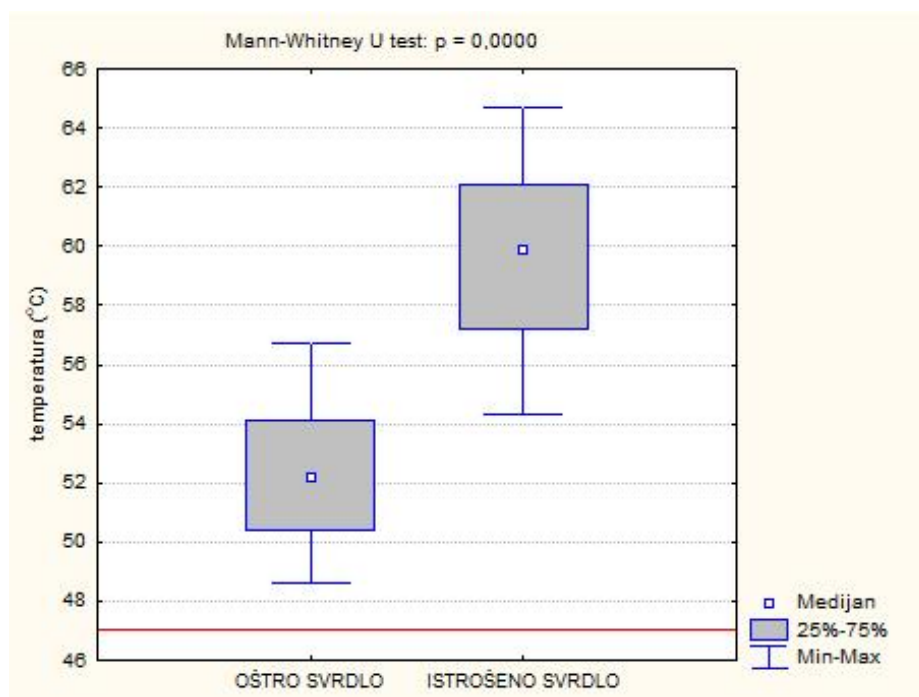
U tablici 9. prikazana je usporedba oštrog i istrošenog svrdla bez protočnog hlađenja.

Tablica 9. Aritmetička sredina, standardna devijacija (SD), medijan i raspon postignutih temperatura za oštro (VB=0 mm) i istrošeno svrdlo (VB>0.5 mm) svrdlo bez hlađenja

SVRDLO BEZ HLAĐENJA	N	TEMPERATURA (°C)			
		Aritm. sredina	SD	Medijan	Raspon
OŠTRO	30	52.2	2.51	52.2	48.6 – 56.7
ISTROŠENO	30	59.6	2.99	59.9	54.3 – 64.7
Mann-Whitney U test: $p = 0.0000$					

Oštro svrdlo bez protočnog hlađenja rezultira temperaturom kosti s prosječnih 52.2 °C (48.6 – 56.7 °C), a istrošeno svrdlo bez protočnog hlađenja s prosječnih 59.9 °C (54.3 – 64.7 °C). Razlika je statistički značajna ($p = 0.0000$).

Rezultati testa (Mann-Whitney U test) prikazani su na slici 45.



Slika 45. Grafički prikaz maksimalnih temperatura za oštro i istrošeno svrdlo bez hlađenja. Crvena linija označava kritičnu temperaturu iznad koje nastaje termička osteonekroza.

U Tablicama 10 i 11. prikazano je da bez obzira na istrošenost svrdla, prilikom bušenja bez protočnog hlađenja, temperatura je uvijek prelazila kritičnu temperaturu od 47°C, dok je kod bušenja s protočnim hlađenjem temperatura bila u sigurnom rasponu, tj. niža od 47°C.

Tablica 10. Izmjerene vrijednosti temperature s oštrim svrdlom s i bez hlađenja u odnosu na kritičnu temperaturu 47°C

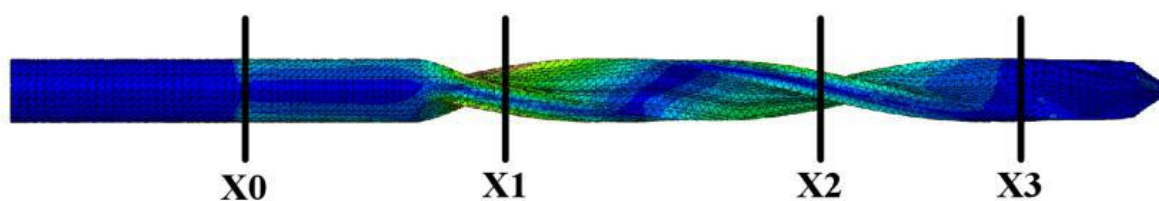
OŠTRO SVRDLO	S HLAĐENJEM	BEZ HLAĐENJA	Hi-kvadrat test
	N (%)	N (%)	
TEMPERATURA < 47 °C	30 (100.0)	0 (0.0%)	p = 0.0000
TEMPERATURA > 47 °C	0 (0.0%)	30 (100.0%)	

Tablica 11. Izmjerene vrijednosti temperature s istrošenim svrdlom s i bez hlađenja u odnosu na kritičnu temperaturu 47°C

ISTROŠENO SVRDLO	S HLAĐENJEM	BEZ HLAĐENJA	Hi-kvadrat test
	N (%)	N (%)	
TEMPERATURA < 47 °C	30 (100.0)	0 (0.0%)	p = 0.0000
TEMPERATURA > 47 °C	0 (0.0%)	30 (100.0%)	

5.2 Analiza svrdla s kanalom za protočno hlađenje i usporedba sa svrdlom bez kanala analizom konačnih elemenata i eksperimentalnom analizom tehničkih svojstava

Rezultati obje analize dobiveni su i analizirani pomoću von Mises stres vrijednostima u četiri kritične zone (X0, X1, X2 i X3) (Slika 46). Von Mises stres se koristi za utvrđivanje hoće li se materijal (najčešće metal) deformirati ili prelomiti. Von Mises stres vrijednosti određuju se eksperimentalno.



Slika 46. Kritične zone korištene za von Mises stres analizu

Zona X0 nalazi se odmah uz mjesto fiksacije svrdla. X1 je pozicionirana uz zonu savijanja prema inicijalnim simulacijama i eksperimentalnim zapažanjima. X2 se nalazi u između X1 i X3, dok se X3 nalazi 3 mm od mjesta gdje sila savijanja djeluje na svrdlo. Rezultati eksperimentalne analize mehaničkih svojstva svrdla u obliku maksimalne sile savijanja i otklona svrdla uzrokovane plastičnom deformacijom prikazani su u tablici 12.

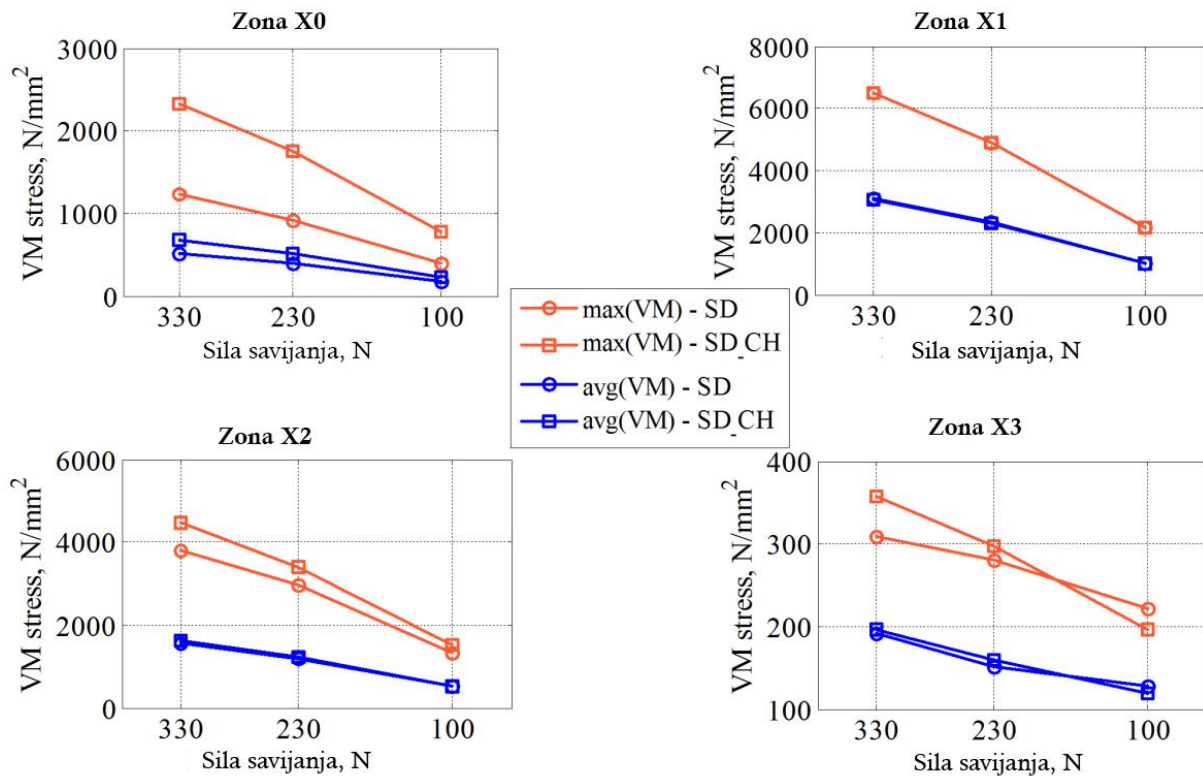
Tablica 12. Eksperimentalni rezultati maksimalne sile savijanja i otklona svrdla

Uzorak	Parametar	Tip svrdla		
		Skraćeno svrdlo bez kanala	Skraćeno svrdlo s kanalom	Dugo svrdlo bez kanala
1	Maksimalna sila (F), N	377.93	366.21	279.05
2		362.55	251.96	187.21
3		249.39	215.13	158.57
1	Otklon svrdla, mm	9.404	10.574	5.969
2		9.334	10.494	5.859
3		9.224	10.004	5.664

Rezultati pokazuju da svrdlo s kanalom za protočno hlađenje ima oko 12% veći otklon nakon plastične deformacije u odnosu na svrdlo iste duljine bez kanala. Mjesto deformacije skraćenog svrdla bilo je u X1 zoni. Međutim, sva su analizirana svrdla imala samo plastičnu deformaciju bez pucanja usprkos činjenici da su korištene sile bile mnogo više od sila koje se očekuju u operativnim uvjetima.

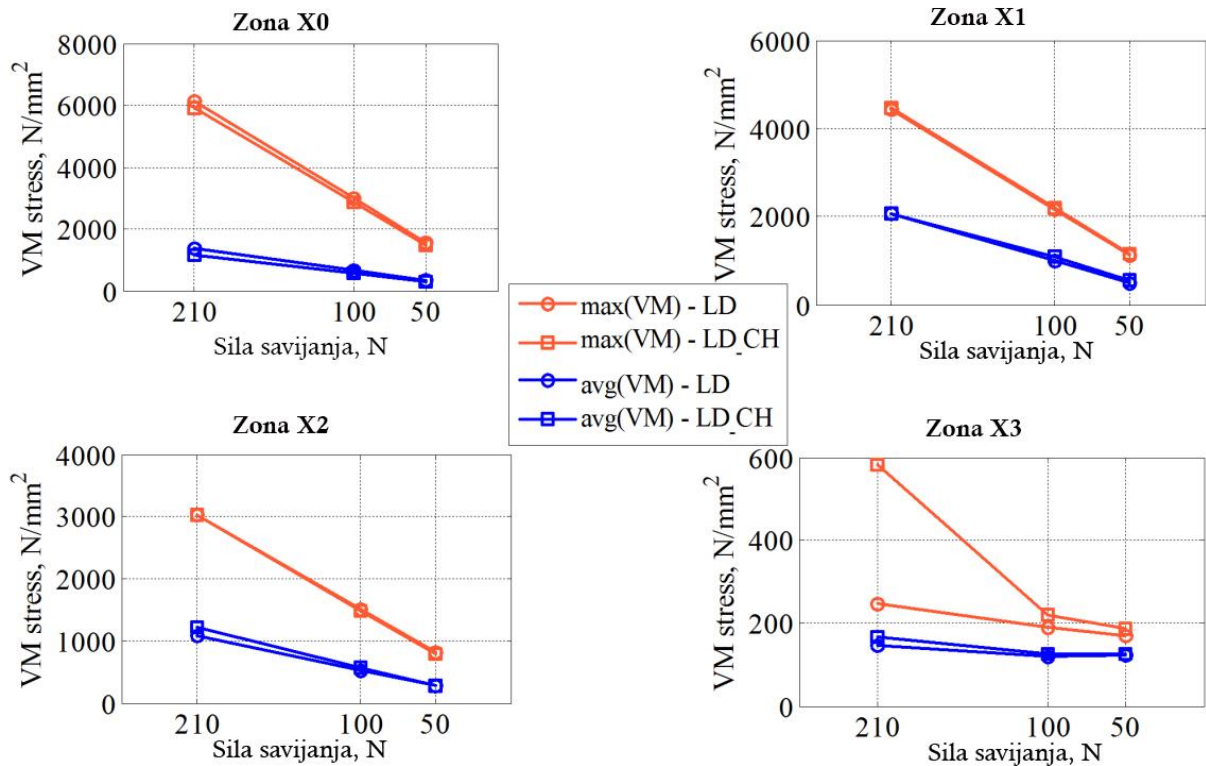
Analiza konačnih elemenata učinjena je s modelima svrdla u istim uvjetima kao u eksperimentalnoj analizi. Uz navedena tri modela svrdla, analizirano je u svrdlo s kanalom za protočno hlađenje pune duljine (145 mm). Za sile svijanja određene su tri vrijednosti: maksimalna sila kao srednja vrijednost maksimalne sile savijanja u sva tri primjera u istraživanju (Tablica 12) i dvije slobodno odabrane vrijednosti za koje smo smatrali da su bliže kliničkim uvjetima. Sile su bile definirane odvojeno za kraća svrdla (330N, 230N, 100N) i duža svrdla (210N, 100N, 50N).

Von Mises stres vrijednosti za skraćena svrdla, u sve četiri odabrane zone prikazane su na Slici 47. Rezultati prikazuju da je kod skraćenog svrdla najveći stres smješten u zoni X1 što se podudara s eksperimentalnom analizom. Iako su maksimalne von Mises stres vrijednosti postignute kod svrdla s kanalom, prosječne razlike stres vrijednosti između skraćenog svrdla s kanalom i bez kanala su vrlo male što upućuje na zaključak da je utjecaj kanala na čvrstoću svrdla gotovo zanemariv.



Slika 47. Von Mises stres vrijednosti za skraćeno svrdlo s kanalom (SD_CH) i skraćeno svrdlo bez kanala (SD). Max(VM) – maksimalna von Mises stres vrijednost, avg(VM) prosječna von Mises stres vrijednost

Iste karakteristike bile su očekivane kod analiziranog svrdla pune duljine s i bez kanala (Slika 48).



Slika 48. Von Mises stres vrijednosti za dugo svrdlo s kanalom (SD_CH) i dugo svrdlo bez kanala (SD). Max(VM) – maksimalna von Mises stres vrijednost, avg(VM) prosječna von Mises stres vrijednost

U slučaju neskraćenih svrdla maksimalne von Mises stres vrijednosti primijećene su u zoni X0. Maksimalne i prosječne vrijednosti u predefiniranim zonama vrlo su slične kod svrdla s i bez kanala.

5.3 Mjerenje promjene intramedularnog tlaka tijekom bušenja kosti sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja

Mjerenja dobivena za bušenja s protokom rashladne tekućine 0.6l/min uz brzinu vrtnje svrdla 1300 okr/min i posmičnu brzinu 1 mm/s prikazana su u tablici 13, a u tablici 14. prikazani su rezultati dobiveni uz iste kombinacije parametara bušenja, korištenjem standardnog svrdla bez protočnog hlađenja.

Tablica 13. Tlakovi kod bušenja sa svrdlom s protočnim hlađenjem izraženi u mmHg. P_0 – bazalni intramedularni tlak izmjeren prije početka bušenja, P_{max} – maksimalni izmjereni intramedularni tlak tijekom bušenja, dP – razlika maksimalnog i bazalnog intramedularnog tlaka.

Mjerenje	P_0	P_{max}	dP
1	8,05	28,63	20,58
2	7,40	34,40	27,00
3	12,54	24,32	11,79
4	14,42	24,97	10,54
5	12,35	35,36	23,01
6	12,58	34,40	21,82
7	16,84	28,44	11,60
8	14,42	23,30	8,88
9	7,03	19,60	12,57
10	4,86	17,21	12,35
11	5,18	17,75	12,58
12	6,36	16,28	9,92
13	8,88	20,08	11,20
14	14,41	21,89	7,48
15	10,54	17,57	7,03
16	11,79	21,89	10,10
17	8,88	21,27	12,39
18	8,61	23,01	14,41
19	7,77	24,47	16,70
20	6,89	18,93	12,05
21	8,69	18,04	9,35
22	8,61	26,75	18,15
23	1,48	20,90	19,42
24	3,41	15,20	11,79
25	14,05	36,58	22,52
26	11,92	34,58	22,66
27	10,54	23,59	13,05
28	8,42	16,46	8,05
29	7,03	24,44	17,41
30	6,50	23,27	16,76

Tablica 14. Tlakovi kod bušenja sa svrdlom bez protočnog hlađenja (mmHg). P_0 – bazalni intramedularni tlak izmjeren prije početka bušenja, P_{max} – maksimalni izmjereni intramedularni tlak tijekom bušenja, dP – razlika maksimalnog i bazalnog intramedularnog tlaka.

mjerenje	P_0	P_{max}	dP
1	8,23	16,09	7,86
2	9,06	14,61	5,55
3	5,80	14,59	8,79
4	5,55	10,91	5,36
5	3,55	20,58	17,03
6	3,88	19,79	15,90
7	6,74	31,99	25,26
8	5,55	32,55	27,01
9	7,09	16,25	9,16
10	4,94	13,58	8,64
11	5,26	21,76	16,50
12	5,59	29,86	24,27
13	8,24	15,81	7,57
14	8,14	15,82	7,68
15	8,95	25,53	16,58
16	12,03	36,36	24,33
17	9,03	32,46	23,43
18	8,05	19,39	11,33
19	7,80	17,51	9,71
20	6,75	23,68	16,93
21	7,51	22,19	14,67
22	8,52	31,73	23,21
23	1,39	18,66	17,27
24	4,15	9,55	5,40
25	9,54	19,46	9,92
26	7,67	15,21	7,53
27	10,48	33,15	22,66
28	8,20	32,30	24,09
29	7,14	16,90	9,76
30	6,76	23,92	17,16

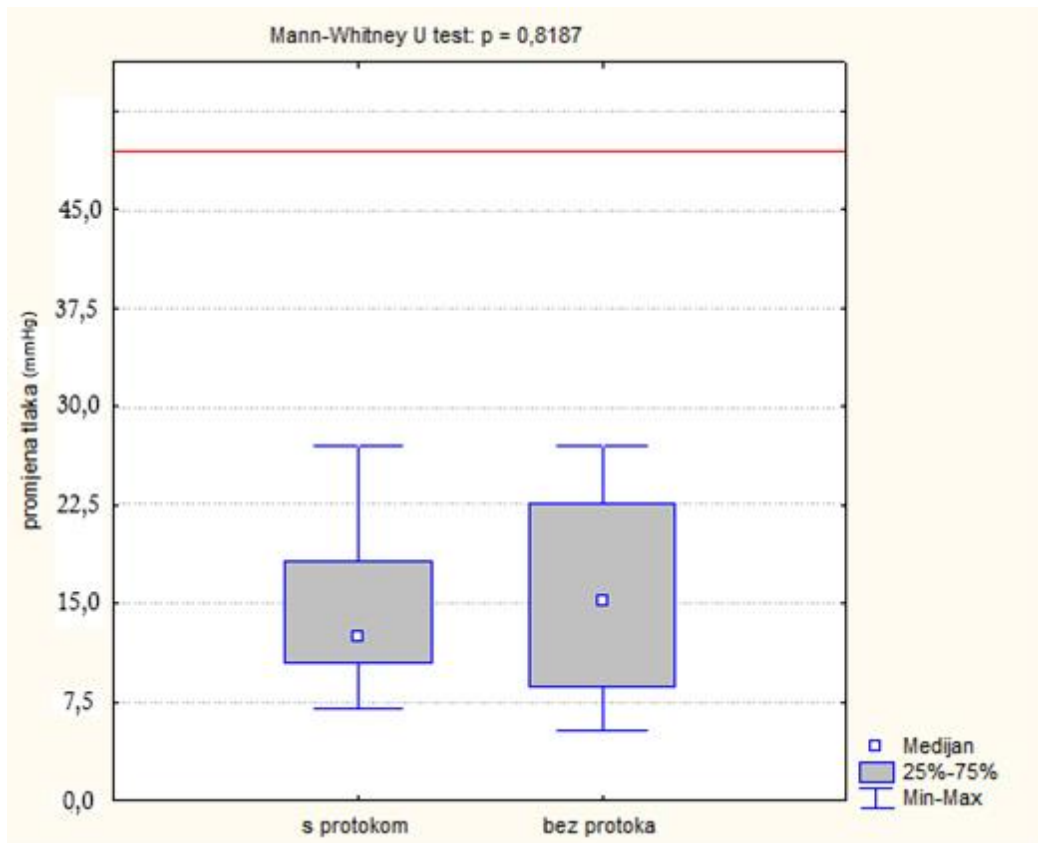
U tablici 15. prikazani je statistička obrada.

Tablica 15. Porast tlaka tijekom bušenja sa svrdlom s i bez protoka rashladne tekućine

	N	Porast tlaka (mmHg)				
		Aritm. sredina	SD	Medijan	Minimum	Maksimum
S PROTOKOM	30	14.43	5.33	12.48	7.02	27.00
BEZ PROTOKA	30	14.68	6.99	15.28	5.36	27.01
Mann-Whitney U test: $p = 0.8187$						

Maksimalni porast tlaka (dP) tijekom bušenja s i bez protoka rashladne tekućine iznosio je 27 mmHg. Prosječna promjena tlaka uz protok iznosi 12.48 mmHg, a bez protoka 15.28 mmHg što nije statistički značajna razlika ($p = 0.8187$).

Statistički značajna razlika nije nađena u promjeni intramedularnog tlaka između bušenja sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja pri definiranoj kombinaciji parametara obrade (Slika 49). Mann-Whitney U test je korišten zbog nenormalne raspodjele rezultata jer pojedinačne kosti nisu savršeno jednake.



Slika 49. Vrijednosti promjene tlaka prilikom bušenja sa svrdlom s i bez protoka rashladne tekućine. Crvena linija označava kritičnu vrijednost od 50 mmHg

Statistički su obrađene i maksimalne vrijednosti postignutih tlakova (Tablica 16). Tablica 16 pokazuje da maksimalne zabilježene vrijednosti dosežu 36.58 odnosno 36.36 mmHg za bušenje s protokom odnosno bez protoka. Upotrebom neparametrijskom Mann-Whitney U testa nije nađena statistički značajna razlika ($p = 0,1103$). Maksimalne vrijednosti niti u jednom trenutku nisu prešle kritičnu granicu od 50 mmHg.

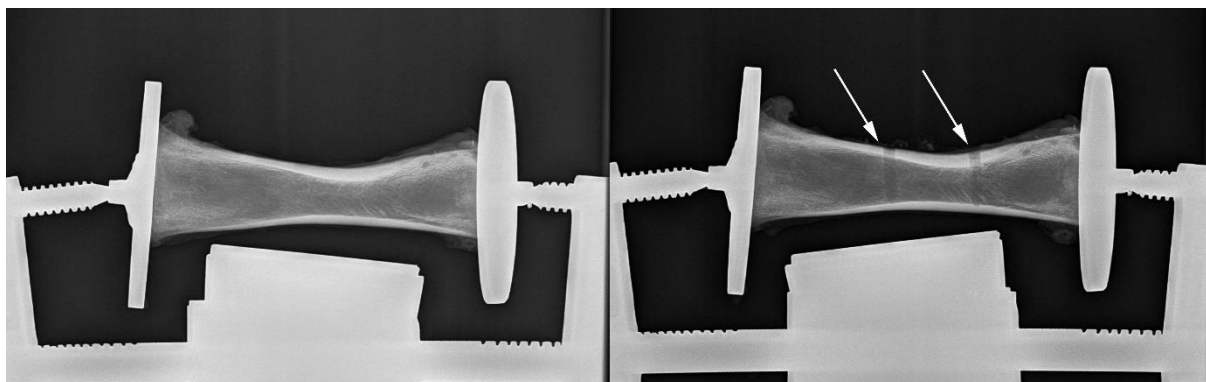
Tablica 16. Maksimalne zabilježene vrijednosti intramedularnog tlaka

	N	Maksimalne vrijednosti tlaka (mmHg)				
		Aritm. sredina	SD	Medijan	Minimum	Maksimum
S PROTOKOM	30	21.73	7.56	19.62	9.55	36.58
BEZ PROTOKA	30	23.78	6.18	22.93	15.20	36.36
Mann-Whitney U test: $p = 0.1103$						

5.4 Vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine

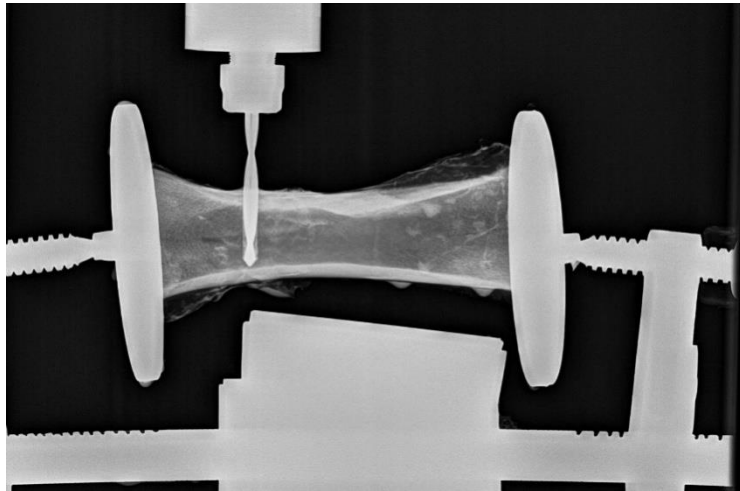
Cilj ovog dijela istraživanja bio je vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine u medularnom kanalu tijekom i nakon bušenja sa svrdlom s protočnim hlađenjem s različitim kombinacijama parametara bušenja.

Na slici 50. prikazano je stanje prije i nakon bušenja kosti bez rashladnog sredstva



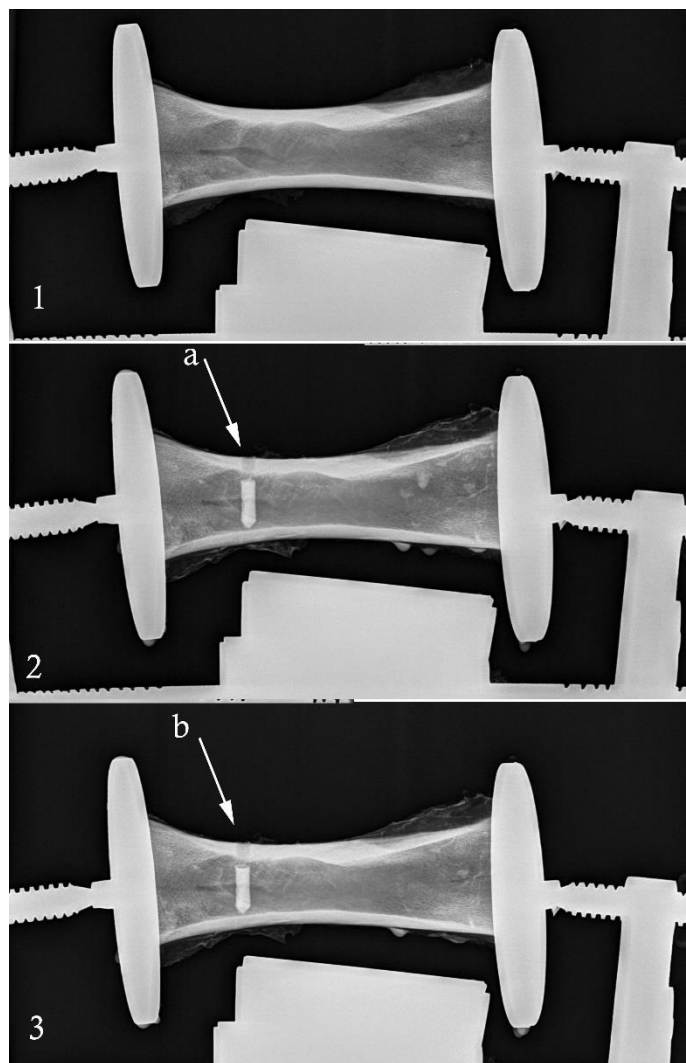
Slika 50. Lijevo je prikazana RTG slika kosti prije bušenja, desno je prikazana RTG slika s defektom u kosti prouzročen bušenjem (*strelice*)

Na slici 51 prikazano je svrdlo koje se nalazi u medularnom kanalu uz korištenje kontrasta



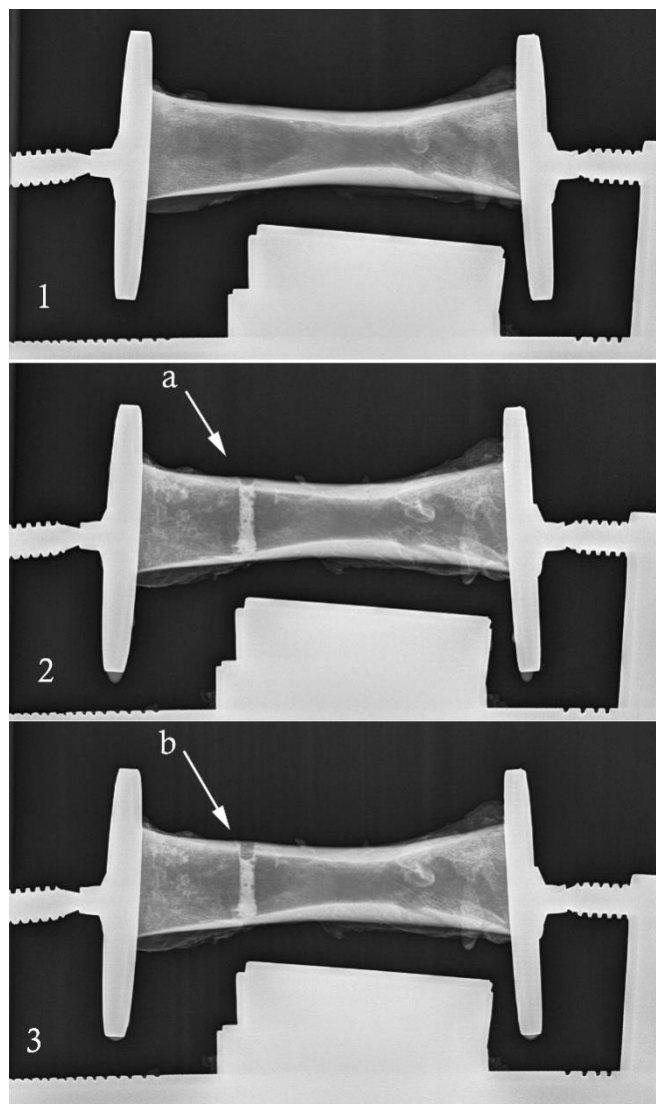
Slika 51. Bušenje kosti s rashladnom tekućinom s kontrastom

U tijeku ovog dijela istraživanja korišteno je pet kombinacija parametara bušenja. Prva kombinacija definirana je brzinom vrtnje svrdla 1300 okr/min i protokom 0.6 l/min. Na slici 52 se ne prikazuje rasap rashladne tekućine u intramedularnom kanalu već samo zadržavanje tekućine u provrtu.



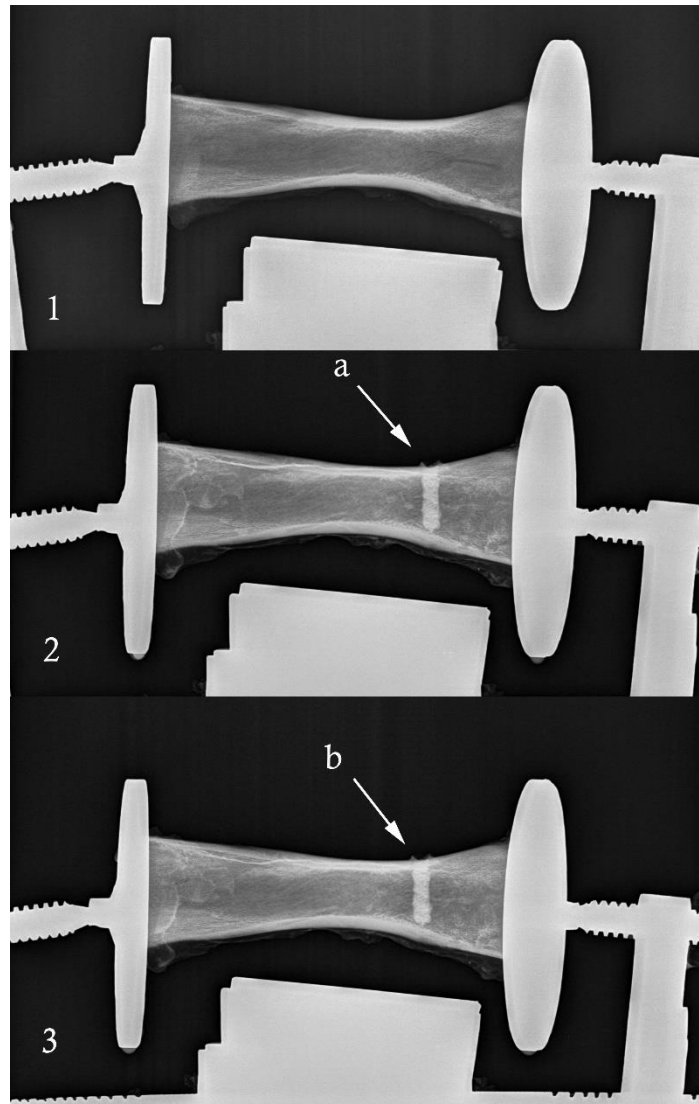
Slika 52. Bušenje s rashladnom tekućinom u kombinaciji parametara 1300 okr/min i 0.6 l/min. 1 –prije bušenja; 2 – neposredno nakon bušenja (a – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu); 3 – pet minuta nakon bušenja (b – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu)

Druga kombinacija parametara bušenja definirana je brzinom vrtnje svrdla 1300 okr/min i protokom 0.85 l/min. Na slici 53 ne prikazuje se rasap rashladne tekućine u intramedularnom kanalu već samo zadržavanje u provrtu.



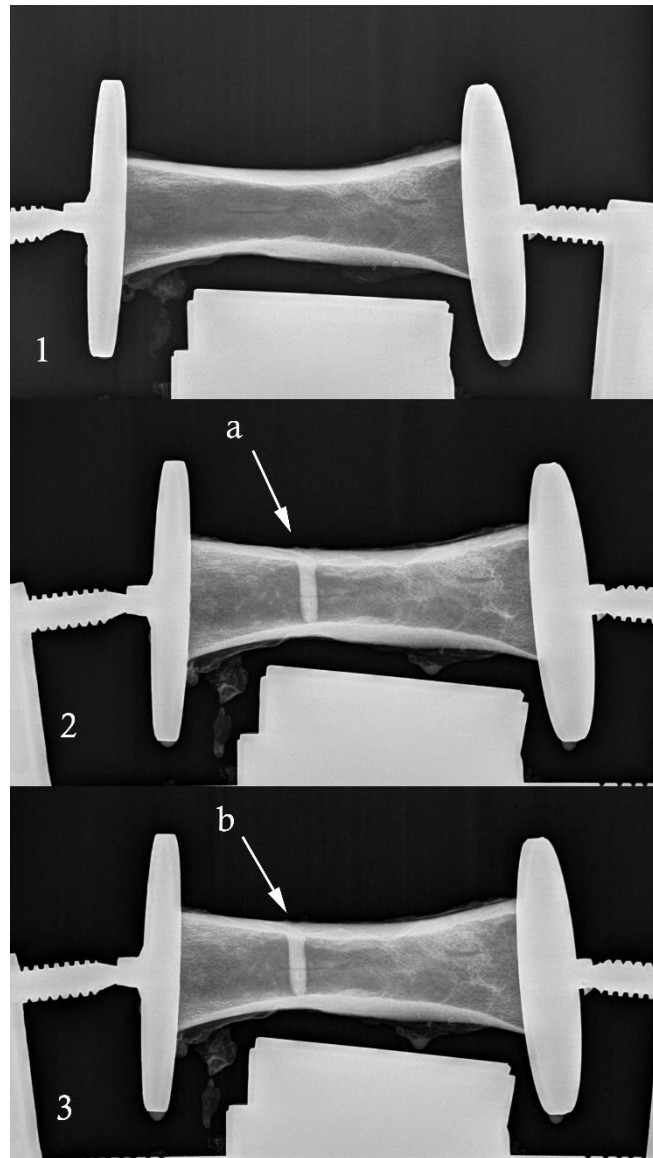
Slika 53. Bušenje s rashladnom tekućinom u kombinaciji parametara 1300 okr/min i 0.85 l/min.
1 –prije bušenja; 2 – neposredno nakon bušenja (a – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu);
3 – pet minuta nakon bušenja (b – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu)

Treća kombinacija parametara bušenja definirana je brzinom vrtnje svrdla 1300 okr/min i protokom 1.35 l/min. Ne prikazuje se rasap rashladne tekućine u intramedularnom kanalu već samo zadržavanja u provrtu (Slika 54).



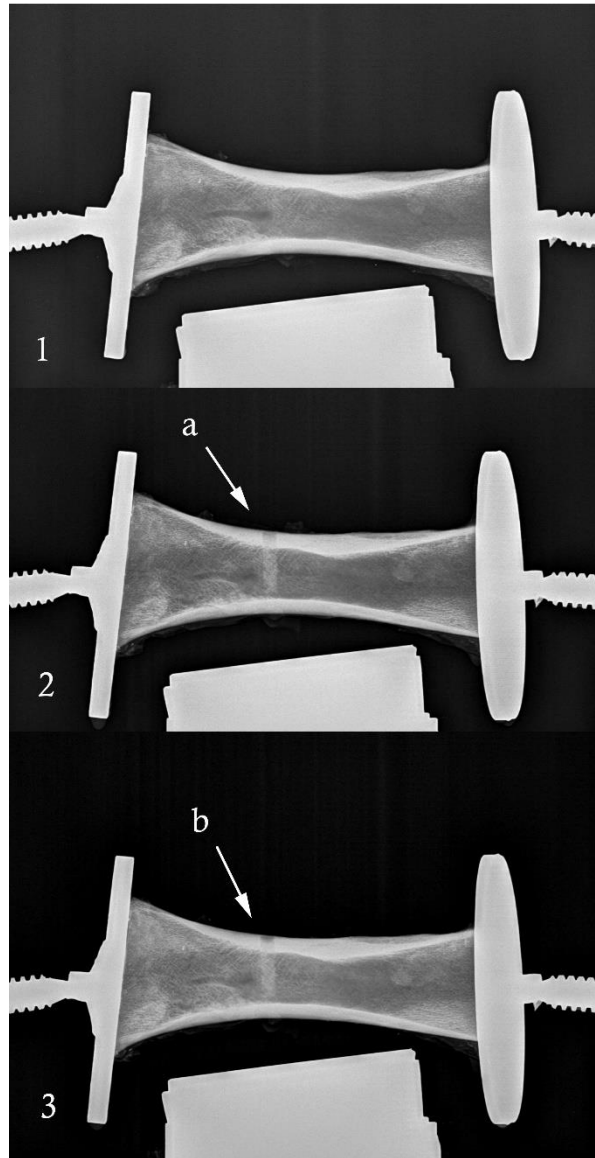
Slika 54. Bušenje s rashladnom tekućinom u kombinaciji parametara 1300 okr/min i 1.35 l/min.
1 –prije bušenja; 2 – neposredno nakon bušenja (a – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu);
3 – pet minuta nakon bušenja (b – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu)

U četvrtoj kombinaciji parametara bušenja brzina vrtnje svrdla iznosila je 3000 okr/min, a protok 0.6 l/min. Korištenjem ove kombinacije parametara bušenja također se ne prikazuje rasap rashladne tekućine u medularnom kanalu već samo zadržavanje rashladne tekućine u provrtu.



Slika 55. Bušenje s rashladnom tekućinom u kombinaciji parametara 3000 okr/min i 0.6 l/min. 1 –prije bušenja; 2 – neposredno nakon bušenja (a – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu); 3 – pet minuta nakon bušenja (b – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu)

U posljednjoj, petoj kombinaciji parametara bušenja brzina vrtnje svrdla iznosila je 5000 okr/min, a protok 0.6 ml/min. Kao i u prethodnim kombinacijama parametara nije primijećen rasap rashladne tekućine intramedularno već samo zadržavanje rashladne tekućine u provrtu (Slika 56).

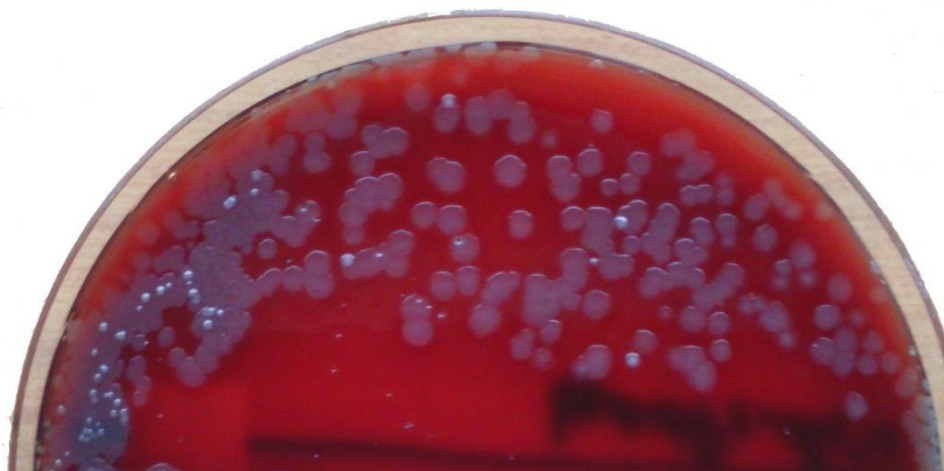


Slika 56. Bušenje s rashladnom tekućinom u kombinaciji parametara 5000 okr/min i 0,6 l/min.
1 –prije bušenja; 2 – neposredno nakon bušenja(a – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu);
3 – pet minuta nakon bušenja (b – zadržavanje rashladne tekućine u provrtu)

5.5 Sterilizacija svrdla s protočnim hlađenjem

U ovom dijelu istraživanja cilj je bio dokazati da je svrdlo s kanalom za protočno hlađenje otvorenog tipa moguće sterilizirati za ponovnu upotrebu.

U dijelu u kojem je sterilizacija trajala 15 minuta, jedno od 16 svrdla bilo je kontaminirano s bakterijom *Pseudomonas aeruginosa* (Slika 57), dok je ostalih 15 svrdla bilo sterilno. Prilikom produženog vremena sterilizacije (20 i 30 minuta) sva svrdla bila su sterilna.



Slika 57. Jedno od 16 svrdla s kanalom za protočno hlađenje otvorenog tipa, pokazalo je znakove kontaminacije s bakterijom *Pseudomonas aeruginosa* u sterilizacijskom ciklusu trajanja 15 minuta.

6 RASPRAVA

U koštano-zglobnoj kirurgiji jedan od važnijih dijelova je kirurška priprema kosti za postavljanje osteosintetskog materijala. U tom postupku često je potrebno probušiti kost na više mjesta kako bi se mogle postaviti razne vrste žica, čavala ili pločica koje je potrebno pričvrstiti pomoću vijaka. Svaki čimbenik liječenja i cijeljenja kosti nakon postavljanja osteosintetskog materijala može utjecati na učinkovitost cijeljenja i konačni klinički ishod liječenja. Jedan od čimbenika koji mogu utjecati na pravilno cijeljenje je stabilnost pločica i vijaka postavljenih tijekom operativnog zahvata. Nestabilna osteosinteza dovodi do pomicanja koštanih frakturnih ulomaka te do poremećenog koštanog cijeljenja.

Bušenje kosti dovodi do porasta temperature na mjestu kontakta kosti i svrdla. Trenje između koštanog tkiva i svrdla oslobađa toplinsku energiju, a time i porast temperature. Temperatura iznad kritične izaziva denaturaciju enzimatskih i membranskih proteina, smanjuje aktivnost osteoklasta i osteoblasta i uzrokuje dehidraciju što dovodi do smrti stanice(38). To se naziva termička osteonekroza. Osim termičkog oštećenja, tijekom bušenja nastaju mikrooštećenja tj. pukotine mineraliziranog matriksa što dovodi do apoptoze osteocita(39), te tromboze kortikalnih krvnih žila(60) što može dodatno povećati zonu osteonekroze. Važno je naglasiti da termička osteonekroza ne nastaje trenutno, već je to proces koji traje tri do četiri tjedna(49). Stoga su komplikacije termičke osteonekroze, u smislu labavljenja osteosintetskog materijala, vidljive tek u vrijeme rehabilitacije kad bolesnik opterećuje zahvaćeni tijela. Labavljenje osteosinteze može dovesti do ponovnih prijeloma kosti na istom mjestu i/ili prijeloma osteosintetskog materijala.

Termičku osteonekrozu na mjestu bušenja opisao je Block 1925.(48). Block termičku osteonekrozu nije smatrao klinički značajnom. U kasnijim istraživanjima između četrdesetih i osamdesetih godina 20. stoljeća utvrđeno je da temperatura od 70°C dovodi do trenutne smrti stanica(51,52,83,84). Lundskog je u opsežnom istraživanju na vitalnim zečjim kostima dokazao ireverzibilne enzimske poremećaje pri temperaturi od 50°C tijekom 30 sekundi(48). Bonfield i Lee dokazali su ireverzibilne promjene u strukturi hidoksiapatita i kolagena pri temperaturi od 50°C(50). Eriksson i suradnici koristili su histološke, histokemijske i metode vitalne mikroskopije na zečjim kostima te su dokazali da je donji prag za termičku osteonekrozu 47°C u trajanju od jedne minute(41). Eriksson i Albrektsson(53) proučavali su utjecaj rasta temperature na regeneraciju kosti. Zagrijavanjem titanskih koštanih implantata na 47°C do

50°C u trajanju od jedne minute regeneracija kosti bila je značajno smanjena, dok kod temperatura do 44°C u trajanju od jedne minute nije zapažen poremećaj regeneracije.

Iz navedenog se može zaključiti da je kritična temperatura za nastanak termičke osteonekroze 47°C u trajanju od jedne minute. Iznad tog praga očekuje se nastanak termičke osteonekroze.

6.1 Svrđlo

Svrđla koja se koriste u koštanoj zgloboj kirurgiji izrađena su od martenzitnog nehrđajućeg čelika prema standardima AISI 440B i AISI 431(43). U dosadašnjim istraživanjima najčešće su korištena industrijska svrđla koja nisu zadovoljavala navedene standarde. Takva svrđla često imaju drugačija svojstva od svrđla namijenjenih korištenju u medicini(127). Industrijska svrđla su čvršća, otpornija na trošenje te imaju koeficijente prijenosa topline različite od medicinskih svrđla. Dok su medicinska svrđla napravljena od martenzitnog nehrđajućeg čelika, industrijska svrđla mogu biti načinjena od ugljičnog i niskolegiranog čelika, brzoreznog čelika (HSS), rezne keramike, umjetnog dijamanta, kubičnog borovog nitrida i volframovih karbida s kobaltnim vezivima. Osim materijala za izradu, svrđla mogu biti presvučena drugim materijalima kako bi se poboljšala njihova svojstva.

Upravo iz tog razloga u ovoj disertaciji korišteno je svrđlo od medicinskog čelika kako bi uvjeti istraživanja bili što vjerniji kliničkom radu. Jedan od važnijih parametara koji utječu na porast temperature je istrošenost svrđla. Dok su strojarska svrđla relativno otporna na trošenje, kod medicinskih svrđla utjecaj trošenja (zatupljivanja) vidljiv je već nakon 40 bušenja(116). U ovoj disertaciji korištena su medicinska svrđla pri čemu je mjera istrošenosti svrđla nije bila definirana brojem korištenja, već širinom trošenja (njem. Verschleißmarkenbreite ili eng. flank wear), gdje je $VB=0$ mm oštro svrđlo, a $VB =0.5$ mm istrošeno (tupo) svrđlo.

6.2 Sustav unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa

Dosadašnja istraživanja dokazala su da više parametara utječe na porast temperature tijekom bušenja kosti. Jedan od tih parametara je hlađenje svrđla i kosti tijekom bušenja. U koštano-zglobnoj kirurgiji danas se još uvijek najčešće koristi vanjsko hlađenje. Vanjsko hlađenje ima nekoliko nedostataka. Prvi je nedostatak hlađenje isključivo dijela svrđla koji se nalazi izvan kosti te hlađenje površine kosti, dok je utjecaj na dublje slojeve zanemariv. Drugi

je nedostatak mogućnost prijenosa infekcije zbog odbijanja čestica vode s nesterilnog područja u sterilnu zonu rada(87). Treći je taj da bi temperatura rashladne tekućine trebala biti manja od 5°C(119). Četvrti je nedostatak da rashladna tekućina ne pomaže odstranjenju strugotina(119) i peti da kod ručnog vanjskog hlađenja nema kontroliranog i konstantnog protoka rashladne tekućine. Obzirom na sve navedeno razvijen je sustav unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa koji se u industrijskoj obradi materijala već dugo u upotrebi, ali u koštano-zglobnoj kirurgiji još uvijek je u eksperimentalnoj fazi. U istraživanjima parametara koji utječu na sniženje maksimalne temperature tijekom bušenja upravo se kao najučinkovitiji pokazao sustav unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa (71,86,119,125,126). Prednosti unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa u odnosu na vanjsko hlađenje su: hladi se dio svrdla s najvišom temperaturom – rezna površina svrdla, hladi se dio kosti s najvišom temperaturom, hlade se strugotine, smanjuje se trenje strugotina u spiralama svrdla i strugotine se tlačno potiskuju retrogradno(120–123) izvan kosti. Prema Arrheniusovoj jednadžbi, tj. odnosu koji za biološki materijal kaže da svakim porastom temperature za 1°C iznad 42.5°C trajanje te povišene temperature mora biti dvostruko kraće za jednak biološki utjecaj, većim porastom temperature skraćuje se vrijeme potrebno za nastanak osteonekroze(152). Kako kost ima nisku toplinsku vodljivost (kortikalna kost 0.16 – 0.34W/m/K; spongiozna kost 0.30W/m/K)(153), zadržavanje topline u kosti nakon završenog bušenja je duže što dodatno može utjecati na nastanak osteonekroze. Obzirom da se protočnim hlađenjem, osim izravnog hlađenja kosti i svrdla, povećava toplinska vodljivost kosti za 4 puta, protočnim hlađenjem se dodatno skraćuje vrijeme zadržavanja povišene temperature.

Obzirom da svrdlo od medicinskog čelika s unutarnjim protočnim hlađenjem otvorenog tipa ne postoji kao gotov tvornički proizvod, za potrebe ove disertacije napravljeno je svrdlo koje je zadovoljavao oba uvjeta – unutarnje hlađenje otvorenog tipa i svrdlo od medicinskog čelika.

Korištena su svrdla proizvođača Komet Medical GmbH (tip S2727.098) koja su izmijenjena i prilagođena za potrebe ovog istraživanja. Svrdla od AISI 431 martenzitnog čelika duljine 145 mm i promjera 4.5 mm i vršnog kuta 90°, skraćena su na duljinu od 80 mm na način da je odrezan dio drška. Postupak skraćivanja napravljen je kako bi izrada kanala bila lakša. Naime, duljina svrdla od 145 mm otežavala je postupak izrade kanala, a obzirom da duljina drška nije imala utjecaja na prihvat u steznik bušilice, svrdlo je skraćeno na odgovarajuću duljinu. Postupkom elektroerozije napravljen je cilindrični kanal promjera 0.3 mm kroz cijelo svrdlo s otvorima na prednjoj površini svrdla, blizu reznih oštrica. Takva izmjena u strukturi svrdla mogla bi utjecati na mehanička svojstva svrdla. Značenje takve promjene moglo bi rezultirati savijanjem ili pucanjem svrdla tijekom uobičajenog korištenja u kliničkom radu.

Zbog toga je provedena usporedba mehaničkih svojstava svrdla s i bez kanala za protočno hlađenje eksperimentalnom analizom tehničkih svojstava i analizom konačnih elemenata. Rezultati eksperimentalne analize tehničkih svojstava pokazali su da svrdlo s protočnim hlađenjem ima 12% veći otklon nakon plastične deformacije u odnosu na svrdlo iste duljine bez kanala za protočno hlađenje. Bitno je naglasiti je kod svih testiranih svrdla (s kanalom i bez kanala) zabilježena samo plastična deformacija, dok lom svrdla nije zabilježen niti u jednom slučaju iako su korištene sile bile puno veće od onih koje očekujemo u kliničkim uvjetima. Kako je u eksperimentalnoj analizi tehničkih svojstava korišteno skraćeno svrdlo s kanalom, skraćeno svrdlo bez kanala i svrdlo pune duljine bez kanala, za te tri izvedbe svrdla i za predmnijevanu izvedbu svrdla s kanalom u punoj duljini napravljena je analiza konačnih elemenata. Korišteni su isti uvjeti kao i u eksperimentalnoj analizi tehničkih svojstava. Kao maksimalna sila svijanja korištena je sila dobivena prethodno u eksperimentalnom postavu, tj. sila pri kojoj je svrdlo iskočilo iz prizme u kojoj je bilo fiksirano. Dobiveni rezultati su vrlo slični rezultatima dobivenim eksperimentalnom analizom. Dakle kod niti jednog svrdla nije zabilježen lom već samo plastična deformacija tj. svijanje. Analizirane von Mises stres vrijednosti su za svrdla s kanalom i za svrdla bez kanala, čije su razlike bile vrlo male što upućuje na zaključak da je utjecaj kanala na čvrstoću svrdla gotovo zanemariv te da je svrdlo s kanalom za protočno hlađenje, što se tiče čvrstoće i otpornosti na lom, sigurno za korištenje u kliničkoj praksi.

6.3 Porast temperature kod bušenja sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja uz različit stupanj istrošenosti svrdla

Tri su uzroka porast temperature tijekom bušenja kosti: deformacija kosti u zoni rezanja, trenje između prednje površine svrdla i strugotina i trenje između stražnje površine svrdla i novostvorene površine provrta kosti (57). Razlog termičkog oštećenja kosti samo na mjestu bušenja je niska sposobnost prijenosa temperature kosti te se zagrijavanje dešava samo na maloj površini (108,119). U ranijim istraživanjima Augustina i suradnika(71) nađeno je da je najučinkovitiji parametar na sniženje maksimalne temperature tijekom bušenja kosti unutarnje protočno hlađenje otvorenog tipa. Iste zaključke donose i Alam i suradnici(119).

U ovom dijelu istraživanja korištena su svrdla od medicinskog čelika s i bez unutarnjeg protočnog hlađenja različitog stupnja istrošenosti oštrica, promjera 4.5 mm. Svrdla kod kojih je VB bio 0 mm smatraju se neistrošena, tj. oštra svrdla, dok su svrdla kod kojih je VB jednak ili veći od 0.5 mm smatraju se istrošenim svrdlima, tj. tupim svrdlima. Važnost ispitivanja na

istrošenim svrdlima je u tome što se svrdla otupljuju već nakon 40 korištenja, što može značajno utjecati na porast maksimalne temperature tijekom rada(116). Svrdla manjeg promjera nisu ispitivana jer je dokazano da svrdla promjera 2.5 mm i 3.4 mm ne uzrokuju porast temperature viši 47°C(43)

Parametri obrade bili su uobičajeni za medicinsku praksu: brzina vrtnje svrdla 1300 okr/min i brzina posmaka 1 mm/s. Protok rashladnog sredstva iznosio je 0.6 l/min, dok je temperatura rashladnog sredstva bila 26°C.

U usporedbi maksimalnih postignutih temperatura s oštrim svrdlom s protočnim hlađenjem i oštrim svrdlom bez protočnog hlađenja izmjerene vrijednosti maksimalnih temperatura iznosile su 26.6°C (raspon 26.0°- 27.7°C) odnosno 52.2°C (raspon 48.6°- 56.7°C) što je statistički značajna razlika ($p=0.0000$). Iz navedenih rezultata jasno je vidljivo da oštro svrdlo bez protočnog hlađenja, promjera 4.5 mm, tijekom bušenja kosti postiže temperaturu koje je iznad kritične temperature za nastanak osteonekroze. Oštro svrdlo s protočnim hlađenjem otvorenog tipa zadržava maksimalnu postignutu temperaturu na 26.6°C što je oko 20°C ispod kritične temperature, prosječno tek 0.6°C iznad temperature rashladne tekućine. Bitno je naglasiti da korištenje rashladne tekućine vrlo niske temperature, kao što je to bitno kod vanjskog hlađenja, nije potrebno. Na taj se način izbjegavaju nepoželjne posljedice hipotermije sa svim svojim štetnim posljedicama.

Pri usporedbi maksimalnih postignutih temperatura s istrošenim (tupim) svrdlom s protočnim hlađenjem i istrošenim svrdlom bez protočnog hlađenja izmjerene vrijednosti maksimalnih temperatura iznosile su 28.6°C (raspon 28.1° – 29.5°C) odnosno 59.6°C (raspon 54.3° - 64.7°C). Razlika između vrijednosti je statistički značajna ($p=0.0000$). Ovdje je vidljivo da su postignute maksimalne temperature ponovo bile više od kritične kod svrdla bez protočnog hlađenja, a niže od kritične kod svrdla s protočnim hlađenjem. Bitno je primijetiti da postoji razlika u maksimalnoj postignutoj temperaturi između oštrog i istrošenog svrdla s protočnim hlađenjem gdje ta razlika iznosi 2°, dok ta razlika između oštrog i istrošenog svrdla bez protočnog hlađenja iznosi 7.4°C. Iz navedenog je jasno vidljivo da istrošenost svrdla povećava maksimalnu postignutu temperaturu.

Najvažniji rezultat ovog dijela istraživanja je taj da pri svim mjerenjima, uz korištenje svrdla s protočnim hlađenjem (oštro i istrošeno svrdlo) maksimalna postignuta temperatura nije bila viša od kritične temperatura za nastanak termičke osteonekroze i to pri temperaturi hlađenja od 26 stupnjeva. Time je potvrđeno da je unutarnje hlađenje otvorenog tipa najvažniji parametar za snižavanje porasta temperature prilikom bušenja kosti.

6.4 Mjerenje promjene intramedularnog tlaka tijekom bušenja kosti sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja

Pregledom medicinske literature, nismo pronašli niti jedan rad koji je analizira odnos protoka rashladne tekućine i intramedularnog tlaka. Poznato je da porast intramedularnog tlaka može dovesti do masne embolije. Na žalost, u svim dosadašnjim istraživanjima o utjecaju intramedularnog tlaka na nastanak masne embolije korištena su mjerenja dobivena tijekom širenja medularnog kanala (engl. reaming) kao pripreme za postavljanje intramedularne osteosinteze. Prilikom takvih postupaka zabilježeni intramedularni tlak može doseći i do 2660 mmHg(140). I dok je pri takvim postupcima moguće postići velike vrijednosti intramedularnog tlaka, Orsini i suradnici(142) dokazali su da se blago otpuštanje masnih embolusa u cirkulaciju javlja već pri intramedularnom tlaku od 50 mmHg, a intramedularni tlak veći od 300 mmHg dovodi do masivnog otpuštanja embolusa u cirkulaciju. Wenda i suradnici(143) su koristili transezofagijsku ehokardiografiju kako bi prikazali masne emboluse u desnoj klijetki čija je morfologija ovisila o intramedularnom tlaku. Tako su pri intramedularnom tlaku većem od 50 mmHg prikazali niski stupanj embolizacije što su nazvali „snježna oluja“, a pri tlakovima većim od 200 mmHg prikazali su emboluse veličine do 4 cm. Kröpfl i suradnici(144) istraživali su međuovisnost intramedularnog tlaka i masne embolije kod postavljanja intramedularne osteosinteze uz prethodno širenje medularnog kanala (engl. reamed intramedullary nailing) i bez širenja medularnog kanala (engl. unreamed intramedullary nailing). U oba postupka zabilježena je pojava masne embolije s porastom intramedularnog tlaka. Pell i suradnici(135) su transezofagijskom ehokardiografijom pratili pojavu masnih embolusa tijekom širenja medularnog kanala. Masni embolusi pojavljivali su se nakon 10 sekundi od početka postupka širenja. Suprotni rezultati vidljivi su u istraživanju Wozaseka i suradnika(154). Oni su analizirali uzorke krvi na masne emboluse tijekom medularnog širenja. Njihovi rezultati nisu pokazali međuovisnost intramedularnog tlaka i pojave masnih embolusa, no bitno je naglasiti da su uzorci uzimani 60 sekundi nakon postupka širenja medularnog kanala te postoji mogućnost da je maksimalna intravazacija masnih embolusa do tada već prošla.

U ovom dijelu istraživanja korištena su svrdla s protočnim hlađenjem uz konstantni protok rashladne tekućine od 0.6 l/min, pri temperaturi 26°C te komercijalna svrdla bez protočnog hlađenja od istog materijala. Brzina vrtnje svrdla također je bila konstantna 1300 okr/min, a posmična brzina 1mm/s. Uzorak kosti bio je duljine 2 cm, a promjene tlakova su mjerene s obje strane uzorka. Radi veće točnosti, prije početka bušenja izmjeren je bazalni intramedularni tlak.

Maksimalni porast tlaka tijekom bušenja kosti (razlika maksimalnog i bazalnog intramedularnog tlaka) sa svrdlom s i bez protočnog hlađenja bio je 27 mmHg. Maksimalne vrijednosti intramedularnog tlaka su za svrdlo s protokom iznosile 36.58 mmHg, a za svrdlo bez protoka 36.36 mmHg što nije statistički značajna razlika. To dovodi do zaključka da rashladna tekućina korištena tijekom bušenja sa svrdlom s protočnim hlađenjem nema utjecaja na promjenu intramedularnog tlaka u odnosu na bušenje kosti sa standardnim svrdlom. Najvažniji zaključak ovog dijela istraživanja je da vrijednosti intramedularnog tlaka niti u jednom trenutku nisu bile više od kritične granice od 50 mmHg što znači da korištenje rashladne tekućine u sustavu protočnog hlađenja otvorenog tipa ne povisuje rizik od masne embolije u odnosu na standardne postupke bušenja kosti.

6.5 Vizualni prikaz distribucije rashladne tekućine

U literaturi ne nalazimo istraživanja koja su analizirala distribuciju rashladne tekućine kod bušenja s protočnom hlađenjem otvorenog tipa. Obzirom da smo ranije dokazali da rashladna tekućina nema utjecaja na intramedularni tlak, u ovom dijelu istraživanja smo pratili distribuciju rashladne tekućine tijekom i nakon bušenja. U rashladnu tekućinu stavljen je vodotopivi jodni kontrast, a proces bušenja dokumentiran s RTG slikama koje su snimane prije bušenja, neposredno nakon bušenja, te pet minuta nakon bušenja. Korišteno je pet kombinacija parametara bušenja. Prva kombinacija parametara definirane je brzinom vrtnje svrdla 1300 okr/min i protokom rashladne tekućine 0.6 l/min. To je kombinacija parametara za koju smo dokazali da učinkovito održava temperaturu kosti na mjestu bušenja ispod kritične razine te nema utjecaja na intramedularni tlak tijekom bušenja. Pri toj kombinaciji parametara na RTG slikama se vidi zadržavanje rashladne tekućine u provrtu dok rasap rashladne tekućine intramedularno nije vidljiv. Nadalje smo koristili različite kombinacije parametara s različitim protocima i brzinama vrtnje svrdla (0.85 l/min i 1.35 l/min te 3000 okr/min i 5000 okr/min). Pri svim kombinacijama parametara na slikama je vidljivo zadržavanje rashladne tekućine u provrtu, bez rasapa rashladne tekućine intramedularno.

6.6 Sterilizacija svrdla s protočnim hlađenjem

Svi operacijski postupci u koštano-zglobnoj kirurgiji podrazumijevaju kontakt kirurških instrumenata i tkiva bolesnika. Veliki rizik takvih postupaka, pogotovo ukoliko se koriste resterilizirani instrumenti, je bakterijska kontaminacija sterilnog operacijskog polja što može

dovesti do infekcije kirurške rane ili osteomijelitisa. Noailles i suradnici(155) su pokazali da je stopa infekcije kirurške rane nakon hemiartroplastike kuka između 1.7% i 7.3%. Nezadovoljavajuća sterilizacija može dovesti do prijenosa infekcije preko kirurških instrumenata(156). Prema Spauldingovoj klasifikaciji svi kirurški instrumenti pripadaju kritičnoj kategoriji baziranoj prema stupnju rizika za infekciju što znači da prilikom ulaska u tkivo moraju biti sterilni(157). Tosh i suradnici(158) opisali su slučaj retiniranog sadržaja u lumenu kanile te višestruke infekcije kirurške rane s *Pseudomonas aeruginosa*. Blevins i suradnici(159) opisali su tri bolesnika koji su prilikom operacije meniska razvili infekciju s koagulaza negativnim *Staphylococcus* spp. Istraživanjem uzroka infekcija, u kanili je identificiran biološki materijal i uzročnik infekcije. Parada i suradnici(160) također opisuju koagulaza negativni *Staphylococcus* spp u kaniliranom dijelu instrumenta za fiksaciju tibije. Iako većina radova naglašava potrebu za pravilnom dezinfekcijom i čišćenjem instrumenta, sam se sterilizacijski postupak rijetko provjerava, niti postoje jasne smjernice za sterilizaciju kompliciranijih kirurških instrumenata (engl. power-tools).

Obzirom da su studije na stomatološkim svrdlima na kanalima za protočno hlađenje otvorenog tipa, dokazale da prilikom rotacije velikom brzinom, dolazi do ulaska tekućine u kanal(161), sličan ili isti fenomen je moguće očekivati kod svrdla s protočnim hlađenjem otvorenog tipa u koštano-zglobnoj kirurgiji. Mehanizam ulaska tekućine u kanal nije posve razjašnjen i nije sigurno da li se ulazak događa tijekom vršne rotacije svrdla ili tijekom usporavanja. Chan-Myers i suradnici(129) istraživali su stupanj mikrobiološke kontaminacije čvrstih metalnih instrumenata s kanalima bez sterilizacije i učinkovitost standardnog čišćenja istih. Dokazali su da je broj aerobnih i anaerobnih bakterija unutar kanala instrumenata mnogo veći nego na vanjskim površinama. Također, pokazali su da je kod dijela instrumenata mikrobiološka kontaminacija bila veća nakon čišćenja nego prije čišćenja. Taj se neočekivani nalaz objašnjava kontaminacijom instrumenata od strane osoblja koje ga čisti. Osim što je nađen veći broj bakterija, prije i nakon čišćenja razlikovati se mogu i sojevi bakterija(129,130). Ovakvi rezultati čine postupak sterilizacije vrlo važnim u pripremi instrumenata za rad.

Pinto i suradnici(162) analizirali su pojavnost mikrobiološkog opterećenja na ortopedskim operacijama. Kod čistih operacija dominantne su bile gram pozitivne bakterije dok su kod kontaminiranih operacija učestalije bile gram negativne bakterije. Kod inficiranih operacija u 70% slučajeva izolirani organizam bio je *Staphylococcus* spp.

U našem istraživanju korištena je samo bakterijska kontaminacija jer su virusi (uključujući i viruse s lipidnom ovojnicom poput virusa HIV-a, bjesnoće, Hepatitisa B ili C) puno osjetljiviji na toplinu nego vegetativne bakterije(163,164) pa su uništeni na

temperaturama sterilizacije nižim nego što su potrebne za uništavanje bakterija. Jedino slično istraživanje napravili su Proff i suradnici(128), ali na stomatološkim svrdlima koja su puno manja od svrdla iz našeg istraživanja. Koristili su svrdla duljine 11 mm, kontaminacija je bila monobakterijska i sterilizacija je trajala 5 minuta.

Rezultati ovog dijela istraživanja pokazali su da standardna sterilizacija nije dovoljna već vrijeme sterilizacije mora biti dulje. To se naziva produljeno vrijeme ciklusa sterilizacije (engl. extended sterilization cycle time)(165). Prema našim rezultatima, minimalno vrijeme sterilizacije svrdla s kanalom za unutarnje protočno hlađenje otvorenog tipa, je 20 minuta na temperaturi 132°C i tlaku od 2.6 bara u autoklavu koji koristi sterilizaciju s gravitacijskim istiskivanjem pare. Svrdla treba prije sterilizacije očistiti na standardizirani način dok bi kanal trebalo očistiti nakon svakog korištenja aplikacijom rashladne tekućine pod visokim tlakom dok je svrdlo spojeno na sustav za dovođenje rashladnog sredstva.

7. ZAKLJUČAK

Na porast temperature tijekom bušenja kosti u koštano-zglobnoj kirurgiji utječe mnogo parametara. Najvažniji parametar za kontrolu porasta temperature tijekom bušenja je korištenje svrdla sa sustavom unutarnjeg protočnog hlađenja otvorenog tipa. Kako su dosadašnja istraživanja vršena većinom na industrijskim svrdlima, u ovoj disertaciji korišteno je svrdlo od medicinskog čelika sa sustavom unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa za postizanje uvjeta što sličnijih kliničkim uvjetima.

Opći cilj bio je dokazati da svrdlo od medicinskog čelika sa sustavom unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa održava maksimalnu postignutu temperaturu manjom od 47°C što smo u ovom istraživanju i dokazali.

Isti sustav hlađenja kod istrošenih svrdla je pokazao da su maksimalne postignute temperature više nego kod novi (oštrih) svrdla. Tako je iz rezultata vidljivo da maksimalna postignuta temperatura tijekom bušenja kosti sa svrdlom sa sustavom unutarnjeg protočnog hlađenja otvorenog tipa, bez obzira na istrošenost svrdla, ne prelazi graničnu temperaturu od 47°C. Na taj način svrdlo s unutarnjim protočnim hlađenjem otvorenog tipa smanjuje rizik za nastanak termičke osteonekroze.

Obzirom je svrdlo od medicinskog čelika sa sustavom unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa napravljeno od standardnog medicinskog svrdla, postojala je mogućnost da ta preinaka smanjuje čvrstoću svrdla što bi moglo povećati rizik loma svrdla tijekom kliničkog rada. Eksperimentalna analiza tehničkih svojstava i analiza konačnih elemenata pokazale su 12% veći odklon tj. svijanje nakon plastične deformacije kod svrdla od medicinskog čelika sa sustavom protočnog hlađenja u odnosu na standardno svrdlo od medicinskog čelika. U obje analize lom svrdla nije zabilježen. Sile korištene tijekom analize bile su puno veće od sila koje se očekuju u kliničkim uvjetima što čini svrdlo sa sustavom unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa sigurnim za upotrebu u kliničkim uvjetima.

Tijekom bušenja kosti pomoću svrdla sa sustavom unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa rashladna tekućina ulazi u kost tj. u intramedularni kanal. Analizom je potvrđeno da rashladna tekućina iz svrdla sa sustavom unutarnjeg protočnog hlađenja nema utjecaja na intramedularni tlak. Niti u jednom mjerenju porast intramedularnog tlaka nije bio viši od 50 mmHg te nema mogućnosti nastanka masne embolije.

Osim što rashladna tekućina nema utjecaja na intramedularni tlak, uz različite kombinacije parametara bušenja, od kojih je dio bio izvan spektra kliničke potrebe, pregledom RTG slika, prikazano je da rashladna tekućina ne ulazi u intramedularni kanal već se samo zadržava u provrtu.

Svi postupci pri kojima se koristi medicinsko svrdlo podrazumijevaju kontakt instrumenta i tkiva bolesnika. Stoga je sterilnost svrdla i procesa bušenja sastavni element operativnog liječenja prijeloma. Obzirom da svrdlo sa sustavom unutarnjeg protočnog hlađenja otvorenog tipa ima kanal promjera 0.3 mm cijelom duljinom, potrebno sterilizirati i sam kanal. Rezultati upućuju su da standardni sterilizacijski postupci nisu dovoljni za sterilizaciju ovog svrdla, već je potrebno produženo vrijeme ciklusa sterilizacije. Svrdlo od medicinskog čelika sa sustavom unutarnjeg protočnog hlađenja otvorenog tipa zahtijeva sterilizaciju u trajanju minimalno 20 minuta na temperaturi 132°C i tlaku od 2.6 bara u autoklavu koji koristi sterilizaciju s gravitacijskim istiskivanjem pare.

Iz svih navedenih ispitivanja vidljivo je da je svrdlo od medicinskog čelika sa sustavom unutarnjeg protočnog hlađenja otvorenog tipa sigurno za upotrebu u kliničkoj praksi.

8. KRATKI SADRŽAJ NA HRVATSKOM JEZIKU

Uvod i svrha rada. Bušenje kosti uzrokuje porast temperature na mjestu kontakta svrdla i kosti. Temperatura veća od 47°C može dovesti do termičke osteonekroze. Cilj istraživanja je ispitati kako svrdlo od medicinskog čelika sa sustavom unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa utječe na maksimalnu temperaturu na mjestu bušenja kod svrdla različite istrošenosti. Također je ispitivana čvrstoća svrdla obzirom na izmjene potrebne za sustav unutarnjeg hlađenja. Ispitivani su utjecaj rashladne tekućine na intramedularni tlak, distribucija rashladne tekućine za vrijeme bušenja te specifičnosti sterilizacije takvog svrdla.

Materijali i metode. Za potrebe istraživanja kroz standardno svrdlo od medicinskog čelika promjera 4.5 mm, postupkom elektroerozije, napravljen je kanal za protok rashladne tekućine. Zbog izmjenjene strukture svrdla napravljena je eksperimentalna analiza tehničkih svojstava i analiza konačnih elemenata. Potom su provedena mjerenja porasta temperature na mjestu bušenja kosti sa svrdlom s unutarnjim protočnim hlađenjem s različitim stupnjem istrošenosti, zatim mjerenja intramedularnog tlaka tijekom bušenja, radiološkim slikama prikazana je distribucija rashladne tekućine intramedularno, te je provedeno ispitivanje učinkovitosti sterilizacije svrdla s sustavom unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa.

Rezultati. Eksperimentalnom analizom tehničkih svojstava i analizom konačnih elemenata dokazano je da je modifikacija svrdla nema utjecaja na čvrstoću svrdla u kliničkim uvjetima. Maksimalne postignute temperature na mjestu bušenja pomoću svrdla s protočnim hlađenjem bile su manje od kritične temperature bez obzira na stupanj istrošenosti svrdla, dok su temperature kod svrdla bez hlađenja bile više od kritične. Rashladna tekućina koja ulazi u intramedularni kanal tijekom bušenja nema utjecaja na intramedularni tlak, niti se nakon bušenja širi po intramedularnom kanalu već ostaje samo u provrtu. Svrdlo sa sustavom unutarnjeg hlađenja otvorenog tipa zahtijeva produljeno vrijeme ciklusa sterilizacije.

Zaključak. Svrdlo sa sustavom unutarnjeg protočnog hlađenja otvorenog tipa značajno snižava maksimalnu temperaturu na mjestu kontakta svrdla i kosti bez obzira na stupanj istrošenosti. Takvo svrdlo moguće je izraditi od medicinskog čelika kako bi zadovoljavalo standarde za korištenje u medicini te ga je moguće adekvatno sterilizirati za ponovnu

upotrebu. Rashladna tekućina koja se koristi tijekom bušenja nema utjecaja na intramedularni tlak.

Svrđlo od medicinskog čelika sa sustavom unutarnjeg protočnog hlađenja otvorenog tipa sigurno je za upotrebu u zahvatima u koštano-zglobnoj kirurgiji te je upotrebom istog moguće u potpunosti izbjeći nastanak termičke osteonekroze.

Ključne riječi: medicinsko svrdlo s unutarnjim hlađenjem otvorenog tipa, bušenje kosti, intramedularni tlak, analiza konačnih elemenata, sterilizacija svrdla

9. KRATKI SADRŽAJ I NASLOV DOKTORSKOG RADA NA ENGLISKOM JEZIKU

Tomislav Bruketa, MD: Medical drill with open type internal cooling in bone and joint surgery; 2019

Background and aims: Drilling of the bone causes a temperature rise at the point of bone and drill contact. A temperature higher than 47°C can lead to thermal osteonecrosis. The aim of this research was to examine how stainless steel medical drill with open type cooling system affects the maximum temperature at the drilling site with drills of different degree of wear. Drill strength was also studied with regard to the changes required for the system for internal cooling. The influence of coolant on intramedullary pressure, distribution of coolant during drilling and specificity of sterilization of such drill was studied.

Methods and materials: For this research, through a standard 4.5 mm medical steel drill, with an electro-erosion process a channel was created. Due to the modification of the drill structure, experimental analysis of the technical properties and analysis of the finite elements was made. Afterwards, measurements of temperature increase at the point of drilling with a drill with open type internal cooling with different degree of wear were performed, also intramedullary pressure during drilling was measured. Intramedullary coolant distribution was showed with X-ray images. A study was carried out on sterilization efficiencies of drill bits with open type internal cooling system.

Results: Experimental analysis of technical properties and analysis of finite elements proved that drilling modification has no effect on drill strength in clinical conditions. The maximum achieved temperatures at the drilling site with the open type internal cooling drills were less than critical regardless of the degree of wear of the drill while the temperatures of the drills without cooling were more than critical. Coolant fluid, entering the intramedullary channel, during drilling, has no effect on intramedullary pressure. During and after drilling coolant does not expand into the intramedullary channel but only remains in the bore. An open type internal cooling drill requires a prolonged cycle of sterilization cycles.

Conclusion: The open type internal cooling drill significantly reduces the maximum temperature at the point of bone and drill contact regardless of the degree of drill wear. Such a drill can be made of medical steel to meet standards for use in medicine and can be adequately sterilized for reuse. The coolant used during drilling does not affect the intramedullary pressure.

The stainless steel medical drill with open type internal cooling is safe to use in bone and joint surgical procedures and is capable to avoid the formation of thermal osteonecrosis completely.

Keywords: stainless steel medical drill with open type internal cooling, bone drilling, intramedullary pressure, finite element analysis, drill sterilization

10. POPIS LITERARURE

1. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol CJASN*. 2008 Nov;3 Suppl 3:S131-139.
2. Eiff MP, Hatch RL. *Fracture Management for Primary Care*, 3rd, Elsevier Saunders, Philadelphia 2012. p.26.,. In.
3. Wilkins KE. Principles of fracture remodeling in children. *Injury*. 2005 Feb;36 Suppl 1:A3-11.
4. Chanavaz M. Anatomy and histophysiology of the periosteum: quantification of the periosteal blood supply to the adjacent bone with ⁸⁵Sr and gamma spectrometry. *J Oral Implantol*. 1995;21(3):214–9.
5. Le BQ, Nurcombe V, Cool SM, van Blitterswijk CA, de Boer J, LaPointe VLS. The Components of Bone and What They Can Teach Us about Regeneration. *Mater Basel Switz*. 2017 Dec 22;11(1).
6. Guillot D. Almost invisible, often ignored: periosteum, the living lace of bone. *Medicographia*. 2012;34:221–227.
7. Colnot C. Skeletal cell fate decisions within periosteum and bone marrow during bone regeneration. *J Bone Miner Res Off J Am Soc Bone Miner Res*. 2009 Feb;24(2):274–82.
8. Sakaguchi Y, Sekiya I, Yagishita K, Ichinose S, Shinomiya K, Muneta T. Suspended cells from trabecular bone by collagenase digestion become virtually identical to mesenchymal stem cells obtained from marrow aspirates. *Blood*. 2004 Nov 1;104(9):2728–35.
9. Tuli R, Seghatoleslami MR, Tuli S, Wang ML, Hozack WJ, Manner PA, et al. A simple, high-yield method for obtaining multipotential mesenchymal progenitor cells from trabecular bone. *Mol Biotechnol*. 2003 Jan;23(1):37–49.
10. Keaveny TM, Hayes WC. Mechanical properties of cortical and trabecular bone. *Bone*. 1993;7:285–344.

11. Weatherholt AM, Fuchs RK, Warden SJ. Specialized connective tissue: bone, the structural framework of the upper extremity. *J Hand Ther Off J Am Soc Hand Ther*. 2012 Jun;25(2):123–31; quiz 132.
12. McParland BJ. The Future of Nuclear Medicine Radiation Dosimetry. In: *Nuclear Medicine Radiation Dosimetry*. Springer; 2010. p. 591–594.
13. Luk SC, Nopajaroonsri C, Simon GT. The ultrastructure of endosteum: a topographic study in young adult rabbits. *J Ultrastruct Res*. 1974 Feb;46(2):165–83.
14. Schepers K, Pietras EM, Reynaud D, Flach J, Binnewies M, Garg T, et al. Myeloproliferative neoplasia remodels the endosteal bone marrow niche into a self-reinforcing leukemic niche. *Cell Stem Cell*. 2013 Sep 5;13(3):285–99.
15. Morrison SJ, Scadden DT. The bone marrow niche for haematopoietic stem cells. *Nature*. 2014 Jan 16;505(7483):327–34.
16. Tavassoli M, Crosby WH. Transplantation of marrow to extramedullary sites. *Science*. 1968 Jul 5;161(3836):54–6.
17. Friedenstein AJ, Piatetzky-Shapiro II, Petrakova KV. Osteogenesis in transplants of bone marrow cells. *J Embryol Exp Morphol*. 1966 Dec;16(3):381–90.
18. McHugh KP, Hodivala-Dilke K, Zheng MH, Namba N, Lam J, Novack D, et al. Mice lacking beta3 integrins are osteosclerotic because of dysfunctional osteoclasts. *J Clin Invest*. 2000 Feb;105(4):433–40.
19. Knight MN, Hankenson KD. Mesenchymal Stem Cells in Bone Regeneration. *Adv Wound Care*. 2013 Jul;2(6):306–16.
20. Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone biology. I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. *Instr Course Lect*. 1996;45:371–86.
21. O'Brien FJ. Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. *Mater Today*. 2011;14(3):88–95.
22. Mohan S, Baylink DJ. Bone growth factors. *Clin Orthop*. 1991 Feb;(263):30–48.
23. Engfeldt B, Hjerpe A. Glycosaminoglycans and proteoglycans of human bone tissue at different stages of mineralization. *Acta Pathol Microbiol Scand [A]*. 1976 Jan;84(1):95–106.

24. Vejlens L. Glycosaminoglycans of human bone tissue. I. Pattern of compact bone in relation to age. *Calcif Tissue Res.* 1971;7(2):175–90.
25. Currey JD. The many adaptations of bone. *J Biomech.* 2003 Oct;36(10):1487–95.
26. Shapiro F. Bone development and its relation to fracture repair. The role of mesenchymal osteoblasts and surface osteoblasts. *Eur Cell Mater.* 2008 Apr 1;15:53–76.
27. Macmahon P, Eustace SJ. General principles. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2006 Dec;10(4):243–8.
28. Tsiridis E, Upadhyay N, Giannoudis P. Molecular aspects of fracture healing: which are the important molecules? *Injury.* 2007 Mar;38 Suppl 1:S11-25.
29. Dimitriou R, Tsiridis E, Giannoudis PV. Current concepts of molecular aspects of bone healing. *Injury.* 2005 Dec;36(12):1392–404.
30. Gaston MS, Simpson AHRW. Inhibition of fracture healing. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Dec;89(12):1553–60.
31. Gustilo RB, Mendoza RM, Williams DN. Problems in the management of type III (severe) open fractures: a new classification of type III open fractures. *J Trauma.* 1984 Aug;24(8):742–6.
32. Zura R, Xiong Z, Einhorn T, Watson JT, Ostrum RF, Prayson MJ, et al. Epidemiology of Fracture Nonunion in 18 Human Bones. *JAMA Surg.* 2016 16;151(11):e162775.
33. Weber BG, Cech O. Pseudoarthrosis. Bern: Hans Huber. 1976.
34. Pečina M i sur. *Ortopedija.* Naklada Ljevak; 2000. 89–92 p.
35. AO Foundation.
36. Jones JP. Fat embolism and osteonecrosis. *Orthop Clin North Am.* 1985 Oct;16(4):595–633.
37. Nishimura T, Matsumoto T, Nishino M, Tomita K. Histopathologic study of veins in steroid treated rabbits. *Clin Orthop.* 1997 Jan;(334):37–42.
38. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2012 May;27(4):313–25.

39. Noble B. Bone microdamage and cell apoptosis. *Eur Cell Mater.* 2003 Dec 21;6:46–55; discussion 55.
40. Bronner F, Farach-Carson MC, Rubin J. *Topics in Bone Biology.* London: Springer; 2005.
41. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma: a histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1984;18(3):261–8.
42. Franssen BBGM, van Diest PJ, Schuurman AH, Kon M. Drilling K-wires, what about the osteocytes? An experimental study in rabbits. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008 Jan;128(1):83–7.
43. Augustin G. Termicko oštećenje kosti tijekom bušenja dvostupnjevanim svrdlom i svrdlom s protocnim hladenjem - doktorska disertacija. 2011.
44. Reingewirtz Y, Szmukler-moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(3):189–197.
45. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3).
46. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(1):127–36.
47. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 1986 Jan;44(1):4–7.
48. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1972;9:1–80.
49. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983 Jul;50(1):101–7.
50. Bonfield W, Li CH. The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomech.* 1968 Dec;1(4):323–9.

51. Moritz AR, Henriques FC. Studies of Thermal Injury: II. The Relative Importance of Time and Surface Temperature in the Causation of Cutaneous Burns. *Am J Pathol.* 1947 Sep;23(5):695–720.
52. Berman AT, Reid JS, Yanicko DR, Sih GC, Zimmerman MR. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop.* 1984 Jun;(186):284–92.
53. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 1984 Nov;42(11):705–11.
54. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg.* 1982 Apr;11(2):115–21.
55. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 1984 Dec;55(6):629–31.
56. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrinar DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008 Jan;128(1):71–7.
57. Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. *J Clin Orthop Trauma.* 2013 Mar;4(1):15–30.
58. Haveman J, Van Der Zee J, Wondergem J, Hoogeveen JF, Hulshof M. Effects of hyperthermia on the peripheral nervous system: a review. *Int J Hyperthermia.* 2004;20(4):371–391.
59. Aslan A, Vatansever HS, Aslan GG, Eskiizmir G, Giray G. Effect of thermal energy produced by drilling on the facial nerve: histopathologic evaluation in guinea pigs. *J Laryngol Otol.* 2005;119(8):600–605.
60. Field JR, Sumner-Smith G. Bone blood flow response to surgical trauma. *Injury.* 2002 Jun;33(5):447–51.
61. EGGER EL, HISTAND MB, BLASS CE, POWERS BE. Effect of Fixation Pin Insertion on the Bone-Pin Interface. *Vet Surg.* 1986;15(3):246–252.

62. Boyne PJ. Histologic response of bone to sectioning by high-speed rotary instruments. *J Dent Res.* 1966;45(2):270–276.
63. Calderwood RG, Hera SS, Davis JR, Waite DE. A comparison of the healing rate of bone after the production of defects by various rotary instruments. *J Dent Res.* 1964;43(2):207–216.
64. Fister J, Gross BD. A histologic evaluation of bone response to bur cutting with and without water coolant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980;49(2):105–111.
65. Kenzora JE, Steele RE, Yosipovitch ZH, Glimcher MJ. Experimental osteonecrosis of the femoral head in adult rabbits. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;(130):8–46.
66. Albrektsson T, Albrektsson B. Microcirculation in grafted bone: A chamber technique for vital microscopy of rabbit bone transplants. *Acta Orthop Scand.* 1978;49(1):1–7.
67. Albrektsson T. Implantable devices for long-term vital microscopy of bone tissue. *CRC Crit Rev Biocompat.* 1987;3(1):25.
68. Boyde A, Wolfe LA, Maly M, Jones SJ. Vital confocal microscopy in bone. *Scanning.* 1995;17(2):72–85.
69. Li C, Zhao H, Ma H, Hou Y, Zhang Y, Yang M, et al. Simulation study on effect of cutting parameters and cooling mode on bone-drilling temperature field of superhard drill. *Int J Adv Manuf Technol.* 2015;81(9–12):2027–2038.
70. Qi GX, Dai KR. Operative techniques in orthopaedic surgery. *Am J Chin Med.* 2007;17(12):1283–4.
71. Augustin G, Davila S, Udiljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop.* 2012 Jul;36(7):1449–56.
72. Wang W, Shi Y, Yang N, Yuan X. Experimental analysis of drilling process in cortical bone. *Med Eng Phys.* 2014 Feb;36(2):261–6.
73. Udiljak T, Ciglar D, Skoric S. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Adv Prod Eng Manag.* 2007;2(3):103–112.
74. Brothwell DR. *Digging up Bones; the Excavation, Treatment and Study of Human Skeletal Remains.* London: British Museum (Natural History). p. 126. 1963.

75. Toyne JM. Tibial surgery in ancient Peru. *Int J Paleopathol.* 2015;8:29–35.
76. Ekinović S. *Postupci obrade rezanjem.* 2003.
77. Karmani S. The thermal properties of bone and the effects of surgical intervention. *Curr Orthop.* 2006 Feb 1;20(1):52–8.
78. Dahotre N, Joshi S. *Machining of Bone and Hard Tissues.* Springer International Publishing; 2016. 121 p.
79. Pandey RK, Panda SS. Bone drilling: an area seeking for improvement. In: *Engineering (NUiCONE), 2011 Nirma University International Conference on.* IEEE; 2011. p. 1–4.
80. Katayama T, Yamamoto H, Tokuda S, Kishigami H. Guidelines for the preparation of design concept of biomimetic composites. *J Mater Process Technol.* 2004;155:1590–1595.
81. Martin DE, Severns AE, Kabo JM. Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurements: correlation with non-destructive mechanical four-point bending test data. *J Biomech.* 2004;37(8):1289–1293.
82. Khashaba UA, Seif MA, Elhamid MA. Drilling analysis of chopped composites. *Compos Part Appl Sci Manuf.* 2007;38(1):61–70.
83. Pallan FG. Histological changes in bone after insertdon of skeletal fixation pins. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv.* 1960 Sep;18:400–8.
84. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg.* 1958 Jan;16(1):22–30.
85. Vaughn RC, Peyton FA. The influence of rotational speed on temperature rise during cavity preparation. *J Dent Res.* 1951 Oct;30(5):737–44.
86. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am.* 1972 Mar;54(2):297–308.
87. Hillery MT, Shuaib I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *J Mater Process Technol.* 1999;92:302–308.
88. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60(10):1160–1169.

89. Karaca F, Aksakal B, Kom M. Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. *Med Eng Phys.* 2011;33(10):1221–1227.
90. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1).
91. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys.* 2000;22(10):685–691.
92. Nam O, Yu W, Choi MY, Kyung HM. Monitoring of bone temperature during osseous preparation for orthodontic micro-screw implants: Effect of motor speed and ressure. In: *Key Engineering Materials.* Trans Tech Publ; 2006. p. 1044–1047.
93. Gok K, Buluc L, Muezzinoglu US, Kisioglu Y. Development of a new driller system to prevent the osteonecrosis in orthopedic surgery applications. *J Braz Soc Mech Sci Eng.* 2015;37(2):549–558.
94. Natali C, Ingle P, Dowell J. Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face. *J Bone Joint Surg Br.* 1996 May;78(3):357–62.
95. Jacob CH, Berry JT. A study of the bone machining process--drilling. *J Biomech.* 1976;343–9.
96. Abouzgia MB, James DF. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995;53(11):1308–1315.
97. Lee J, Ozdoganlar OB, Rabin Y. An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys.* 2012;34(10):1510–1520.
98. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2).
99. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(8):963–969.
100. Wiggins KL, Malkin S. Drilling of bone. *J Biomech.* 1976;9(9):553–9.

101. Kalidindi V. Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery. Univ Ky Masters Theses [Internet]. 2004 Jan 1; Available from: https://uknowledge.uky.edu/gradschool_theses/314
102. Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng*. 1982 Aug;104(3):245–52.
103. Chen Y-C, Tu Y-K, Zhuang J-Y, Tsai Y-J, Yen C-Y, Hsiao C-K. Evaluation of the parameters affecting bone temperature during drilling using a three-dimensional dynamic elastoplastic finite element model. *Med Biol Eng Comput*. 2017 Nov;55(11):1949–57.
104. Farnworth GH, Burton JA. Optimization of drill geometry for orthopaedic surgery. In: *Proceedings of the Fifteenth International Machine Tool Design and Research Conference*. Springer; 1975. p. 227–233.
105. Karmani S, Lam F. The design and function of surgical drills and K-wires. *Curr Orthop*. 2004;18(6):484–490.
106. Bertollo N, Milne HR, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of the thermal properties of 2-and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clin Biomech*. 2010;25(6):613–617.
107. Fuchsberger A. Damaging temperature during the machining of bone. *Unfallchirurgie*. 1988;14(4):173–183.
108. Davidson SR, James DF. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Med Eng Phys*. 2000;22(10):741–747.
109. Pedersen MS, Moghaddam AZ, Bak K, Koch JSS. The effect of bone drilling on pain in gonarthrosis. *Int Orthop*. 1995;19(1):12–15.
110. Bechtol CO, Ferguson AB, Laing PG. *Metals and engineering in bone and joint surgery*. 1959;
111. Sneath RS. The determination of optimum twist drill shape for bone. In: *Biomechanics and Related Bio-Engineering Topics*. Elsevier; 1965. p. 41–45.
112. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2005;43(4):314–319.

113. Ashford RU, Pande KC, Dey A. Current practice regarding re-use of trauma instrumentation: results of a postal questionnaire survey. *Injury*. 2001;32(1):37–40.
114. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64(2):265–269.
115. Basiaga M, Paszenda Z, Szewczenko J, Kaczmarek M. Influence of surgical drills wear on thermal process generated in bones. *Acta Bioeng Biomech*. 2013;15(4).
116. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur®-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(2):139–143.
117. Marinov V. *Manufacturing Technology*. 2005. 77–80 p.
118. Augustin G, Davila S, Udiljak T, Vedrina DS, Bagatin D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2009;129(5):703–709.
119. Alam K, Khan M, Muhammad R, Qamar SZ, Silberschmidt VV. In-vitro experimental analysis and numerical study of temperature in bone drilling. *Technol Health Care Off J Eur Soc Eng Med*. 2015;23(6):775–83.
120. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey P-J. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(3):293–297.
121. Brand S, Klotz J, Petri M, Ettinger M, Hassel T, Krettek C, et al. Temperature control with internally applied cooling in solid material drilling: an experimental, biomechanical study. *Int Orthop*. 2013 Jul;37(7):1355–61.
122. Haider R, Watzek G, Plenck Jr H. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1).
123. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2013 Jan;51(1):74–8.

124. Feldmann A, Wandel J, Zysset P. Reducing temperature elevation of robotic bone drilling. *Med Eng Phys*. 2016;38(12):1495–1504.
125. Kirschner H, Meyer W. [Development of an internal cooling mechanism for surgical drills]. *Dtsch Zahnärztliche Z*. 1975 Jul;30(7):436–8.
126. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg Am Dent Assoc* 1965. 1980 Jul;38(7):499–503.
127. Hein C, Inceoglu S, Juma D, Zuckerman L. Heat Generation During Bone Drilling: A Comparison Between Industrial and Orthopaedic Drill Bits. *J Orthop Trauma*. 2017 Feb;31(2):e55–9.
128. Proff P, Bayerlein T, Kramer A, Allegrini S, Dietze S, Fanghänel J, et al. Requirements and infection prophylaxis for internally cooled implant drills. *Folia Morphol*. 2006 Feb;65(1):34–6.
129. Chan-Myers H, McAlister D, Antonoplos P. Natural bioburden levels detected on rigid lumened medical devices before and after cleaning. *Am J Infect Control*. 1997 Dec;25(6):471–6.
130. Chu NS, Chan-Myers H, Ghazanfari N, Antonoplos P. Levels of naturally occurring microorganisms on surgical instruments after clinical use and after washing. *Am J Infect Control*. 1999 Aug;27(4):315–9.
131. Deshpande A, Smith GWG, Smith AJ. Biofouling of surgical power tools during routine use. *J Hosp Infect*. 2015 Jul;90(3):179–85.
132. Association for the Advancement of Medical Instrumentation, ANSI/AAMI ST8, Hospital Steam Sterilizers (Arlington, Va: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2001).
133. Association for the Advancement of Medical Instrumentation, ANSI/AAMI ST46, Steam Sterilization and Sterility Assurance in Health Care Facilities (Arlington, Va: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2002).
134. Moore TK. Today's sterilizer is not your father's water heater. *AORN J*. 2009 Jul;90(1):81–8; quiz 89–92.

135. Pell AC, Christie J, Keating JF, Sutherland GR. The detection of fat embolism by transoesophageal echocardiography during reamed intramedullary nailing. A study of 24 patients with femoral and tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 1993 Nov;75(6):921–5.
136. Gaber O, Behdinan K, de Beer J, Zalzal P, Papini M, Saghir MZ. Computational fluid dynamics modeling of insertion and advancement of a reamer into the intramedullary canal of a long bone. *Med Eng Phys.* 2007 Jan;29(1):125–33.
137. Pape HC, Dwenger A, Grotz M, Kaefer V, Negatsch R, Kleemann W, et al. Does the reamer type influence the degree of lung dysfunction after femoral nailing following severe trauma? An animal study. *J Orthop Trauma.* 1994 Aug;8(4):300–9.
138. Pape HC, Auf'm Kolk M, Paffrath T, Regel G, Sturm JA, Tscherne H. Primary intramedullary femur fixation in multiple trauma patients with associated lung contusion--a cause of posttraumatic ARDS? *J Trauma.* 1993 Apr;34(4):540–7; discussion 547-548.
139. Giannoudis PV, Tzioupis C, Pape H-C. Fat embolism: the reaming controversy. *Injury.* 2006 Oct;37 Suppl 4:S50-58.
140. Högel F, Kamer L, Schlegel U, Rahn B, Südkamp NP, Müller CA. Fat extravasation due to unreamed and experimentally reamed intramedullary nailing of the sheep femur. *Injury.* 2009 Jul;40(7):718–21.
141. Peter RE, Selz T, Koestli A. Influence of the reamer shape on intraosseous pressure during closed intramedullary nailing of the unbroken femur: a preliminary report. *Injury.* 1993;24 Suppl 3:S48-55.
142. Orsini EC, Byrick RJ, Mullen JB, Kay JC, Waddell JP. Cardiopulmonary function and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. The role of intramedullary pressure. *J Bone Joint Surg Am.* 1987 Jul;69(6):822–32.
143. Wenda K, Runkel M, Degreif J, Ritter G. Pathogenesis and clinical relevance of bone marrow embolism in medullary nailing--demonstrated by intraoperative echocardiography. *Injury.* 1993;24 Suppl 3:S73-81.
144. Kröpfl A, Davies J, Berger U, Hertz H, Schlag G. Intramedullary pressure and bone marrow fat extravasation in reamed and unreamed femoral nailing. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* 1999 Mar;17(2):261–8.

145. Heim D, Regazzoni P, Tsakiris DA, Aebi T, Schlegel U, Marbet GA, et al. Intramedullary nailing and pulmonary embolism: does unreamed nailing prevent embolization? An in vivo study in rabbits. *J Trauma*. 1995 Jun;38(6):899–906.
146. Feith R. Side-effects of acrylic cement implanted into bone. A histological, (micro) angiographic, fluorescence-microscopic and autoradiographic study in the rabbit femur. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1975;161:3–136.
147. Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1980;185:1–208.
148. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology*. 1998 Feb;139(2):663–70.
149. Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand*. 1966;37(1):29–48.
150. Saha SK. Experimental investigation of the dry electric discharge machining (Dry EDM) process. M Tech Thesis IIT Kanpur Kanpur. 2008;208016.
151. Zegunis V, Toksvig-Larsen S, Tikuisis R. Insertion of K-wires by hammer generates less heat: a study of drilling and hammering K-wires into bone. *Acta Orthop Scand*. 1993;64(5):592–594.
152. Dewey WC. Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic. *Int J Hyperthermia*. 2009;25(1):3–20.
153. Clattenburg R, Cohen J, Conner S, Cook N. Thermal properties of cancellous bone. *J Biomed Mater Res*. 1975 Mar;9(2):169–82.
154. Wozasek GE, Simon P, Redl H, Schlag G. Intramedullary pressure changes and fat intravasation during intramedullary nailing: an experimental study in sheep. *J Trauma*. 1994 Feb;36(2):202–7.
155. Noailles T, Brulefert K, Chalopin A, Longis PM, Gouin F. What are the risk factors for post-operative infection after hip hemiarthroplasty? Systematic review of literature. *Int Orthop*. 2016 Sep;40(9):1843–8.

156. Rutala WA, Gergen MF, Weber DJ. Microbial contamination on used surgical instruments. *Infect Control Hosp Epidemiol*. 2014 Aug;35(8):1068–70.
157. Spaulding EH, Cundy KR, Turner FJ. *Chemical Disinfection of Medical and Surgical Materials*. 1977;654–84.
158. Tosh PK, Disbot M, Duffy JM, Boom ML, Heseltine G, Srinivasan A, et al. Outbreak of *Pseudomonas aeruginosa* surgical site infections after arthroscopic procedures: Texas, 2009. *Infect Control Hosp Epidemiol*. 2011 Dec;32(12):1179–86.
159. Blevins FT, Salgado J, Wascher DC, Koster F. Septic arthritis following arthroscopic meniscus repair: a cluster of three cases. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. 1999 Feb;15(1):35–40.
160. Parada SA, Grassbaugh JA, Devine JG, Arrington ED. Instrumentation-specific infection after anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Health*. 2009 Nov;1(6):481–5.
161. Lewis DL, Boe RK. Cross-infection risks associated with current procedures for using high-speed dental handpieces. *J Clin Microbiol*. 1992 Feb;30(2):401–6.
162. Pinto FMG, de Souza RQ, da Silva CB, Mimica LMJ, Graziano KU. Analysis of the microbial load in instruments used in orthopedic surgeries. *Am J Infect Control*. 2010 Apr;38(3):229–33.
163. Song H, Li J, Shi S, Yan L, Zhuang H, Li K. Thermal stability and inactivation of hepatitis C virus grown in cell culture. *Virology*. 2010;7:40.
164. Donskey CJ, Yowler M, Falck-Ytter Y, Kundrapu S, Salata RA, Rutala WA. A case study of a real-time evaluation of the risk of disease transmission associated with a failure to follow recommended sterilization procedures. *Antimicrob Resist Infect Control*. 2014;3(1):4.
165. Seavey R. High-level disinfection, sterilization, and antisepsis: current issues in reprocessing medical and surgical instruments. *Am J Infect Control*. 2013 May;41(5 Suppl):S111-117.

11. KRATKA BIOGRAFIJA

Tomislav Bruketa rođen je u Zagrebu 08.09.1979. gdje 1998. završava prirodoslovno matematičku gimnaziju Lucijan Vranjanin. Iste godine upisuje Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Na Medicinskom fakultetu diplomira 2004. Nakon odsluženog obveznog vojnog roka 2005. započinje pripravnički staž u KBC Zagreb. 2006. polaže državni stručni ispit. Od 2007. zaposlen je na Klinici za kirurgiju KBC Zagreb gdje započinje specijalizaciju iz opće kirurgije. 2011 polaže ispit iz opće kirurgije. 2016. započinje užu specijalizaciju iz digestivne (abdominalne) kirurgije, a ispit iz uže specijalizacije polaže 2018.

Član je Hrvatskog kirurškog društva.

Sudjelovao je na više međunarodnih i nacionalnih kongresa kao aktivni član te kao član organizacijskog odbora 7. Hrvatskog kirurškog kongresa.

Oženjen je i otac dvoje djece.