

Razvoj topline u zoni bušenja kosti - usporedba utjecaja svrdla vođenoga rukom ili strojno

Ehrenfreund, Tin

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://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:105:273173>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-12**



Repository / Repozitorij:

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



**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Tin Ehrenfreund

**Razvoj topline u zoni bušenja kosti -
usporedba utjecaja svrdla vođenoga
rukom ili strojno**

DISERTACIJA



Zagreb, 2019.

**SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
MEDICINSKI FAKULTET**

Tin Ehrenfreund

**Razvoj topline u zoni bušenja kosti -
usporedba utjecaja svrdla vođenoga
rukom ili strojno**

DISERTACIJA

Zagreb, 2019.

Doktorska disertacija izrađena je u Laboratoriju za medicinsko inženjerstvo Katedre za alatne strojeve Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

Voditelj rada: prof. dr. sc. Slavko Davila

Želim se zahvaliti svojem mentoru prof.dr.sc. Slavku Davili za neizmjernu pomoć, podršku i razumijevanje.

Hvala prof. dr. sc. Danku Brezaku, doc. dr. sc. Tomislavu Staroveškom, dr. sc. Mihi Klaiću, dr. sc. Ivanu Pristašu, Marku Brkiću, doc. dr. sc. Tomislavu Meštoviću te Filipu Marijiću, bez čije pomoći ova disertacija ne bi ugledala svjetlo dana.

Supruzi Hani hvala na strpljenju, a roditeljima i sestri što su vjerovali u mene.

SADRŽAJ

POPIS OZNAKA I KRATICA

1.	UVOD I SVRHA RADA	1
1.1.	Građa i funkcija koštanog sustava	2
1.1.1.	Stanice koštanog tkiva	2
1.1.1.1.	Osteoblasti	2
1.1.1.2.	Obložne stanice	3
1.1.1.3.	Osteociti	4
1.1.1.4.	Osteoklasti	5
1.1.2.	Koštani matriks	5
1.1.3.	Periost i endost	6
1.1.4.	Vrste koštanog tkiva	6
1.2.	Cijeljenje prijeloma	12
1.2.1.	Indirektno cijeljenje prijeloma	12
1.2.1.1.	Akutni upalni odgovor	13
1.2.1.2.	Novačenje mezenhimskih matičnih stanica (MMS)	13
1.2.1.3.	Sazrijevanje hrskavičnog i periostalnog koštanog kalusa	14
1.2.1.4.	Revaskularizacija i neoangiogeneza na mjestu prijeloma	14
1.2.1.5.	Mineralizacija i resorpcija hrskavičnog kalusa	15
1.2.1.6.	Remodeliranje kosti	17
1.2.2.	Direktno cijeljenje prijeloma	18
1.2.2.1.	Kontaktno cijeljenje	18
1.2.2.2.	Pukotinsko cijeljenje	20

1.3. Poremećaji koštanog cijeljenja	20
1.3.1. Produljeno cijeljenje	20
1.3.2. Nesrasli prijelom	21
1.3.3. Loše srasli prijelom	23
1.3.4. Čimbenici koji utječu na cijeljenje kosti	23
1.4. Bušenje	25
1.4.1. Spiralna ili navojna svrdla	26
1.4.2. Režimi rezanja pri bušenju	29
1.5. Bušenje kosti i osteonekroza	30
1.5.1. Parametri bušenja	33
1.5.1.1. Utjecaj brzine bušenja i posmaka	34
1.5.1.2. Energija bušenja	36
1.5.1.3. Utjecaj hlađenja	37
1.5.1.4. Dubina bušenja i debljina kortikalne kosti	39
1.5.1.5. Predbušenje	40
1.5.2. Parametri svrdla	41
1.5.2.1. Promjer svrdla	41
1.5.2.2. Oštrica svrdla	42
1.5.2.3. Žljebovi i kut uspona spirale	43
1.5.2.4. Vrh svrdla	44
1.5.2.5. Istrošenost svrdla	45
1.5.2.6. Ostali čimbenici	46
2. HIPOTEZA	47
3. CILJEVI RADA	48
3.1. Opći cilj	48
3.2. Specifični ciljevi	48

4.	MATERIJALI I METODE	49
4.1.	Ispitni uzorci	49
4.2.	Svrđlo	51
4.3.	Senzor temperature	52
4.4.	Senzor sila	54
4.5.	Postav za strojno bušenje	55
4.6.	Postav za ručno bušenje	57
4.7.	Programska podrška	59
4.8.	Plan pokusa	61
	4.8.1. Ručno bušenje	61
	4.8.2. Strojno bušenje	66
4.9.	Obrada podataka	67
	4.9.1. Obrada signala	67
	4.8.3.1. Srednja vrijednost rezultantne sile rezanja (Fr_sred)	67
	4.9.1.2. Maksimalna vrijednost rezultantne sile rezanja (Fr_max)	68
	4.9.1.3. Površina ispod krivulje rezultantne sile rezanja (Fr_pov)	69
	4.9.1.4. Srednja vrijednost momenta motora (Mgv_sred) i maksimalna vrijednost momenta motora (Mgv_max)	69
	4.9.1.5. Površina ispod krivulje momenta motora (Mgv_pov)	70
	4.9.1.6. Snaga signala na frekvenciji vrtnje svrdla (S_FV) i snaga signala na frekvenciji oštrice svrdla (S_FO)	70
	4.9.2. Statistička analiza	71
5.	REZULTATI	72
5.1.	Razlike u porastu temperature pri ručnom bušenju ovisno o	

parametrima bušenja	73
5.2. Razlike u porastu temperature pri ručnom bušenju ovisno o parametrima svrdla	74
5.3. Razlike u porastu temperature pri ručnom bušenju ovisno o iskustvu operatera	75
5.4. Razlike u srednjoj rezultantnoj sili pri ručnom bušenju ovisno o iskustvu operatera	76
5.5. Razlike u posmičnoj brzini pri ručnom bušenju ovisno o iskustvu operatera	76
5.6. Razlike u porastu temperature pri strojnom bušenju ovisno o parametrima bušenja	77
5.7. Razlike u porastu temperature pri strojnom bušenju ovisno o parametrima svrdla	78
5.8. Razlike u porastu temperature pri bušenju ovisno o operateru bušenja	79
6. RASPRAVA	81
7. ZAKLJUČAK	88
8. KRATKI SADRŽAJ NA HRVATSKOM JEZIKU	89
9. KRATKI SADRŽAJ I NASLOV RADA NA ENGLESKOM JEZIKU	90
10. POPIS LITERATURE	91
11. KRATKA BIOGRAFIJA	101

POPIS OZNAKA I KRATICA

POPIS OZNAKA I MJERNIH JEDINICA

OZNAKA	JEDINICA	OPIS
<i>d_l</i>	mm	promjer svrdla
<i>ω_s</i>	°	kut spirale
<i>φ</i>	°	kut vrha svrdla
<i>α</i>	°	kut stražnje oštrice alata
<i>β</i>	°	kut klina
<i>γ</i>	°	prednji kut
<i>d_c</i>	mm	promjer jezgre
<i>ψ_p</i>	°	kut poprečne rezne oštrice
<i>w_f</i>	mm	širina faze
<i>f</i>	mm/okr.	posmak
<i>f_z</i>	mm	posmak po zubu
<i>z</i>	-	broj zubi
<i>v_c</i>	m/min	brzina rezanja
<i>v_f</i>	mm/min	posmična brzina
<i>a_p</i>	mm	dubina rezanja
<i>d</i>	mm	promjer postojećeg provrta
<i>F_c</i>	N	glavna sila rezanja
<i>F_f</i>	N	posmična sila rezanja
<i>F_p</i>	N	natražna sila rezanja
<i>F_{cp}</i>	N	glavna sila rezanja poprečne oštrice
<i>F_{fp}</i>	N	posmična sila poprečne oštrice
<i>F_t</i>	N	sila trenja
<i>F_a</i>	N	aksijalna sila
<i>M_u</i>	Nm	ukupni moment bušenja
<i>M_{Fc}</i>	Nm	moment sile rezanja na glavnoj oštrici
<i>M_{Fcp}</i>	Nm	moment sile rezanja na posmičnoj oštrici
<i>M_{Ft}</i>	Nm	moment sile trenja

<i>F_x</i>	N	komponenta rezultantne sile u smjeru osi x
<i>F_y</i>	N	komponenta rezultantne sile u smjeru osi y
<i>F_z</i>	N	komponenta rezultantne sile u smjeru osi z
Fr_sred	N	srednja vrijednost rezultantne sile rezanja
Fr_max	N	maksimalna vrijednost rezultantne sile rezanja
Fr_pov	Ns	površina ispod krivulje rezultantne sile rezanja
Mgv_sred	Nm	srednja vrijednost momenta motora
Mgv_max	Nm	maksimalna vrijednost momenta motora
Mgv_pov	Nms	površina ispod krivulje momenta motora
S_FV	N	snaga signala na frekvenciji vrtnje svrdla
S_FO	N	snaga signala na frekvenciji oštrice svrdla
t	s	vrijeme

POPIS KRATICA

AO	(njem. <i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesisfragen</i>); Radna skupina za pitanja osteosinteze
AP	alkalna fosfataza
BMD	(eng. Bone Mineral Density); mineralna gustoća kosti
BMP	(eng. Bone Morphogenetic Protein); koštani morfogenetski protein
BMU	(engl. Basic Multicellular Unit); bazična multiceularna jedinica
CAD	(engl. Computer Aided Design); računalno potpomognuti dizajn
CNC	(enb. Computer Numerical Control); računalno numeričko upravljanje
COX-1 i COX-2	inhibitori ciklooksigenaze 1 i 2
eng.	engleski jezik
FFT	Fourierova transformacija
FSB	Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu
GA	Golgijev aparat
HIF1-α	(eng. Hypoxia-Inducible Factor 1-Alpha); hipoksijom inducirani faktor 1 – alfa
Hz	herc
IMU	(eng. Inertion Measurement Unit); inercijski mjerni modul
m	metar
max.	maksimalna
min.	minimalna
mm	milimetar
m/min	metar u minuti
mm/min	milimetar u minuti
mm/okr	milimetar po okretaju
MMP-9 i MMP 13	matriks metaloproteinaza 9 i 13
MMS	mezenhimske matične stanice
NSAIL	nesteroidni protuupalni lijekovi
N	njutn
njem.	njemački jezik
Nm	njutn metar
Nms	njutn metar sekunda
Ns	njutn sekunda
o/min	okretaja po minuti

PTH	paratireoidni hormon
rER	grubi endoplazmatski retikulum
SEM	skeniranje elektronskim mikroskopom
VEGF	(eng. Vascular Endothelial Growth Factor); vaskularni endotelni čimbenik rasta
μm	mikrometar
°	stupanj

1. UVOD I SVRHA RADA

Jedan od ciljeva uspješnog operativnog zbrinjavanja prijeloma je postići minimalno oštećenje kosti i okolnog tkiva u svrhu smanjenja broja komplikacija i bržeg oporavka bolesnika.

Brže i efikasnije cijeljenje postiže se tzv. stabilnom osteosintezom kojom je omogućeno primarno cijeljenje kosti čiji je preduvjet anatomska repozicija i apsolutna stabilnost među ulomcima. Ako samo jedan od navedenih uvjeta nije ispunjen neće doći do pravilnog cijeljenja kosti na mjestu prijeloma, a time niti do normalne funkcije kosti.

Tijekom operativnog zahvata bušenjem, uslijed trenja između svrdla i kosti, dolazi do porasta temperature što oštećuje kost. Povišena temperatura dovodi do poremećenog stvaranja nove i obnavljanja postojeće kosti. Rezultat povišene temperature je termičko oštećenje kosti u obliku termičke nekroze uz mjesto bušenja, a zbog nemogućnosti obnavljanja na mjestu ireverzibilnog oštećenja kost gubi čvrstoću. Gubitkom čvrstoće onemogućen je čvrsti dodir kosti i vijaka te se povećava gibljivost vijaka što zbog djelovanja sila prilikom opterećenja rezultira nestabilnošću postavljenog osteosintetskog materijala. Time se gubi jedan od osnovnih uvjeta stabilne osteosinteze, a to je apsolutna stabilnost frakturnih ulomaka. Pokretljivost pločice/vijka u početku je minimalna, kasnije sve veća, a krajnji ishod je značajno pomicanje i mogući lom osteosinteze odnosno refraktura kosti koja zahtijeva ponovni operacijski zahvat. Nažalost, učestalost loma osteosinteze na mjestu bušenja na nosivim kostima donjih ekstremiteta procijenjena je na 2,1 - 7,1% (1-3). Određeni udio u navedenoj učestalosti ima termička osteonekroza kosti nastala tijekom bušenja.

Osim gubitka kontakta, termička osteonekroza pogoduje razmnožavanju bakterija i nastanku infekcije zbog stvaranja nekrotičnog materijala i debrisa. Tako nastaje najnepoželjnija komplikacija u liječenju prijeloma, osteomijelitis.

Dosadašnja istraživanja uspjela su utvrditi optimalne uvjete procesa bušenja kod kojih dolazi do najmanjeg porasta temperature kosti tijekom procesa bušenja, korištenjem standardnih kirurških svrdla.

Poznato je da temperatura iznad 42°C uzrokuje poremećaj metabolizma kosti, a temperatura od 47°C tijekom 1 minute izaziva ireverzibilne promjene građe i funkcije kosti (4). Na temperaturama iznad kritične razine dolazi do vaporizacije vode što rezultira dehidracijom, isušanjem, pucanjem membrana stanice i naposljetku karbonizacijom. Drugim riječima, temperatura viša od kritične uzrokuje ireverzibilno oštećenje koštanih stanica odnosno staničnu smrt.

Pregledom literature nađen je veliki broj radova čiji se rezultati temelje isključivo na pravocrtnom posmičnom gibanju svrdla (5-10). Međutim u kliničkoj primjeni gdje je smjer bušenja određen rukom operatera, nije uvijek moguće "slijediti" isti smjer bušenja. Upravo u tim situacijama zbog velikog utjecaja bočnih sila dolazi do pojačavanja trenja između bočne strane svrdla i kosti i time do porasta temperature (4,7). Međutim u literaturi nedostaje pravih sistematičnih istraživanja bušenja kosti kakva se vrše u kirurškoj praksi.

1.1. Građa i funkcija koštanog sustava

Kost je jedno od najtvrdih tkiva čovječjeg tijela. Glavni je sastojak skeleta odraslih i daje mu potporu na koju se vežu mišići, štiti vitalne organe u lubanjskoj i prsnoj šupljini i štiti koštanu srž, u kojoj nastaju krvne stanice.

Kost također služi i kao spremište kalcija, fosfora i drugih iona, koji se pod kontrolom mogu osloboditi ili pohraniti da bi se održala njihova stalna koncentracija u tjelesnim tekućinama.

Osim ovih funkcija, kosti djeluju i kao sustav poluga koje povećavaju sile nastale kontrakcijom skeletnih mišića i tako ih pretvaraju u pokrete tijela.

Kost je specijalizirano vezivno tkivo, izgrađeno od međustanične ovapnjele tvari, koštanog matriksa i četiri tipa stanica: osteoblasta, obložnih stanica, osteocita i osteoklasta (11,12).

Unatoč inertnom izgledu, kost je vrlo dinamičan organ koji se neprekidno resorbira osteoklastima i neoformira osteoblastima.

1.1.1. Stanice koštanog tkiva

1.1.1.1. Osteoblasti

Osteoblasti su kockaste stanice koje su smještene uzduž površine kosti i čine 4 - 6% ukupnih staničnih koštanih stanica i uglavnom su poznate po svojoj funkciji formiranja kostiju (13). Nastaju iz mezenhimskih matičnih stanica (MMS).

Oni su uvijek smješteni na površini koštanog tkiva, poredani u nizu poput stanica jednoslojnog epitela. Ove stanice pokazuju morfološke karakteristike stanica koje sintetiziraju proteine, uključujući obilan grubi endoplazmatski retikulum (rER) i istaknute Golgijeve aparate (GA), kao i različite sekretorne vezikule (13,14)

Osteoblasti sintetiziraju organske sastojke koštane međustanične tvari (kolagen tipa I, proteoglikane i glikoproteine), a nužni su i za ugrađivanje anorganskih sastojaka u matriks.

Osteoblasti imaju citoplazmatske izdanke kojima međusobno komuniciraju. Oni su najizrazitiji kada stanica počne oko sebe izlučivati matriks. U ovoj fazi, zreli osteoblasti mogu proći kroz apoptozu ili postati osteociti ili obložna stanica (15,16).

Kad se osteoblast potpuno okruži tek izlučenim matriksom postaje osteocit. Pojavljuju se lakune i kanalići, jer se matriks odlaže oko stanice i njezinih citoplazmatskih izdanaka.

Tijekom intenzivne sinteze matriksa, osteoblasti su kubičnog do prizmatičnog oblika, citoplazma im je bazofilna i sadrži mnogo alkalne fosfataze (AP). Kad im se aktivnost smanji, spljošte se, a bazofilija citoplazme i količina AP u njoj opada.

Osteoblasti su polarizirane stanice. Sastojci matriksa izlučuju se na staničnoj površini, koja se dodiruje sa starijim koštanim matriksom i nastaje sloj novog (još neovapnjenog) matriksa između sloja osteoblasta i prethodno stvorene kosti. Ta apozicija kosti završava se nakon toga odlaganjem kalcijevih soli u novostvoreni matriks.

1.1.1.2. Obložne stanice

Obložne stanice su osteoblasti u stanju mirovanja koji se nalaze na površini kosti, gdje se ne odvija niti koštana resorpcija niti formiranje kosti (17). Ove stanice su tanke, sploštene, njihova citoplazma se proteže duž površine kosti i prikazuje nekoliko citoplazmatskih organela kao što su profili rER i GA (17). Neke od tih stanica posjeduju citoplazmatske izdanke koji se šire u kanaliće, a vidljivi su i tijesni spojevi između susjednih koštanih stanica i između tih stanica i osteocita (17,18)

Sekretorna aktivnost obložnih stanica ovisi o fiziološkom statusu kosti, pri čemu te stanice mogu ponovno steći svoju sekretornu aktivnost, povećavajući njihovu veličinu i usvajajući kuboidni izgled (19)

Funkcije obložnih stanica nisu u potpunosti jasne, ali je dokazano da u slučaju kada ne dođe do resorpcije kosti te stanice sprječavaju izravnu interakciju između osteoklasta i koštanog matriksa. Također, obložne stanice sudjeluju u diferencijaciji osteoklasta. Štoviše, obložne su stanice zajedno s drugim koštanim stanicama, važna komponenta BMU (engl. basic multicellular unit = bazična multicelularna jedinica), anatomske strukture koja je prisutna tijekom ciklusa remodeliranja kosti (20)

1.1.1.3. Osteociti

Osteociti koji čine 90–95% ukupnih koštanih stanica, najzastupljenije su i najdugovječnije koštane stanice, sa životnim vijekom do 25 godina (21). Za razliku od osteoblasta i osteoklasta, čija je funkcija definirana tijekom stvaranja i resorpcije kosti, osteociti su ranije definirani svojom morfologijom i položajem. Kroz desetljeća je zbog poteškoća u izoliranju osteocita iz koštane matrice došlo do pogrešnog shvaćanja osteocita kao pasivne stanice, a njihove funkcije bile su pogrešno interpretirane (22). Razvoj novih tehnologija poput identifikacije markera specifičnih za osteocite, novih životinjskih modela, razvoja tehnika za izolaciju i kulturu kostiju, te uspostave fenotipski stabilnih staničnih linija doveo je do poboljšanja razumijevanja biologije osteocita. Zapravo, prepoznato je da te stanice igraju brojne važne funkcije u kostima (23).

Osteociti nastaju od osteoblasta i smješteni su u lakunama između lamela matriksa.

U usporedbi s osteoblastima, osteociti su splošteni, imaju oblik badema, mnogo oskudniju rER i GA te zgusnuti kromatin jezgre. Morfologija ugrađenih osteocita razlikuje se ovisno o tipu kosti. Na primjer, osteociti iz trabekularne kosti više su okrugli u usporedbi s osteocitima iz kortikalne kosti, koji pokazuju izduženu morfologiju (24).

Svaka lakuna sadržava samo jedan osteocit. Citoplazmatski izdanci osteocita pružaju se kroz kanaliće. Izdanci susjednih stanica međusobno se dodiruju tijesnim spojevima preko kojih hranjive tvari dolaze u stanice. Izmjena nekih molekula između osteocita i krvnih žila obavlja se putem male količine izvanstanične tvari koja se nalazi između osteocita i njihovih izdanaka i koštanog matriksa. Takvom se izmjenom može prehraniti petnaestak stanica.

Osteociti su izvedeni iz MMS loze kroz osteoblast diferencijaciju. U ovom procesu predložena su četiri prepoznatljiva stadija: osteoid-osteocit, preosteocit, mladi osteocit i zreli osteocit (21). Osteociti svojim metabolizmom održavaju koštani matriks.

Na kraju ciklusa formiranja kosti, subpopulacija osteoblasta pretvara se u osteocite ugrađene u koštani matriks. Ovaj proces je popraćen vidljivim morfološkim i ultrastrukturnim promjenama uključujući smanjenje veličine okruglog osteoblasta. Broj organela kao što su grubi endoplazmatski retikulum i Golgijev aparat opada, a omjer nukleusa i citoplazme se povećava, što odgovara smanjenju sinteze i sekrecije proteina (25).

Nakon propadanja osteocita matriks se resorbira.

1.1.1.4. Osteoklasti

Osteoklasti su terminalno diferencirane multinuklearne stanice, a nastaju stapanjem monocita iz krvi te pripadaju mononuklearnom fagocitnom sustavu.

Osteoklasti su vrlo velike pokretne stanice s mnogo izdanaka. Široki prošireni dijelovi staničnih tijela sadržavaju 5 do 50 pa i više jezgara. Izdanci stanice su vrlo nepravilni i promjenjiva su oblika i debljine. Na mjestima gdje se kost razgrađuje osteoklasti leže unutar enzimatski nagriženih uleknuća u koštanom matriksu (Howshipove lakune).

Citoplazma osteoklasta je obično acidofilna. U aktivnih osteoklasta od površine kojom dodiruju koštani matriks polaze nepravilni, često razgranati izdanci koji čine tzv. nabrani rub. Taj rub znatno povećava resorpcijsku površinu i ujedno obuhvaća male čestice koje se razgrađuju enzimima. Citoplazma osteoklasta sadrži brojne slobodne polisome, nešto rER, mnogo mitohondrija, dobro razvijen GA i mnogo lizosoma.

Kristalići koji sadržavaju kalcij mogu se naći u prostorima između nabora i u citoplazmatskim mjehurićima, koji vjerojatno potječu od stanične membrane osteoklasta. U izvanstaničnom prostoru, blizu nabora osteoklasta nađena su razgrađena kolagena vlakna kojih nema u citoplazmi.

Osteoklasti izlučuju kiselinu, kolagenazu i druge proteolitičke enzime koji razgrađuju koštani matriks, oslobađaju ovapnjelu osnovnu tvar i uklanjaju otpatke koji nastaju tijekom resorpcije kosti.

1.1.2. Koštani matriks

Kosti su sastavljene od anorganskih soli i organskog matriksa (26).

Anorganska tvar čini oko 50% suhe težine koštanog matriksa. Anorganski materijal kosti sastoji se uglavnom od fosfatnih i kalcijevih iona; međutim, također su prisutne značajne količine bikarbonata, natrija, kalija, citrata, magnezija, karbonata, fluora, cinka, barija i stroncija (11,12). Kalcijevi i fosfatni ioni nastaju nukleacijom u obliku hidroksiapatitnih kristala sastava $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, ali ima i dosta amornog (nekristalnog) kalcij-fosfata. Zajedno s kolagenom, proteini nekolagenog matriksa tvore skelu za odlaganje hidroksiapatita i takva je povezanost odgovorna za tipičnu krutost i otpornost koštanog tkiva (27).

Organski matriks sadrži kolagene proteine (90%), pretežno kolagen tipa I i nekolagene proteine, uključujući osteokalcin, ostektonin, osteopontin, fibronektin i sijaloprotein kosti II,

koštane morfogenezne proteine (BMP) i faktore rasta (28). Tu su i mali proteoglikani bogati leucinom, uključujući dekorin, biglikan, lumikan, osteoaderin i serinske proteine (28,29,30).

Povezanost hidroksiapatita s kolagenim vlaknima uvjetuje čvrstoću i otpornost koje su značajke koštanog tkiva. Nakon dekalciniranja oblik kosti ostaje sačuvan, ali kost postaje savitljiva poput tetive. Nakon odstranjenja organskog dijela matriksa, a to je uglavnom kolagen, kost također zadržava svoj osnovni oblik, ali postaje lomljiva, lako puca i mrvlji se.

1.1.3. Periost i endost

Vanjsku i unutarnju površinu kosti oblažu stanice koje stvaraju kost i vezivno tkivo te čine periost i endost.

Periost (pokosnica) se sastoji od vanjskog sloja kolagenih vlakana i fibroblasta. Snopovi kolagenih vlakana koja iz periosta prodiru u koštani matriks i povezuju periost s kosti nazivaju se Sharpeyeva vlakna. Unutrašnji sloj periosta naziva se kambij. On sadrži mnoštvo sploštenih stanica koje se mogu dijeliti i diferencirati u osteoblaste. Te koštane prastanice (osteoprogenitorne stanice) imaju karakterističan smještaj, vretenast oblik, oskudni rER i slabo razvijen GA. One imaju važnu ulogu u rastu i cijeljenju.

Endost prekriva sve unutrašnje površine šupljina u kosti, a izgrađuje ga jedan sloj sploštenih koštanih prastanica s vrlo malo vezivnog tkiva. Zato je mnogo tanji od periosta.

Glavne funkcije periosta i endosta jesu prehrana koštanog tkiva i trajna opskrba novim osteoblastima, koji su potrebni za obnovu i rast kosti. Zato tijekom operacija na kostima treba pažljivo sačuvati i periost i endost.

1.1.4. Vrste koštanog tkiva

Koštano tkivo se prema mikroskopskoj građi može podijeliti na: primarno, nezrelo ili vlaknasto i sekundarno, zrelo ili lamelarno.

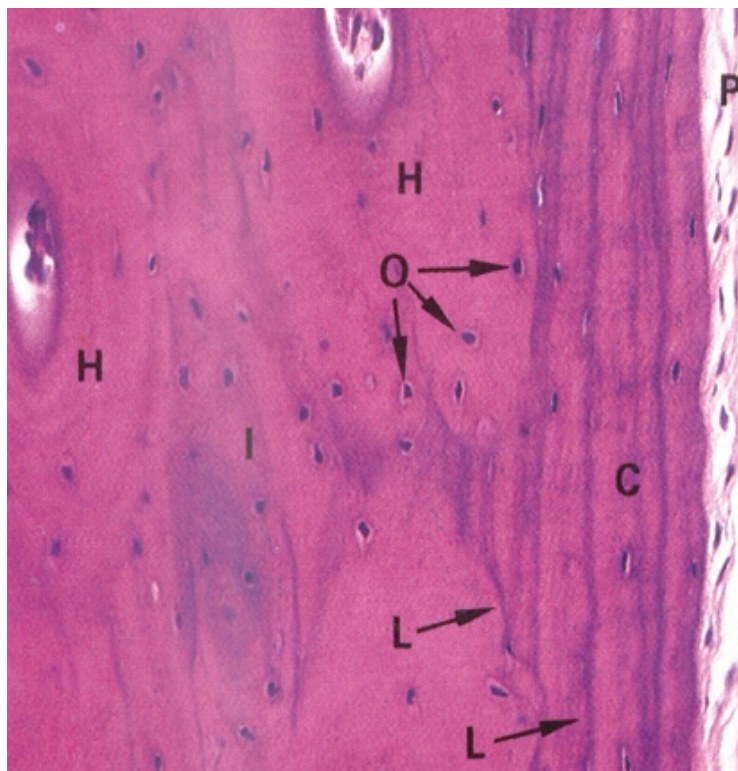
Prvo koštano tkivo koje se pojavljuje tijekom embrionalnog razvoja, nakon prijeloma ili u drugim reparacijskim procesima naziva se primarna kost. Obilježavaju je tanka kolagena vlakna koja su nepravilno raspoređena za razliku od sekundarne kosti gdje je raspored kolagenih vlakana pravilan. Primarno koštano tkivo je privremeno i u odrasloj ga dobi nadomješta sekundarno koštano tkivo.

Ako golim okom promatramo poprečno presječenu kost, vidimo da se ona sastoji od homogenog područja bez šupljina tzv. kompaktnog koštanog tkiva i područja s brojnim međusobno povezanim šupljinama koje nazivamo spužvasto ili spongiozno koštano tkivo.

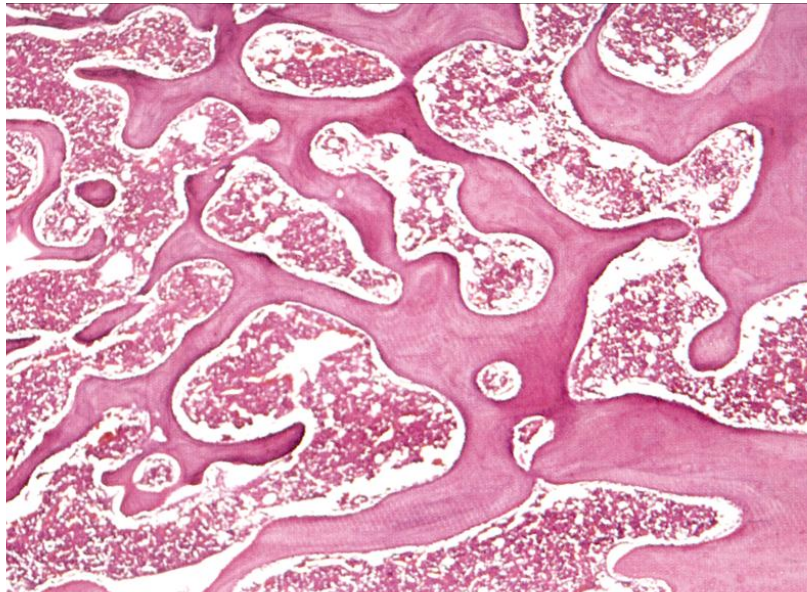
Međutim, kada se promatraju mikroskopom, i kompaktna kost i gredice koje odjeljuju šupljine u spužvastoj kosti, imaju jednaku osnovnu histološku građu (31) (Slika 1 i 2)

Epifize dugih kostiju su krajnja proširenja izgrađena od spužvaste kosti koju prekriva tanki sloj kompaktne kosti (Slika 3). Središnji dio, dijafiza, cilindričnog je oblika i izgrađena je od kompaktne kosti sa samo malo spužvaste kosti s unutrašnje strane, oko koštane srži šupljine. Središte kratkih kosti obično izgrađuje spužvasto koštano tkivo, koje je potpuno okruženo kompaktnom kosti.

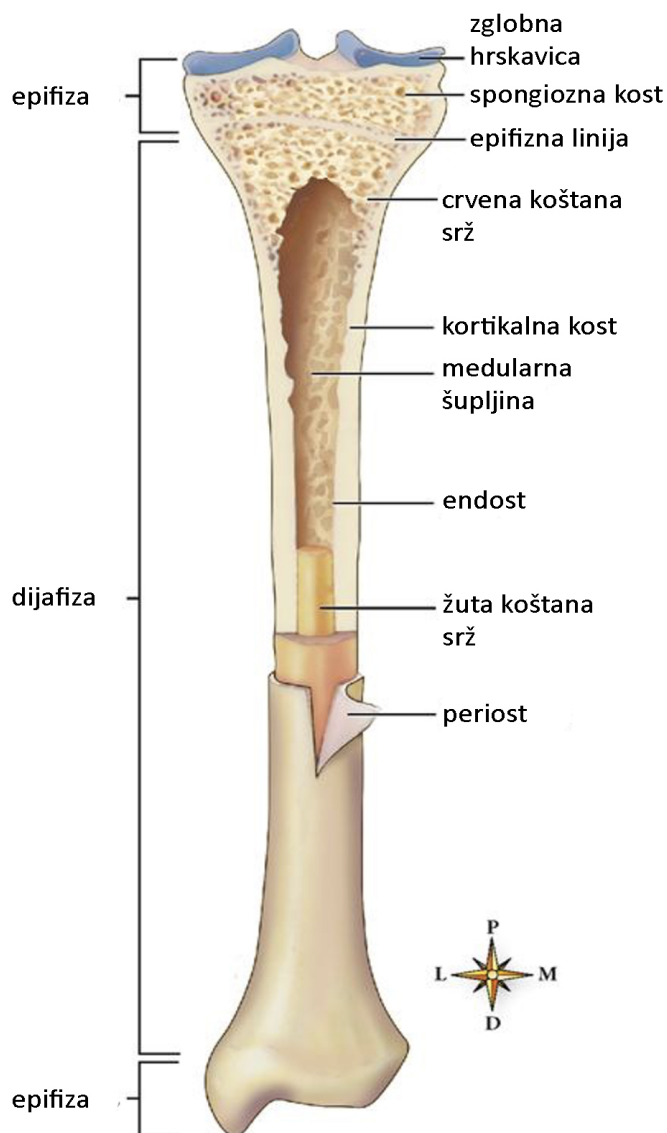
Pločaste kosti svoda lubanje imaju dva sloja kompaktnog koštanog tkiva (ploče) između kojih se nalazi sloj spužvastog tkiva, tzv. dioplöe (31).



Slika 1. Mikroskopska građa kompaktne kosti (H - Haversov sustav, O - osteocit, C - kortikalna kost, L - bazofilne cementne linije). Preuzeto iz Young i sur. (32)



Slika 2. Mikroskopska građa spužvaste kosti. Preuzeto iz Young i sur. (32)



Slika 3. Frontalni presjek kroz dugu kost. Preuzeto iz <https://basicmedicalkey.com>

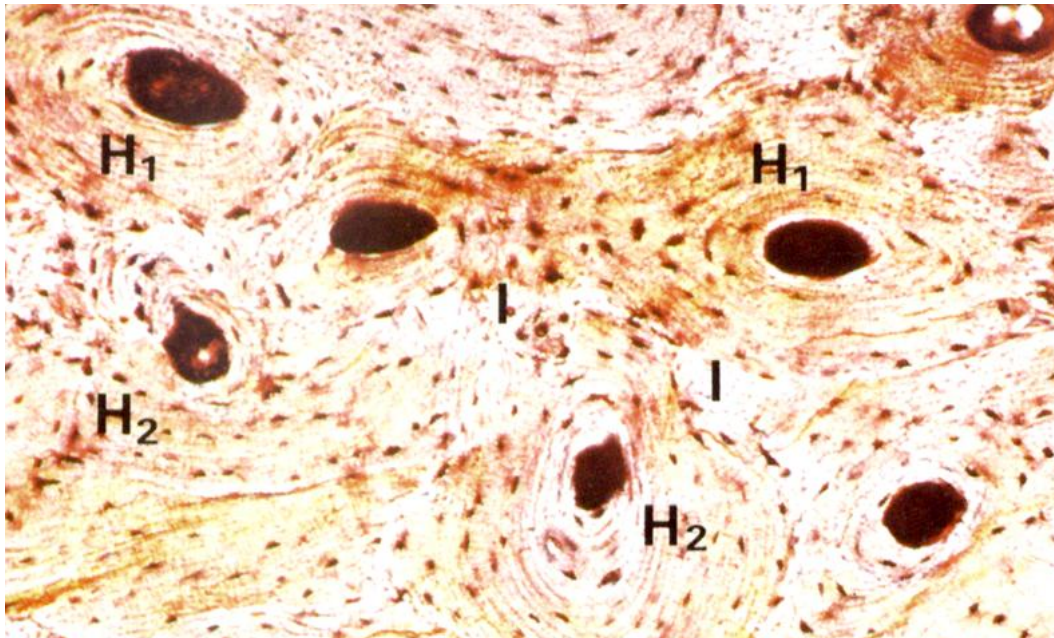
Šupljine u spužvastoj kosti i sržna šupljina u dijafizama dugih kosti sadržavaju koštanu srž, koja može biti crvena koštana srž, u kojoj nastaju krvne stanice, i žuta koštana srž, koju najvećim dijelom izgrađuju masne stanice.

U odraslih, koštano tkivo najvećim dijelom čini sekundarna kost. U njoj su kolagena vlakna poredana u lamelama, debljine 3 - 7 μm , koje teku usporedno jedne s drugom ili su raspoređene koncentrično oko krvožilnog kanala (31). Cijeli taj sustav koncentričnih koštanih lamela, oko kanala koji sadržava krvne žile, živce i rahlo vezivno tkivo, naziva se Haversov sustav ili osteon. Lakune s osteocitima nalaze se između, a katkad i unutar lamela. U svakoj lameli kolagena vlakna međusobno su usporedna. Granicu svakog Haversovog sustava čini

istaložena amorfna, cementna tvar, izgrađena od mineraliziranog matriksa s malo kolagenih vlakana (31).

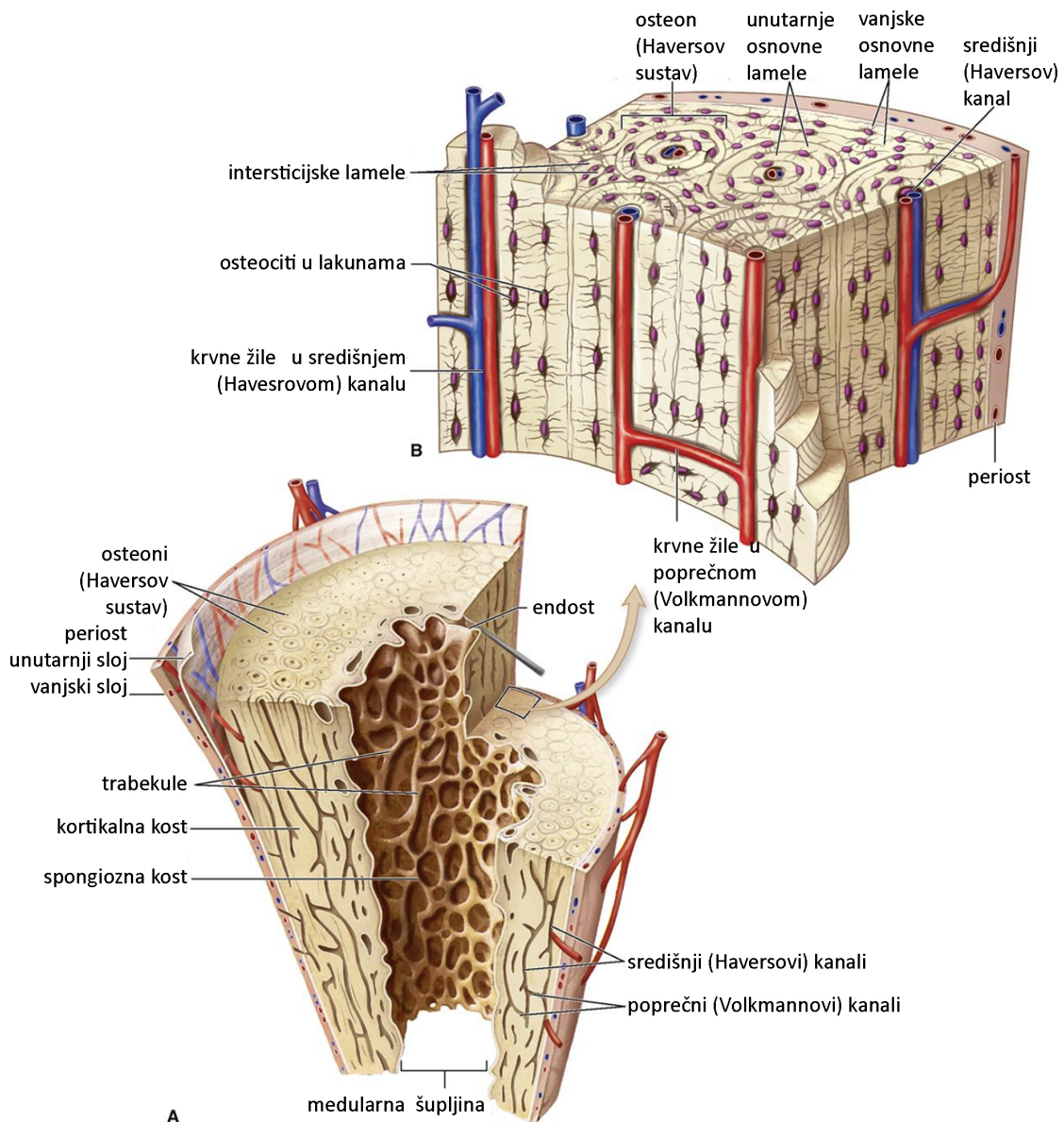
U kompaktnoj kosti lamele su pravilno raspoređene u Haversove sustave ili osteone, vanjske osnovne ili kružne lamele, unutarnje osnovne ili kružne lamele i intersticijske ili prijelazne lamele (31) (Slika 4). Sve četiri vrste lamela dobro se vide na poprečnom presjeku. Budući da je osnovna funkcija osteona dobava hranjivih tvari kompaktnoj kosti, jasno je da osteona nema u tankim gredicama spužvaste kosti, gdje hranjive tvari difundiraju u koštano tkivo iz okolnih krvnih kapilara.

Osteon je dugački cilindar, često podijeljen u dvije grane, postavljen usporedno s dužom osi dijafize. Sastoji se od središnjeg (Haversovog) kanala, koji je okružen s 4-20 koncentričnih lamela. Svaki je kanal obložen endostom i sadržava krvne žile, živce i rahlo vezivno tkivo (31).



Slika 4. Sustav Haversovih lamela (H₁ - unutarnje osnovne lamele, H₂ - vanjske osnovne lamele, I - intersticijske lamele). Preuzeto iz Young i sur. (32)

Haversovi su kanali povezani s koštanom srži, periostom te jedan s drugim poprečnim ili kosim Volkmanovim kanalima. Volkmanove kanale ne okružuju koncentrične lamele, nego oni kroz njih prolaze. Svi kanali u koštanom sustavu nastaju odlaganjem matriksa oko žila (31) (Slika 5).



Slika 5. Struktura kompaktne i spongiozne kosti. Preuzeto iz <https://basicmedicalkey.com/>

Promjer Haversovih kanala vrlo je različit. Svaki osteon nastaje uzastopnim odlaganjem lamela počevši od periferije prema središtu tako da mlađi osteoni imaju šire kanale. U dovršenim osteonima lamela koja je nastala posljednja nalazi se najbliže središnjem (Haversovu) kanalu.

Tijekom rasta, pa i u kostima odraslih, osteoni se trajno razgrađuju i izgrađuju. Zbog toga se mogu vidjeti i osteoni koji su izgrađeni od širokog središnjeg kanala i samo nekoliko lamela.

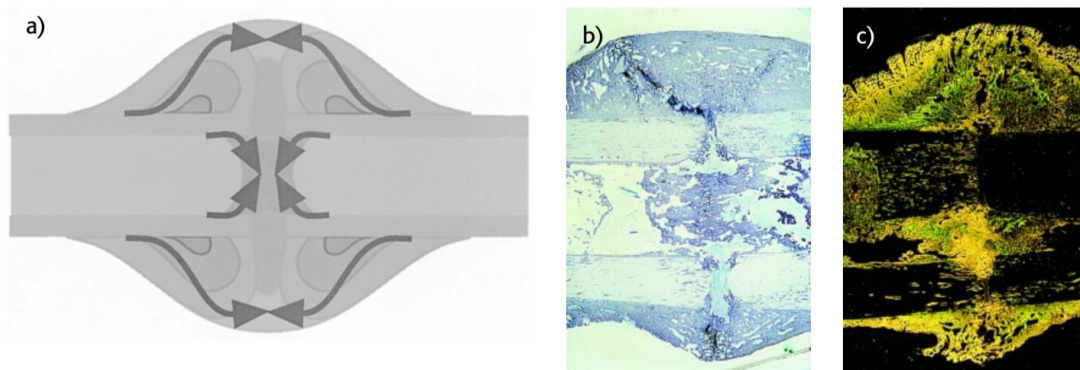
Unutrašnje osnovne ili kružne lamele raspoređene su koncentrično oko sržne šupljine kao središta dok se vanjske osnovne ili kružne lamele nalaze neposredno ispod periosta. Vanjskih osnovnih lamela ima više od unutrašnjih. Između dvaju sustava osnovnih lamela

nalaze se brojni osteoni, a prostore između njih ispunjavaju trokutaste ili nepravilno oblikovane skupine usporednih lamela koje se nazivaju intersticijske (ili prijelazne) lamele, a riječ je o ostacima osteona razgrađenih tijekom pregradnje kosti.

1.2. Cijeljenje prijeloma

1.2.1. Indirektno cijeljenje prijeloma

Indirektno (sekundarno) cijeljenje je najčešći oblik cijeljenja kosti, a obuhvaća i enhondralno i intramembransko cijeljenje (33). Ne zahtijeva anatomske repozicije kao ni uvjete apsolutne stabilnosti (34). Naprotiv, pojačavaju ga mikrokretanje između ulomaka kao i opterećenje. Međutim, znamo da prevelike kretanje između ulomaka kao i preveliko opterećenje mogu dovesti do odgođenog cijeljenja pa čak i do pseudoartroze (35). Indirektno cijeljenje tipično nastaje kod prijeloma koji se liječe konzervativno, kao i kod nekih prijeloma liječenih operacijom kod kojih postoji mogućnost određenog pokreta između ulomaka kao npr. osteosinteze intramedularnim čavлом, vanjskim fiksatorom ili osteosinteze unutarnjim fiksatorom kompleksnih kominucijskih prijeloma (36,37) (Slika 6).



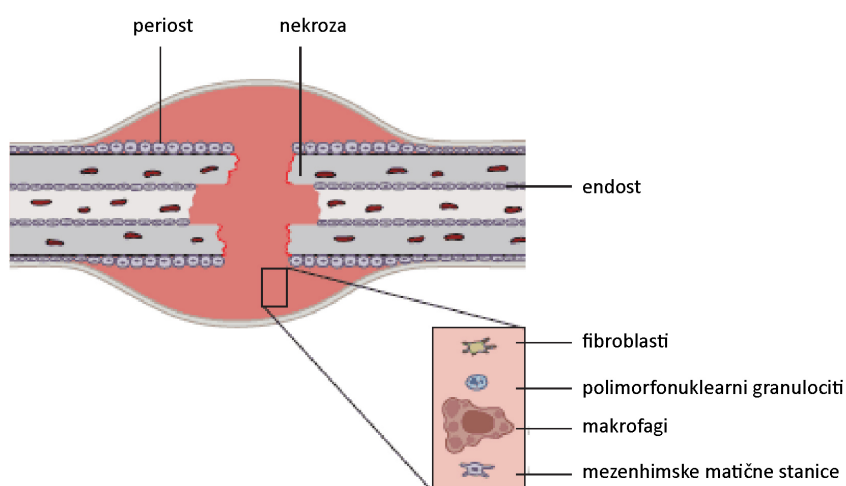
Slika 6. Indirektno (sekundarno) cijeljenje. a) Shematski je prikazano stvaranje nove kosti koje započinje periostalno daleko od prijelomne linije i napreduje prema razini prijeloma. Kalusni klinovi se najčešće ujedanjuju periferno i endostealno, dok se kortikalno cijeljenje završava mosnim kalusom. b) Histološki preparat tibije ovce uz vidljivo stvaranje kalusa nakon osteotomije i vanjske fiksacije (9 tjedana postoperativno). c) Napredak cijeljenja kosti uočen je na fluorescentno obilježenom preparatu tibije ovce nakon osteotomije i vanjske fiksacije (9 tjedana postoperativno) gdje je zelenom bojom obilježena novonastala kost nakon 4 tjedna, a žutom bojom novonastala kost nakon 8 tjedana.

1.2.1.1. Akutni upalni odgovor

Odmah nakon traume dolazi do stvaranja hematoma sastavljenog od krvnih stanica iz periferne krvi, iz intramedularne krvi kao i iz stanica koštane srži. Ozljeda potiče upalni odgovor koji je bitan za napredak cijeljenja. Upalni odgovor uzrokuje zgrušavanje hematoma između i oko krajeva prijeloma te unutar medule i služi kao šablona za stvaranje kalusa (38). Iako se zna da upalni citokini imaju negativni utjecaj na kosti, zglobove i kirurške implantate, u slučaju produljene ili kronične ekspresije kratka i strogo regulirana sekrecija proinflamatornih molekula u akutnoj ozljedi od ključnog je značaja za cijeljenje tkiva (38). Akutni upalni odgovor svoj vrhunac doseže unutar prvih 24 sata, a završava nakon 7 dana. Iako, proinflamatorni citokini imaju važnu ulogu i u kasnijim fazama cijeljenja (39) (Slika 7).

1.2.1.2. Novačenje mezenhimskih matičnih stanica (MMS)

Kako bi se kost mogla regenerirati, potrebna je aktivacija i proliferacija specifičnih mezenhimskih matičnih stanica (MMS) te njihova diferencijacija u osteogene stanice. Odakle točno dolaze te stanice nije u potpunost razjašnjeno, međutim pretpostavlja se da te mezenhimske stanice nastaju od okolnih mekih tkiva i koštane srži. Sistemsko novačenje (eng. recruitment) cirkulirajućih MMS u smjeru ozljede od velike je važnosti za optimalno cijeljenje (40,41) (Slika 7).



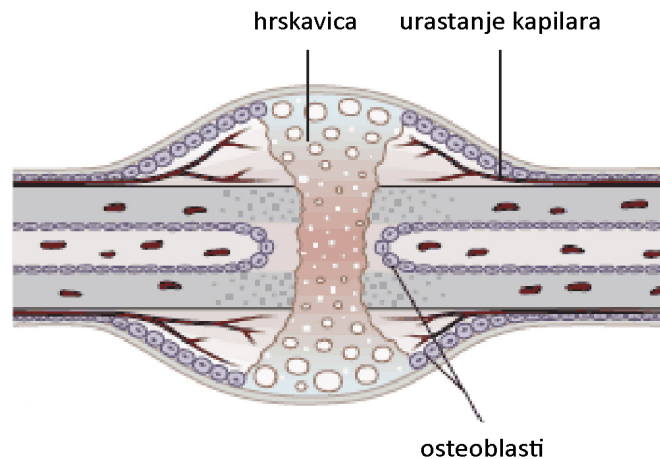
Slika 7. Akutni upalni odgovor i novačenje mezenhimskih matičnih stanica (MMS). Detalj prijelomnog hematoma (prikazan kvadratom) prikazuje stanice periferne i intramedularne krvi te stanice koštane srži. Preuzeto iz <https://www2.aofoundation.org>

1.2.1.3. Sazrijevanje hrskavičnog i periostalnog koštanog kalusa

Iako se indirektno cijeljenje prijeloma sastoji od intramembranske i endohondralne osifikacije, ključno obilježje ovog procesa je formiranje hrskavičnog kalusa koji kasnije prolazi kroz faze mineralizacije i resorpcije da bi ga naposljetku zamijenilo koštano tkivo (Slika 8). Nakon formiranja primarnog hematoma, formira se granulacijsko tkivo bogato fibrinom (42). Unutar tog tkiva, između krajeva prijeloma odnosno ispod periosta nastaje endohondralna formacija. Tako nastala područja su mehanički manje stabilna od okolne kosti, no hrskavično tkivo koje tvori meki kalus daje prijelomu stabilnu strukturu (43). Kod životinjskih modela (štakor, kunić, miš) stvaranje mekog kalusa najizraženije je 7–9 dana nakon traume (44). Istovremeno, javlja se intramembransko okoštavanje i to subperiostalno uz distalni i proksimalni kraj prijeloma. Tako nastaje tvrdi kalus. Konačno prerastanje prijelomne pukotine tvrdim kalusom daje prijelomu polukrutu strukturu koja omogućuje podnošenje opterećenja (38) (Slika 9).

1.2.1.4. Revaskularizacija i neoangiogeneza na mjestu prijeloma

Krvna opskrba i revaskularizacija neophodne su za uspješnu obnovu kostiju, odnosno za cijeljenje prijeloma (45). Kod endohondralne osifikacije to ne uključuje samo putove angiogeneze, već i apoptozu hondrocita i razgradnju hrskavice kako bi se omogućilo uklanjanje stanica i izvanstaničnog matriksa u svrhu urastanja krvnih žila na mjestu prijeloma (46) (Slika 8).



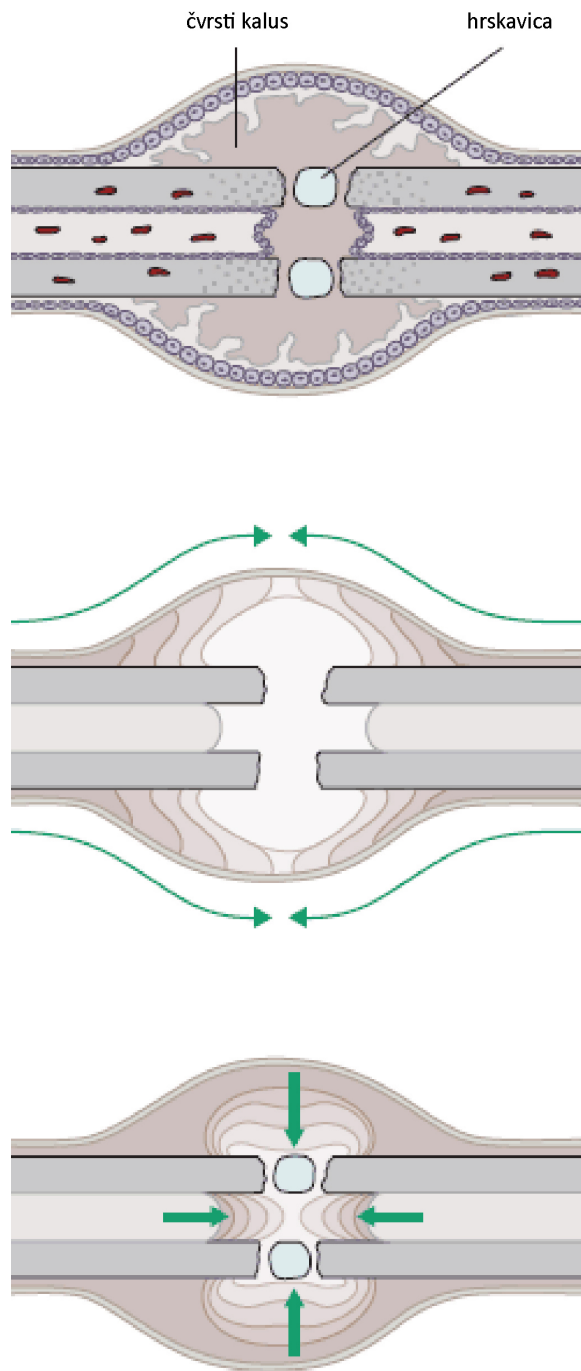
Slika 8. Revaskularizacija i angiogeneza na mjestu prijeloma. U središnjem dijelu prikazana je razgradnja hrskavice i urastanje krvnih žila na mjestu prijeloma. Preuzeto iz <https://www2.aofoundation.org>

1.2.1.5. Mineralizacija i resorpcija hrskavičnog kalusa

U nastavku cijeljenja prijeloma, primarni mekani hrskavičasti kalus treba resorbirati i zamijeniti čvrstim koštanim kalusom.

Ovaj korak cijeljenja prijeloma, u određenoj mjeri, rekapitulira embrionalni razvoj kostiju u kombinaciji sa staničnom proliferacijom i diferencijacijom, povećanjem volumena stanica i povećanjem taloženja matriksa (47)

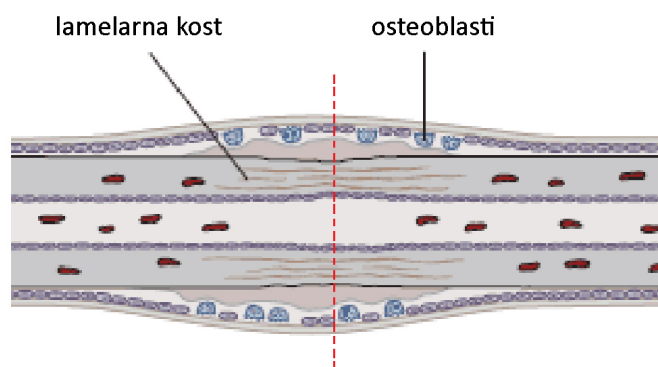
Mehanizmi mineralizacije (kalcifikacije) uključuju ulogu mitohondrija, koji u hipoksičnim uvjetima u okolini prijeloma akumuliraju granule koje sadrže kalcij. Nakon obrade u citoplazmi hondrocita koji se nalaze u području kalusa, granule kalcija transportiraju se u ekstracelularni matriks gdje se talože s fosfatom i formiraju početne mineralne naslage. Ove naslage kalcija i fosfata postaju nidus za homogenu nukleaciju i formiranje apatitnih kristala (48). Vrhunac nastanka čvrstog kalusa obično je oko 14. dana što su dokazala istraživanja histomorfometrijom mineraliziranog tkiva na životinjskim modelima, kao i mjerenje markera izvanstaničnog matriksa kao što su prokolagen tipa I, osteokalcin, alkalna fosfataza i osteonektin (44) Kako formiranje čvrstog kalusa napreduje, a kalcificiranu hrskavicu zamjenjuje kost, kalus postaje sve više čvrst i mehanički krut (38) (Slika 9).



Slika 9. Mineralizacija i resorpcija hrskavičnog kalusa i stvaranje čvrstog kalusa. Na gornjem crtežu prikazana je središnja enhondralna formacija (hrskavica) okružena čvrstim kalusom. Na središnjem crtežu je zelenim strelicama prikazano napredovanje intramembranskog okoštavanja. Istovremeno s intramembranskim okoštavanjem, javlja se i enhondralno okoštavanje koje je zelenim strelicama prikazano na donjem crtežu. Preuzeto iz <https://www2.aofoundation.org>

1.2.1.6. Remodeliranje kosti

Iako je čvrsti kalus kruta struktura koja osigurava biomehaničku stabilnost, ona ne posjeduje u potpunosti biomehanička svojstva normalne kosti. Da bi se to postiglo, kaskada cijeljenja prijeloma potiče drugu resorptivnu fazu, ovaj put za remodeliranje tvrdog kalusa u strukturu lamelarne kosti sa središnjom medularnom šupljinom (38) (Slika 10).



Slika 10. Faza remodeliranja kosti. Crtež prikazuje proces pretvorbe čvrstog kalusa u lamelarnu kost procesom površne erozije i remodeliranja osteona. Preuzeto iz <https://www2.aofoundation.org>

Proces remodeliranja provodi se ravnotežom resorpcije čvrstog kalusa pomoću osteoklasta i taloženjem lamelarne kosti osteoblastima. Promatrajući životinjske i ljudske modele vidljivo je da iako proces započinje već nakon 3 do 4 tjedna, remodeliranje može potrajati godinama kako bi se postigla potpuno regenerirana koštana struktura (50). Proces se može odvijati brže kod životinja i mlađih pacijenata.

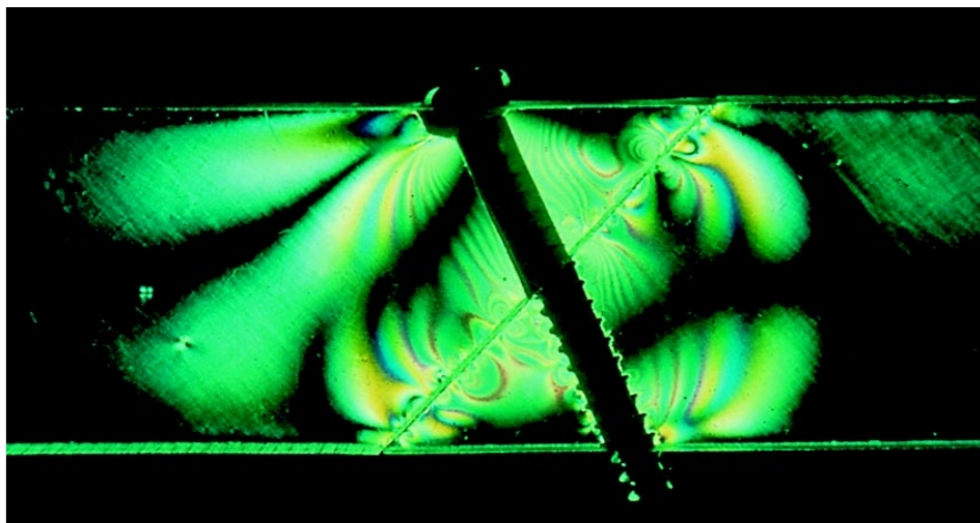
Pokazalo se da je remodeliranje kosti rezultat proizvodnje električnog potencijala nastalog kada na kristalnu strukturu djeluje pritisak. To se postiže djelovanjem aksijalnog opterećenja na duge kosti, pri čemu nastaje jedna elektropozitivna konveksna površina i jedna elektronegativna konkavna površina. Nastala razlika potencijala aktivira osteoklastičnu i osteoblastičnu aktivnost. Tim se djelovanjem vanjski kalus postupno zamjenjuje strukturom lamelarne kosti, dok unutarne remodeliranje kalusa ponovno uspostavlja medularnu šupljinu karakterističnu za dijafizu kosti. Za uspješno cijeljenje prijeloma, ključna je adekvatna krvna opskrba i postupno povećanje mehaničke stabilnosti (51). To je jasno pokazano u slučajevima gdje nije postignuto niti jedno od navedenog, što je rezultiralo razvojem atrofične

pseudoartroze. Međutim, u slučajevima kada postoji dobra krvna opskrba, ali nestabilna fiksacija, proces cijeljenja napreduje u formiranje hrskavičnog kalusa, ali rezultira hipertrofičnom pseudoartrozom (35).

1.2.2. Direktno cijeljenje prijeloma

Direktno koštano cijeljenje obično se ne događa u prirodnom procesu cijeljenja prijeloma. To je zato što je zahtijeva ispravnu anatomsku repoziciju krajeva prijeloma, bez ikakvog razmaka između ulomaka te stabilnu fiksaciju (Slika 11). Međutim, poticanje ove vrste cijeljenja je često primarni cilj nakon otvorene repozicije prijeloma i unutarnje fiksacije. Kada se ti zahtjevi postignu, dolazi do direktnog koštanog cijeljenja izravnim remodeliranjem lamelarne kosti, Haversovih kanala i krvnih žila.

Ovisno o vrsti (životinje, ljudi), obično traje od nekoliko mjeseci do nekoliko godina, prije nego što kost u potpunosti zacijeli (42).



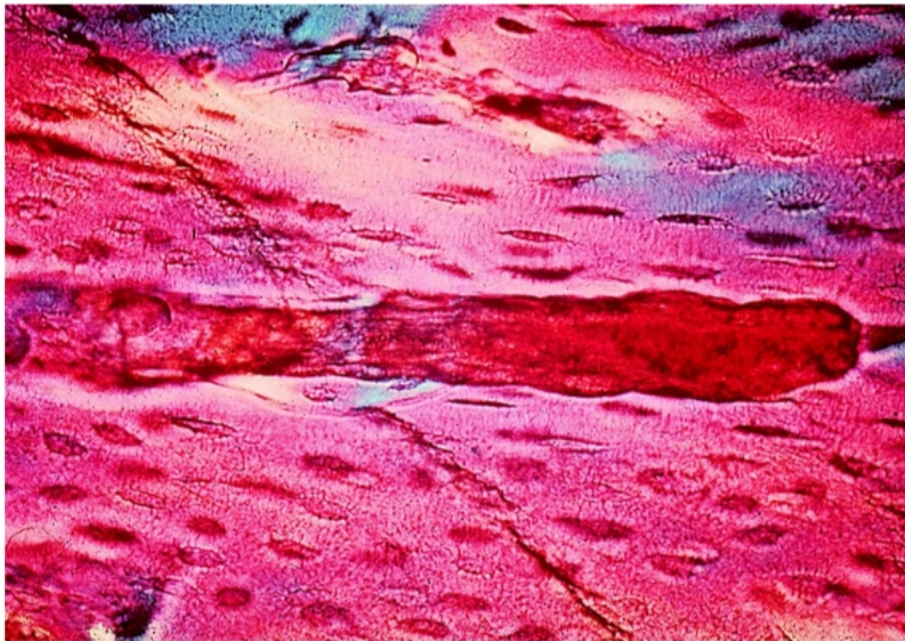
Slika 11. Apsolutna stabilnost kod osteosinteze priteznim vijkom. Fotoelastičnim modelom prikazana je interfragmentarna kompresija nakon osteosinteze kose osteotomije. Pritezni vijak proizvodi sile od oko 2 500 do 3 000 N. Preuzeto iz Rüedi i sur. (49).

1.2.2.1. Kontaktno cijeljenje

Primarno cijeljenje prijeloma može se odvijati ili putem kontaktnog cijeljenja ili putem pukotinskog cijeljenja. Oba navedena procesa uključuju pokušaj izravnog uspostavljanja

anatomski ispravne i biomehanički kompetentne strukture lamelarne kosti. Do direktnog koštanog cijeljenja može doći samo u uvjetima postignute anatomske repozicije prijeloma i osigurane krute fiksacije, što rezultira značajnim smanjenjem interfragmentarnog naprežanja. Kost na jednoj strani korteksa mora se ujediniti s kosti na drugoj strani korteksa kako bi se ponovno uspostavio mehanički kontinuitet. Ako je razmak između krajeva kosti manji od 0,01 mm, a interfragmentarno naprežanje manje od 2%, prijelom cijeli takozvanim kontaktnim cijeljenjem (52).

U tim uvjetima na krajevima osteona koji su najbliži mjestu prijeloma stvaraju se “režući stošci” (eng. cutting cones) (53). Vrhovi režućih stožaca sastoje se od osteoklasta koji prelaze prijelomnu pukotinu, stvarajući uzdužne šupljine brzinom od 50-100 $\mu\text{m}/\text{dan}$ (Slika 12).



Slika 12. Histološki prikaz kontaktnog cijeljenja kortikalne kosti. Područja mrtve i oštećene kosti interno su zamijenjena Haversovim remodeliranjem. Linija loma je dodatno grafički naglašena. Preuzeto iz Rüedi i sur. (49)

Ove se šupljine kasnije ispune s kosti koju proizvode osteoblasti koji se nalaze na stražnjem dijelu stošca. To rezultira istovremenom konsolidacijom prijeloma uz obnavljanje Haversovih sustava formiranih u aksijalnom smjeru (42,54). Ponovno uspostavljeni Haversovi sustavi omogućuju prodiranje krvnih žila koje nose prekursore osteoblasta (44,55). Premošćujući osteoni izravnim remodeliranjem kasnije sazrijevaju u lamelarnu kost što rezultira zacjeljivanjem prijeloma bez stvaranja periostalnog kalusa.

1.2.2.2. Pukotinsko cijeljenje

Pukotinsko cijeljenje se razlikuje od kontaktnog cijeljenja jer se koštana konsolidacija i Haversovo remodeliranje ne događaju istovremeno. Pojavljuje se u uvjetima apsolutne stabilnosti i anatomske repozicije, a razmak između ulomaka mora biti od 800 μm do 1 mm (23). U tom je procesu mjesto prijeloma primarno ispunjeno lamelarnom kosti orijentiranom okomito na dugu os, zahtijevajući sekundarnu rekonstrukciju osteona. Primarna struktura kosti zatim se postupno zamjenjuje uzdužnim revaskulariziranim osteonima koji nose osteoprogenitorne stanice koje se diferenciraju u osteoblaste i proizvode lamelarnu kost na svakoj površini pukotine (52). Međutim, ova lamelarna kost je postavljena okomito na dugu os kosti i mehanički je slaba. Taj početni proces traje od 3 do 8 tjedana, nakon čega slijedi sekundarno remodeliranje slično kaskadi kontaktnog cijeljenja s režućim konusima. Iako nije toliko opsežna kao enhondralna pregradnja, ova je faza nužna kako bi se u potpunosti vratile anatomske i biomehaničke osobine kosti (52).

1.3. Poremećaji koštanog cijeljenja

Većina će prijeloma normalno zacijeliti bez ikakvih poteškoća. Međutim, u pojedinim slučajevima do normalnog cijeljenja neće doći unatoč provedenoj konzervativnoj ili operativnoj terapiji. U poremećaje cijeljenja tako ubrajamo produljeno cijeljenje, nesrasli prijelom i loše srasli prijelom (56).

1.3.1. Produljeno cijeljenje

Produljenim ili odloženim cijeljenjem nazivamo pojavu kada konsolidacija frakturnog mjesta ne nastaje u prosječnom, normalnom vremenskom roku za pojedinu kost, nego kasnije. Općenito se normalnim uzima period od 4 do 6 mjeseci. Ni patološko-anatomska, a niti klinička definicija te pojave nije laka, jer rok normalne sanacije prijeloma ne može biti točno vremenski određen. Na to utječu brojni čimbenici kao primjerice vrsta i mjesto prijeloma, stanje cirkulacije, konstitucija, dob i stanje bolesnika, način zbrinjavanja prijeloma i sl. Uzroci produženog cijeljenja mogu biti mehanički poput nemira u području prijelomne pukotine zbog nestabilnosti, nekroza ulomaka, loša lokalna vaskularizacija, te lokalne infekcije nakon otvorenog prijeloma ili osteosinteze (56). Za vrijeme infekcije dolazi do aktivacije lokalnih

obrambenih mehanizama koji usporavaju ili čak onemogućuju cijeljenje prijeloma (57). Prisutnost primarne ili sekundarne maligne bolesti otežava cijeljenje prijeloma. Opsežno oštećenje kosti i mekih tkiva otežava cijeljenje zbog smanjenog ukupnog broja mezenhimskih stanica. Stoga jednostavniji prijelomi kod kojih nema oštećenja okolnih mekih česti cijele brže zbog dostupnosti mezenhimskih stanica. Također, intaktan mekotkivni omotač služi i kao dodatna imobilizacija prijeloma, što također pogoduje bržem cijeljenju (56).

Potrebno je napomenuti da prijelom koji produljeno cijeli za razliku od pseudoartroze ipak pokazuje dinamiku cijeljenja i ima potencijal. Zbog toga je takve prijelome potrebno češće kontrolirati RTG kontrolama i po potrebi intervenirati manje ili više opsežnim zahvatom (58).

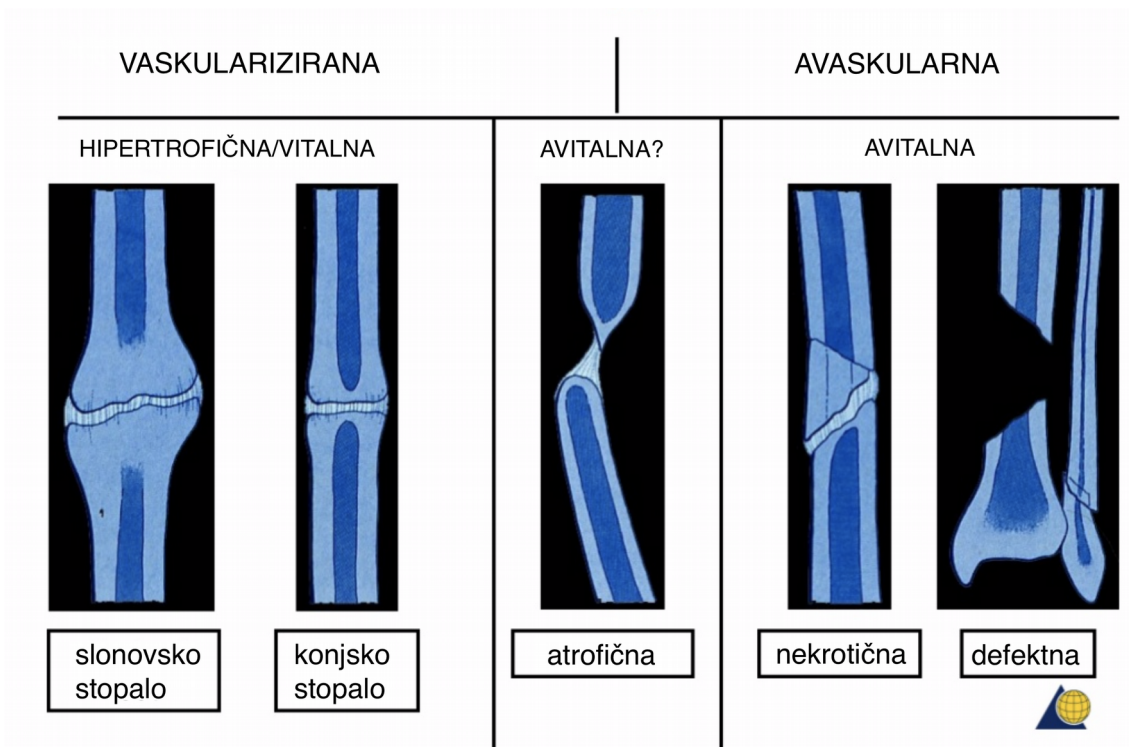
1.3.2. Nesrasli prijelom

Nerasli prijelom (eng. non-union) ili pseudoartroza smatra se prijelomom kod kojeg niti 8 mjeseci nakon liječenja nije došlo do cijeljenja kosti (58).

Nerasli prijelomi imaju zatvorene medularne kanale i koštani krajevi su im sklerozirani. Između neraslih ulomaka kosti stvara se vezivno hrskavično tkivo, odnosno formira se tzv. lažni zglob ili pseudoartroza koja omogućuje veću ili manju gibljivost ulomaka na atipičnim mjestima. Oko takve tvorevine može se naći neka vrsta zglobne čahure sa sinovijalnom tekućinom te deformiranim 'zglobnim' plohama prekrivenim fibrokartilaginoznom hrskavicom. Radiološki, vidljiva je nepravilna zglobna pukotina s koštanim krajevima različita oblika. Klinički, takav je ekstremitet nestabilan i pri opterećenju bolan (58).

Do neraslog prijeloma najčešće dolazi zbog nestabilnosti (mehanički problem), uništene vaskularizacije ulomaka (biološki problem) ili zbog oba problema. Infekcija je još jedan od mogućih uzroka. Postoje i faktori rizika koji mogu pridonijeti nastanku pseudoartroze: pušenje, starija životna dob, teži oblik anemije, dijabetes, niska razina D vitamina, hipotireoidizam, malnutricija, nesteroidni protuupalni lijekovi, sistemski kortikosteroidi, antikoagulacijski lijekovi. Liječenje pseudoartroza nije moguće bez kirurške reintervencije (59).

Ovisno o tome dolazi li do biološke reakcije na mjestu prijeloma, Weber i Cech (58) nerasle prijelome dijele na biološki vitalne i avitalne (Slika 13).



Slika 13. Tipovi pseudoartroza. Preuzeto iz <https://www2.aofoundation.org>

Hipertrofične i hipotrofične pseudoartroze obilježava više ili manje obilno formiranje kalusa, proširenje frakturane pukotine resorpcijom i izostanak formiranja tvrdog kalusa. Nastaju zbog neadekvatne mehaničke stabilnosti sa stalnim pomicanjem na mjestu frakturane pukotine.

Kod oligotrofičnih pseudoartroza kalusa nema, ali je očuvana vaskularizacija prijelomnih ulomaka. Nastaju kao posljedica velike dislokacije ulomaka odnosno loše repozicije i nestabilnosti.

U sva tri tipa biološki vitalnih pseudoartroza, interfragmentarna i perfragmentarna tkiva su biološki zdrava, očuvane vaskularizacije, a izostanak cijeljenja je posljedica mehaničkog problema, odnosno nestabilnosti (60, 61).

Biološki avitalne pseudoartroze dijele se na:

1. atrofične,
2. nekrotične i
3. defekt pseudoartroze.

Prema morfologiji, distrofične pseudoartroze su slične oligotrofičnim pseudoartrozama. Nastaju kao posljedica poremećaja u krvnoj opskrbi mjesta prijeloma. Nakon operacijskog liječenja pločicom i vijcima nastaju zbog prejakog deperiostiranja, npr. kod inzistiranja anatomske repozicije u kompleksnih prijeloma. Često su prisutni znakovi infekcije.

Nekrotične pseudoartroze karakteriziraju prisutnost jednog ili više koštanih ulomaka koji su isključeni iz cirkulacije. Posjeduju nekrotične frakturane krajeve, interpoziciju djelomično ili potpuno nekrotične kosti ili velike defekte koji sprečavaju bilo kakvu biološku interakciju između ulomaka.

Defekt pseudoartroze karakterizira potpuni izostanak koštanog segmenta. Mogu nastati kao posljedica osteomijelitisa, kod kojeg su pojedini koštani ulomci odstranjeni spontano ili operativno, kao sekvestri (62). Takva stanja mogu nastati i nakon odstranjenja (resekcije) koštanih tumora.

1.3.3. Loše srasli prijelom

Cijeljenje prijeloma u lošem položaju koji ometa funkciju ekstremiteta smatra se loše sraslim prijelomom. Loše srasli prijelomi najčešće nastaju kao posljedica neadekvatnog konzervativnog ili kirurškog liječenja bilo lošom repozicijom bilo sekundarnim pomakom ulomaka zbog popuštanja osteosintetskog materijala (58).

Loše srasli prijelomi ne uzrokuju uvijek i funkcionalne smetnje, pogotovo kod gornjih ekstremiteta. Tako primjerice kod prijeloma dijafize humerusa cijeljenje s valgus devijacijom od 30° i rotacijskom malpozicijom od 20° nema veće reperkusije na funkciju. Na donjim ekstremitetima i manja devijacija osovine kosti može dovesti do funkcionalnih smetnji i stvaranja sekundarnih artrotičnih promjena na susjednim zglobovima. Funkcionalne smetnje nastaju zbog kontraktura obližnjih zglobova, skraćanja ekstremiteta i ostalih statičko-dinamičkih poremećaja.

1.3.4. Čimbenici koji utječu na cijeljenje kosti

Čimbenike koji utječu na cijeljenje kosti možemo podijeliti na lokalne i sistemske.

Lokalni čimbenici vezani su za sam prijelom i način liječenja, npr. težina ozljede (jednostavni prijelomi, komplicirani prijelomi), kirurška tehnika (npr. loša repozicija, vrsta osteosinteze, ozljeda periosta), mjesto prijeloma (dijafiza bedrene kosti, skafoidna kost) (62).

U nastavku donosimo pregled sistemskih čimbenika koji utječu na cijeljenje kosti.

- *Dob.* Prijelomi kod djece cijele brže zbog boljeg biološkog potencijala. Razlog tomu je deblji periost i veći subperiostalni hematoma (63). Kod odraslih smanjeni broj mezenhimalnih (osteoprogenitornih) stanica, strukturne i stanične promjene periosta, smanjeni hondrogenični potencijal periosta i promjene u ekspresiji signalnih molekula na mjestu prijeloma pridonose smanjenju sposobnosti cijeljenja. Smanjeni funkcionalni kapacitet vaskularnog sustava dovodi do smanjene koncentracije kisika i oslabljene izmjene nutrijenata. Angiogeneza je također smanjena. Pokusi na životinjama pokazali su da je angiogeni odgovor prilikom cijeljenja prijeloma smanjen kod starijih životinja. Uz povećanu gustoću krvnih žila kod mlađih životinja, utvrđena je jača ekspresija proteina važnih za proces angiogeneze (HIF-1 α , VEGF, MMP-9 i MMP-13) (64).

- *Hormonski i nutritivni status.* Mnoštvo je hormona i drugih autokrinih i parakrinih molekula koje reguliraju rast kosti, cijeljenje kosti i metaboličku aktivnost kosti. Neki od hormona koji stimuliraju stvaranje kosti su: paratireoidni hormon (PTH), hormon rasta, tiroksin, spolni hormoni, kalcitonin, kalcitriol itd (65,66,67). Deficijencije vitamina A, C, D i K također utječu na cijeljenje (65,68).

- *Lijekovi.* U lijekove koji ometaju cijeljenje kosti ubrajamo citostatike, neke antibiotike, kortikosteroide, antikoagulanse i nesteroidne protuupalne lijekove (NSAIL). Citostatici djeluju protiv stanica koje se brzo dijele. S obzirom da stvaranje kalusa uključuje brzu proliferaciju stanica, može se očekivati da će citostatici imati jaki i negativni učinak na cijeljenje kosti (69)

Neki antibiotici, pogotovo fluorokinoloni, poznati su po negativnom učinku na stvaranje hrskavice. Tetraciklini inhibiraju matriksne metaloproteinaze, važne u homeostazi izvanstaničnog matriksa (69).

Kortikosteroidi dovode do apoptoze osteoblasta i osteocita te inhibicije osteoblastogeneze te su najčešći uzrok sekundarne osteoporoze (70). Osim toga, negativno utječu i na metabolizam vitamina D. Waters i sur. u istraživanju na zečevima pokazali su da kronična sistemska primjena kortikosteroida u klinički relevantnim dozama dovodi do poremećaja cijeljenja prijeloma (71).

Heparin uzrokuje usporeno cijeljenje. Ustanovljen je i smanjeni trabekularni volumen kosti povećanom resorpcijom i smanjenom formacijom kosti (69).

NSAIL inhibiraju ciklooksigenaze 1 i 2 (COX-1 i COX-2), koje su odgovorne za sintezu prostaglandina i utječu na normalan proces cijeljenja (72).

- *Pušenje.* Nikotin je vazokonstriktor sa snažnim utjecajem na perifernu cirkulaciju. Zbog hipoksičkog učinka negativno utječe na cijeljenje prijeloma, osobito kod prijeloma kod kojih je opskrba krvi već kompromitirana. Vrijeme cijeljenja kod pušača je duže nego kod nepušača s time da pušači imaju 2 puta veći rizik za nastanak komplikacija (73).

- *Alkohol.* Pretjerana konzumacija alkohola čimbenik je rizika za nastanak prijeloma, ali i za poremećaje njihovog cijeljenja (74,75). Mehanizam cijeljenja kosti zahtijeva mobilizaciju i diferencijaciju mezenhimalnih stanica te osteoblastičkih prekursora na mjesto ozljede. Proces diferencijacije kontroliran je Wnt/ β -katenin signalnim putem (76).

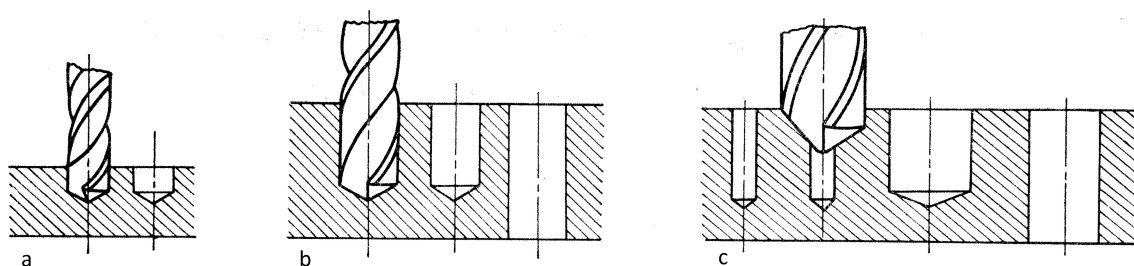
Lauing i sur. u studiji na miševima dokazali su negativan učinak alkohola na Wnt/ β -katenin signalni put. Makroskopskim i mikroskopskim pregledom uzoraka utvrdili su da alkohol ima najveći inhibitory učinak na stvaranje vanjskog hrskavičnog kalusa te na proces enhondralne osifikacije (77).

1.4. Bušenje

Bušenje je operacija, koja se izvodi kružnim i translatorskim gibanjem svrdla (78). Pritom se u punom komadu, korištenjem odgovarajućeg alata izrađuju prolazni i neprolazni otvori (79). Vrtanjem alat pod pritiskom prodire u materijal te reže, uz stvaranje krupnije ili sitnije strugotine (78).

Prema načinu bušenja razlikujemo slijedeće radove:

1. nabušivanje – bušenje plitkih rupa u punom materijalu koji služe za centriranje izrađevine
2. bušenje zatvorene ili prolazne rupe
3. bušenje zatvorene ili prolazne rupe u već predbušenu rupu manjeg promjera (Slika 14).



Slika 14. Shematski prikaz radova prema načinu bušenja: a) nabušivanje, b) bušenje zatvorene ili prolazne rupe, c) bušenje zatvorene ili prolazne rupe u već predbušenu rupu manjeg promjera. Preuzeto iz Rebec (78)

Bušne alate ili svrdla možemo podijeliti na:

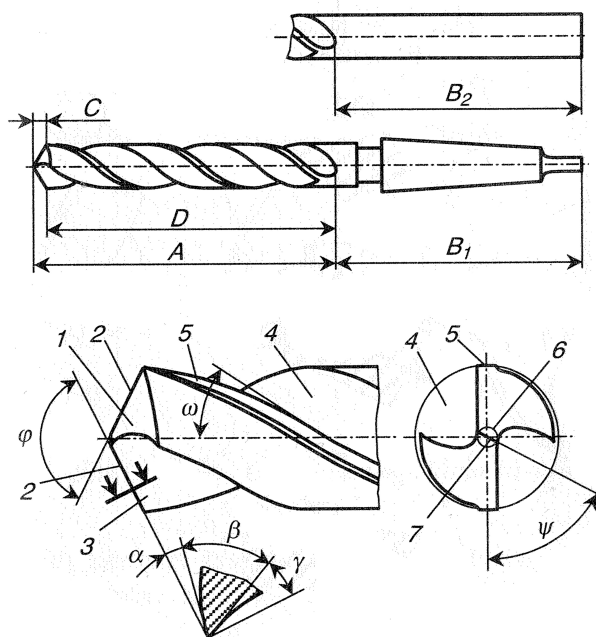
1. spiralna svrdla
2. svrdla s pločicama od tvrdog metala
3. ravna svrdla
4. zabušivala
5. specijalne izvedbe spiralnih svrdala
6. noževe i motke za bušenje

1.4.1. Spiralna ili navojna svrdla

Spiralna svrdla su izrađena od okruglog čelika s utorima urezanim sa stalnim usponom u tijelo valjka (78). Na vrhu se nalazi šiljak s podbrušenim ploham, koje s čeličnim ploham utora čine glavne rezne oštrice (Slika 15) (80). Predstavljaju najviše korišteni alat za bušenje, a s aspekta rezne geometrije ujedno su i najsloženiji alat. (79)

Pri bušenju spiralnim svrdlom, alat vrši glavno i pomoćno kretanje. Glavno kretanje predstavlja rotaciono kretanje svrdla, a pravolinijsko kretanje svrdla predstavlja pomoćno ili posmično kretanje (79).

Postupak bušenja spiralnim svrdlom naziva se obično ili klasično bušenje. Karakteristika bušenja je da se u toku obrade poprečni presjek strugotine ne mijenja. Samo promjenom posmaka moguće je mijenjati presjek strugotine. Pri klasičnom bušenju ne može se postići niti naročita točnost otvora, niti kvaliteta obrađene površine. Klasičnim se bušenjem naziva bušenje pri kojem duljina otvora ne prelazi 5 do 8 promjera svrdla, zbog toga što kod prekoračenja ovog odnosa dolazi do otežanog odvođenja strugotine uzdužnim žljebovima na svrdlu.



Slika 15. Elementi spiralnog svrdla. A - radni dio; B - prihvatni dio ili drška (B1 - Morze konus drška; B2 - cilindrična drška); 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. Preuzeto iz Ekinović (79)

Kako je prikazano gornjom slikom, na radnom dijelu svrdla nalaze se dva spiralna žljeba (4) čija se dubina, od najveće na vrhu svrdla, smanjuje do nule na mjestu gdje radni dio A prelazi u prihvatni dio B. Rezni dio svrdla ima dvije glavne rezne oštrice (2) koje su spojene poprečnom reznom oštricom (7). Rezanje vrše glavne rezne oštrice, dok poprečna rezna oštrica vrši samo gnječenje materijala. Poprečna rezna oštrica je nužna samo iz jednostavnih konstruktivnih razloga, budući da njena duljina predstavlja promjer jezgre svrdla (6) bez koga bi se zavojni žljebovi spojili te bi svrdlo time izgubilo konstruktivnu kompaktnost.

S obzirom na dvije rezne oštrice, na svrdlu postoje i dvije prednje (3) i dvije stražnje površine (1). Prihvatni dio svrdla ili drška služi za pričvršćivanje svrdla u glavno vreteno alatnog stroja – bušilice.

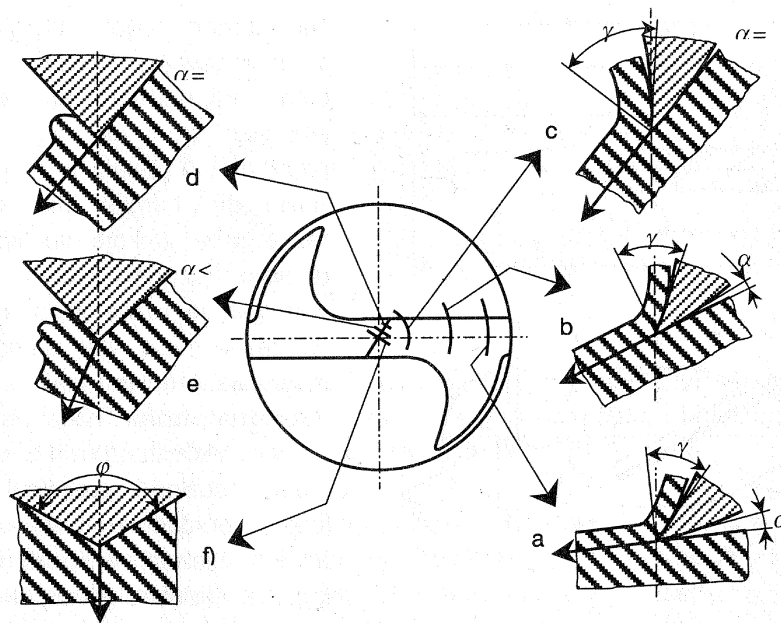
Proces rezanja pri bušenju se odlikuje:

1. promjenjivom reznom geometrijom reznog klina uzduž reznih oštrica svrdla
2. promjenjivom brzinom rezanja uzduž reznih oštrica

3. negativnim djelovanjem poprečne rezne oštrice
4. otežanim odvođenjem strugotine
5. malom krutošću alata za bušenje i sustava u cjelini

Zbog gore navedenih karakteristika bušenje spada u red najkompliciranijih postupaka obrade rezanjem.

Promjenu geometrije reznog klina kao i promjenu rezne geometrije najjednostavnije je objasniti slikovno (Slika 16).



Slika 16. Promjena rezne geometrije i uvjeta rezanja uzduž glavne i poprečne rezne oštrice cilindričnog spiralnog svrdla. Uzduž rezne oštrice (presjeci a, b i c), prednji kut se povećava, dok se stražnji kut smanjuje. Neposredno na prijelazu glavne rezne oštrice u poprečnu oštricu, stražnji kut je približno jednak nuli, što znači da dolazi do pojave velikih sila trenja. Da bi se to izbjeglo, vrši se tzv. predbrušenje stražnje površine čime se osigurava konačna pozitivna vrijednost stražnjeg kuta na kraju rezne oštrice do poprečne rezne oštrice. Promatrajući presjeke uzduž poprečne rezne oštrice (presjeci d, e, f), vidi se da se uvjeti rezanja prema sredini ove oštrice sve više pogoršavaju, odnosno na njoj sredini (presjek f) se ne stvara strugotina nego dolazi do gnječenja materijala obratka. Prednji kut u ovoj točki poprečne rezne oštrice dostiže vrijednost do $\gamma = -60^\circ$, pa ovisno o duljini i obliku ove oštrice otpor prodiranju svrdla (posmična sila) može biti višestruko povećan. Da bi se ovo izbjeglo, poprečna rezna oštrica se brusi na razne načine s ciljem poboljšanja rezne geometrije. Zajedno

u kombinaciji s već navedenim predbrušenjem stražnje površine, ovi se negativni i otežani uvjeti rezanja mogu uspješno otkloniti. Preuzeto iz Ekinović (79)

1.4.2. Režimi rezanja pri bušenju

Posmak f definira se kao put koji svrdlo prijeđe u smjeru osi alata za jedan puni okret svrdla te se izražava formulom :

$$f = f_z \cdot z$$

gdje f_z predstavlja posmak po zubu, a z broj oštrica.

Posmična brzina pri bušenju je

$$v_f = s \cdot n = s_z \cdot z \cdot n ,$$

gdje je: n , o/min, broj okretaja svrdla.

Brzina rezanja v_c je brzina na obodu svrdla te predstavlja brzinu kojom svrdlo odvaja česticu od obratka, a definirana je samim promjerom svrdla D te brojem okretaja n .

$$v_c = d_1 \cdot \pi \cdot n$$

Dubina rezanja je definirana promjerom svrdla te izraz za dubinu rezanja glasi :

$$a_p = \frac{d_1}{2}$$

Pri rezanju, u svakom reznom alatu u dodiru s obratkom pojavljuju se sile rezanja. Spiralno svrdlo se u većini slučajeva sastoji od dvije rezne i jedne poprečne oštrice. Pritom se sve sile rezanja mogu podijeliti u tri skupine:

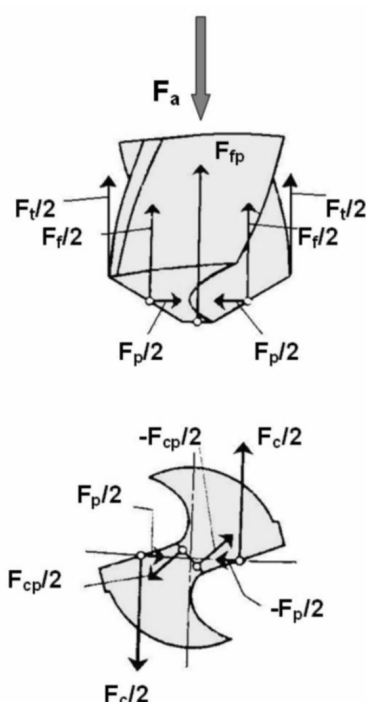
1. glavna sila (F_c)
2. sila posmaka (F_{fp})
3. natražna sila (F_p) (80)

Glavna sila, F_c , djeluje pod pravim kutom na rezu oštricu, odnosno na obje oštrice. Iz tog se razloga one poništavaju, ali njihovo djelovanje uzrokuje naprezanje materijala u obliku torzije.

Sila posmaka, F_{fp} , djeluje u smjeru osi svrdla, odnosno dvije sile $F_{f/2}$ djeluju na oštrice svrdla u smjeru osi, dok natražna sila, F_p , djeluje na oštricu svrdla u smjeru okomitom na os svrdla.

Sile posmaka i natražna sila komponente su rezultantne sile F_2 , koja je usmjerena okomito na oštricu. Sila koja se javlja na poprečnoj oštrici je zanemarivo mala.

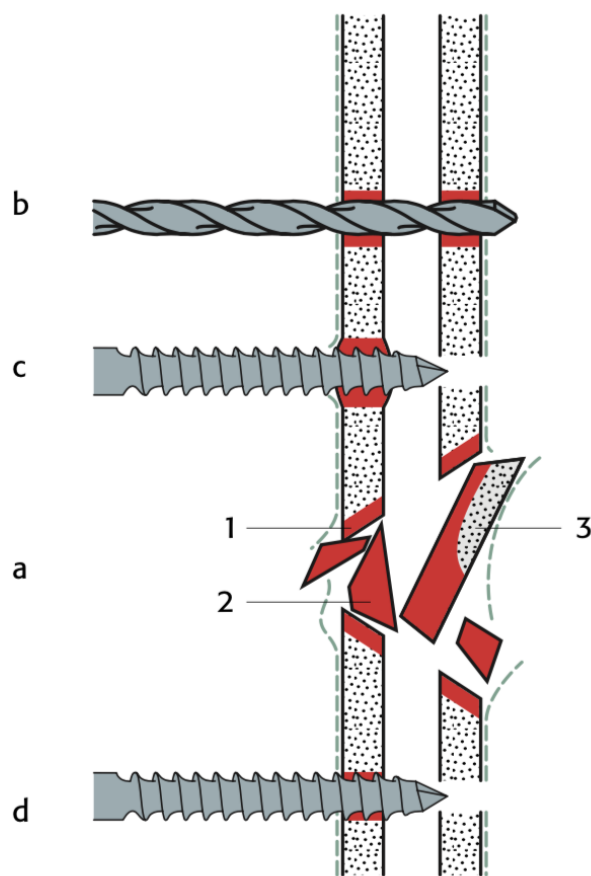
Sile rezanja i njihove komponente koje djeluju na svrdlo u radu prikazane su na Slici 17.



Slika 17. Prikaz rasporeda komponenata sila rezanja na oštrici svrdla. Preuzeto iz Staroveški (81)

1.5. Bušenje kosti i osteonekroza

U koštano zgloboj kirurgiji i stomatologiji često se koristi postupak bušenja za proizvodnju rupa u kosti. Zbog plastične deformacije odvojene čestice i trenja između kosti i svrdla proizvodi se toplina. Kako kost ima slabu toplinsku vodljivost, toplina se ne može lako raspršiti te dolazi do povećanja temperature kosti. Povećanje temperature kosti predstavlja veliki problem budući da može uzrokovati termičku osteonekrozu (80) (Slika 18).



Slika 18. Primjeri nastanka osteonekroze. a) Osteonekroza kod kompliciranih prijeloma uzrokovanih direktnom traumom (1. devitalizirani krajevi koštanih ulomaka, 2. devitalizirani intermedijarni ulomci, 3. djelomično vitalni intermedijarni koštani ulomci koji su još uvijek povezani s periostom). b) Bušenje pretjerano velikim brzinama ili bušenje tupim svrdlom dovodi do termičke nekroze kortikalne kosti. c) Postavljanje Schantzovog vijka ili Stainmanovog pina bez adekvatnog predbušenja proizvodi značajnu toplinu koja dovodi do stvaranja malih nekrotičnih fragmenata ili prstenastog sekvestara. d) Pravilno postavljanje Schantzovog vijka kroz predbušenu rupu. Preuzeto iz Rüedi (49)

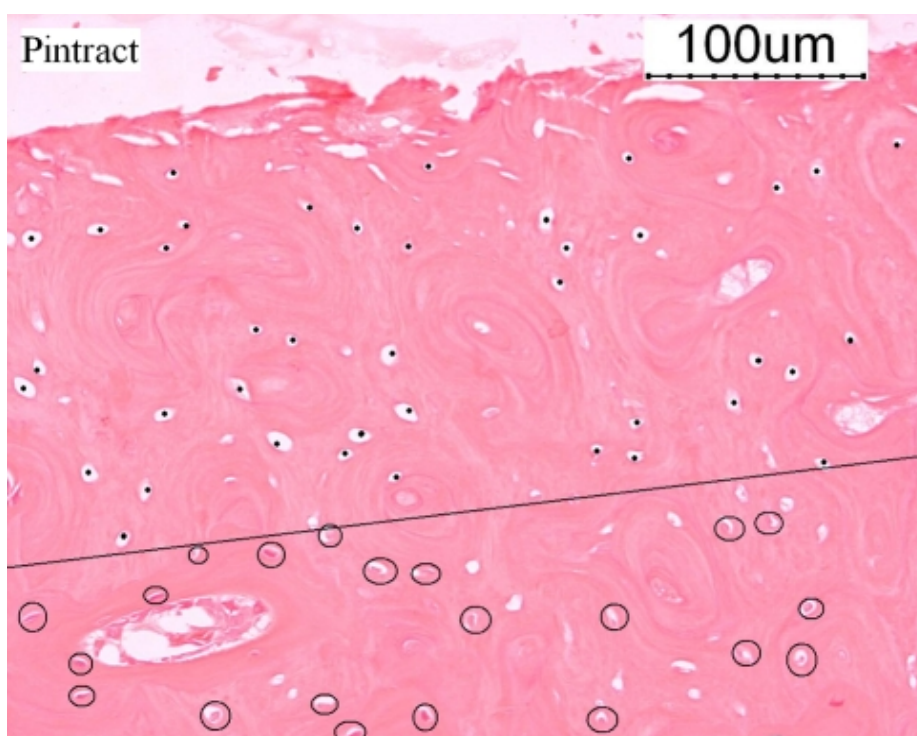
Osteonekroza je stanje koje uzrokuje privremeni ili trajni gubitak krvne opskrbe kosti. U izostanku krvne opskrbe, koštano tkivo umire što dovodi do gubitka kosti.

Postoji nekoliko razloga koji mogu dovesti do gubitka krvne opskrbe kosti. Traumatska osteonekroza vezana je uz ozljedu dok netraumatsku mogu uzrokovati neki lijekovi,

poremećaji zgrušavanja krvi ili pretjerana konzumacija alkohola. Termičko oštećenje je podtip traumatske nekroze nazvan termička nekroza ili termička osteonekroza (8).

Osteonekroza povezana s bušenjem vrlo je složeni fenomen. Osim termičkog oštećenja, bušenje kosti također može uzrokovati mikro oštećenja same kosti. Nakupljanje malih pukotina u mineraliziranom koštanom matriksu može dovesti do apoptoze osteocita (8). Zbog toga, smrt osteocita zbog bušenja može povećati rizik nastanka osteonekroze zbog deplecije osteocita, redukcije cirkulacije krvi i povećane resorpcije osteoklastima, što rezultira strukturalno slabijom kosti (82).

Histološki jasno obilježje osteonekroze je prisutnost prazne lakune bez osteocita (4) (83) (Slika 19).



Slika 19. Histološki preparat zečje tibije nakon postavljanja Kirschnerove žice pri brzini vrtnje od 1200 o/min. Nekrotična kost uz kanal Kirschnerove žice obilježena je prisutnošću praznih lakuna bez osteocita (označena točkama). Zdravi osteociti su zaokruženi. Linija označava granicu između kosti koja sadrži osteocite i kosti bez osteocita. Bojenje hematoxilinom i eozinom. Preuzeto iz Franssen (83)

Toplinsko oštećenje živog tkiva povezano je s veličinom povišenja temperature i vremenom pod kojim je tkivo izloženo štetnim temperaturama (84,85)

U istraživanjima je promatran inverzni odnos temperature termičke nekroze i vremena nekroze za široki raspon temperature (44-100 °C) te je utvrđeno da povećanje temperature iznad 70°C uzrokuje trenutno oštećenje epitelnih stanica (86). Osteonekroza je viđena na histološkim preparatima kosti zeca pri temperaturama većim ili jednakim 70°C (87).

Lundskog (88) je na osnovu istraživanja na zečevima dokazao da izlaganje kosti temperaturi od 55°C u trajanju od 30 s uzrokuje ireverzibilnu smrt koštanih stanica.

Bonfield i Li (85) su in vivo istraživanjem pokazali da izlaganje femura psa temperaturi od 56°C dovodi do ireverzibilnih promjena kosti. Eriksson i sur. (4) su proveli istraživanje na zečevima te su histološki, histokemijski i vitalnom mikroskopijom ustanovili prag temperature od 47°C koji ukoliko djeluje na kost u trajanju od 1 minute uzrokuje nekrozu kortikalne kosti.

Također su procijenili učinke određenog porasta temperature na regeneraciju kosti te su utvrdili da zagrijavanje ispitivanih titanskih implantata na temperaturu od 47° C ili 50° C tijekom 1 min uzrokuje značajno smanjenje formiranja kosti u implantatima, dok isti učinak nije zabilježen u slučajevima kad je zagrijavanje provedeno na 44° C (90).

Rezultati ovih istraživanja odražavaju važnost kontrole topline koja se generira tijekom ortopedsko-kirurškog procesa koji ometa pravilnu regeneraciju kostiju. Gornji pokusi nisu provedeni na ljudskoj kosti. Budući da se koštano tkivo čovječeg femura mikroskopski razlikuje od goveđeg femoralnog tkiva nije poznata točna temperatura koja uzrokuje smrt stanica ljudske kosti (90).

Međutim, većina autora smatra da je prosječna temperatura od 47°C u trajanju od 1 min prag iznad kojeg će doći do nekroze ljudske kosti (4,84,89,91,92)

Temperatura nastala tijekom bušenja kosti ovisi o različitim parametrima kao što su promjer svrdla, rotacijska brzina bušenja, aksijalne sile bušenja, hlađenje itd.

Najvažniji parametri navedeni u literaturi mogu se široko podijeliti u dvije skupine: 1) parametri bušenja i 2) parametri svrdla.

1.5.1. Parametri bušenja

Parametri bušenja imaju vrlo važnu ulogu u kontroli temperature koja se stvara tijekom bušenja.

Posljednjih nekoliko desetljeća u tom je smjeru provedeno mnogo istraživanja kako bi se tijekom bušenja kosti smanjile šanse za nastanak nekroze.

Glavni parametri bušenja su brzina vrtnje svrdla, posmična brzina, energija bušenja, hlađenje, dubina bušenja i predbušenje (81).

1.5.1.1. Utjecaj brzine bušenja i posmaka

Provedena su mnoga istraživanja kako bi se utvrdio utjecaj brzine bušenja, aksijalne sile bušenja i posmične brzine na temperaturu tijekom bušenja kosti. Pregledna istraživanja brzine bušenja tijekom bušenja kostiju ne pokazuju konzistentan trend. Neki predlažu nisku brzinu bušenja jer su pokazali da se temperatura povećava s povećanjem brzine bušenja, dok drugi navode smanjenje temperature s povećanjem brzine bušenja.

Brisman (93) je bušenjem goveđe kortikalne kosti došao do rezultata da je brzina bušenja od 1800 okretaja u minuti i opterećenje od 1,2 kg proizvela istu toplinu kao kod brzine bušenja od 2400 o/min i opterećenja od 2,4 kg. Nezavisno povećanje brzine ili opterećenja uzrokovalo je povećanje temperature kosti. Međutim, povećanje brzine i opterećenja zajedno omogućilo je učinkovitije rezanje bez značajnog povećanja temperature.

Thompson (94) je in vivo mjerio temperaturu za vrijeme postavljanja pina fiksatora. Pri brzini od 125 okretaja u minuti povećanje temperature je zabilježio na 2,5 mm od mjesta bušenja, a pri povećanju brzine na 2000 okretaja u minuti povećanje temperature je zabilježio na 5,0 mm od mjesta bušenja.

Vaughan i Peyton (95) su proučavali utjecaj brzine vrtnje na porast temperature tijekom bušenja zuba te su zaključili da se s povećanjem brzine bušenja temperatura povećava.

Matthews i Hirsch (96) su bušenjem kadaveričnog čovječeg femura utvrdili da povećanje brzine vrtnje u rasponu od 345 o/min do 2900 o/min ne uzrokuje značajne promjene temperature tijekom bušenja, ali su utvrdili da je povećanje sile pritiska povezano sa smanjenjem maksimalnih dosegnutih temperatura i trajanjem istih. Oni su mjerili učinak primijenjenih sila u rasponu od 19,6 N do 117,6 N zajedno s brzinama bušenja u rasponu od 345 o/min do 2900 o/min i zaključili da se i temperatura i vrijeme trajanja iznad 50 °C smanjuju s povećanjem opterećenja.

Do takvih su rezultata došli i Augustin i sur. (97) koji su zaključili da se tijekom bušenja povećanjem posmične brzine vršna temperatura smanjuje.

Hillery i Shuaib (98) navode da povećanjem brzine bušenja od 400 okretaja/min na 2000 o/min kod svrdla od 3,2 mm dolazi do značajnog smanjenja temperature.

Sharawy i sur. (99) proveli su mjerenja pomoću termopara kod bušenja svinjskih mandibula triju različitim brzinama bušenja (1225, 1667 i 2500 okretaja u minuti) i utvrdili da

se srednji porast temperature, vrijeme bušenja i vrijeme potrebno da se temperatura vrati na početnu razinu smanjuju kako se brzina bušenja povećava.

Bachus i sur. (100) bušenjem kadaveričnog femura zaključili su da se trajanje i veličina maksimalne temperature smanjuje s povećanjem aksijalne sile pri 820 o/min.

Nam i sur. (101) proveli su istraživanje na goveđim rebrima i zaključili su da pri opterećenju od 500 g i 1000 g uz brzinu bušenja od 600 o/min i 1200 o/min povećanje brzine ili sile rezultira porastom temperature.

Iyer i sur. (102) proveli su histološka istraživanja na zečjim tibijama. Oni su mjerili temperaturu in vivo kod osteotomije pri različitim brzinama vrtnje (2000 o/min, 30 000 o/min i 400 000 o/min) te su zabilježili inverzni odnos između brzine bušenja i temperature.

Isti su autori (103) procijenili brzinu i kvalitetu cijeljenja mandibule nakon bušenja istim brzinama. Histološki nalazi ukazuju na to da je u prvih 6 tjedana stopa cijeljenja i kvaliteta novonastale kosti veća za bušenje pri velikim brzinama u usporedbi s bušenjem na niskoj ili srednjoj brzini.

Osim studija Matthews, Hilleryja i Sharawyja (104,105,106) u literaturi postoji opća suglasnost da se temperatura povećava s brzinom vrtnje otprilike do 10 000 okretaja u minuti. Histološke studije Boynea, Mossa i Spartzja koje su ispitivale učinak rotacijskih instrumenata velike brzine na kost tijekom ortopedskih kirurških procesa pokazale su da bušenje pri velikoj brzini ima manje štetan učinak na kost od bušenja pri malim brzinama.

Abouzgia i James (107) bušili su goveđe femure brzinom od 49 000 okretaja u minuti bez sustava hlađenja. Sile bušenja kretale su se u rasponu od 1,5 N do 9,0 N. Otkrili su da se kod sila bušenja do 4,0 N temperatura povećava, a kod sila većih od 4,0 N temperatura se smanjuje. Iz toga su zaključili da se s povećanjem sile povećava brzina generiranja topline, ali se vrijeme bušenja smanjuje, pa se stoga proizvodi manje topline. Iz tog proizlazi da se tijekom bušenja kostiju preporučuju veće sile.

Međutim, veća aksijalna sila primijenjena tijekom bušenja može uzrokovati mikro pukotine u kostima i lom svrdla (9). Stoga je kod bušenja potrebno utvrditi optimalnu brzinu posmaka koja bi trebala omogućiti što kraće vrijeme bušenja, a pritom primijenjena sila ne bi smjela biti prekomjerna što bi rezultiralo lomom svrdla ili oštećenjem kosti.

Tu i sur. (108) su korištenjem trodimenzionalnog elastikoplastičnog modela dinamičke raspodjele temperature metodom konačnih elemenata u Abakusu simulirali toplinski kontakt kosti i Kirschnerove žice tijekom njena postavljanja.

Na temelju dobivenih numeričkih rezultata zaključili su da veća primijenjena sila može učinkovito smanjiti porast temperature.

Isti autori (108) također su proveli sličnu simulaciju svrdla i kosti tijekom bušenja. Rezultati su pokazali da se temperatura tijekom bušenja smanjuje s povećanjem brzine bušenja ili primijenjene sile.

Reingewirtz (109) je istraživao utjecaj različitih parametara na zagrijavanje kosti tijekom bušenja na in vitro modelu goveđe kortikalne bedrene kosti. Otkrio je da je temperatura pozitivno korelirana s brzinom u rasponu od 400 do 7000 o/min, negativno korelirana s brzinom u rasponu 7000 do 24 000 o/min i nakon toga ostaje konstantna do 40 000 o/min. Također je zaključio da kod nižih brzina (400 do 800 o/min) povećanje aksijalnog opterećenja (80 N do 200 N) nema utjecaja na generiranu temperaturu.

Udiljak i sur. (10) proveli su istraživanja bušenja velikim brzinama. Bušili su svinjske kosti brzinama u rasponu od 140 m/min do 225 m/min koristeći 4,5 mm svrdla (standardno kirurško spiralno svrdlo i dvostupanjsko svrdlo) s konstantnim posmakom po zubu od 0,1 mm. Zaključili su da za oba tipa ispitivanih svrdla, velike brzine bušenja (140 m/min) uzrokuju manje povećanje temperature u usporedbi sa standardnim brzinama bušenja (6,53 m/min). Također su pokazali da bušenja kostiju velikim brzinama iznad 140 m/min ne uzrokuju značajno smanjenje temperature te stoga povećanje brzine iznad 140 m/min nema smisla.

Karaca i sur. (110) su promatrali utjecaj brzine bušenja i sile na temperature nastale tijekom procesa bušenja goveđe tibije.

Na temelju eksperimentalne i statističke analize zaključili su da se temperatura smanjuje i s povećanjem sile bušenja i s povećanjem brzine bušenja. Histopatološka istraživanja pokazala su da opseg i količina oštećenja koštanog tkiva duž mjesta bušenja apsolutno utječu na kvalitetu izbušene kosti i brzinu njene regeneracije.

Lee i sur. (111) bušenjem goveđeg femura pokazali su da se maksimalna temperatura povećava s povećanjem brzine vrtnje i smanjuje s povećanjem posmaka.

Navedena istraživanja ne navode optimalnu brzinu bušenja, kao ni optimalnu aksijalnu silu, ali većina ih preporučuje veliku brzinu s većom silom ili posmakom za stvaranje minimalne temperature tijekom bušenja kosti (80).

1.5.1.2. Energija bušenja

Energija bušenja definira se kao utrošak energije za izradu rupe. Energija bušenja je izravno povezana s količinom topline koja se stvara tijekom bušenja. Niža energija rezanja povezana je s manjim rezidualnim i toplinskim oštećenjem (pucanje i nekroza) u području rezanja (112)

Veća potrošnja energije podrazumijeva više proizvedene topline što dovodi do većeg porasta temperature (113). Veće sile korištene tijekom bušenja uzrokuju veći porast energije bušenja koja se troši za stvaranje rupe.

Gotovo cjelokupna energija korištena u uklanjanju materijala pretvara se u toplinu (114).

Wiggins i Malkin (115) proveli su eksperimentalno istraživanje bušenja kostiju koristeći različite tipove svrdla različitih promjera. Promatrana je brzina posmaka, moment i specifična energija, no ne i temperatura. Istraživanjem su ustvrdili da začepljenje svrdla uzrokuje značajno povećanje momenta bušenja, čime se povećava specifična energija rezanja.

Jacob i Berry (112) su mjerili okretni moment i potisak tijekom bušenja goveđe tibije koristeći različite brzine i različiti posmak. Otkrili su da su pri nižim brzinama vrtnje sile mnogo veće u usporedbi s većim brzinama, a kako se povećava posmak, povećavaju se i sile.

Abouzgia i James (113) istraživali su utjecaj sile na energiju utrošenu tijekom procesa bušenja uporabom sila između 1,5 i 9,0 N i za brzine vrtnje od 20 000 do 100 000 o/min. Mjerenja električne snage pokazala su da ukupna potrošnja energije općenito opada s povećanjem brzine i sile, prvenstveno zbog smanjenja vremena bušenja. Iz toga proizlazi da je za bušenje kosti poželjna visoka brzina bušenja s velikom silom jer će tada temperatura biti smanjena (113).

Karmani i Lam (116) proučavali su utjecaj kuta bušenja na učinkovitost rezanja tijekom procesa bušenja kostiju i zaključili da odabir optimalnog kuta bušenja olakšava rezanje, poboljšava odvođenje odvojene čestice i smanjuje specifičnu energiju rezanja.

1.5.1.3. Utjecaj hlađenja

Hlađenje tijekom bušenja kosti jedan je od najvažnijih čimbenika jer značajno smanjuje temperaturu (97, 117-120). Sustav hlađenja koji se koristi tijekom bušenja može biti unutarnji ili vanjski (8). Osim toga, unutarnji sustav može biti otvorenog ili zatvorenog tipa (8).

Unutarnje hlađenje uključuje dovođenje rashladnog sredstva do vrha bušilice kroz sustav cijevi u bušećoj osovini, dok vanjsko hlađenje uključuje dovođenje rashladnog sredstva na mjesto gdje svrdlo ulazi u materijal koji se buši (121).

U zatvorenom sustavu unutarnjeg hlađenja, rashladna tekućina cirkulira kroz tunele ugrađene u bušilicu i natrag do središnjeg izmjenjivača topline. Hlađenje se postiže mehanizmom provođenja topline od bušilice do rashladne tekućine koja teče kroz tunele. Nema kontakta između rashladnog sredstva i kosti (8).

U otvorenom sustavu unutarnjeg hlađenja, rashladna tekućina teče kroz tunele u bušilici i izlazi iz otvora na vrhu svrdla, te tako oduzima toplinu generiranu tijekom procesa bušenja. Osim oduzimanja topline kondukcijom, rashladno sredstvo također omogućuje podmazivanje i ispiranje (8).

Podmazivanje smanjuje trenje tijekom bušenja i time se generira manje topline. Kad se buši kost koja je suha, nastaju kratke odvojene čestice, ali kod bušenja za vrijeme operacijskog zahvata kost je mokra, odvojene čestice se začepuju, što povećava trenje i povećava temperaturu tijekom bušenja. Ispiranjem se učinkovito uklanjaju odvojene čestice čime se izbjegava začepljenje žljebova svrdla i time smanjuje povećanje temperature (80).

Matthews i Hirsch (96) proučavali su učinak korištenja rashladne tekućine tijekom bušenja ljudske kortikalne kosti i utvrdili da je hlađenje vrlo učinkovito u ograničavanju maksimalne temperature. Za vrijeme bušenja koristili su vanjsko hlađenje vodom na sobnoj temperaturi pri brzinama protoka od 300, 500 i 1000 ml u minuti. Pokazali su da se povećanjem protoka rashladne tekućine smanjuje temperatura nastala tijekom bušenja, te da kod brzina ispiranja od 500 ml/min ili većim temperatura nikada ne prelazi 50°C.

Lavelle i Wedgwood (118) su proveli in vitro studiju bušenja malim brzinama od 350 o/min uz silu od 19 N te su pokazali da unutarnje hlađenje učinkovitije smanjuje temperaturu od vanjskog hlađenja.

Kirschner i Meyer (122) su kod bušenja zuba koristili unutarnji sustav hlađenja otvorenog tipa. Zaključili su da se, s obzirom na to da unutarnje hlađenje dovodi rashladno sredstvo na vrh svrdla, dobiva kombinirani učinak ispiranja i hlađenja. Time se temperatura kosti održava na temperaturi koja je niža u usporedbi s temperaturom dobivenom samo s vanjskim hlađenjem ili bez hlađenja.

Haider i sur. (118) su proveli histološka ispitivanja na ovcama u kojima su uspoređivali učinke vanjskog i unutarnjeg hlađenja. Zaključili su da je vanjsko hlađenje djelotvornije na površini, dok je unutarnje hlađenje bolje u dubini. S povećanjem dubine raste učinkovitost unutarnjeg hlađenja.

Međutim, Benington i sur. (119) su promatrali termičke promjene na mjestu postavljanja implantata s unutarnjim i vanjskim hlađenjem te nisu našli razlike u nastalim temperaturama, pa su zaključili da ne postoje prednosti skupog sustava unutarnjeg hlađenja u odnosu na vanjsko hlađenje.

Augustin i sur. proveli su ispitivanja na svinjskim bedrenim kostima kako bi utvrdili utjecaj različitih parametara bušenja na povećanje temperature kosti (97). Zaključili su da je hlađenje vodom temperature 26°C najvažniji čimbenik za vrijeme bušenja.

Osim gore navedenog istraživanja, Augustin i sur. (6) su bušenjem svinjske bedrene kosti ispitivali utjecaj stupanjskog svrdla s unutarnjim hlađenjem na povećanje temperature. Otkrili su da se uz sve kombinacije parametara, korištenjem sustava hlađenja unutarnjeg tipa, proizvodi temperatura kosti koja je znatno ispod praga za termičku osteonekrozu.

Kalidindi (120) je zabilježio značajni porast temperature za vrijeme bušenja bez korištenja sustava hlađenja. Proveo je brojna ispitivanja s vanjskim hlađenjem kako bi promatrao njegov učinak na temperaturu bušenja te je zabilježio kako vanjsko hlađenje smanjuje temperaturu nastalu tijekom bušenja kosti.

Senar i sur. (123) su proveli in vitro istraživanje bušenjem goveđe donje čeljusti te su pokazali da se više temperature stvara na površini rupe nego na donjoj površini te je zbog toga za vrijeme bušenja vanjsko hlađenje učinkovito. Osim toga, promatrali su i utjecaj vanjskog hlađenja korištenjem fiziološke otopine temperature od 25°C i 10°C te su zaključili da niža temperatura rashladne tekućine dovodi do manjeg povećanja temperature tijekom bušenja.

Do sličnih su rezultata došli i Al- Dabag i Sultan (124) koji su koristili rashladnu tekućinu temperature 5°C i 25°C.

Pregledom literature jasno je da je samo nekoliko istraživača provelo istraživanja usporedbe unutarnjeg i vanjskog hlađenja te ne postoji jasan stav koji je od dvaju navedenih sustava prikladniji u procesu bušenja kosti (80).

1.5.1.4. Dubina bušenja i debljina kortikalne kosti

Dubina bušenja i debljina kortikalne kosti također utječu na temperaturu tijekom bušenja i obje su pozitivno korelirane (98,110,111,115,120,125-127). Trenje koje nastaje između kompaktne kortikalne kosti i svrdla uzrokuje povećanje temperature. Što je veća debljina kortikalne kosti, veća je i dubina bušenja, pa tako i trenje i toplina (80).

Hillery i Shuaib (98) također su proveli svoje eksperimente s konstantnim parametrima i specifikacijama bušenja za kadaveričnu goveđu i ljudsku kost. Dobivene temperature za goveđu kost puno su veće u usporedbi s temperaturama dobivenim bušenjem ljudskih kostiju, što su objasnili kao posljedicu razlike u srednjoj kortikalnoj debljini kostiju goveda (7 mm - 9 mm) i čovjeka (3 mm - 5 mm).

Eriksson i sur. (91) izvršili su in vivo pokuse kako bi proučili porast temperature za vrijeme bušenja potkoljениčnih kostiju kunića, pasa i čovjeka. Utvrdili su da su nastale temperature najviše kod ljudi, nakon čega slijede pas pa zec. Zaključili su da su varijacije u

temperaturi bušenja izmjerene za različite vrste posljedica razlika u srednjoj debljini kortikalne kosti.

Wiggins i Malkin (115) su ustanovili da je temperatura nastala tijekom bušenja izravno proporcionalna dubini bušenja. Začepljenje žljebova svrdla odvojenom česticom uzrokuje značajno povećanje zakretnog momenta i trenja kako se dubina bušenja povećava (80).

Kalidindi (120) je utvrdio da je porast temperature koji prati porast dubine uzrokovan povećanjem vremena kontakta između obratka i alata za bušenje što povećava ukupno trenje i čime se proizvodi veća toplina .

Cordioli i Majzoub (125) provodili su ispitivanja bušenja kostiju spiralnim svrdlima promjera 2 mm i 3 mm pri 1500 o/min uz vanjsko hlađenje te su uočili da je temperatura na dubini od 8 mm viša od temperature na dubini od 4 mm bez obzira na promjer svrdla i prisutnost hlađenja.

Međutim, Tehemar (126) navodi da utjecaj dubine bušenja na povećanje temperature nije toliko bitan ukoliko se tijekom bušenja kosti koristi sustav za unutarnje hlađenje otvorenog tipa.

Oliveira i sur. (111) i Lee i sur. (127) naglašavaju da je dubina dominantni čimbenik koji utječe na temperaturu nastalu tijekom bušenja kosti.

U literaturi postoji općeniti stav da je povećanje dubine bušenja popraćeno povećanjem temperature koja pritom nastaje usprkos bilo kakvim uvjetima bušenja, te da je debljina kortikalne kosti u pozitivnoj vezi s temperaturom koja se stvara tijekom bušenja kosti (80).

1.5.1.5. Predbušenje

Matthews i sur. su provodili pokuse na ljudskoj kadaveričnoj kortikalnoj kosti kako bi ispitali učinak predbušenja, te su utvrdili da je predbušenje vrlo učinkovita metoda smanjenja porasta temperature (128).

Branemark (129) je preporučio stupnjevano bušenje jer postupno uklanja materijal s mjesta bušenja, što rezultira manjim trenjem i boljim rasipanjem topline. Itay i sur. (130) su također sugerirali da predbušenje može učinkovito smanjiti temperaturu tijekom bušenja kosti. Udiljak i sur. (10) su u istraživanju korištenjem standardnog svrdla i stupnjevitog svrdla pokazali da je maksimalna temperatura pri bušenju kosti znatno niža u slučaju kad se koristi stupnjevito svrdlo.

Kalidindi (120) je također došao do sličnih rezultata i zaključio da je maksimalna temperatura dobivena stupnjevanim bušenjem daleko manja u usporedbi s temperaturom

dobivenom konvencionalnim bušenjem kod bušenja rupe istih karakteristika. Razlog tome bi mogao biti vremenski razmak između promjena svrdla tako da se svako novo svrdlo nalazi u hladnom okruženju za razliku od bušenja u kojem se koristi samo jedno svrdlo. Također su izvijestili da je smanjenje temperature posljedica smanjenja količine odvojenih čestica kod stupnjevanog bušenja, a nedostatak predbušenja je u tome što produljuje cjelokupno vrijeme izvođenja postupka.

Augustin i sur. (6) su promatrali bušenje kortikalne kosti stupnjevanim svrdlom. U usporedbi bušenja s običnim svrdlom jednakog promjera nisu našli nikakve razlike u maksimalnoj temperaturi kosti.

1.5.2. Parametri svrdla

Parametri svrdla drugi su glavni čimbenik koji utječe na stvaranje temperature tijekom bušenja (80).

Nekoliko je istraživanja pokazalo da su mnoge osobine svrdla odgovorne za razvoj termičke ozljede kosti (9,10,132).

Parametri svrdla koji utječu na proces bušenja su promjer svrdla, broj i oblik reznih oštrica svrdla (prednji kut oštrice, stražnji kut oštrice), rezne oštrice i kut uspona spirale, vrh svrdla (vršni kut, kut poprečne oštrice) i trošenje svrdla (80).

1.5.2.1. Promjer svrdla

Nekoliko je istraživača provelo eksperimente bušenja kostiju kako bi utvrdilo utjecaj promjera svrdla na temperaturu nastalu tijekom bušenja (97,120). Otkrili su da promjer svrdla značajno utječe na temperaturu bušenja (80).

Kalidindi (120) je proučavao temperature nastale bušenjem svrdlima promjera 2, 3,5 i 4,3 mm pri posmaku od 0,42 mm/s i brzini od 1200 o/min, te je pokazao da se povećanjem promjera svrdla temperatura eksponencijalno povećava.

Burstein i sur. (132) postavili su vijke u dijafizu bedrene kosti psa te su zaključili da su rupe od bušenja prisutne do 12 tjedana, čime je zbog smanjene čvrstoće kosti povećana šansa za prijelom. Oni su izvijestili da smanjenje promjera uvelike rezultira lomom ili savijanjem svrdla tijekom bušenja.

Augustin i sur. (97) dali su slične opservacije nakon bušenja svinjskih bedrenih kostiju. Zaključili su da se povećanjem promjera svrdla povećava kontaktna površina između svrdla i

kosti što dovodi do povećanja trenja i razvoja topline. Rupa većeg promjera uzrokuje veće oštećenje kosti i smanjuje njenu čvrstoću te je potrebno dulje vrijeme za njezin oporavak.

Bechtol i sur. (132) došli su do saznanja da bušenje rupe u kosti do dubine od 20% promjera kosti smanjuje čvrstoću kosti za 40% njene izvorne čvrstoće.

Hufner i sur. (134) su proveli istraživanja kako bi utvrdili učinak promjera svrdla i duljine probušene rupe na odstupanje stvarne planirane dubine tijekom bušenja kostiju. Rezultati su pokazali da se odstupanje od planirane rupe povećava upotrebom svrdla malog promjera kao i upotrebom dužih svrdla.

1.5.2.2. Oštrica svrdla

Prednji kut je kritični faktor koji utječe na sile rezanja. Provedeno je nekoliko istraživanja kako bi se odredio optimalni kut nagiba za bušenje kostiju. Jacob i sur. (112) navode da se za alate s jednom oštricom povećanjem prednjeg kuta smanjuje sila rezanja kosti. Na svrdlo možemo gledati kao na dva rezna alata s jednom oštricom omotana oko zajedničke osi (79). Iz toga proizlazi činjenica da povećanje prednjeg kuta smanjuje sile rezanja.

Saha i sur. (131) navode da povećanje prednjeg kuta povećava efikasnost rezanja svrdla.

Hillery i Shuaib (98) preporučuju optimalan kut od 20 - 30° budući da učinkovito odvodi odvojenu česticu i stvara vrlo malu potisnu silu.

Stražnji kut oštrice je kut pod kojim stražnja površina izbacuje odvojenu česticu (9). Unatoč stražnjem kutu, velika stražnja površina stvara trenje s materijalom koji se buši što rezultira povećanjem temperature tijekom bušenja (80)

Farnworth i Burton (135), a i Saha i sur. (131) navode da stražnji kut od 15° pruža bolju efikasnost rezanja tijekom bušenja kosti.

Karmani i Lam (116) u svom radu o dizajnu kirurških svrdla navode da se optimalni stražnji kut svrdla za bušenje kosti kreće u rasponu od 12° do 15°.

Prema radu Natali i sur. (9) trenje između stražnje oštrice i kosti može se smanjiti povećanjem stražnjeg kuta na pola puta duž površine što se naziva točkom razdvajanja.

1.5.2.3. Žljebovi i kut uspona spirale

Bertollo i sur. (136) su ispitali kirurška svrdla s 2 i 3 žlijeba i otkrili da je dizajn s 3 žlijeba napredniji u odnosu na dizajn s 2 žlijeba u smislu odstupanja od planirane točke bušenja budući da imaju izraženiji vrh. Kod dizajna s 3 žlijeba rezne oštrice imaju tendenciju konvergiranja u jednoj točki i otpornije su na savijanje.

U svojim daljnjim istraživanjima Bertollo i suradnici (137) navode da je učinkovitost rezanja svrdla s tri žlijeba bila veća od one kod svrdla s dva žlijeba, međutim to nije utjecalo na smanjenje maksimalnih temperatura tijekom bušenja. Oni su zaključili da kod svrdla s 3 žlijeba postoji tendencija reznih oštrica da konvergiraju oko točke što uzrokuje smanjenje ruba dljeteta na nominalnu vrijednost zbog koje se smanjuje aksijalna sila potiska tijekom bušenja.

Unatoč teoretskoj prednosti svrdla s 3 žlijeba u odnosu na svrdla s 2 žlijeba u literaturi nedostaje dokaza koji bi podržali njihovu upotrebu (80).

Kut uspona spirale svrdla definira se kao kut koji oblikuje rub žlijeba s pravcem koji je paralelan sa središnjom linijom svrdla. Kut uspona spirale i kut nagiba svrdla međusobno su povezani, a veći kut uspona rezultira većim kutom nagiba, što je poželjno jer se zakretni moment i potisak tijekom bušenja smanjuju. Kut uspona spirale je određen na takav način da postoji kompromis između snage reznog ruba i učinkovitog izbacivanja obradne čestice kroz žljebove (138).

Svrdla sa sporim spiralama imaju izduljene žljebove dok svrdla s brzim spiralama imaju kompaktne žljebove tj. broj zavoja je veći u brzim spiralama. Materijali koji proizvode kratku odvojenu česticu buše se sporim spiralama kako bi se čestica mogla jednostavno odvoditi, no za materijale gdje odvojena čestica može izazvati začepjenja koriste se brze spirale. Većina svrdla koja se danas koriste u kirurgiji za bušenje kosti ima sporu spiralu.

Kad se buši kost koja je suha, nastaju kratke odvojene čestice, ali kod bušenja za vrijeme operacijskog zahvata kost je mokra zbog krvi i koštane srži zbog čega odvojene čestice začepuju provrt, što povećava trenje i povećava temperaturu tijekom bušenja pa bi teoretski korištenje svrdla s brzom spiralom bilo učinkovitije (9). Kirurška svrdla ovisno o promjeru posjeduju kut spirale od 13 do 35° (132).

Fuchsberger (139) je predložio da za učinkovito bušenje kostiju kut spirale iznosi od 12 do 14°.

Farnworth i Burton (136) za istu namjenu preporučuju kut od 27°.

Wiggins i Malkisu (115) kroz svoja su istraživanja pokazali da kut spirale od 28° generira mnogo niži okretni moment i specifičnu energiju rezanja tijekom bušenja.

Narashima i suradnici (138) su pokazali da se torzijska krutost parabolično mijenja s kutom spirale te da svoj maksimum doseže na 28° i zbog toga su predložili da se isti kut koristi u širokom rasponu primjene.

Davidson i James (140) također su zaključili da se s povećanjem kuta spirale, temperatura jednoliko smanjuje.

1.5.2.4. Vrh svrdla

Vrh svrdla čine vršni kut i kut poprečne oštrice.

Bechtol i suradnici (132) su istraživali učinak vršnog kuta tijekom bušenja kosti te su za kirurško svrdlo preporučili kut od 90° . Isti su rezultat iznijeli Jacob i Berry (112).

Sneath (141) predlaže veći kut u rasponu od 130° do 140° . Slične rezultate su iznijeli i Farnworth i Burton (135) koji su pokazali da kut u rasponu od 120° do 140° pruža najuspješnije performanse u smislu sile potiska, momenta, brzine prodiranja i kvalitete izbušenih rupa.

Wiggins i Malkin (116) su proveli istraživanje s trima različitim vrstama svrdla s različitim vršnim kutom i primijetili su da svrdlo s vršnim kutom od 118° generira mnogo niži zakretni moment i energiju u usporedbi na druga dva svrdla.

Saha i suradnici (132), a i Natali (9) su utvrdili da je svrdlo s vršnim kutom od 118° najpogodnije za kirurško bušenje.

Fuchsberger (139) u svojim je istraživanjima preporučio optimalni vršni kut od 70° kako bi se smanjila temperatura u procesu bušenja kosti.

Hillery i Shuaib (98) nisu pronašli značajne razlike u temperaturama nastalim tijekom bušenja goveđe potkoljениčne kosti i ljudske kadaverične kosti sa svrdlima vršnih kutova 70° , 80° ili 90° .

Augustin i suradnici (97) su 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 (80).

U svrhu dizajniranja poboljšanog svrdla, Saha i sur. (131) navode da se širina poprečne oštrice može smanjiti brušenjem kako bi se poboljšala učinkovitost rezanja.

Iz gore navedenog, također je vidljivo da redukcija poprečne oštrice može značajno pridonijeti snižavanju sila potiska tijekom bušenja kosti s povećanom točnošću u položaju predviđene rupe (80).

1.5.2.5. Istrošenost svrdla

Tijekom bušenja trošenje svrdla je uobičajeno. Opetovano korištenje svrdla uzrokuje istrošenost reznih rubova zbog mehaničkog i toplinskog opterećenja koje se generira tijekom bušenja. Matthews i Hirsch (96) sugerirali su da se tijekom bušenja kosti temperatura kosti povećava s ponavljanim uporabom bušilice. Trošenje povećava hrapavost površine reznih oštrica što rezultira povećanjem aksijalne sile potiska, temperature i vibracija rezanja. Trošenje svrdla se može pratiti skeniranjem elektronskim mikroskopom (SEM) ili pomoću svjetlosnog mikroskopa.

Jochum i Reichart (142) na temelju istraživanja bušenja kostiju donjih čeljusti svinja zaključili su da ukoliko se svrdlo upotrebljava za bušenje više od 40 puta dolazi do značajnog trošenja i povećanja temperature.

Allan i sur. (143) su istraživali utjecaj trošenja svrdla na porast temperature tijekom bušenja svinjske donje čeljusti in vitro. Bušili su svrdlima različitog stupnja istrošenosti te su uočili značajnu razliku u temperaturama koje su bile posljedica istrošenosti svrdla.

Chacon i sur. (144) su in vitro mjerili temperaturu goveđe bedrene kosti kod postavljanja 3 različita sustava implantata i to nakon ponovnog bušenja i sterilizacije. Temperaturu su mjerili termoparom. Njihovi rezultati su pokazali da se temperatura povećala s višestrukom uporabom svrdla.

Ercoli i sur. (145) istraživanjem bušenja na goveđem rebru ustanovili su da su svrdla obložena TiN-om pokazala veće trošenje i značajno niže brzine odvajanja materijala u usporedbi s neobloženim svrdlima.

Misir i sur. (148) su bušili goveđu kortikalnu kost pri konstantnom opterećenju svrdla od 2,0 kg, brzinom od 1500 okretaja u minuti te su nakon 35 odnosno 45 upotreba zabilježili porast temperature za 4°C odnosno za 10°C.

Rezultati gore navedenih istraživanja bušenja kostiju upućuju na činjenicu da se trošenje i temperatura bušenja koja se stvaraju tijekom bušenja povećavaju s brojem korištenja svrdla.

Ne postoji jasan stav o tome koliko dugo se svrdlo može koristiti dok ne postane tupo i neučinkovito i dovede do značajnijeg povećanja temperature (80).

1.5.2.6. Ostali čimbenici

Wootton i sur. (149) navode da u kortikalnoj kosti postoji vrlo nizak protok krvi, a koagulacija se tijekom bušenja odvija brzo, stoga je utjecaj cirkulacije na temperaturu vjerojatno premalen da bi bio važan.

Osim toga, Matthews i Hirsch (98) su uspoređivali in vivo i in vitro studije te su pokazali da nema značajnog učinka skeletnog protoka krvi na temperaturu bušenja kostiju.

Karaca i sur. (110) su izvršili ispitivanja varijacije temperature bušenja ovisno o mineralnoj gustoći kostiju (eng. bone mineral density; BMD). Otkrili su da se temperatura koja se stvara tijekom bušenja povećava s povećanjem BMD. To je zbog toga što na tvrdoću kosti utječe BMD, a tvrdoća se povećava s povećanjem BMD.

Dob bolesnika, mjesto kosti u tijelu i njegove varijacije u svojstvima od osobe do osobe također su parametri koji utječu na sile i temperaturu koja se stvara tijekom bušenja kosti. Ovi faktori također mogu biti povezani s BMD (110).

Korištenje vodilice svrdla povećava trenje tijekom bušenja kostiju i djeluje kao zapreka koja sprečava kontakt rashladnog sredstva s bušilicom i onemogućava normalnu odvodnju odvojene čestice što rezultira stvaranjem viših temperatura (146,148).

Prekoračenje svrdla nakon bušenja kortikalne kosti također može biti značajan faktor koji utječe na oštećenje okolnih stanica pa tako i na vrijeme oporavka bolesnika (80). Alati koji se trenutno koriste u kirurgiji za bušenje kosti ne uključuju nikakva sredstva za kontrolu penetracije (149).

Točnost izbušene rupe za vrijeme operacijskog liječenja uvelike ovisi o manualnoj vještini kirurga. Hsu i sur. (149) su predložili mehanički sustav kako bi se izbjeglo prekomjerno izbočenje svrdla uporabom kontrolera koji je analizirao struju DC motora.

Korištenje robotike i navigacijskog sustava s automatiziranim sustavom hlađenja može se pokazati vrlo učinkovitim u kontroli točnosti bušenih rupa i temperature koja se stvara tijekom bušenja (80).

2. HIPOTEZA

Ručno vođeno svrdlo uzrokuje veći porast topline na mjestu bušenja od strojno vođenog svrdla.

3. CILJEVI RADA

3.1. Opći cilj

Utvrđiti da li ručno vođeno svrdlo razvija veću toplinu u zoni bušenja kosti od strojno vođenog svrdla pri različitim kombinacijama parametara obrade kakvi se primjenjuju u koštano-zglobnoj kirurgiji.

3.2. Specifični ciljevi

1. utvrditi razlike u temperaturi u zoni bušenja kosti u odnosu na parametre bušenja i iskustvo operatera

2. utvrditi razlike u temperaturi između strojnog i ručnog bušenja

4. MATERIJALI I METODE

Eksperimentalni rad proveden je u prostorijama Katedre za alatne strojeve Zavoda za tehnologiju Fakulteta strojarstva i brodogradnje.

4.1. Ispitni uzorci

Istraživanje je provedeno na kadaveričnim goveđim kostima neposredno žrtvovanih životinja nekoliko sati nakon smrti životinje kako bi kosti zadržale što više mehaničkih i termofizičkih svojstava tj. kako bi elastičnost kadaverične kosti ostala približno jednaka elastičnosti vitalne kosti.

Navedene kosti produkt su prehrambene industrije pa životinje nisu žrtvovane za potrebe pokusa.



Slika 20. Ispitni uzorak goveđe bedrene kosti

Za navedeno istraživanje dobivena je privola Etičkog povjerenstva Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu kao i privola Etičkog povjerenstva Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

Ispitni uzorci formirani su iz goveđih bedrenih kostiju koje se često koriste kao dobra zamjena za ljudske kosti zbog slične gustoće, geometrije, debljine kortikalisa (150) (Slika 20).

Prednost odabira goveđih pred svinjskim kostima je u većim debljinama kortikalisa, čime je omogućeno dulje snimanje obradnog procesa, te u većim dužinama, što omogućava provođenje većeg broja pokusa nad istim uzorkom (81).

Podrijetlo i starost kosti nisu bili uvjet njihova odabira, čime se nastojalo prikupiti mjerenja signala obradnog procesa na kostima različitih mehaničkih svojstava.

Svakoj su kosti prije eksperimenta električnom pilom uklonjene epifize. Zatim su na prethodno definiranim površinama označena mjesta budućih provrta.

Označena mjesta su numerirana te je za svaku označenu točku izmjerena tvrdoća (Slika 21). Za mjerenje tvrdoće korišten je analogni tvrdomjer Shore D proizvođača Schiltknecht (Švicarska). Nakon postavljanja tvrdomjera na prethodno definirana mjesta na kosti i nakon nuliranja, instrument je pritisnut uz kost. Pritisak instrumenta je trajao 10 sekundi te je tijekom tog vremena na njegovoj mjernoj skali očitana vrijednost tvrdoće. Postupak je ponovljen 3 puta te je za svaku točku uzeta srednja vrijednost tvrdoće.



Slika 21. Prikaz mjerenje tvrdoće ispitivane goveđe kosti analognim tvrdomjerom postavljenim na prethodno označene točke.

Potom su CNC strojem označene točke prebušene do dubine od 1 mm.

Prije početka bušenja termografskom kamerom izmjerena je temperatura kosti koja je za početak mjerenja trebala iznositi 26 °C - 28 °C.

Pripremljena kost je zatim postavljena u steznu napravu te su probušene rupe na prve dvije označene točke. U te rupe postavljena je sonda za mjerenje temperature. Radi boljeg kontakta sonde i kosti, sonda je prije postavljanja u rupe premazana tankim slojem termalne paste.

U slučaju kad izvođenje eksperimenta nije provedivo u kratkom periodu nakon smrti životinje, kosti su bile pohranjene u uvjetima za koje je dokazano prethodnim eksperimentima da ne mijenjaju svojstva kosti (konzerviranje u fiziološkoj otopini na -10°C u plastičnim vrećicama).

Na svakoj kosti nasumičnim redoslijedom ispitivane su sve prethodno zadane kombinacije parametara obrade, pri čemu je svaki provrt numeriran. Zbog mogućeg gubitka vlage isušivanjem, pokusi na istoj kosti nikada nisu trajali duže od 2h.

Nakon bušenja svih predviđenih provrta, kost je prepiljena uzdužno preko centara provrta, kako bi se precizno izmjerila debljina kortikalisa.

Mjerenja debljine kortikalisa za svaki provrt provedena su ručnim mjerenjem digitalnom pomičnom mjerkom.

4.2. Svrdo

U pokusima je korišteno standardno medicinsko spiralno svrdlo za višestruku primjenu proizvođača „Zimmer” model 99-2318-46 promjera 4,5 mm (Slika 22)



Slika 22. Svrdo „Zimmer” 4,5 mm.

4.3. Senzor temperature

Tijekom bušenja temperatura kortikalisa je mjerena jednim kanalom pomoću termopara K tipa (Slika 23).

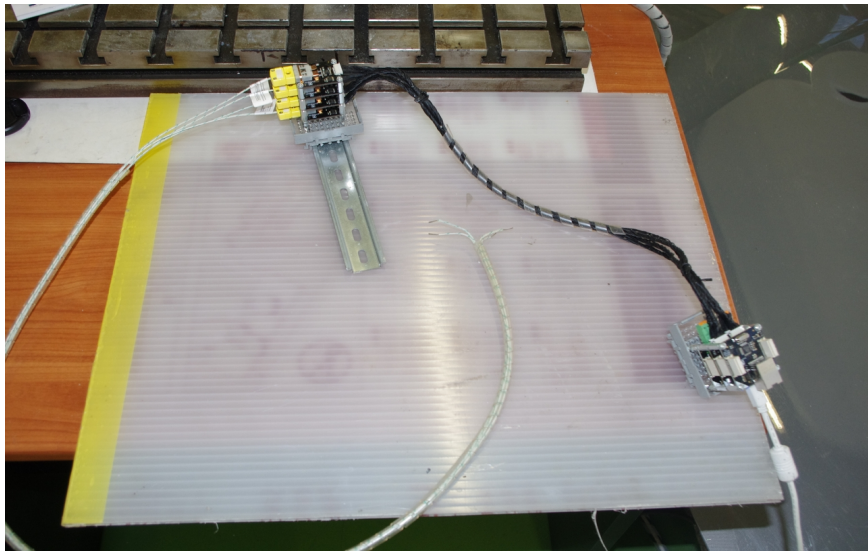


Slika 23. Sonda za mjerenje temperature kortikalne kosti zasnovana na termoparu K tipa

Također je pomoću termoparova K tipa mjerena temperatura okoliša na ukupno 4 mjesta u neposrednoj blizini mjesta bušenja (Slika 24).

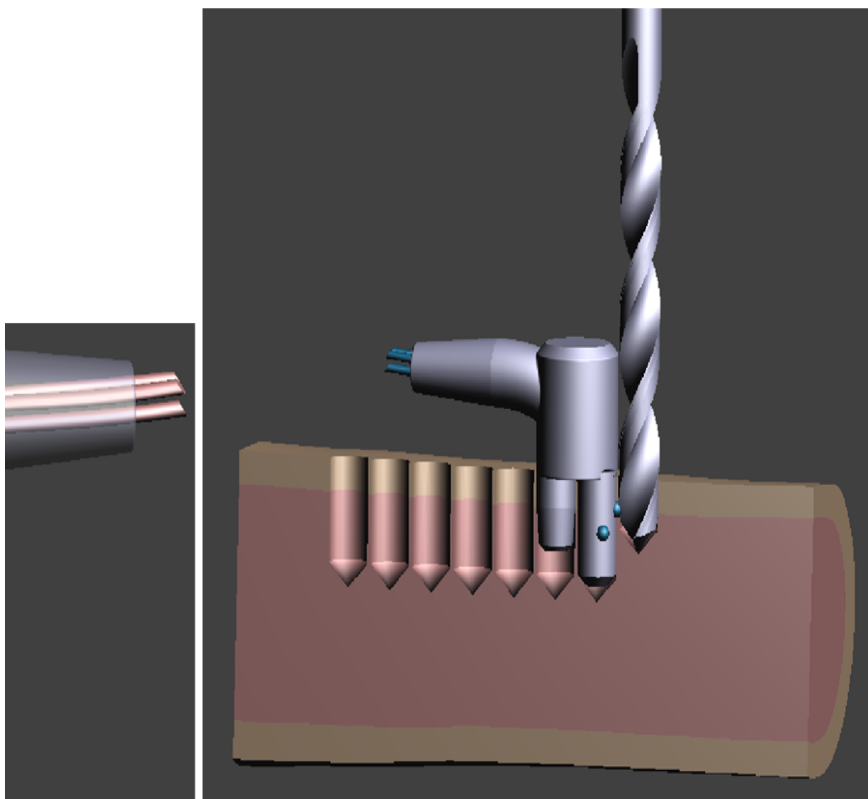
Svi navedeni termoparovi su zajedno s odgovarajućim ulaznim modulima mjerne stanice umjereni u Laboratoriju za procesna mjerenja pri FSB-u.

Sonda za mjerenje temperature kortikalisa osmišljena je na način da osigura mjerenje sa što manjim rasipanjem rezultata. Njena je konstrukcija izvedena iz središnjeg cilindričnog dijela (glave) s dva manja cilindrična izdanka. Oba izdanka imaju identičan promjer kao i korišteno svrdlo, a njihov međusobni razmak odgovara razmacima provrta koji su bušeni na ispitnom uzorku. Vrh termopara smješten je na prednjem izdanku 3 mm ispod donje površine glave. Takvom izvedbom sonde osigurala se ponovljiva orijentacija termopara u odnosu na zonu bušenja, a time i kvalitetnije mjerenje (Slika 25).



Slika 24. Sonda za mjerenje temperature okoliša osnovana na termoparu K tipa

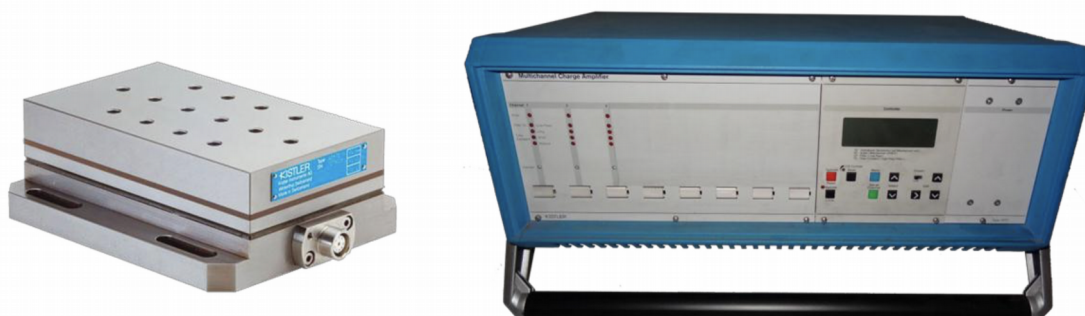
Nakon odabira konačne forme, izrađeno je nekoliko primjeraka sonde od polimernog kompozita tehnologijom 3D ispisa u Centru za aditivne tehnologije, FSB-a, Zagreb.



Slika 25. CAD model sonde za mjerenje temperature i prikaz njezine primjene

4.4. Senzor sila

Signali sila rezanja prikupljani su primjenom mjernog sustava sastavljenog od piezo-električnog trokomponentnog senzora sila (tip 9257B) i odgovarajućeg nabojnog pojačala (tip 5017B) proizvođača Kistler Holding AG (Švicarska) (Slika 26).



Slika 26. Senzor sila (lijevo) i nabojno pojačalo (desno)

Senzor sila ugrađen je u sklop stezne naprave, a izlazni signali nabojnog pojačala istovremeno su snimani u sklopu mjernog i upravljačkog računala.

Korištenjem senzora sila moguće je mjeriti sile u sve tri osi, F_x , F_y , F_z .

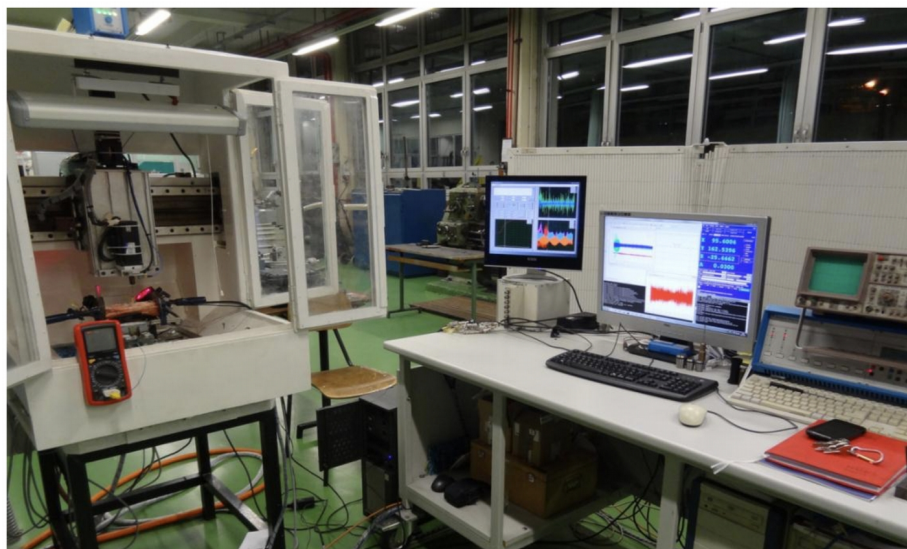
Tehničke karakteristike dane su u tablici 1.

		Područje	Jedinica	
Senzor sila tip 9257B	Mjerno područje	F_x, F_y	-5...5	
		F_z	-5...10	
	Maksimalne dozvoljene sile	F_x, F_y	-7,5/7,5	
		F_z	-7,5/155	
	Osjetljivost	F_x, F_y	-7,5	
		F_z	-3,7	
	Prag osjetljivosti		<0,01	N
	Prag histereze mjernog područja		< \pm 1	%
Prag histereze mjernog područja		<0,5	%	

Tablica 1. Tehničke karakteristike mjernog sustava sila

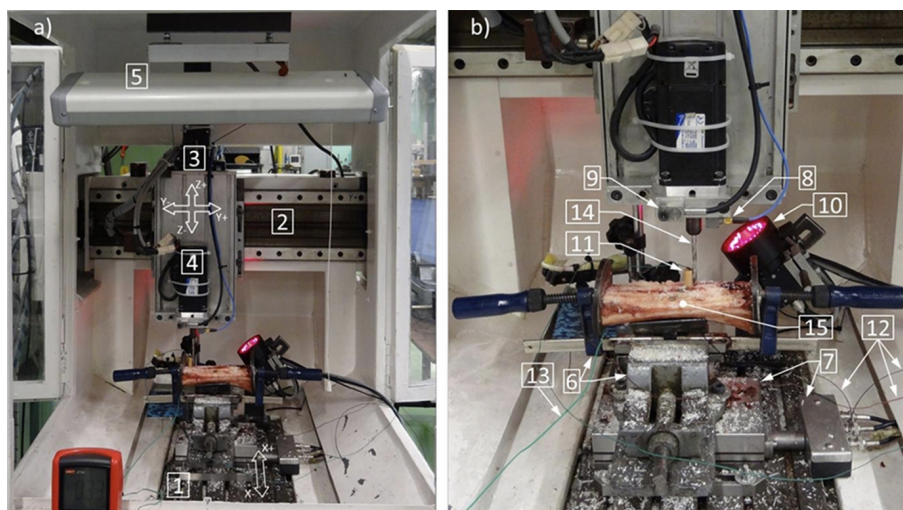
4.5. Postav za strojno bušenje

Mjerni postav za strojno bušenje prikazan je na Slici 27. U nastavku teksta objašnjene su osnovne komponente postava.



Slika 27. Mjerni postav za strojno bušenje

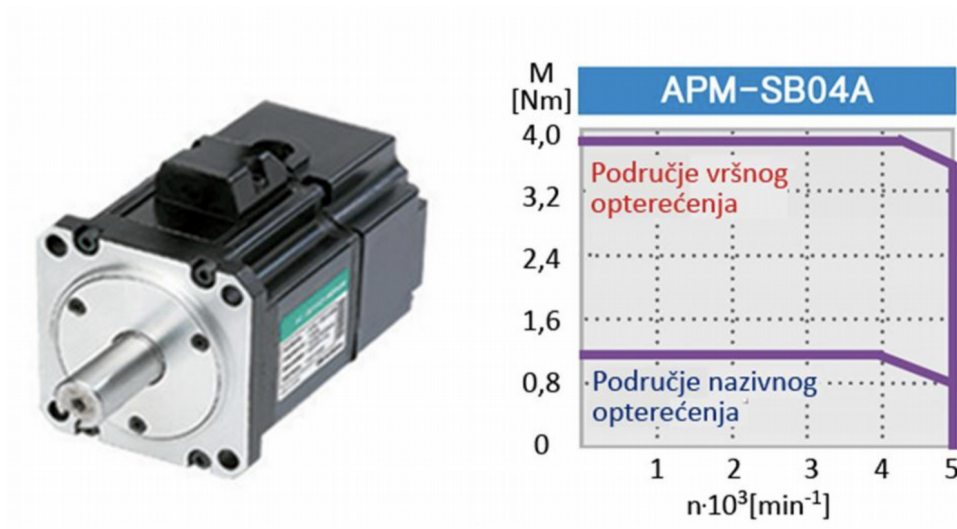
Osnova ispitnog stroja je mala troosna glodalica čiji su posmični prigoni izvedeni kliznim vodilicama i kugličnim navojnim vretenima, a glavni prigon je izveden izravnim prijenosom momenta glavnog motora na svrdlo putem odgovarajuće stezne glave (Slika 28).



Slika 28. a) radni prostor ispitnog stroja b) detaljni prikaz radnog prostora s pripadajućim komponentama: 1. posmični prigon x osi, 2. posmični prigon y osi, 3. posmični prigon z osi,

4. glavni motor, 5. IC grijalica, 6. stezna naprava, 7. senzor sila, 8. senzor vibracija, 9. senzor akustične emisije, 10. industrijska kamera, 11. termopar kortikalisa, 12. termopar okoliša, 13. konektor termopara, 14. alat (svrdlo), 15. kost

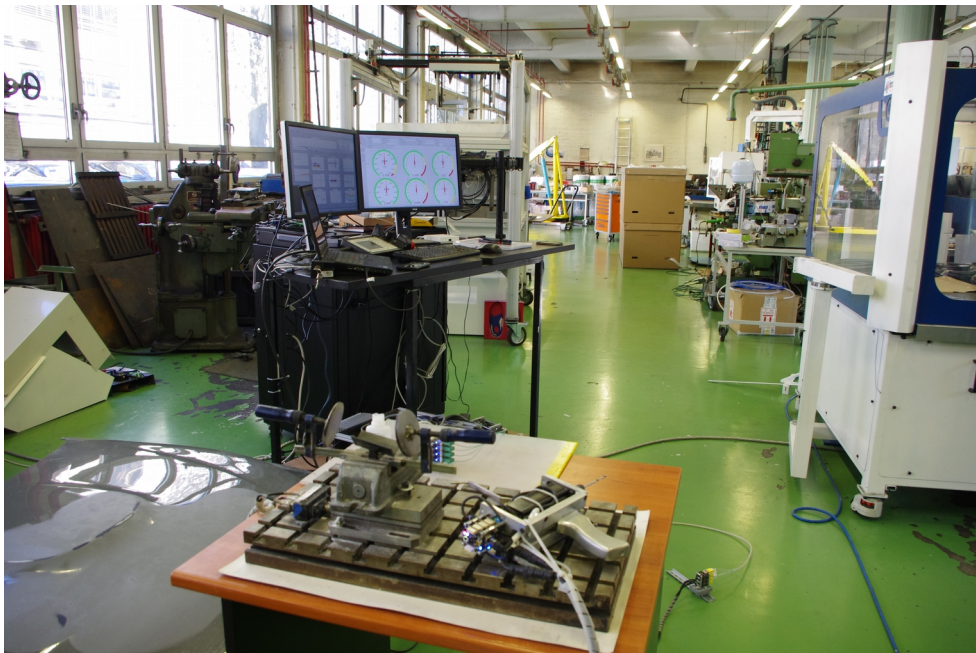
Za pogon glavnog i posmičnih prigona odabrani su sinkroni servo motori s permanentnim magnetima (SMPM) identičnih pogonskih karakteristika (tip APM-SB04ADK) proizvođača Mecapion Ltd (Južna Koreja) (Slika 29).



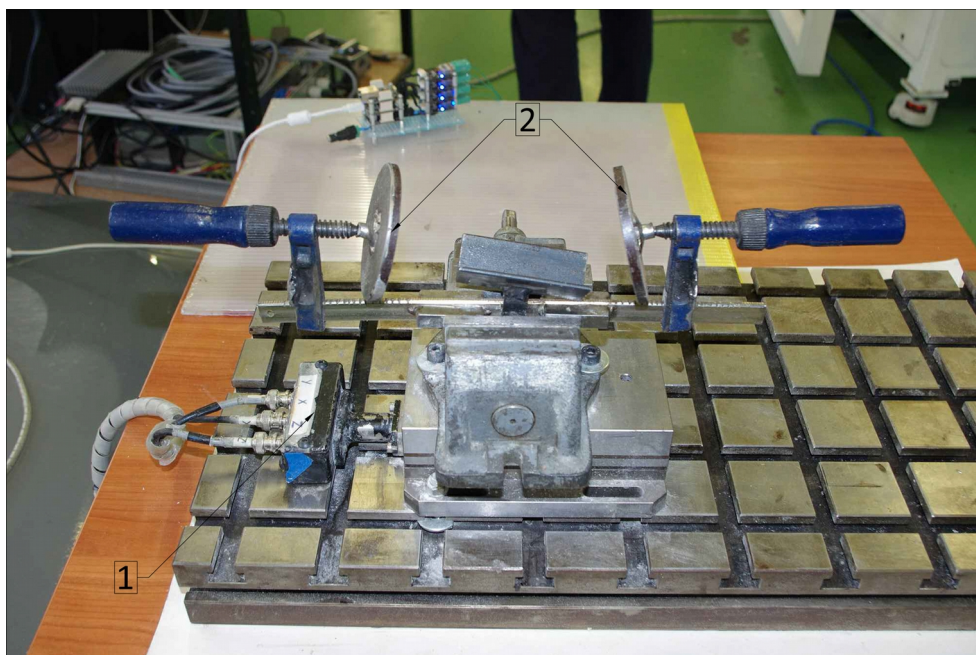
Slika 29. Pogonski motor s pripadajućim karakteristikama

4.6. Postav za ručno bušenje

Mjerni postav za ručno bušenje prikazan je na slikama 30 i 31. U nastavku teksta objašnjene su osnovne komponente postava.

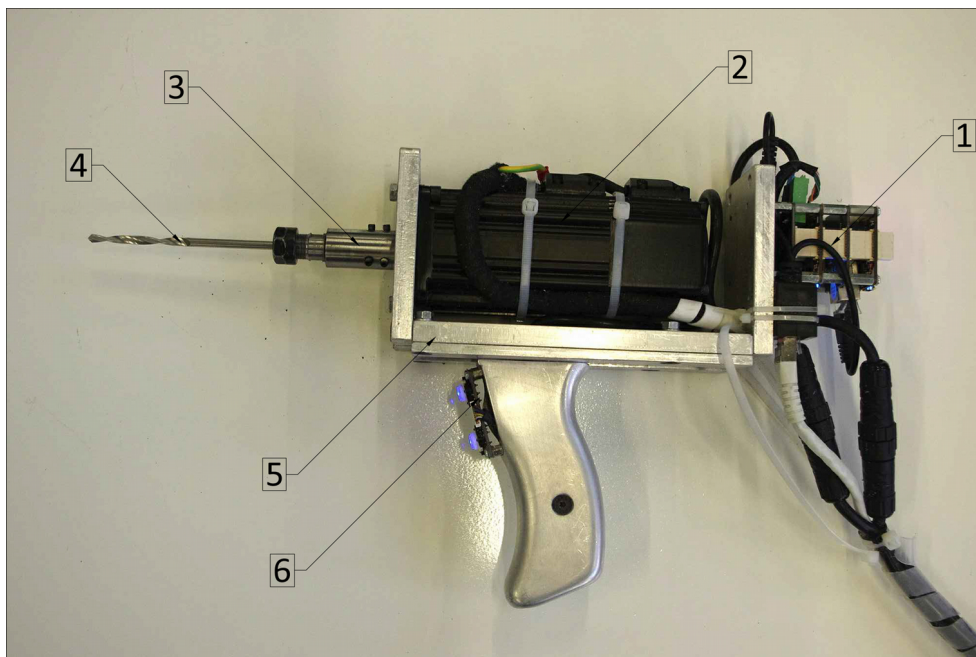


Slika 30. Mjerni postav za ručno bušenje.



Slika 31. Detaljni prikaz postava za ručno bušenje. 1. senzor sile, 2. stezna naprava za kost

Za svrhe provedenog ispitivanja konstruirana je mobilna ispitna jedinica koja omogućava ručno bušenje (Slika 32).



Slika 32. Sastavni dijelovi ručne bušilice: 1. Inercijski mjerni modul (IMU), 2. sinkroni servomotor, 3. stezna glava, 4. alat, 5. kućište, 6. drška.

U nastavku teksta ukratko su objašnjene funkcije sastavnih dijelova ručne bušilice.

1. INERCIJSKI MJERNI MODUL (eng. Inertial measurement unit; IMU). Sustav omogućava snimanje orijentacije tijekom bušenja. Sastavljen je od modularnih upravljačkih komponenti otvorene arhitekture proizvođača TINKERFORGE GmbH (Njemačka).

Navedenim sustavom prikupljeni su sljedeći podaci:

- a) Eulerovi kutevi
- b) kvarternioni (versari)
- c) linearna akceleracija
- d) kutna akceleracija
- e) linearna brzina bez vektora gravitacije

2. SINKRONI SERVO MOTOR. Korišten je isti servomotor koji je korišten i u strojnom bušenju.

3. STEZNA GLAVA. Stezna glava je izvedena na način da osigurava jednostavnu izmjenu svrdla bez potrebe za dodatnim centriranjem (ER11 stezna čahura).

4. ALAT. Korišteno je ranije opisano standardno medicinsko 4,5 mm svrdlo.

5. KUĆIŠTE BUŠILICE. Kućište je osmišljeno na način da se postav može koristiti ručno ili na stroju.

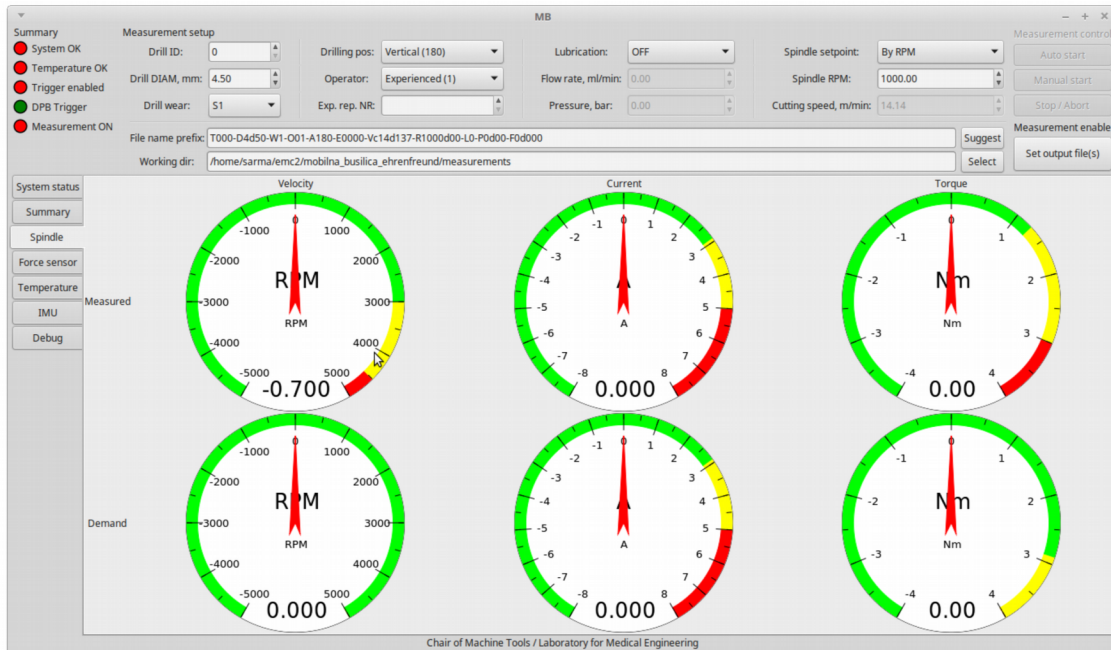
6. DRŠKA BUŠILICE. Drška je ergonomski oblikovana i izgledom, a i osjećajem u ruci, podsjeća na standardne bušilice koje se koriste u koštano-zglobnoj kirurgiji. Na dršci se nalaze dvije tipke kojima se regulira smjer vrtnje motora što je istovjetno kirurškoj bušilici.

4.7. Programska podrška

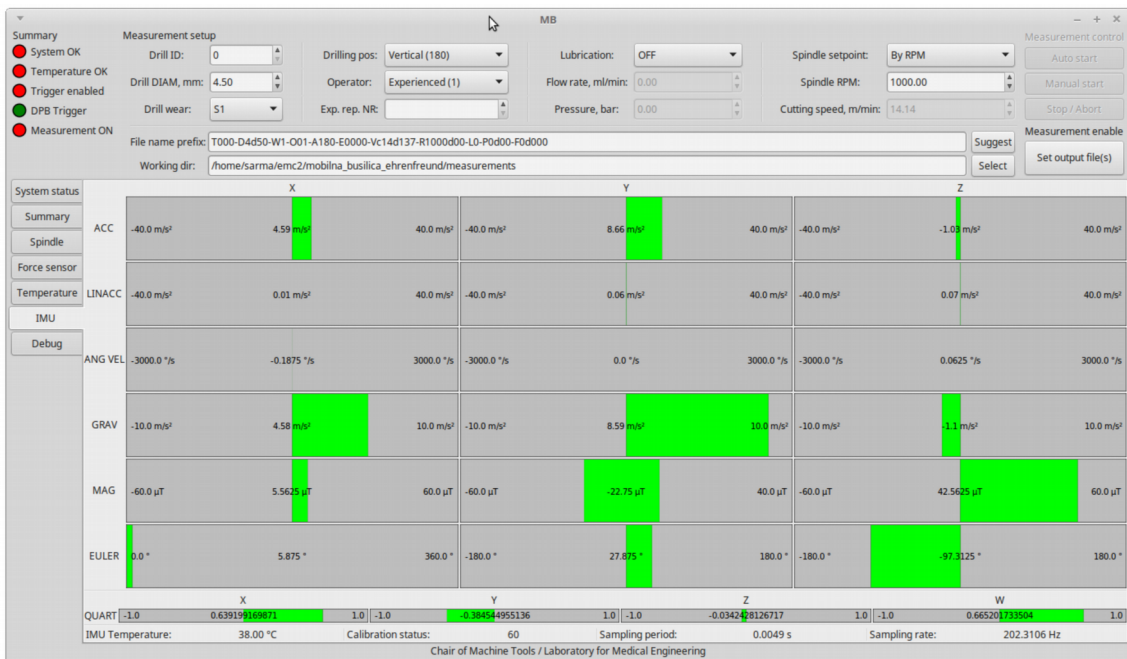
Programski paket koji je korišten u istraživanju u potpunosti je razvijen u Laboratoriju za alatne strojeve.

Programska podrška omogućava snimanje sljedećih parametara procesa bušenja:

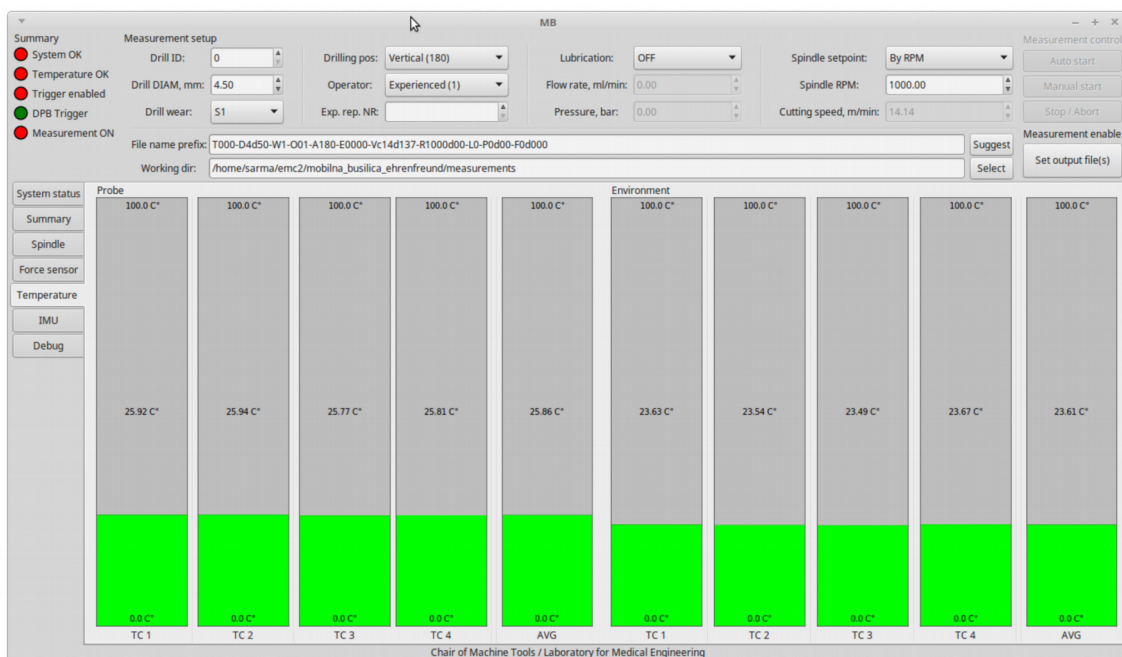
1. pozicije alata u prostoru,
2. orijentacije alata tijekom bušenja u stvarnom vremenu,
3. brzine i akceleracije alata,
4. momenta koji djeluje na alat,
5. sila na obradak u smjeru x, y i z osi,
6. jakosti struje motora,
7. temperatura procesa i okoline.



Slika 33. Prikaz parametara motora



Slika 34. Prikaz parametara inercijskog mjernog modula (IMU)



Slika 35. Prikaz mjerenih temperatura

4.8. Plan pokusa

Prvi dio pokusa zasnovan je na ručnom bušenju.

4.8.1. Ručno bušenje

U ovom dijelu pokusa simulirano je stvarno bušenje kosti na način na kakav se izvodi u operacijskoj sali.

Bušenja su izvedena tako da je ispitanik držao bušilicu u dominantnoj ruci. Postavio je vrh svrdla u predbušenu rupu, a bočnu stranu vodilice je prislonio uz bok kućišta termopara. Na znak osobe koja je upravljala mjernom stanicom započeto je bušenje pritiskom na gornju pokretačku tipku na dršku bušilice. Nakon što je rupa probijena, otpuštena je gornja pokretačka tipka na bušilici i pritisnuta je donja čime je promijenjen smjer okretanja motora i svrdlo je izvučeno iz kosti. Time je završen mjerni proces.

Nakon potvrde termografskom kamerom da je temperatura kosti dosegla početnu, termopar je postavljen u netom probušenu rupu te se pristupilo idućem pokusu s drugim parametrima obrade.

Bušenja su izvodila tri ispitanika s različitim kirurškim iskustvom: specijalist kirurg traumatolog, specijalizant ortopedije i traumatologije i osoba bez iskustva u bušenju kostiju. Bušenja su provedena s 3 različite brzine rezanja: 10 m/min, 30 m/min i 50 m/min. Navedene brzine rezanja odabrane su s obzirom na trenutnu medicinsku praksu i pogonske karakteristike dostupnih medicinskih bušilica.

Osim brzine rezanja mijenjao se i kut bušenja. Bušeno je vertikalno (Slika 35), horizontalno (Slika 36) i pod kutem od 45° u odnosu na horizontalu (Slika 37).



Slika 35. Ručno bušenje u vertikalnom smjeru.

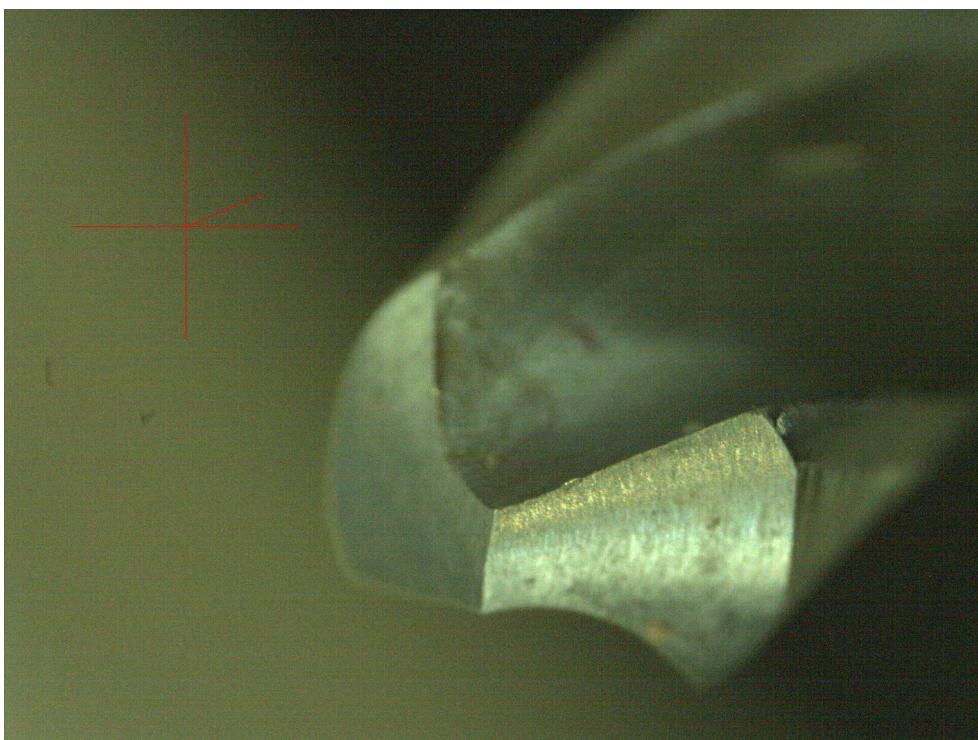


Slika 36. Ručno bušenje u horizontalnom smjeru

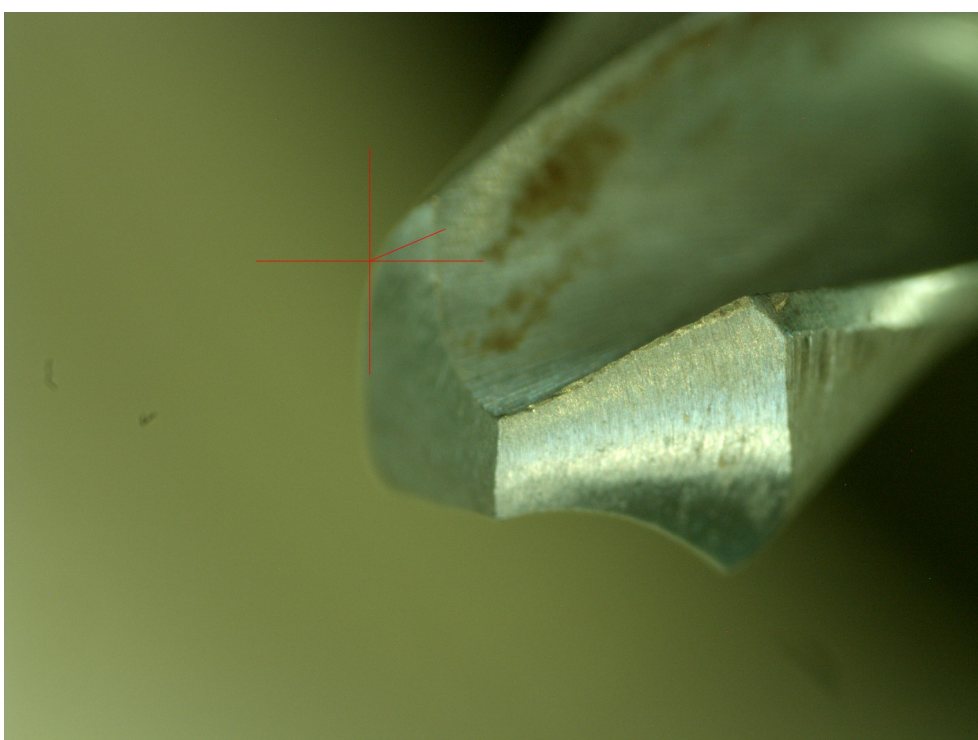


Slika 37. Ručno bušenje pod kutem od 45°

Sva bušenja su izvedena korištenjem prvo oštrog, a zatim tupog svrdla. Kod tupog svrdla istrošenost rezne oštrice nije kvantificirana već je samo potvrđena primjenom alatnog mikroskopa (Slika 38 i 39).



Slika 38 Oštro svrdlo (S1) gledano alatnim mikroskopom



Slika 39. Tupo svrdlo (S2) gledano alatnim miroskopom. Vidi se istrošena stražnja oštrica.

U pred-pokusu je utvrđeno da do 50 probušenih provrta nema značajnih promjena na reznjoj oštrici ispitnog svrdla. Stoga se svrdlo smatralo oštrim do navedenog praga, a nakon što je isti premašen svrdlo je zamijenjeno novim.

Kod svih bušenja je korištena vodilica.

Nakon što je na jednoj kosti izvršeno svih 27 stanja pokusa, kost je zamijenjena drugom. Na taj način se na istoj kosti nije ponovilo isto stanje pokusa.

Kombinacijom gore navedenih parametara ukupno je izvršeno 540 mjerenja (Tablica 2).

RUČNO BUŠENJE	
VODILICA	<ul style="list-style-type: none"> • s vodicom
SVRDLO	4,5 mm
POLOŽAJ BUŠENJA	<ul style="list-style-type: none"> • vertikalno • horizontalno • pod 45°
BRZINA REZANJA	<ul style="list-style-type: none"> • 10 m/min • 30 m/min • 50 m/min
SILA BUŠENJA	Rezultati će se dobiti mjerenjem
OPERATER BUŠENJA	<ul style="list-style-type: none"> • bez iskustva • specijalizant • specijalist
ISTROŠENOST SVRDLA	<ul style="list-style-type: none"> • potpuno oštro • istupljeno
BROJ BUŠENJA	10 ponavljanja = 540 bušenja

Tablica 2. Parametri ručnog bušenja

4.8.2. Strojno bušenje

Za razliku od ručnog bušenja gdje se bušilo u tri različite pozicije svrdla, kod strojnog bušenja smjer svrdla je bio vertikalno. Taj je smjer bušenja izabran zato što ima najnepovoljniji učinak, budući da otežava izbacivanje odvojene čestice.

Korištene su iste brzine rezanja kao kod ručnog bušenja (10 m/min, 30 m/min i 50 m/min).

Na temelju pred-pokusa utvrđeni su iznosi posmaka pri kojima su dobivene sile rezanja približno odgovarale silama izmjerenim kod ručnog bušenja. S obzirom na navedeno, strojno bušenje je provedeno za različite vrijednosti posmaka: 0,01 mm/okr., 0,02 mm/okr., 0,03 mm/okr., 0,05 mm/okr., 0,10 mm/okr., 0,15 mm/okr.

Za razliku od ručnog bušenja, prilikom strojnog bušenja nije korištena vodilica. Razlog tome je krutost posmičnih prigona stroja koja je neusporedivo veća u odnosu na ljudsku ruku.

Svako stanje pokusa ponavljano je 10 puta.

Kombinacijom gore navedenih parametara ukupno je izvršeno 240 mjerenja (Tablica 3).

STROJNO BUŠENJE	
VODILICA	<ul style="list-style-type: none">• bez vodilice
SVRDLO	4,5 mm
POLOŽAJ BUŠENJA	<ul style="list-style-type: none">• vertikalno
BRZINA REZANJA	<ul style="list-style-type: none">• 10 m/min• 30 m/min• 50 m/min
POSMAK	<ul style="list-style-type: none">• 0,01-0,15 mm/okr.
OPERATER BUŠENJA	<ul style="list-style-type: none">• stroj
ISTROŠENOST SVRDLA	<ul style="list-style-type: none">• potpuno oštro• istupljeno
BROJ BUŠENJA	30 ponavljanja = 240 bušenja

Tablica 3. Parametri strojnog bušenja

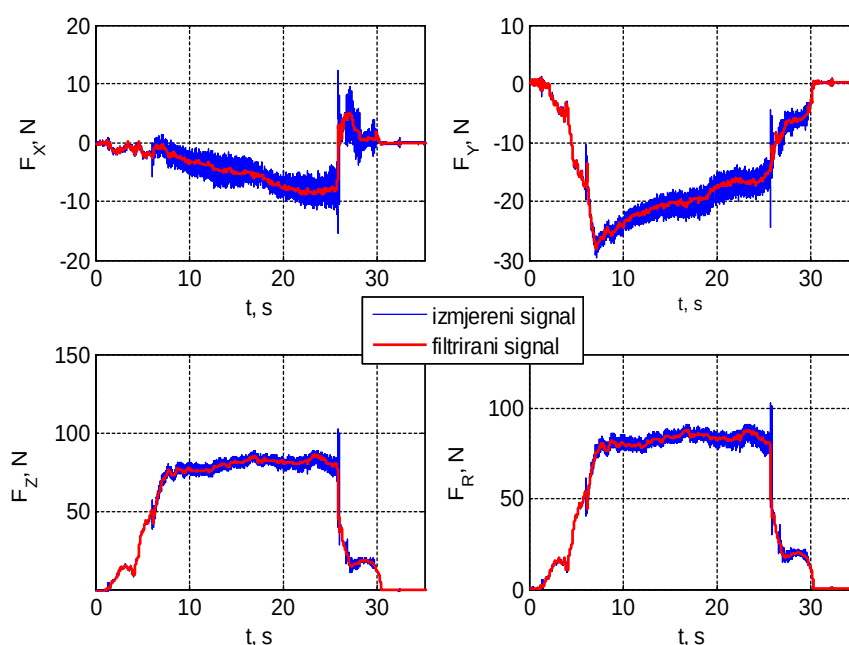
4.9. Obrada podataka

4.9.1. Obrada signala

4.9.1.1. Srednja vrijednost rezultantne sile rezanja (F_{r_sred})

Rezultantna sila rezanja odabrana je iz razloga što uzima u obzir utjecaj svih triju mjerenih ortogonalnih sila rezanja - F_x , F_y i F_z (računa se prema izrazu $\sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}$).

Utjecaj pojedine komponente sile na rezultantnu silu mijenjao se u ovisnosti o orijentaciji svrdla (kutu bušenja) (Slika 40).

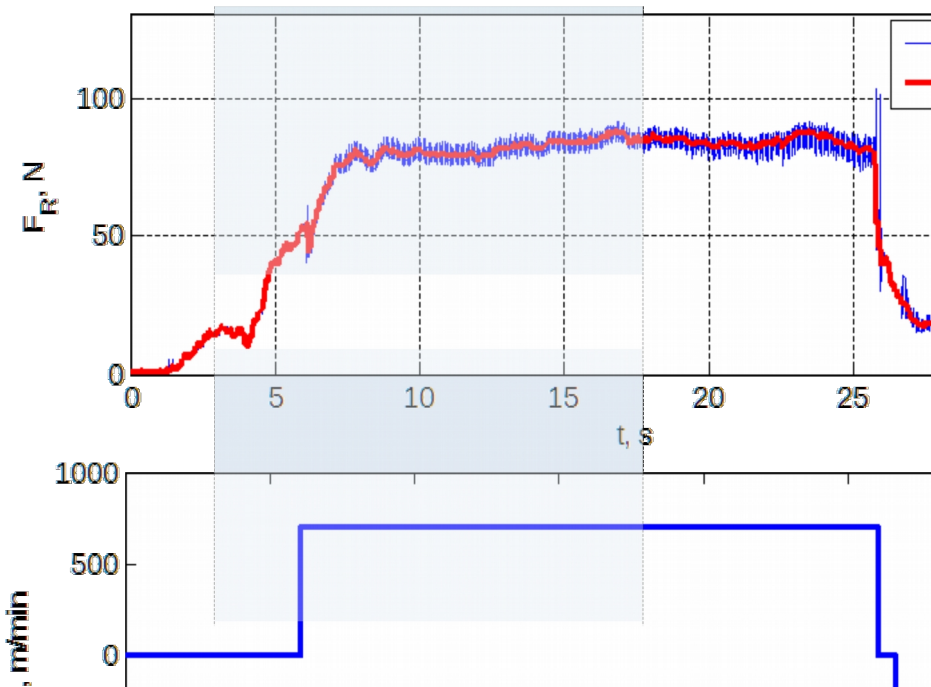


Slika 40. Primjer mjerenja sila rezanja. Izmjereni signal obilježen je plavom bojom, a filtrirani signal crvenom.

Srednja vrijednost sile F_r određena je iz filtriranog signala (sile i momenti filtrirani su niskopropusnim Butterworthovim filtrom 5. reda granične frekvencije 9Hz) na temelju vrijednosti snimljenih za vrijeme bušenja.

Vrijeme obrade (Slika 41) određeno je periodom proteklim od početka bušenja (početka rotacije svrdla u smjeru kazaljke na satu – pozitivna brzina) pa do njegovog

zaustavljanja (kod izlaza alata iz provrta/zahvata svrdlo je rotirano suprotno smjeru kazaljke na satu - negativna brzina).



Slika 41. Period bušenja (svjetlo plavi kvadrat) unutar kojeg su uzete vrijednosti rezultantne sile rezanja za izračun srednje i maksimalne vrijednosti sile.

Kako bi se spriječio utjecaj naglog povećanja sile na kraju bušenja na iznos značajke (udar u lateralni kortikalis), navedeni je period reduciran za 200 ms, tj. određen je trenutkom početka rotacije i trenutkom 200 ms prije prekida rotacije svrdla.

4.9.1.2. Maksimalna vrijednost rezultantne sile rezanja (Fr_{max})

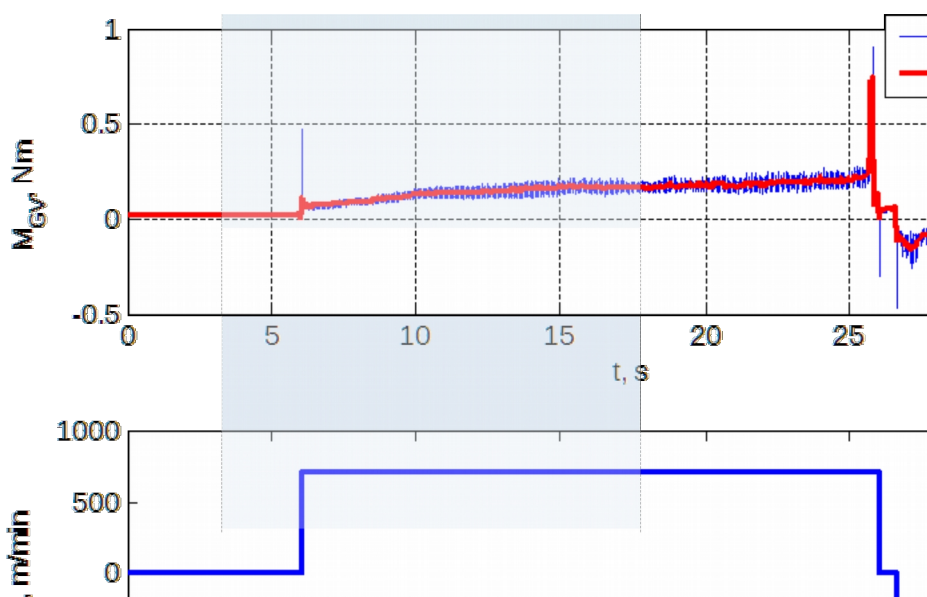
Navedena je značajka određena na temelju srednje vrijednosti 5% maksimalnih sila rezanja izdvojenih iz filtriranog signala. Pritom su, kao i kod prethodne značajke, razmatrane samo one vrijednosti sile koje su snimljene unutar perioda bušenja skraćenog za 200 ms.

4.9.1.3. Površina ispod krivulje rezultantne sile rezanja (Fr_{pov})

Površina ispod krivulje rezultantne sile u proporcionalnoj je vezi s energijom utrošenom u proces bušenja. Stoga je ova značajka određena s obzirom na cijeli period bušenja (uzevši u obzir i potencijalni udar u distalni kortikalis), tj. od trenutka početka bušenja pa do zaustavljanja svrdla nakon probušenog provrta. Osim navedenog, a u cilju uzimanja u obzir i utjecaja stupnja istrošenosti alata koji je povećao vibracije kod bušenja, iznos ove značajke određen je na temelju nefiltriranih vrijednosti signala sila.

4.9.1.4. Srednja vrijednost momenta motora (M_{gv_sred}) i maksimalna vrijednost momenta motora (M_{gv_max})

Ove dvije značajke određene su na gotovo isti način kao i Fr_{max} i Fr_{sred} s razlikom u dodatnoj modifikaciji perioda bušenja. Naime, u cilju prigušenja utjecaja naglih promjena u momentu kod uključivanja bušilice i na kraju bušenja, period bušenja je skraćen u smislu da je za početak uzeto vrijeme 250 ms nakon uključivanja motora i početka vrtnje svrdla, a za kraj tog perioda je odabrano vrijeme 750 ms prije isključivanja motora (Slika 42).



Slika 42. Period bušenja (svjetlo plavi kvadrat) unutar kojeg su uzete vrijednosti momenta motora za izračun srednje i maksimalne vrijednosti momenta.

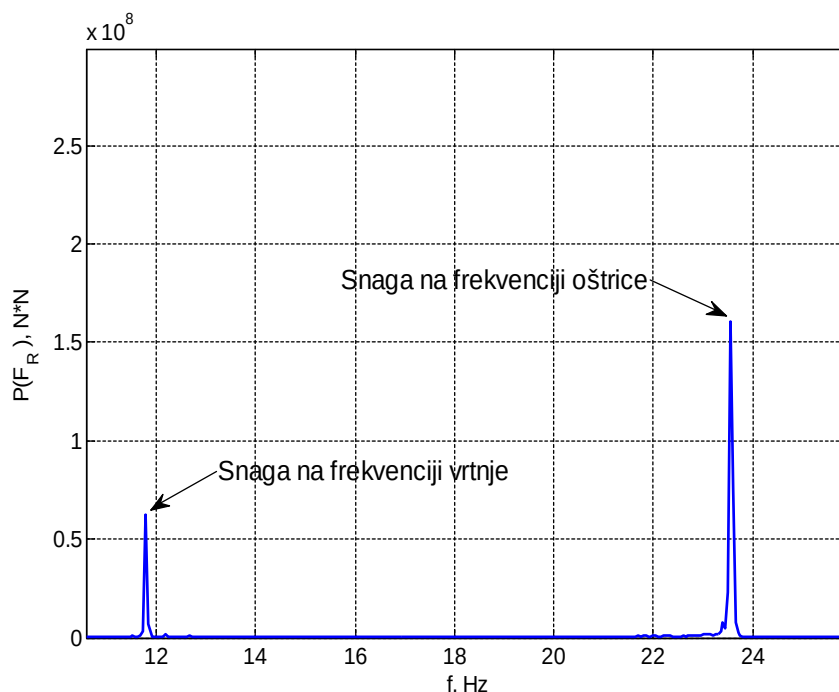
4.9.1.5. Površina ispod krivulje momenta motora (Mgv_pov)

Površina ispod krivulje momenta motora određena je kao i u slučaju rezultantne sile - primjenom nefiltriranog signala i s obzirom na cijeli period bušenja (uzevši u obzir sve tranzijente u signalu).

4.9.1.6. Snaga signala na frekvenciji vrtnje svrdla (S_FV) i snaga signala na frekvenciji oštrice svrdla (S_FO)

Dok je prethodnih šest vrsti značajki izdvojeno iz vremenskog područja, posljednje dvije vrste (S_FV i S_FO) izdvojene su iz frekvencijskog područja. Signal rezultantne sile transformiran je u frekvencijsku domenu primjenom Fourierove transformacije (FFT), pri čemu se za svaku spektralnu komponentu signala izračunala njezina snaga (snaga signala na određenoj frekvenciji spektra).

Za značajke procesa odabrane su snage dviju komponenti vezanih uz frekvenciju vrtnje (FV) i frekvenciju oštrice/alata (FO). Kako je za alat korišteno svrdlo s dvije oštrice, frekvencija oštrice ujedno predstavlja prvi višekratnik frekvencije vrtnje (Slika 43).



Slika 43. Značajke iz frekvencijskog područja (brzina vrtnje je iznosila 707,36 o/min pa je FV = 11,8 Hz, a FO = 23,6 Hz)

4.9.2. Statistička analiza

Numeričke varijable opisane su centralnom vrijednosti i mjerom raspršenosti, uvjetovano distribucijom podataka. Kontinuirane varijable testirane su na normalnost raspodjele Shapiro-Wilks-ovim/ Kolmogorov-Smirnov-im testom.

Za testiranje smjera i jakosti povezanosti između varijabli korišten je Spearmanov koeficijent korelacije. Razlika kontinuiranih varijabli između skupina analizirana je Mann-Whitney U testom, Wilcoxon testom te Kruskal-Wallis testom. Statistička značajnost razmatrana je na razini od 95% ($p < 0,05$). Za obradu podataka korišten je programski paket IBM SPSS Statistics 23.

5. REZULTATI

Kontinuirane varijable debljina korteksa (debljina_korteksa), razlike između početne i maksimalne temperature (delta_temp), srednje rezultatne sile (Fr_sred), posmične brzine (posmična_brzina), tvrdoće kostiju (tvrdoća), trajanja bušenja (vrijeme) i posmak (posmak) testirane su na normalnost raspodjele Shapiro-Wilks-ovim/ Kolmogorov-Smirnov-im testom. Ishodom testova niti jedna navedena varijabla nije bila normalno distribuirana pa su posljedično za testiranje razlika između grupa korišteni neparametrijski testovi.

Debljina korteksa kretala se u rasponu od 2,06 mm do 18,38 mm, uz srednju vrijednost od 9,80 mm.

Razlika između početne i maksimalne temperature kretala se u rasponu od 7,00 °C do 82,68 °C, uz srednju vrijednost od 35,36 °C.

Srednja rezultatna sila kretala se u rasponu od 19,88 N do 168,82 N, uz srednju vrijednost od 92,85 N.

Posmična brzina kretala se u rasponu od 4,57 mm/min do 530,52 mm/min, uz srednju vrijednost od 96,38 mm/min.

Maksimalna temperatura kretala se u rasponu od 36,07°C do 118,00°C, uz srednju vrijednost od 66,06°C.

Početna temperatura kretala se u rasponu od 21,95°C do 38,00°C, uz srednju vrijednost od 30,70°C.

Tvrdoća kosti kretala se u rasponu od 74 HB do 99 HB, uz srednju vrijednost od 84,77 HB.

Trajanje bušenja kretalo se u rasponu od 0,74 sekunde do 121,20 sekundi, uz srednju vrijednost od 12,35 sekundi.

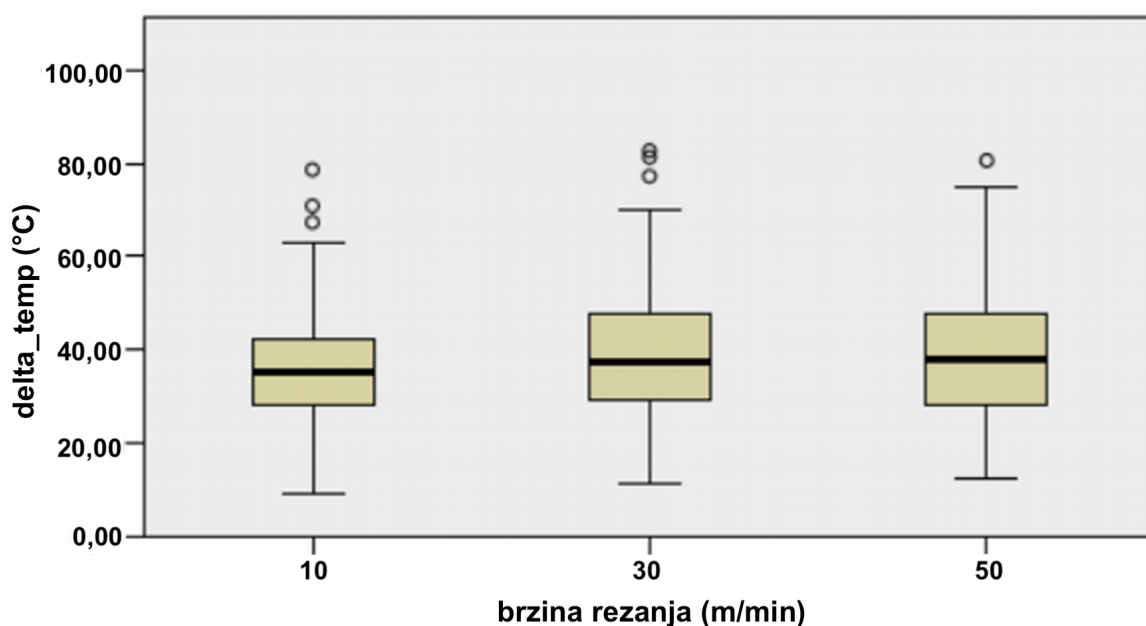
Posmak se kretao u rasponu od 0,0021 mm do 0,197 mm, uz srednju vrijednost od 0,051 mm.

5.1. Razlike u porastu temperature pri ručnom bušenju ovisno o parametrima bušenja

a) Ovisno o brzini rezanja

Ovisno o brzini rezanja (10m/min, 30 m/min, 50 m/min) uspoređena je razlika u porastu temperature pri ručnom bušenju. Mann Whitney testom nije utvrđena statistička značajna razlika u porastu temperature ovisno o brzini rezanja ($p > 0,05$).

Na Slici 44 grafički je prikazan porast temperature pri bušenju ovisno o brzini rezanja.

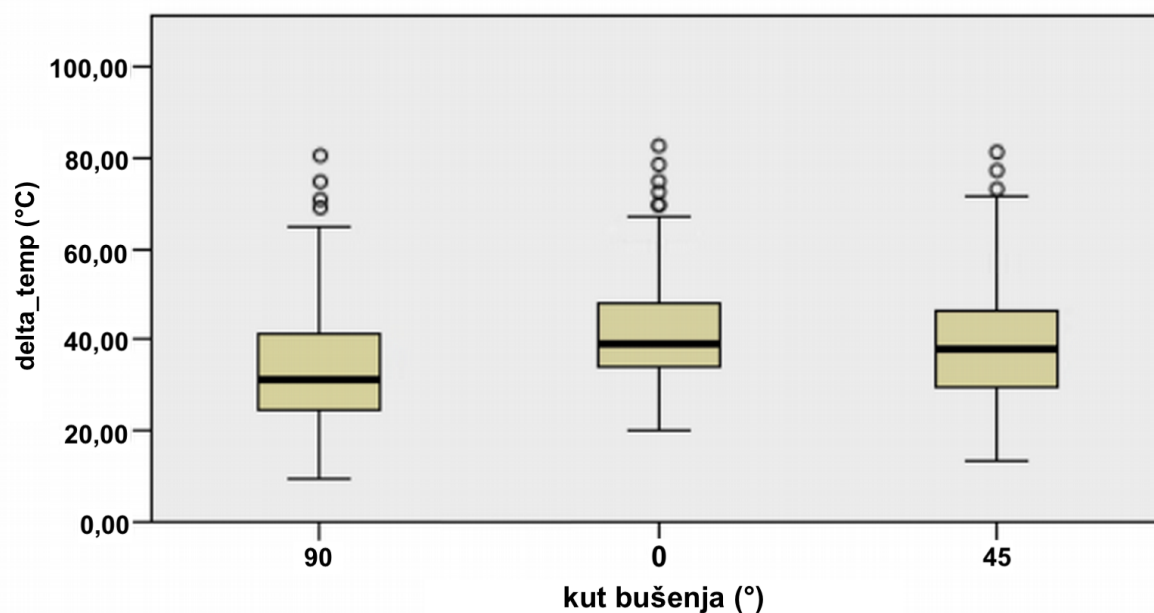


Slika 44. Porast temperature pri ručnom bušenju ovisno o brzini rezanja (10 m/min, 30 m/min i 50 m/min)

b) Ovisno o kutu bušenja

Ovisno o kutu bušenja (90°, 0°, 45°) uspoređena je razlika u porastu temperature pri ručnom bušenju. Kruskal-Wallis testom utvrđena je statistički značajna razlika u porastu temperature ovisno o kutu ručnog bušenja ($p < 0,001$), pri čemu je razlika bila značajna između kuta od 90° (medijan = 28,00) i kuta od 45° (medijan = 38,00) te kuta od 90° i kuta od 0° (medijan = 39,11).

Na Slici 45 grafički je prikazan porast temperature pri bušenju ovisno o kutu bušenja.



Slika 45. Porast temperature pri ručnom bušenju ovisno o kutu bušenja (90°, 0°, i 45°)

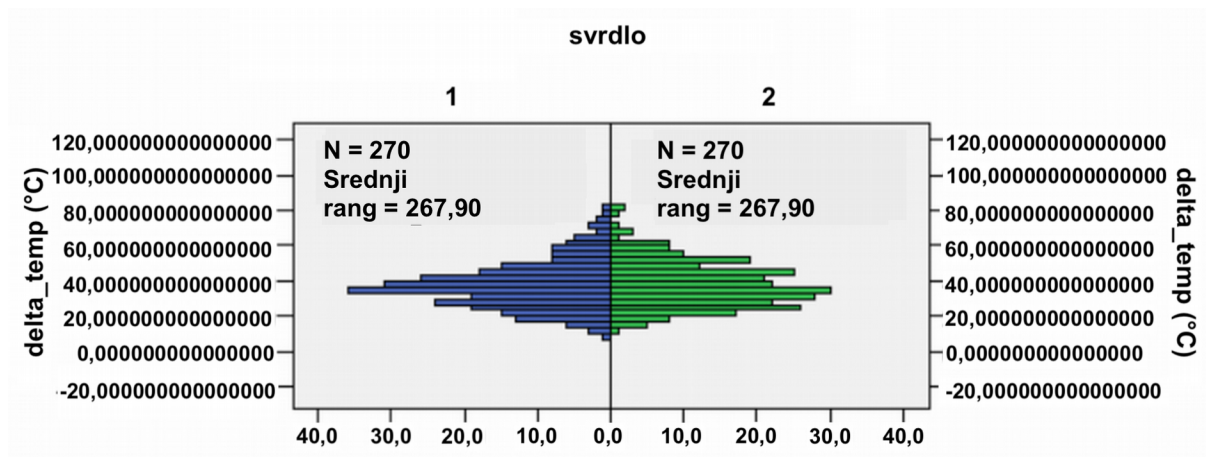
c) Korelacije između porasta temperature pri ručnom bušenju i mjerenih kontinuiranih varijabli

Utvrđena je statistički značajna slaba pozitivna korelacija ($r_s = 0,115$, $p < 0,05$) između porasta temperature pri bušenju i debljine korteksa, statistički značajna negativna korelacija ($r_s = -0,376$, $p < 0,001$) između porasta temperature pri bušenju i posmaka, statistički značajna slaba negativna korelacija ($r_s = -0,157$, $p < 0,001$) između porasta temperature pri bušenju i srednje rezultantne sile, statistički značajna negativna korelacija između porasta temperature pri bušenju i udaljenosti termopara ($r_s = -0,308$, $p < 0,001$) te statistički značajna pozitivna korelacija ($r_s = 0,309$, $p < 0,001$) između porasta temperature pri bušenju i trajanja bušenja.

5.2. Razlike u porastu temperature pri ručnom bušenju ovisno o parametrima svrdla

Ovisno o vrsti svrdla (oštro = 1, tupo = 2) uspoređena je razlika u porastu temperature pri ručnom bušenju. Mann Whitney testom nije utvrđena statistički značajna razlika u porastu temperature ovisno o vrsti svrdla ($p > 0,05$).

Na Slici 46 grafički je prikazan porast temperature pri bušenju ovisno o vrsti svrdla.

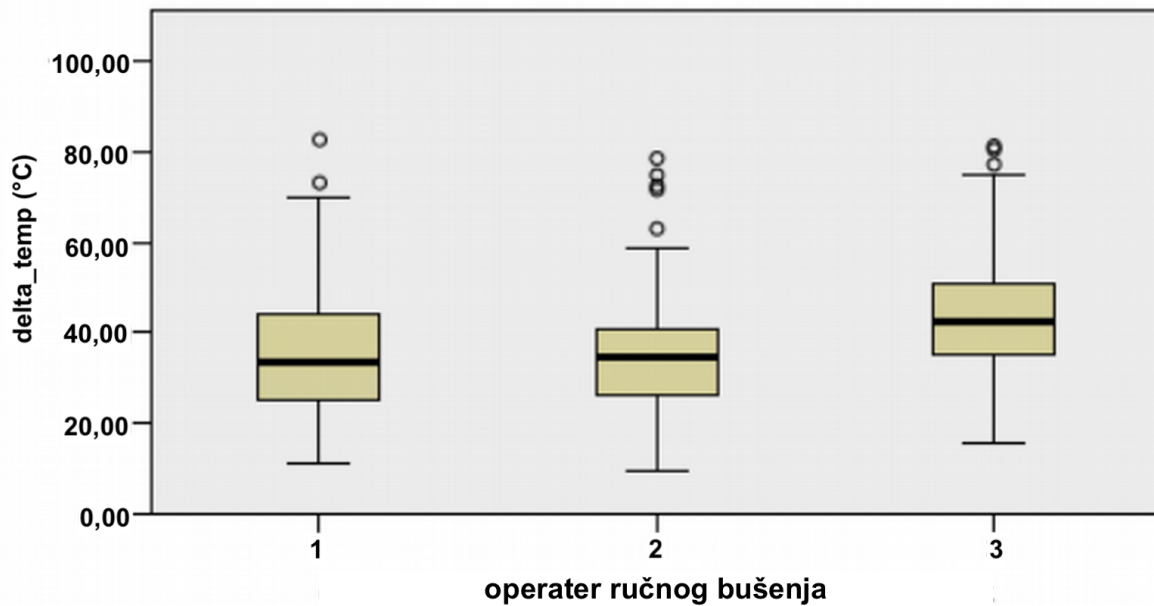


Slika 46. Porast temperature pri ručnom bušenju ovisno o vrsti svrdla (svrdlo 1 = tupo svrdlo, svrdlo 2 = oštro svrdlo)

5.3. Razlike u porastu temperature pri ručnom bušenju ovisno o iskustvu operatera

Ovisno o iskustvu operatera ručnog bušenja (bez iskustva = 1, specijalizant = 2, specijalist = 3) uspoređena je razlika u porastu temperature pri ručnom bušenju. Kruskal-Wallis testom utvrđena je statistički značajna razlika u porastu temperature ovisno o operateru ručnog bušenja ($p < 0,001$), pri čemu je razlika bila značajna između operatera 1 (medijan = 33,59) i operatera 3 (medijan = 42,18) te operatera 2 (medijan = 34,46) i operatera 3.

Na Slici 47 grafički je prikazan porast temperature pri bušenju ovisno o iskustvu operatera.



Slika 47. Porast temperature pri ručnom bušenju ovisno o iskustvu operatera (1 = operater bez iskustva, 2 = specijalizant, 3 = specijalist)

5.4. Razlike u srednjoj rezultatnoj sili pri ručnom bušenju ovisno o iskustvu operatera

Ovisno o iskustvu operatera ručnog bušenja (bez iskustva = 1, specijalizant = 2, specijalist = 3) uspoređena je razlika u srednjoj rezultatnoj sili pri bušenju. Kruskal-Wallis testom utvrđena je statistički značajna razlika u srednjoj rezultatnoj sili ovisno o operateru ručnog bušenja ($p < 0,001$), pri čemu je razlika bila značajna između operatera 1 (medijan = 79,41) i operatera 3 (medijan = 93,49) te operatera 1 i operatera 2 (medijan = 101,49).

5.5. Razlike u posmičnoj brzini pri ručnom bušenju ovisno o iskustvu operatera

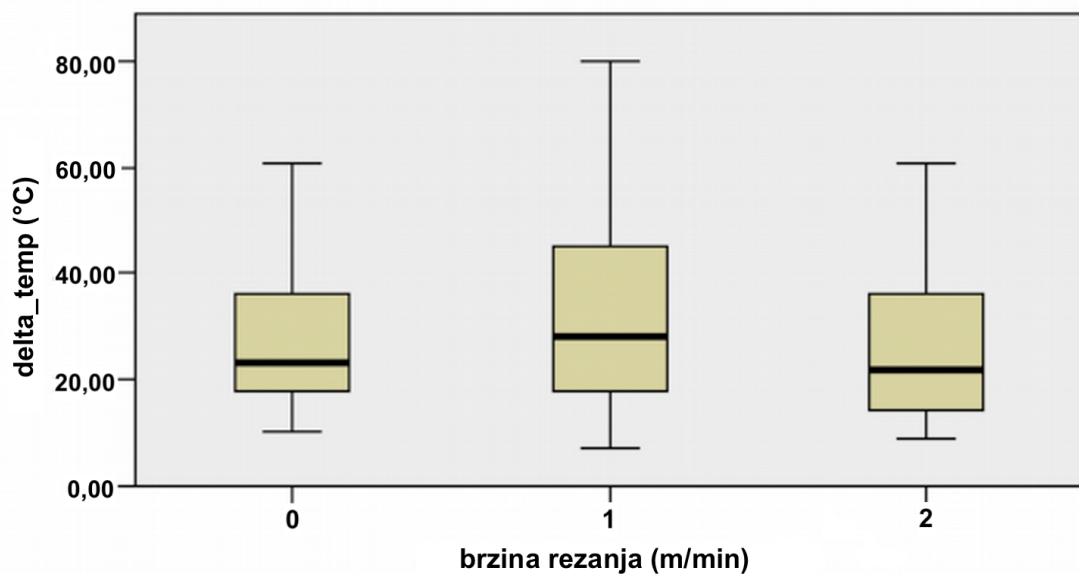
Ovisno o iskustvu operatera ručnog bušenja (bez iskustva = 1, specijalizant = 2, specijalist = 3) uspoređena je razlika u posmičnoj brzini pri bušenju. Kruskal-Wallis testom utvrđena je statistički značajna razlika u posmičnoj brzini ovisno o operateru ručnog bušenja ($p < 0,05$), pri čemu je razlika bila značajna između operatera 1 (medijan = 65,01) i operatera 2 (medijan = 76,74) te operatera 2 i operatera 3 (medijan = 63,67).

5.6. Razlike u porastu temperature pri strojnom bušenju ovisno o parametrima bušenja

a) Razlika u porastu temperature pri strojnom bušenju ovisno o brzini rezanja

Ovisno o brzini rezanja (0 = 10, 1 = 20, 2 = 30) uspoređena je razlika u porastu temperature pri strojnom bušenju. Kruskal-Wallis testom utvrđena je statistički značajna razlika u porastu temperature ovisno o brzini rezanja ($p < 0,05$) pri čemu je razlika bila značajna između brzine 1 (medijan = 28,00) i brzine 2 (medijan = 22,00).

Na Slici 48 grafički je prikazan porast temperature pri bušenju ovisno o brzini rezanja.



Slika 48. Porast temperature pri strojnom bušenju ovisno o brzini rezanja (0 = 10 m/min, 1 = 20 m/min, 2 = 30 m/min)

b) Korelacije između porasta temperature pri strojnom bušenju i mjerenih kontinuiranih varijabli

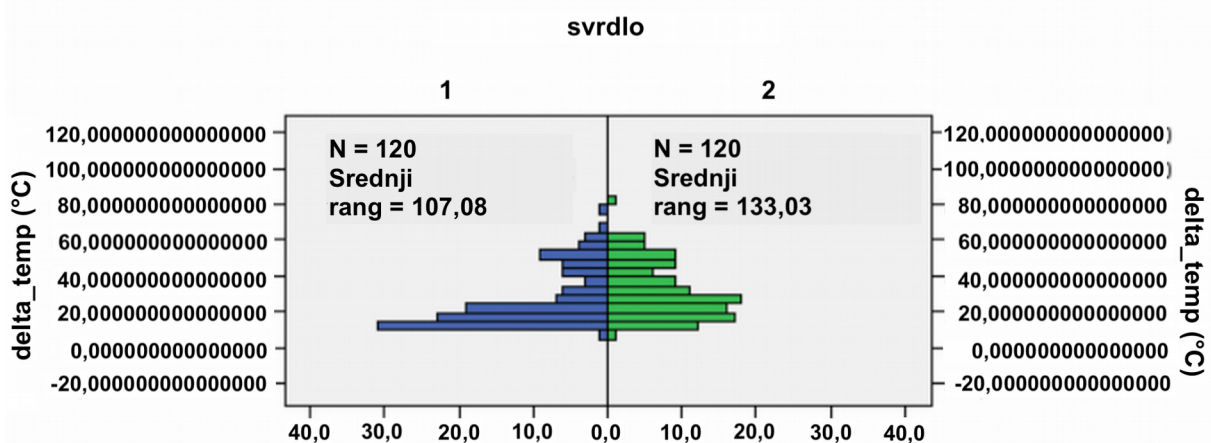
Ispitane su korelacije između porasta temperature pri strojnom bušenju i mjerenih kontinuiranih varijabli (posmak, vrijeme bušenja i debljina korteksa) te značajnost korelacije uz razinu značajnosti od 5% ($p < 0.05$).

Utvrđena je statistički značajna slaba pozitivna korelacija ($r_s = 0,211$, $p < 0,001$) između porasta temperature pri bušenju i debljine korteksa, statistički značajna jaka negativna korelacija ($r_s = -0,862$, $p < 0,001$) između porasta temperature pri bušenju i posmaka te statistički značajna jaka pozitivna korelacija ($r_s = 0,924$, $p < 0,001$) između porasta temperature pri bušenju i trajanja bušenja.

5.7. Razlike u porastu temperature pri strojnom bušenju ovisno o parametrima svrdla

Ovisno o vrsti svrdla (oštro = 1, tupo = 2) uspoređena je razlika u porastu temperature pri strojnom bušenju. Mann Whitney testom utvrđena je statistički značajna razlika u porastu temperature ovisno o vrsti svrdla ($p < 0,05$). Uz manji medijan temperature za oštro svrdlo zaključuje se da kod strojnog bušenja korištenje oštrog svrdla uzrokuje manje razlike u porastu temperature u odnosu na tupo svrdlo.

Na Slici 49 grafički je prikazan porast temperature pri bušenju ovisno o vrsti svrdla.



Slika 49. Porast temperature pri strojnom bušenju ovisno o vrsti svrdla (1 = oštro svrdlo, 2 = tupo svrdlo)

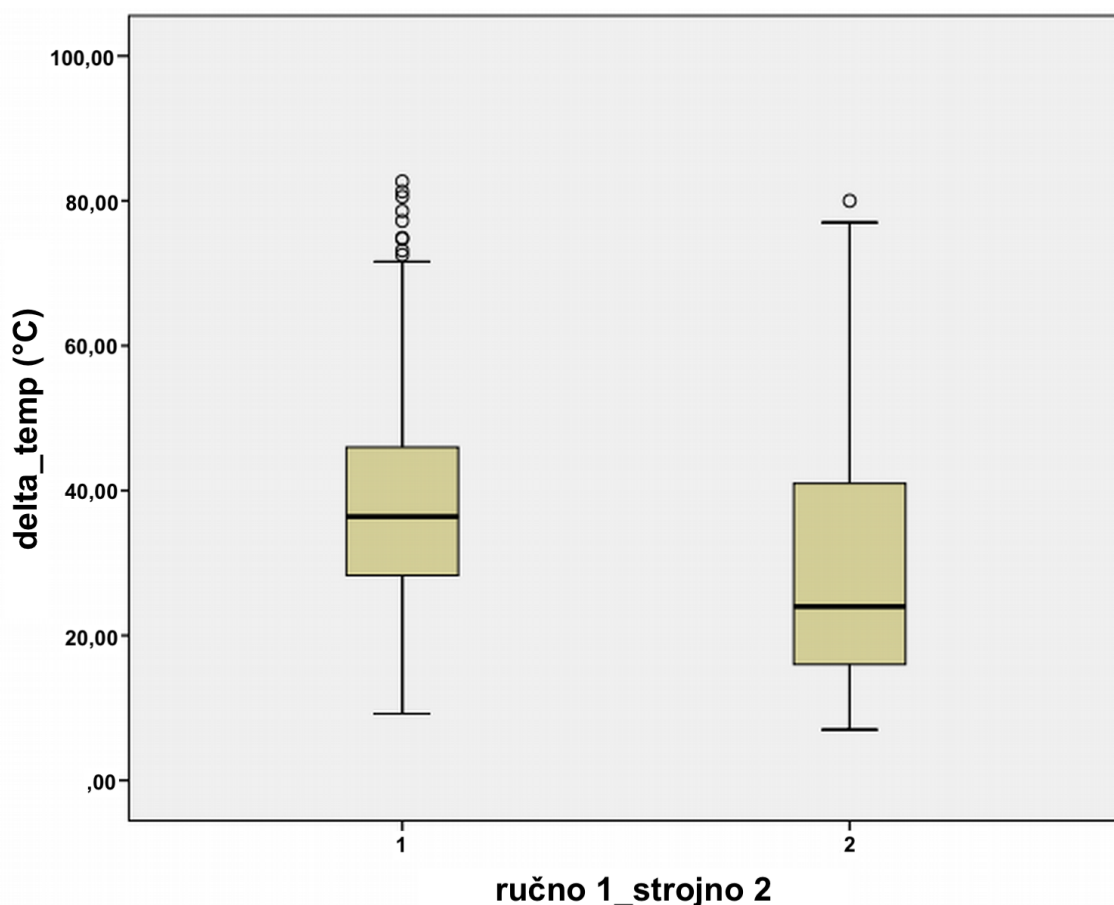
5.8. Razlike u porastu temperature pri bušenju ovisno o operateru bušenja

Testirana je osnovna hipoteza usporedbom razlika u porastu temperature pri bušenju ovisno o operateru bušenja (čovjek ili stroj).

Ispitane su mjere centralne tendencije i raspršenosti za porast temperature pri bušenju (delta_temp) ovisno o operateru bušenja (usporedba čovjeka i stroja).

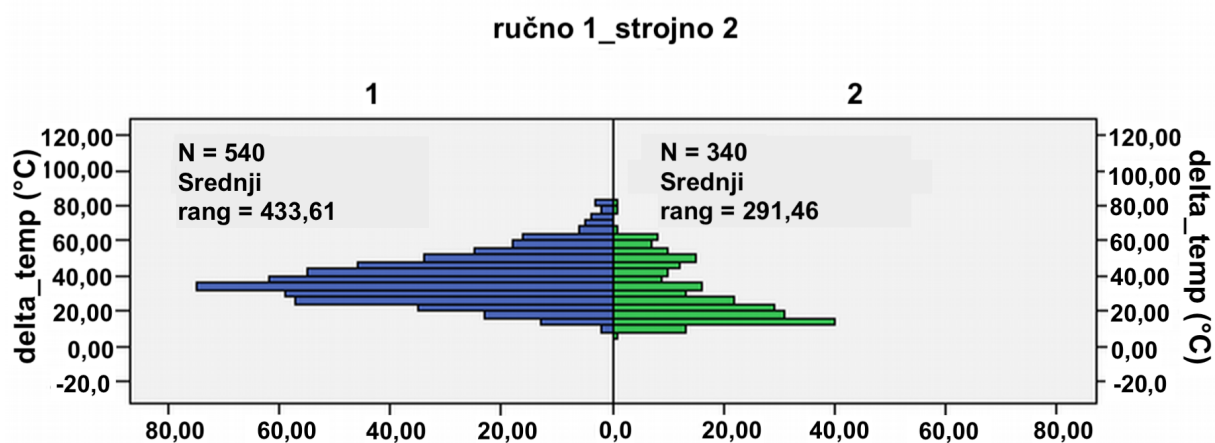
Pri ručnom bušenju razlika između početne i maksimalne temperature bušenja kretala se u rasponu od 9,20°C do 82,68°C, uz srednju vrijednost od 38,01°C i medijan 36,39°C.

Kod strojnoga bušenja razlika između početne (konstanta od 38°C) i maksimalne temperature bušenja kretala se u rasponu od 7,00°C do 85,00°C, uz srednju vrijednost od 30,78°C i medijan 25,00°C.



Slika 50. Porast temperature pri bušenju ovisno o operateru bušenja (1 = ručno bušenje, 2 = strojno bušenje)

Mann Whitney testom utvrđena je statistički značajna razlika u porastu temperature ovisno o operateru bušenja ($p < 0,001$). Uz manji medijan za strojnog operatera bušenja zaključuje se da kod strojnog bušenja dolazi do manje razlike u porastu temperature u odnosu na ručno bušenje te se potvrđuje hipoteza da ručno vođeno svrdlo uzrokuje veći porast topline na mjestu bušenja od strojno vođenog svrdla (Slika 51).



Slika 51. Distribucija porasta temperature pri bušenju ovisno o operateru (1 = ručno bušenje, 2 = strojno bušenje)

6. RASPRAVA

Tijekom operativnog zahvata bušenjem, uslijed trenja između svrdla i kosti, dolazi do porasta temperature što oštećuje kost. Povišena temperatura dovodi do poremećaja u stvaranju nove i obnavljanju postojeće kosti. Rezultat povišene temperature je termičko oštećenje kosti u obliku termičke nekroze uz mjesto bušenja, a zbog nemogućnosti obnavljanja na mjestu ireverzibilnog oštećenja kost gubi čvrstoću. Gubitkom čvrstoće onemogućen je čvrsti dodir kosti i vijaka, povećava se gibljivost vijaka što zbog djelovanja sila prilikom opterećenja rezultira nestabilnošću postavljenog osteosintetskog materijala. Time se gubi jedan od osnovnih uvjeta stabilne osteosinteze, a to je apsolutna stabilnost frakturnih ulomaka.

Osim gubitka kontakta, termička osteonekroza pogoduje razmnožavanju bakterija i nastanku infekcije zbog stvaranja nekrotičnog materijala i debrisa.

Ispitni uzorak. Istraživanje je provedeno na kadaveričnoj goveđoj bedrenoj kosti. U istraživanju ovog tipa goveđa kost ima svojih prednosti zbog svoje homogenosti. Međutim u usporedbi s ljudskom kosti, goveđa kost je manje porozna i zbog toga producira veće sile pri bušenju, odnosno dovodi do većeg porasta temperature ako se uspoređuje s kosti čovjeka ili svinje. Također, prednost odabira goveđih pred svinjskim kostima je u većim debljinama kortikalisa, čime je omogućeno dulje snimanje obradnog procesa, kao i u većim dužinama, što omogućava provođenje većeg broja pokusa nad istim uzorkom. Ispitivanjem različitih materijala koji bi u istraživanjima bušenja kosti bili adekvatna zamjena za ljudsku kost, do danas nije pronađen materijal koji bi u potpunosti ispunjavao sve uvjete (149).

Negativna strana korištenja goveđih kostiju je i u tome što mjesta mišićnog pripoja pokrivaju veliku površinu te je kortikalna kost na tim mjestima izrazito zadebljala i neravna što onemogućava pravilno postavljanje sonde za mjerenje temperature. Uz to, debljina kortikalne kosti uvelike premašuje standardne debljine ostalih dijelova dijafize. Stoga se na tim dijelovima kosti nije vršilo mjerenje.

Senzor temperature. Provedenim istraživanjem zabilježena je statistički značajna negativna korelacija između porasta temperature pri bušenju i udaljenosti termopara ($r_s = -0,308$, $p < 0,001$). Drugim riječima, što je termopar bliži izvoru topline zabilježena će temperatura biti viša. Kod mjerenja temperature tijekom bušenja treba imati na umu da je senzor temperature postavljen u prethodno učinjeni provrt udaljen 0,5 mm od mjesta bušenja,

što znači da termopar ne bilježi temperaturu na mjestu samog bušenja već temperaturu na mjestu koje je 0,5 mm udaljeno.

Zbog svoje konstrukcije i materijala od kojeg je izrađeno, kućište termopara izrazito je osjetljivo na lom. Do oštećenja termopara, neovisno o tipu bušenja, najčešće dolazi tijekom izvlačenja iz rupa u kosti nakon završenog bušenja. Kod ručnog bušenja do oštećenja često dolazi zato što je smjer gibanja svrdla određen rukom operatera i tehnički je zahtjevno izbušiti 0,5 mm udaljeni provrt, a pri tome izbjeci oštećenje termopara.

Unatoč navedenim negativnim stranama termopar i dalje predstavlja metodu izbora za mjerenje temperature pri ovakvim istraživanjima.

Parametri bušenja imaju vrlo važnu ulogu u kontroli temperature koja se stvara tijekom bušenja (80).

Utjecaj brzine rezanja i posmaka. Dosadašnja istraživanja utjecaja brzine rezanja, brzine vrtnje svrdla, aksijalne sile bušenja i posmične brzine na temperaturu tijekom bušenja kosti ne pokazuju konzistentan trend (93-111). Neki sugeriraju nisku brzinu vrtnje svrdla jer su pokazali da se temperatura povećava s povećanjem brzine, dok drugi sugeriraju smanjenje temperature s povećanjem brzine.

U provedenom istraživanju usporedbom razlika u porastu temperature pri ručnom bušenju ovisno o brzini rezanja nije utvrđena statistički značajna razlika ($p > 0,05$).

S druge strane, uspoređena razlika u porastu temperature pri strojnom bušenju ovisno o brzini rezanja statistički je značajna ($p < 0,05$), pri čemu je razlika u porastu temperature bila značajna između brzine od 10 m/min (medijan = 28,00) i brzine od 30 m/min (medijan = 22,00). Time je potvrđen općepoznati utjecaj brzine rezanja na porast temperature tijekom bušenja (94-97,109,112). To se opažanje može pripisati činjenici da bušenje većim brzinama rezanja skraćuje trajanje bušenja, a pri kraćim vremenima bušenja kraće je i vrijeme prijenosa topline u kost pa se posljedično kost manje zagrijava.

Usporedbom razlika između porasta temperature pri ručnom bušenju i posmaka utvrđena je statistički značajna negativna korelacija ($r_s = -0,376$, $p < 0,001$). Statistički značajna negativna korelacija utvrđena je i usporedbom razlika između porasta temperature pri strojnom bušenju i posmaka ($r_s = -0,862$, $p < 0,001$).

Navedeni rezultati samo potvrđuju poznatu povezanost između temperature i posmaka.

U provedenom istraživanju vrijednosti srednje rezultatne sile kretale su se u rasponu od 19,88 N do 168,82 N, uz srednju vrijednost od 92,85 N. Utvrđena je statistički značajna slaba negativna korelacija ($r_s = -0,157$, $p < 0,05$) između porasta temperature pri bušenju i

srednje rezultatne sile. Veće sile bušenja rezultirale su većim posmičnim brzinama, a time i kraćim vremenom bušenja, što je posljedično utjecalo i na dinamiku izmjene topline između svrdla i kosti. Do jednakih su rezultata došli Abouzgia i James nakon bušenja goveđih bedrene kosti bez sustava hlađenja (107). Iz gore navedenog proizlazi da se tijekom bušenja kostiju preporučuju veće sile. Međutim, veća aksijalna sila primijenjena tijekom bušenja može uzrokovati mikro pukotine u kostima i lom svrdla. Stoga je kod bušenja potrebno utvrditi optimalni posmak koji bi trebao omogućiti što kraće vrijeme bušenja, a pritom primijenjena sila ne bi smjela biti prekomjerna jer to može rezultirati lomom svrdla ili oštećenjem kosti .

Vođeni ranije navedenim istraživanjima parametara bušenja, Kastelov i sur. su 2017. godine publicirali rad u kojem je predstavljena ručna bušilica za ortopedsku primjenu s automatiziranim posmičnim prigonom te su pokazali pozitivne rezultate njezina korištenja (150).

Hlađenje. Podmazivanje smanjuje trenje tijekom bušenja i time se generira manje topline. Kad se buši kost koja je suha, nastaju kratke odvojene čestice, ali kod bušenja za vrijeme operacijskog zahvata kost je mokra, odvojene čestice začepuju provrt, što povećava trenje i posljedično se povećava temperatura tijekom bušenja. Ispiranjem se učinkovito uklanjaju odvojene čestice čime se izbjegava začepljenje žljebova svrdla i time smanjuje povećanje temperature (80).

Korištenje rashladnih sredstava može smanjiti povišenje temperature tijekom bušenja kostiju. Kod bušenja velikim brzinama srednja temperatura može se održavati na ili ispod 20 °C ukoliko se koristi vanjsko hlađenje hladnom Ringerovom otopinom, a u slučaju da se hlađenje uopće ne koristi temperatura može biti i veća od 80 °C (151).

Iako brojna istraživanja (97,117-120) utjecaja hlađenja tijekom bušenja kosti navode da je hlađenje tijekom bušenja kosti jedan od najvažnijih čimbenika jer značajno smanjuje temperaturu u provedenom istraživanju nije korišten nikakav sustav hlađenja.

Da bi umetnuli vijak u kost, potrebno je izbušiti oba korteksa. Međutim, vanjski sustav hlađenja može ohladiti samo bliski korteks dok na onaj distalni nema učinka. Interfragmentarnom kompresijom povećava se trenje između ulomaka, a time i stabilnost osteosinteze. Ako se uz to osigura normalna krvna opskrba oštećenog područja prijelom će cijeliti primarno. Kortikalni vijci narezani su punom svojom duljinom. Oni djeluju kao pritezni vijci ako je otvor u prvom kortikalisu najmanje jednak kao vanjski promjer vijka, tako da je omogućeno klizanje vijka, a time i njegov pritezni učinak. Narezi vijaka prijanjaju samo u nareze suprotnog kortikalisa. Zavrtnjem vijka glava vijka se priljubi uz kortikalis pa

nastaje interfragmentarni pritisak. Gubitkom čvrstoće zbog termičkog oštećenja distalnog kortekalisa onemogućen je čvrsti dodir kosti i vijaka, povećava se gibljivost vijaka te se gubi jedan od osnovnih uvjeta stabilne osteosinteze, a to je apsolutna stabilnost frakturnih ulomaka.

Provedeno istraživanje nije koristilo rashladnu tekućinu upravo kako bi se dobio uvid u stvarno stanje temperature kakvo se odigrava na distalnom kortikalisu.

Osim toga, u slučaju kad se kod bušenja koristi vodilica vanjsko hlađenje je djelotvorno samo ako se rashladno sredstvo ubrizgava kroz vodilicu (96). Budući da smo ručno bušenje provodili na način kakav se standardno provodi u koštano-zglobnoj kirurgiji, koristili smo i standardnu vodilicu koja ne omogućava ubrizgavanje rashladnog sredstva.

Dubina bušenja i debljina kortikalne kosti. U literaturi postoji općeniti stav da je debljina kortikalne kosti u pozitivnoj korelaciji s temperaturom koja se stvara tijekom bušenja kosti (81). U provedenom istraživanju digitalnom pomičnom mjerkom mjerena je debljina kortikalne kosti koja se kretala u rasponu od 2,06 mm do 18,38 mm, uz srednju vrijednost od 9,80 mm. Utvrđena je statistički značajna slaba pozitivna korelacija ($r_s = 0,115$, $p < 0,05$) između porasta temperature pri bušenju i debljine korteksa. Razlog tome je trenje između kompaktne kortikalne kosti i svrdla koje uzrokuje povećanje temperature. Što je veća debljina kortikalne kosti, veća je i dubina bušenja, pa tako i trenje i toplina.

Operater bušenja. Ovisno o iskustvu operatera ručnog bušenja uspoređena je razlika u srednjoj rezultatnoj sili pri bušenju. Utvrđena je statistički značajna razlika u srednjoj rezultatnoj sili ovisno o operateru ručnog bušenja ($p < 0,001$), pri čemu su najveće sile zapažene kod operatera 2 (specijalizant), a najmanje kod operatera 1 (osoba bez iskustva).

Istovremeno, uspoređena je i razlika u porastu temperature pri bušenju ovisno o operateru ručnog bušenja pri čemu je utvrđena statistički značajna razlika ($p < 0,001$). Najmanje temperature su zabilježene kod operatera 1 (osoba bez iskustva), a najveće kod operatera 2 (specijalist). Iako su kod iskusnog operatera zabilježene veće temperature u obzir treba uzeti i činjenicu da on uzima u obzir i nemogućnost zaustavljanja bušenja pri većim silama što bi posljedično moglo rezultirati traumom okolnog tkiva nakon probijanja distalnog korteksa. Također, osoba bez iskustva u bušenju kostiju buši oprezno te sile kojom pritišće na kost nisu velike.

Budući da je istraživanje uključivalo samo troje operatera, odnosno po jednog predstavnika od svake skupine (osoba bez iskustva, specijalizant, specijalist) zbog malog broja uzorka gore navedeni zaključci mogu biti samo pretpostavke.

Alati koji se trenutno u kirurgiji koriste za bušenje kosti ne uključuju nikakva sredstva za kontrolu penetracije. Točnost izbušene rupe za vrijeme operacijskog liječenja uvelike ovisi o manualnoj vještini kirurga. Iz tog razloga Hsu i sur. (151) su predložili mehanički sustav kako bi se izbjeglo prekomjerno izbočenje svrdla uporabom kontrolera koji je analizirao struju DC motora. Alotta i sur. (152) su razvili novi ručni alat za bušenje u koštano-zglobnoj kirurgiji s mogućnošću ranog otkrivanja prijelaza između slojeva različitih koštanih tkiva i mogućnošću automatskog zaustavljanja prodiranja svrdla ovisno o dobivenim podacima.

Utvrđena je općenito statistički značajna razlika u porastu temperature strojnog u odnosu na ručno bušenje ($p < 0,001$) pri čemu su temperature kod strojnog bušenja bile manje. Rasipanje rezultata također je bilo manje kod strojnog bušenja. Razlog tome leži u činjenici da je kod ručnog bušenja moguće kontrolirati samo brzinu rezanja odnosno frekvenciju vrtnje svrdla, dok je kod stroja moguće kontrolirati i posmičnu brzinu. Konstantna posmična brzina za istu debljinu kortikalisa rezultira kraćim vremenom bušenja, a time i nižom temperaturom. Konstrukcija i krutost posmičnih prigona alatnog stroja osigurava jednoliko pravocrtno posmično gibanje alata što kod ručnog bušenja također nije slučaj. Uz navedeno, kod ručnog bušenja je potrebno koristiti vodilicu, ne samo u svrhu točnijeg usmjeravanja svrdla, već i zbog protekcije mekih česti, što posljedično rezultira slabijim odvođenjem topline. Svi navedeni čimbenici doprinijeli su manjim temperaturama bušenja u slučajevima kad je bušio stroj.

Provedenim istraživanjem dokazano je da kod strojnog bušenja dolazi do manje razlike u porastu temperature u odnosu na ručno bušenje te je potvrđena hipoteza da ručno vođeno svrdlo uzrokuje veći porast topline na mjestu bušenja od strojno vođenog svrdla.

Kut bušenja. Ovisno o kutu bušenja (90° , 0° , 45°) uspoređena je razlika u porastu temperature pri ručnom bušenju. Najveći porast temperature zabilježen je pri bušenju kod kojeg se svrdlo giba horizontalno (kut 0°), a najmanji kod vertikalnog bušenja (kut 90°). Dobiveni podaci kose se sa rezultatima dobivenim pred-pokusom u kojem je najveće povećanje temperature nastalo upravo kod vertikalnog bušenja (kut 90°). Upravo je zbog toga vertikalni smjer gibanja svrdla i izabran za izvođenje pokusa strojnih bušenja. Međutim, u pred-pokusu je svrdlo vođeno strojem, a ne ljudskom rukom.

Parametri svrdla drugi su glavni čimbenik koji utječe na stvaranje temperature tijekom bušenja (80).

Istrošenost svrdla. Dokazano je da opetovano korištenje svrdla uzrokuje istrošenost reznih rubova zbog mehaničkog i toplinskog opterećenja na rubove tijekom bušenja. Trošenje rezultira povećanjem aksijalne sile i temperature. Iz tog razloga uspoređivana su svrdla s dva stupnja istrošenosti. Sva bušenja su izvedena korištenjem prvo oštrog, a zatim tupog svrdla. Kod tupog svrdla istrošenost rezne oštrice nije kvantificirana već je samo potvrđena primjenom alatnog mikroskopa. U pred-pokusu je utvrđeno da bušenje do 50 probušenih provrta ne izaziva značajnije promjene na reznoj oštrici ispitnog svrdla. Stoga je svrdlo smatralo oštrim do navedenog praga, a nakon što je isti premašen svrdlo je zamijenjeno novim.

Allan i sur. (143) su uspoređivali promjene u iznosima temperatura pri korištenju novog svrdla, svrdla koje je izbušilo 600 provrta i svrdla koje je nekoliko mjeseci u upotrebi. Rezultati su pokazali značajne razlike u srednjim vrijednostima porasta temperatura, od 7,5 °C kod novog svrdla, do 25,4 °C kod potpuno istrošenog svrdla, mjereno s obzirom na početnu temperaturu kosti od 37 °C.

Jochum i Reichart (14), Chacon i sur. (81), Queiroz i sur. (96) u svojim istraživanjima ukazuju na negativni utjecaj trošenja svrdla. Povećanje temperature i posljedično oštećenje tkiva primijećeno je već kod 25., 30. i 40. bušenja. Rezultati ukazuju na povezanost intenziteta trošenja s prethodno navedenim uvjetima bušenja, primarno karakteristikama svrdla. Tijekom bušenja je moguće očekivati i razlike prilikom korištenja svrdla istog tipa i proizvođača do kojih može doći uslijed razlika među svrdlima koje su posljedica grešaka u proizvodnom procesu (143,145).

Iako brojna istraživanja ukazuju na negativni utjecaj istrošenosti svrdla, u provedenom istraživanju utjecaja istrošenosti svrdla na porast temperature pri ručnom bušenju nije utvrđena statistička značajna razlika ($p > 0,05$). Razlog tome može se pripisati nedovoljno visokom stupnju istrošenosti korištenih svrdla (nakon 50 probušenih provrta nisu zapaženi značajniji oblici trošenja), kao i različitoj geometriji, materijalu i tehnologiji izvedbe korištenih svrdla u odnosu na svrdla istih nazivnih promjera korištena u ranije navedenim istraživanjima. Osim toga, kod ručnog bušenja zbog velikog utjecaja bočnih sila dolazi do pojačavanja trenja između bočne strane svrdla i kosti i samim time do porasta temperature

Međutim, u provedenom istraživanju utjecaja istrošenosti svrdla na porast temperature pri strojnom bušenju utvrđena je statistička značajna razlika ($p < 0,05$). Uz manji medijan temperature za oštro svrdlo zaključuje se da kod strojnog bušenja korištenjem oštrog svrdla

dolazi do manjeg porasta temperature u odnosu na tupo svrdlo. Dobiveni rezultati se također mogu pripisati konstrukciji i krutosti posmičnih prigona alatnog stroja koji osigurava jednoliko pravocrtno posmično gibanje alata što kod ručnog bušenja nije slučaj.

Ostali faktori. Utvrđena je statistički značajna jaka negativna korelacija ($r_s = -0,376$, $p < 0,001$) između porasta temperature pri bušenju i posmaka te statistički značajna pozitivna korelacija ($r_s = 0,604$, $p < 0,001$) između porasta temperature pri bušenju i trajanja bušenja. To se opažanje može pripisati činjenici da bušenje većim posmakom skraćuje trajanje bušenja, a pri kraćim vremenima bušenja kraće je i vrijeme prijenosa topline u kost pa se posljedično kost manje zagrijava.

7. ZAKLJUČAK

Dosadašnja istraživanja uspjela su utvrditi optimalne uvjete procesa bušenja kod kojih dolazi do najmanjeg porasta temperature kosti tijekom procesa bušenja, korištenjem standardnih kirurških svrdala.

Pregledom literature nađen je veliki broj radova čiji se rezultati temelje isključivo na pravocrtnom gibanju svrdla (aksijalna sila). Međutim u kliničkoj primjeni gdje je smjer bušenja određen rukom operatera, nije uvijek moguće "slijediti" isti smjer bušenja. Upravo u tim situacijama zbog velikog utjecaja bočnih sila dolazi do pojačavanja trenja između bočne strane svrdla i kosti i samim time do porasta temperature.

Provedenim istraživanjem utvrđeno je da ručno vođeno svrdlo razvija veću toplinu u zoni bušenja kosti od strojno vođenog svrdla pri različitim kombinacijama parametara obrade kakvi se primjenjuju u koštano-zglobnoj kirurgiji te su utvrđene razlike u temperaturi između strojnog i ručnog bušenja.

Provedenim istraživanjem potvrđena je opravdanosti uvođenja automatiziranih sustava bušenja kosti za potrebe operativnog zbrinjavanja prijeloma s ciljem pouzdanijeg cijeljenja prijeloma, manjeg broja komplikacija, a time i bržeg oporavka i kraće hospitalizacije.

8. KRATKI SADRŽAJ NA HRVATSKOM JEZIKU

Temeljni postupak operativnog zbrinjavanja prijeloma je otvorena repozicija i unutarnja fiksacija. Pritom se osteosintetski materijal pomoću vijaka postavljenih u prethodno izbušene rupe učvršćuje za kost.

Najveći porast temperature kosti prisutan je cirkularno oko mjesta bušenja i smanjuje se udaljavanjem od mjesta bušenja. Temperatura od 47°C tijekom 1 minute izaziva ireverzibilne promjene građe i funkcije kosti.

Dosadašnja istraživanja bušenja kosti temelje se isključivo na pravocrtnom gibanju svrdla. U kliničkoj primjeni gdje je smjer bušenja određen rukom operatera, nije uvijek moguće "slijediti" isti smjer bušenja.

Provedena je pouzdana analiza utjecaja rukom vođenog svrdla na razvoj topline u zoni bušenja te je dokazano da ručno vođeno svrdlo uzrokuje veći porast topline na mjestu bušenja od strojno vođenog svrdla. Time je potvrđena opravdanosti uvođenja automatiziranih sustava bušenja kosti za potrebe operativnog zbrinjavanja prijeloma.

Ključne riječi: temperatura, bušenje kosti, rukom vođeno svrdlo, strojno bušenje

9. KRATKI SADRŽAJ I NASLOV RADA NA ENGLISKOM JEZIKU

Heat Buildup In The Bone Drilling Zone: Machine Vs. Hand Guided Drill

Tin Ehrenfreund, 2019

The principal operative fracture treatment is open reduction and internal fixation during which the plate is fixed to the bone by screws placed into predrilled holes.

Previous research has been based on the linear motion of the drill exclusively. In the clinical environment the direction of the drilling depends on the surgeon so it is not always possible to maintain a constant direction.

The influence of the hand controlled drilling on the heat buildup in the drilling zone was analyzed systematically and it has been found that hand guided drill produces more heat compared to the machine controlled drilling. That justifies the introduction of automatic bone drilling systems into operative fracture treatment.

Keywords: temperature, bone drilling, hand guided drill, automatic bone drilling

10. POPIS LITERATURE

1. Lunsjö K, Ceder L, Thorngren K-G, Skytting B, Tidermark J, Berntson P-O, i sur. Extramedullary fixation of 569 unstable intertrochanteric fractures: A randomized multicenter trial of the Medoff sliding plate versus three other screw-plate systems. *Acta Orthop Scand*. 2001;72(2):133-40.
2. Mullaji AB, Thomas TL. Low-energy subtrochanteric fractures in elderly patients: results of fixation with the sliding screw plate. *J Trauma*. 1993;34(1):56-61.
3. Wachtl SW, Gautier E, Jakob RP. Low reoperation rate with the Medoff sliding plate: 1 technical failure in 63 trochanteric hip fractures. *Acta Orthop Scand*. 2001;72(2):141-5.
4. 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.
5. Abouzia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1996;25(5):394-9.
6. 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;36(7):1449-56.
7. Augustin G, Davila S, Udiljak T, Vedrinar 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):703-9.
8. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udiljak T, Staroveski T, Brezak D, i sur. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech*. 2012;27(4):313-25.
9. 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;78(3):357-62.
10. Udiljak T, Ciglar D, Skoric S. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Adv Prod Eng Manag*. 2007;2(3):103-12.
11. Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker RR. Bone biology. Part I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77(8):1256-75.
12. Downey PA, Siegel MI. Bone biology and the clinical implications for osteoporosis. *Phys Ther*. 2006;86(1):77-91.
13. Capulli M, Paone R, Rucci N. Osteoblast and osteocyte: Games without frontiers. *Arch Biochem Biophys*. 2014;561:3-12.
14. Marks SC, Popoff SN. Bone cell biology: The regulation of development, structure, and function in the skeleton. *Am J Anat*. 1988;183(1):1-44.
15. Parfitt A. M. Bone-forming cells in clinical conditions. U: Hall B. K., ur. *Bone*, Vol 1: The Osteoblast and Osteocyte. Boca Raton, Fla, USA: Telford Press, CRC Press; 1990. Str. 351-429.

16. Jilka RL, Weinstein RS, Bellido T, Parfitt AM, Manolagas SC. Osteoblast Programmed Cell Death (Apoptosis): Modulation by Growth Factors and Cytokines. *J Bone Miner Res.* 1998;13(5):793-802.
17. Miller SC, de Saint-Georges L, Bowman BM, Jee WS. Bone lining cells: structure and function. *Scanning Microsc.* 1989;3(3):953-61.
18. Aarden EM, Nijweide PJ, Burger EH. Function of osteocytes in bone. *J Cell Biochem.* 1994;55(3):287-99.
19. Donahue HJ, McLeod KJ, Rubin CT, Andersen J, Grine EA, Hertzberg EL, i sur. Cell-to-cell communication in osteoblastic networks: Cell line-dependent hormonal regulation of gap junction function. *J Bone Miner Res.* 2009;10(6):881-9.
20. Everts V, Delaissé JM, Korper W, Jansen DC, Tigchelaar-Gutter W, Saftig P, i sur. The Bone Lining Cell: Its Role in Cleaning Howship's Lacunae and Initiating Bone Formation. *J Bone Miner Res.* 2002;17(1):77-90.
21. Franz-Odenaal TA, Hall BK, Witten PE. Buried alive: How osteoblasts become osteocytes. *Dev Dyn.* 2006;235(1):176-90.
22. Rochefort GY, Pallu S, Benhamou CL. Osteocyte: the unrecognized side of bone tissue. *Osteoporos Int.* 2010;21(9):1457-69.
23. Bonewald LF. The amazing osteocyte. *J Bone Miner Res.* 2011;26(2):229-38.
24. Currey JD. The many adaptations of bone. *J Biomech.* 2003;36(10):1487-95.
25. Schaffler MB, Cheung W-Y, Majeska R, Kennedy O. Osteocytes: master orchestrators of bone. *Calcif Tissue Int.* 2014;94(1):5-24.
26. Boskey AL, Spevak L, Paschalis E, Doty SB, McKee MD. Osteopontin Deficiency Increases Mineral Content and Mineral Crystallinity in Mouse Bone. *Calcif Tissue Int.* 2002;71(2):145-54.
27. Datta HK, Ng WF, Walker JA, Tuck SP, Varanasi SS. The cell biology of bone metabolism. *J Clin Pathol.* 2008;61(5):577-87.
28. Aszódi A, Bateman JF, Gustafsson E, Boot-Handford R, Fässler R. Mammalian skeletogenesis and extracellular matrix: what can we learn from knockout mice? *Cell Struct Funct.* 2000;25(2):73-84.
29. Christoffersen J, Landis WJ. A contribution with review to the description of mineralization of bone and other calcified tissues in vivo. *Anat Rec.* 1991;230(4):435-50.
30. Yagami K, Suh JY, Enomoto-Iwamoto M, Koyama E, Abrams WR, Shapiro IM, i sur. Matrix GLA protein is a developmental regulator of chondrocyte mineralization and, when constitutively expressed, blocks endochondral and intramembranous ossification in the limb. *J Cell Biol.* 1999;147(5):1097-108.
31. Junquera LC. Osnove histologije. Zagreb: Školska knjiga; 1995, str. 141-162.

32. Young B, Woodford P, O'Dowd G. Wheater's Functional Histology E-Book: A Text and Colour Atlas. Elsevier Health Sciences; 2013.
33. Rausch V, Seybold D, Königshausen M, Köller M, Schildhauer TA, Geßmann J. Basic principles of fracture healing. *Orthopade*. 2017;46(8):640-47.
34. Gerstenfeld LC, Alkhiary YM, Krall EA, Nicholls FH, Stapleton SN, Fitch JL, i sur. Three-dimensional reconstruction of fracture callus morphogenesis. *J Histochem Cytochem Off J Histochem Soc*. 2006;54(11):1215-28.
35. Green E, Lubahn JD, Evans J. Risk factors, treatment, and outcomes associated with nonunion of the midshaft humerus fracture. *J Surg Orthop Adv*. 2005;14(2):64-72.
36. Pape H-C, Giannoudis PV, Grimme K, van Griensven M, Krettek C. Effects of intramedullary femoral fracture fixation: what is the impact of experimental studies in regards to the clinical knowledge? *Shock*. 2002;18(4):291-300.
37. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*. 2002;84(8):1093-110.
38. Gerstenfeld LC, Cullinane DM, Barnes GL, Graves DT, Einhorn TA. Fracture healing as a post-natal developmental process: molecular, spatial, and temporal aspects of its regulation. *J Cell Biochem*. 2003;88(5):873-84.
39. Cho T-J, Gerstenfeld LC, Einhorn TA. Differential temporal expression of members of the transforming growth factor beta superfamily during murine fracture healing. *J Bone Miner Res Off J Am Soc Bone Miner Res*. 2002;17(3):513-20.
40. Granero-Moltó F, Weis JA, Miga MI, Landis B, Myers TJ, O'Rear L i sur. Regenerative effects of transplanted mesenchymal stem cells in fracture healing. *Stem Cells*. 2009;27(8):1887-98.
41. Kitaori T, Ito H, Schwarz EM, Tsutsumi R, Yoshitomi H, Oishi S, i sur. Stromal cell-derived factor 1/CXCR4 signaling is critical for the recruitment of mesenchymal stem cells to the fracture site during skeletal repair in a mouse model. *Arthritis Rheum*. 2009;60(3):813-23.
42. Rahn BA. Bone healing: histologic and physiologic concepts. U: Fackelman GE, ur. *Bone in clinical orthopedics*. Stuttgart, NY: Thieme; 2002. Str. 287-326.
43. Dimitriou R, Tsiridis E, Giannoudis PV. Current concepts of molecular aspects of bone healing. *Injury*. 2005;36(12):1392-404.
44. Einhorn TA. The cell and molecular biology of fracture healing. *Clin Orthop*. 1998;(355 Suppl):S7-21.
45. Keramaris NC, Calori GM, Nikolaou VS, Schemitsch EH, Giannoudis PV. Fracture vascularity and bone healing: a systematic review of the role of VEGF. *Injury*. 2008;39(S2):45-57.

46. AI-Aql ZS, Alagl AS, Graves DT, Gerstenfeld LC, Einhorn TA. Molecular Mechanisms Controlling Bone Formation during Fracture Healing and Distraction Osteogenesis. *J Dent Res.* 2008;87(2):107-18.
47. Chen Y, Alman BA. Wnt pathway, an essential role in bone regeneration. *J Cell Biochem.* 2009;106(3):353-62.
48. Ketenjian AY, Arsenis C. Morphological and biochemical studies during differentiation and calcification of fracture callus cartilage. *Clin Orthop.* 1975;(107):266-73.
49. RPedri TP, Buckley RE, Moran CG. *AO Principles of Fracture Management.* AO Publishing; 2007.
50. Wendeberg B. Mineral metabolism of fractures of the tibia in man studied with external counting of Sr85. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1961;52:1-79.
51. Carano RAD, Filvaroff EH. Angiogenesis and bone repair. *Drug Discov Today.* 2003;8(21):980-9.
52. Shapiro F. Cortical bone repair. The relationship of the lacunar-canalicular system and intercellular gap junctions to the repair process. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70(7):1067-81.
53. Hulse, D.; Hyman, B. *Fracture Biology and Biomechanics.* U: Slatter D. *Textbook of small animal surgery.* Philadelphia: WB Saunders; 1993. Str. 1595-1603.
54. Kaderly RE. Primary bone healing. *Semin Vet Med Surg (Small Anim).* 1991;6(1):21-5.
55. Greenbaum MA, Kanat IO. Current concepts in bone healing. Review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993;83(3):123-9.
56. Augustin G. Termiško ošte'enje kosti tijekom bušenja dvostupnjevanim svrdlom i svrdlom s protošnim hlađenjem. Doktorski rad, Sveušilište u Zagrebu, Medicinski fakultet, 2011.
57. Andriole VT, Nagel DA, Southwick WO. A paradigm for human chronic osteomyelitis. *J Bone Joint Surg Am.* 1973;55(7):1511-5.
58. Pe'ina M i sur. *Ortopedija.* 3. izd. Zagreb: Naklada Ljevak; 2004.
59. Brinker MR. Nonunions: evaluation and treatment. U: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trifon PG. *Skeletal trauma.* 3. izd. Philadelphia: Saunders; 2003. Str. 507-604.
60. Babhulkar S, Pande K, Babhulkar S. Nonunion of the diaphysis of long bones. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;(431):50-6.
61. Schenk RK. Biology of fracture repair. U: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG. *Skeletal trauma.* 3. izd. Philadelphia: Saunders; 2003. str. 29-73.
62. Zura R, Xiong Z, Einhorn T, Watson JT, Ostrum RF, Prayson MJ i sur.. Epidemiology of Fracture Nonunion in 18 Human Bones. *JAMA Surg.* 2016;151(11):e162775.
63. Lindaman LM. Bone healing in children. *Clin Podiatr Med Surg.* 2001;18(1):97-108.
64. Lu C, Hansen E, Sapozhnikova A, Hu D, Miclau T, Marcucio RS. Effect of age on vascularization during fracture repair. *J Orthop Res.* 2008;26(10):1384-9.

65. Uththoff HK. Fracture healing. U: Gustilo RB, Kyle RF, Tempelman DC, ur. Fractures and dislocations. St. Louis: Mosby; 1993.
66. Babu S, Sandiford NA, Vrahas M. Use of Teriparatide to improve fracture healing: What is the evidence? *World J Orthop.* 2015;6(6):457-61.
67. Virk MS, Lieberman JR. Biologic adjuvants for fracture healing. *Arthritis Res Ther.* 2012;14(5):225.
68. Eschle D, Aeschlimann AG. Is supplementation of vitamin d beneficial for fracture healing? A short review of the literature. *Geriatr Orthop Surg Rehabil.* 2011;2(3):90-3.
69. Aspenberg P. Drugs and fracture repair. *Acta Orthop.* 2005;76(6):741-8.
70. Mirza F, Canalis E. Management of endocrine disease: Secondary osteoporosis: pathophysiology and management. *Eur J Endocrinol.* 2015;173(3):131–51.
71. Waters RV, Gamradt SC, Asnis P, Vickery BH, Avnur Z, Hill E, i sur. Systemic corticosteroids inhibit bone healing in a rabbit ulnar osteotomy model. *Acta Orthop Scand.* 2000;71(3):316-21.
72. Pountos I, Georgouli T, Calori GM, Giannoudis PV. Do Nonsteroidal Anti-Inflammatory Drugs Affect Bone Healing? A Critical Analysis. *Sci World J.* 2012;2012:1-14.
73. Pearson RG, Clement RGE, Edwards KL, Scammell BE. Do smokers have greater risk of delayed and non-union after fracture, osteotomy and arthrodesis? A systematic review with meta-analysis. *BMJ Open.* 2016;6(11):e010303.
74. Kristensson H, Lundén A, Nilsson BE. Fracture incidence and diagnostic roentgen in alcoholics. *Acta Orthop Scand.* 1980;51(2):205-7.
75. Williams G, Daly M, Proude EM, Kermode S, Davis M, Barling J, i sur. The influence of alcohol and tobacco use in orthopaedic inpatients on complications of surgery. *Drug Alcohol Rev.* 2008;27(1):55-64.
76. Day TF, Guo X, Garrett-Beal L, Yang Y. Wnt/beta-catenin signaling in mesenchymal progenitors controls osteoblast and chondrocyte differentiation during vertebrate skeletogenesis. *Dev Cell.* 2005;8(5):739-50.
77. Lauing KL, Roper PM, Nauer RK, Callaci JJ. Acute alcohol exposure impairs fracture healing and deregulates β -catenin signaling in the fracture callus. *Alcohol Clin Exp Res.* 2012;36(12):2095-103.
78. Rebec B. Rezni alati. Zagreb: Tehniška knjiga; 1973.
79. Ekinovi' S. Postupci obrade rezanjem. Zenica: Mašinski fakultet u Zenici; 2003.
80. Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. *J Clin Orthop Trauma.* 2013;4(1):15-30.
81. Staroveški T. Modeliranje trošenja medicinskog svrdla. Doktorski rad, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2013.

82. Baron R, Horne WC. Bone resorption. U: Bronner F, Farach-Carson MC, Rubin J, ur. Topics in Bone Biology. London: Springer; 2005.
83. 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;128(1):83-7.
84. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent. 1983;50(1):101-7.
85. Bonfield W, Li CH. The temperature dependence of the deformation of bone. J Biomech. 1968;1(4):323-9.
86. 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;23(5):695–720.
87. 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;(186):284-92.
88. 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.
89. 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. 1984;42(11):705-11.
90. Carter S. Structure, function and adaptation of compact bone. Injury. 1990;21(4):261.
91. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. Acta Orthop Scand. 1984;55(6):629-31.
92. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. J Oral Maxillofac Surg. 1986;44(1):4-7.
93. 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):35-7.
94. Thompson HC. Effect of drilling into bone. J Oral Surg. 1958;16(1):22-30.
95. Vaughn RC, Peyton FA. The influence of rotational speed on temperature rise during cavity preparation. J Dent Res. 1951;30(5):737-44.
96. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. J Bone Joint Surg Am. 1972;54(2):297-308.
97. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrinar DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. Arch Orthop Trauma Surg. 2008;128(1):71-7.
98. Hillery MT, Shuaib I. Temperature effects in drilling of human and bovine bone. J Mater Process Technol. 1999;92-93:302-8.

99. 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):1160-9.
100. 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):685-91.
101. 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. *Key Eng Mater.* 2006;321-323:1044-7.
102. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):411-4.
103. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. *Int J Prosthodont.* 1997;10(6):536-40.
104. Boyne PJ. Histologic Response of Bone to Sectioning by High-Speed Rotary Instruments. *J Dent Res.* 1966;45(2):270-6.
105. Moss RW. Histopathological reaction of bone to surgical cutting. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1964;17:405-14.
106. Spatz S. Early reaction in bone following the use of burs rotating at conventional and ultra speeds. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19(6):808-16.
107. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):342-53.
108. Tu Yuan-Kun, Hong You-Yao, Chen Yung-Chuan. Finite element modeling of Kirschner pin and bone thermal contact during drilling. *Life Sci J.* 2009;6(4):23-7.
109. 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):189-97.
110. 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):1221-7.
111. Lee J, Ozdoganlar OB, Rabin Y. An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys.* 2012;34(10):1510-20.
112. Jacob CH, Berry JT, Pope MH, Hoaglund FT. A study of the bone machining process - Drilling. *J Biomech.* 1976;9(5):343-9.
113. Abouzgia MB, James DF. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995;53(11):1308-15.
114. Merchant ME. Mechanics of the Metal Cutting Process. I. Orthogonal Cutting and a Type 2 Chip. *J Appl Phys.* 1945;16(5):267-75.
115. Wiggins KL, Malkin S. Drilling of bone. *J Biomech.* 1976;9(9):553-9.

116. Karmani S, Lam F. The design and function of surgical drills and K-wires. *Curr Orthop*. 2004;18(6):484-90.
117. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg Am Dent Assoc*. 1980;38(7):499-503.
118. Haider R, Watzek G, Plenck H. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):83-91.
119. 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):293-7.
120. Kalidindi V. Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery [Internet]. Magistarski rad. University of Kentucky, 2013. [pristupljeno 05.03.2017.]Dostupno na: https://uknowledge.uky.edu/gradschool_theses/314.
121. Bagci E, Ozcelik B. Effects of different cooling conditions on twist drill temperature. *Int J Adv Manuf Technol*. 2007;34(9-10):867-77.
122. Kirschner H, Meyer W. Entwicklung einer Innenkuhlung fur chirurgische 1147 Bohrer. *Dtsch Zahnztl Zeitschrift*. 1975;30:436-438.
123. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(3):294-8.
124. Al-Dabag AN, Sultan Ahmed A. Effect of cooling an irrigation solution during preparation of implant site on heat generation using Elite system for implant (Experimental Study). *Al-Rafidain Dent J*. 2010;10(2):260-64.
125. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(2):186-93.
126. 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.
127. 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):963-9.
128. Matthews LS, Green CA, Goldstein SA. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(7):1077-83.
129. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50(3):399-410.
130. Itay S, Tsur H. Thermal osteonecrosis complicating Steinmann pin insertion in plastic surgery. *Plast Reconstr Surg*. 1983;72:557-61.

131. Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng.* 1982;104(3):245-52.
132. Burstein AH, Currey J, Frankel VH, Heiple KG, Lunseth P, Vessely JC. Bone strength. The effect of screw holes. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;54(6):1143-56.
133. Bechtol CO, Ferguson AB, Laing PG. *Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery.* Baltimore: Williams and Wilkins; 1959.
134. HPfner T, Geerling J, Oldag G, Richter M, Kfuri M, Pohlemann T, i sur. Accuracy study of computer-assisted drilling: the effect of bone density, drill bit characteristics, and use of a mechanical guide. *J Orthop Trauma.* 2005;19(5):317-22.
135. Farnworth GH, Burton JA. Optimization of drill geometry for orthopaedic surgery. U: *Proceedings of the Fifteenth International Machine Tool Design and Research Conference.* Springer; 1975. Str. 227-33.
136. Bertollo N, Gothelf TK, Walsh WR. 3-Fluted orthopaedic drills exhibit superior bending stiffness to their 2-fluted rivals: clinical implications for targeting ability and the incidence of drill-bit failure. *Injury.* 2008;39(7):734-41.
137. Bertollo N, Milne HRM, 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 Bristol Avon.* 2010;25(6):613-7.
138. Narasimha K, Osman MOM, Chandrashekhar S, Frazao J. An investigation into the influence of helix angle on the torque-thrust coupling effect in twist drills. *Int J Adv Manuf Technol.* 1987;2(4):91-105.
139. Fuchsberger A. Damaging temperature during the machining of bone. *Unfallchirurgie.* 1988;14(4):173-83.
140. Davidson SR, James DF. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Med Eng Phys.* 2000;22(10):741-7.
141. Sneath RS. The determination of optimum twist drill shape for bone. U: *Biomechanics and Related Bio-Engineering Topics.* Elsevier; 1965. Str. 41–45.
142. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Tamedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(2):139-43.
143. 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):314-9.
144. 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):265-9.

145. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee H-J, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(3):335-49.
146. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of Surgical Drill Guide on Heat Generated From Implant Drilling. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(12):2663-8.
147. Wootton R, Reeve J, Veall N. The clinical measurement of skeletal blood flow. *Clin Sci Mol Med*. 1976;50(4):261-8.
148. Markovic A, Lazic Z, Misic T, Scepanovic M, Todorovic A, Thakare K, i sur. Effect of surgical drill guide and irrigans temperature on thermal bone changes during drilling implant sites - thermographic analysis on bovine ribs. *Vojnosanit Pregl*. 2016;73(8):744-50.
149. Feldmann A, Schweizer M, Stucki S, Nolte L. Experimental evaluation of cortical bone substitute materials for tool development, surgical training and drill bit wear investigations. *Med Eng Phys*. 2019;66:107-12.
150. Kastelov R, Boiadjev G, Boiadjev T, Delchev K, Zagurski K, Gueorguiev B. Automatic bone drilling using a novel robot in orthopedic trauma surgery. *IJMEI* 2017;3(2):62-8.
151. Hsu YL, Lee ST, Lin HW. A modular mechatronic system for automatic bone drilling. *Biomed Eng Appl Basis Commun*. 2001;13:168-74.
152. Allotta B, Giacalone G, Rinaldi L. A hand-held drilling tool for orthopedic surgery. *Mechatronics, IEEE/ASME Trans* 2(4):218-29.

11. KRATKA BIOGRAFIJA

Tin Ehrenfreund rođen je u Zagrebu 1977. godine. 2007. godine završava Medicinski fakultet. Nakon položenog stručnog ispita radi kao liječnik u Ustanovi za hitnu medicinsku pomoć Zagreb. Provodi dvije godine na specijalizaciji iz anesteziologije, reanimatologije i intenzivne medicine, nakon čega započinje specijalizaciju iz opće kirurgije. 2013. godine na Medicinskom fakultetu u Zagrebu završava specijalistički poslijediplomski studij iz hitne i intenzivne medicine. Specijalistički ispit iz opće kirurgije položio je 2015. godine. 2018. polaže ispit iz uže specijalizacije traumatologije. Trenutno radi na KBC-u Zagreb kao kirurg. Područje interesa mu je politrauma, ozljede kralježnice i traumatologija koštano-zglobnog sustava. Suradnik je u nastavi u Katedri za kirurgiju Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Instruktor je ERC-a za ILS, ALS, GIC i ETC.

