

Ispitivanje robotskog alata za bušenje kosti lubanje

Kovačić, Ivan

Undergraduate thesis / Završni rad

2023

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:315050>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial 4.0 International](#)/[Imenovanje-Nekomercijalno 4.0 međunarodna](#)

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

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Ivan Kovačić

Zagreb, 2023.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Doc. dr. sc. Marko Švaco, mag. ing.

Student:

Ivan Kovačić

Zagreb, 2023.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentoru doc. dr. sc. Marku Švaci na uloženom vremenu i korisnim savjetima tijekom izrade ovog završnog rada. Također, zahvaljujem se istraživačima Ivanu Župančiću i Luki Rabuzinu te svim djelatnicima i praktikantima CRTA-e na pomoći oko eksperimentalnog postava.

Obitelji i kolegama se zahvaljujem na nesebičnoj potpori tijekom preddiplomskog studija.

Ivan Kovačić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite

Povjerenstvo za završne i diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment, inženjerstvo
materijala i mehatronika i robotika



Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 – 04 / 23 – 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 23 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Ivan Kovačić**

JMBAG: **0035225856**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Ispitivanje robotskog alata za bušenje kosti lubanje**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Testing of a robotic cranial bone drilling tool**

Opis zadatka:

U području medicinske robotike zadnjih je godina prisutan trend ubrzanog razvoja novih robotskih alata. S ciljem proširenja područja djelovanja robotskih sustava u zahtjevnim operativnim postupcima, ovakvi alati često se razvijaju kao složeni mehatronički sustavi s većim brojem stupnjeva slobode gibanja i nizom naprednih senzorskih sustava. U ovom je radu potrebno ispitati mogućnosti prototipa alata za osjetljivo bušenje kosti lubanje u Laboratoriju za medicinsku robotiku u Regionalnom centru izvrsnosti za robotske tehnologije (CRTA). U radu je potrebno osmisliti eksperimentalni postav, napraviti plan i provesti eksperimentalna mjerenja u kojima će se bilježiti svi utjecajni parametri alata za osjetljivo bušenje. Eksperimente bušenja moguće je provesti na pravim kostima ili alternativno na umjetnim materijalima sličnih fizikalnih i mehaničkih svojstava.

U sklopu završnog rada potrebno je:

- Upoznati se s radom robota i robotskog alata za osjetljivo bušenje.
- Osmisliti i napraviti eksperimentalni postav za bušenje kosti.
- Ispitati utjecaje brzine vrtnje svrdla, linearnog posmaka svrdla, promjera svrdla, debljine kosti i vrste svrdla.
- Bilježiti podatke iz svakog eksperimentalnog mjerenja koji uključuju: temperaturu svrdla (koristeći dostupne senzore), aksijalnu silu u svrdlu, prostornu koordinatu izbušenog provrta u kosti i sve preostale upravljive parametre alata za osjetljivo bušenje.
- Ispitati utjecaj kuta svrdla na kost.
- Na temelju provedenih mjerenja predložiti radne parametre bušenja kosti.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

30. 11. 2022.

Datum predaje rada:

1. rok: 20. 2. 2023.
2. rok (izvanredni): 10. 7. 2023.
3. rok: 18. 9. 2023.

Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 27. 2. – 3. 3. 2023.
2. rok (izvanredni): 14. 7. 2023.
3. rok: 25. 9. – 29. 9. 2023.

Zadatak zadao:

Doc. dr. sc. Marko Švaco

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Branko Bauer

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA	V
POPIS TEHNIČKE DOKUMENTACIJE	VI
POPIS OZNAKA	VII
SAŽETAK	VIII
SUMMARY	IX
1. UVOD	1
2. STRUKTURA LUBANJE	2
2.1. Pločaste kosti	3
3. POSTUPAK BUŠENJA	5
3.1. Parametri postupka bušenja	5
3.2. Vijčano svrdlo	7
3.2.1. Parametri na reznom dijelu svrdla	9
3.2.2. Analiza sila rezanja	11
3.3. Materijali i prevlake	12
3.4. Svrdla u medicini	13
4. TERMIČKA OSTEONEKROZA	14
5. MEHANIČKA OŠTEĆENJA	19
6. UTJECAJ PARAMETARA BUŠENJA NA RAZVOJ TEMPERATURE	25
6.1. Brzina vrtnje svrdla	25
6.2. Aksijalna sila i posmak (posmična brzina)	27
6.3. Hlađenje	28
6.4. Geometrija i materijal svrdla	32
6.5. Istrošenost svrdla	36
6.6. Debljina i svojstva kosti	37
6.7. Optimalni parametri	38
7. MJERENJE TEMPERATURE KOSTI	40
8. ZAMJENSKI MATERIJALI ZA LJUDSKU KOST	42
8.1. Životinjske kosti	42
8.2. Umjetni materijali	43
9. OSJETLJIVO BUŠENJE LUBANJE	49
9.1. Robotski sustav RONNA	53
10. LABORATORIJSKI POSTAV	54
10.1. Alternativni laboratorijski postav	60
11. PLAN EKSPERIMENATA U LABORATORIJU	65
11.1. Ispitni uzorci	65

11.2. Ispitivanje utjecaja brzine vrtnje na temperaturu	67
11.3. Ispitivanje utjecaja posmaka na temperaturu	67
11.4. Bušenje različitim svrdlima.....	68
11.5. Bilježenje aksijalne sile i okretnog momenta tijekom bušenja	69
11.6. Utvrđivanje optimalnih parametara bušenja	69
12. ZAKLJUČAK.....	70
LITERATURA.....	71
PRILOZI.....	77

POPIS SLIKA

Slika 1.	Podjela lubanje na viscerokranij i neurokranij [6]	2
Slika 2.	Struktura kranijalne kosti [7]	3
Slika 3.	Postupak bušenja s označenim gibanjima [11]	5
Slika 4.	Profil brzine rezanja [12]	6
Slika 5.	Osnovni parametri bušenja [13]	7
Slika 6.	Vijčano svrdlo [16]	8
Slika 7.	Izvedbe drški [13]	8
Slika 8.	Parametri vijčanog svrdla [17]	9
Slika 9.	Različiti kutovi spiralnog žlijeba [18]	10
Slika 10.	Rezna oštrica svrdla s pripadajućim kutovima [20]	10
Slika 11.	Prikaz sila rezanja [21]	11
Slika 12.	Kirurško svrdlo Stericut, deSoutter Medical, Ujedinjeno Kraljevstvo [23]	13
Slika 13.	Vidljiva termička nekroza na kosti [19]	14
Slika 14.	Izvori topline kod bušenja [9]	16
Slika 15.	Fiksiran koštani poklopac [30]	17
Slika 16.	Smanjena čvrstoća kosti oko postavljenih vijaka [31]	17
Slika 17.	Olabavljen implantat (zaokružen crveno) [20]	18
Slika 18.	Delaminacija na ulazu (a) i izlazu (b) iz provrta [2]	19
Slika 19.	Uzorak s prikazanom udaljenosti između provrta [2]	20
Slika 20.	Mjerenje hrapavosti provrta: a) mjerni instrument, b) zone mjerenja [2]	21
Slika 21.	Mjerenje delaminacije kosti nakon bušenja [2]	21
Slika 22.	Rezultati mjerenja površinske hrapavosti pri posmaku od 0,2 mm/o [2]	22
Slika 23.	Rezultati mjerenja površinske hrapavosti pri brzini vrtnje od 800 o/min [2]	22
Slika 24.	Utjecaj promjera svrdla i kuta spiralnog žlijeba na površinsku hrapavost [2]	23
Slika 25.	Utjecaj brzine vrtnje i posmaka na postotak delaminacije [2]	23
Slika 26.	Odstupanja provrta od kružnosti i cilindričnosti [2]	24
Slika 27.	Struktura kosti i osnovni parametri bušenja [32]	25
Slika 28.	Odnos temperature i aksijalne sile pri različitim brzinama vrtnje [45]	28
Slika 29.	Načini izvedbe vanjskog hlađenja [4]	29
Slika 30.	Dvostupnjevano svrdlo promjera 4,5 mm s kanalima za unutarnje hlađenje [47].	30
Slika 31.	Debljina kortikalnog tkiva od 6 mm [50]	33
Slika 32.	Dva ravna (a, b) i dva konusna (c, d) svrdla [50]	34
Slika 33.	Svrdla: čelična (lijevo) i keramička (desno) [52]	34
Slika 34.	Različiti rezni dijelovi svrdla [53]	35
Slika 35.	Različite geometrije ispitivanih svrdala [56]	36
Slika 36.	Svrdla različitih razina istrošenosti [56]	37
Slika 37.	Vrijednosti temperature kroz slojeve goveđe kosti [2]	38
Slika 38.	Termopar K tipa [10]	40
Slika 39.	Termopar postavljen u uzorak [19]	40
Slika 40.	Shematski prikaz postavljene sonde tijekom bušenja [17], [61]	41
Slika 41.	Slike dobivene infracrvenom kamerom [9]	41
Slika 42.	Dijagram naprezanja [62]	42
Slika 43.	Uzorak dijela lubanje tvrtke Sawbones [67]	44
Slika 44.	Uzorci raznih oblika tvrtke Sawbones [68]	44
Slika 45.	Ispitni uzorci tvrtke Sawbones: (a) Saw-EP, (b) Saw-PU20 i Saw-PU50 [9]	44
Slika 46.	Vijčano svrdlo [9]	45
Slika 47.	Mjereni podaci [9]	46
Slika 48.	Odvojena čestica pseće i svinjske donje čeljusti [9]	47

Slika 49.	Odvojena čestica sintetskih materijala [9].....	48
Slika 50.	Koraci uzimanja uzorka tumorskog tkiva uz pomoć robotskog sustava RONNA: (A) sterilna vodilica se pričvršćuje na robotsku ruku, (B) robot je pozicioniran prema planiranoj trajektoriji, kirurg provodi bušenje lubanje, (C) provodi se biopsija tkiva, (D) uzorci tumorskog tkiva se prikupljaju te je time operativni postupak završen [26].....	49
Slika 51.	Prikaz dure kod postupka trepanacije [30]	50
Slika 52.	Robotsko bušenje kosti lubanje [69]	51
Slika 53.	Robotski sustav za bušenje lubanje [69]	52
Slika 54.	RONNA G6 [71].....	53
Slika 55.	Postav za bušenje	54
Slika 56.	Elektroničke komponente postava – prednja strana.....	55
Slika 57.	Elektroničke komponente postava – stražnja strana	55
Slika 58.	Računalo Beckhoff CP2711-0010 [72]	56
Slika 59.	Beckhoff EK1100 [72]	57
Slika 60.	Napajanje SIEMENS PSU200M [73]	57
Slika 61.	3D ispis nosača.....	58
Slika 62.	Prototip bušilice	58
Slika 63.	Prototip bušilice i robotski sustav RONNA.....	59
Slika 64.	Postav za bušenje [74]	60
Slika 65.	Sklop osjetnika i pretvornika Gamma [74].....	61
Slika 66.	Sklop bušilice.....	61
Slika 67.	Net F/T sustav [4], [74]	62
Slika 68.	Upravljačka jedinica Medtronic [75]	62
Slika 69.	Upravljačka jedinica Medtronic u Laboratoriju za medicinsku robotiku.....	63
Slika 70.	Kontrolna jedinica s pedalom [75].....	63
Slika 71.	Držać za imobilizaciju glave pacijenta DORO	65
Slika 72.	Robotsko bušenje teleće lopatične kosti [74]	66

POPIS TABLICA

Tablica 1. Raspodjela otpora rezanju [13]	12
Tablica 2. Parametri bušenja [2].....	20
Tablica 3. Vrijednosti temperature sa svim kombinacijama parametara [47]	31
Tablica 4. Ovisnost trajanja bušenja o debljini kortikalisa [58].....	38
Tablica 5. Usporedba aksijalnih svojstava kostiju [63] ^a , [64] ^b , [65] ^c	43
Tablica 6. Elastična svojstva kompozitnih uzoraka [68]	45
Tablica 7. Komentari dvoje kirurga nakon ručnog bušenja [9].....	48
Tablica 8. Prijedlog ispitnih uzoraka	66
Tablica 9. Utjecaj brzine vrtnje svrdla.....	67
Tablica 10. Utjecaj posmaka	68
Tablica 11. Utjecaj različitih tipova svrdala	69

POPIS TEHNIČKE DOKUMENTACIJE

2023-01-01 3D ispisani nosač

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
a_p	mm	Dubina bušenja
d_c	mm	Promjer jezgre svrdla
$d_1(D)$	mm	Promjer svrdla
D_f	mm/mm	Faktor delaminacije
D_{max}	mm	Maksimalni promjer delaminacije
n	o/min	Brzina vrtnje svrdla
f	mm/o	Posmak
F_a	N	Aksijalna sila
F_c	N	Sila rezanja
F_{cp}	N	Glavna sila rezanja poprečne oštrice
F_f	N	Posmična sila
F_{fp}	N	Posmična sila poprečne oštrice
F_p	N	Natražna sila
F_t	N	Sila trenja
l_a	mm	Dubina bušenja
l_1	mm	Dužina svrdla
l_2	mm	Duljina reznog dijela svrdla
M_{F_c}	Nmm	Moment uslijed glavnih sila rezanja
$M_{F_{cp}}$	Nmm	Moment uslijed glavne sile rezanja poprečne oštrice
M_{F_t}	Nmm	Moment uslijed sile trenja
M_u	Nmm	Ukupni okretni moment
T	°C	Temperatura
T_f	°C	Maksimalna temperatura kod ispitivanja utjecaja posmaka
T_n	°C	Maksimalna temperatura kod ispitivanja utjecaja brzine vrtnje
T_s	°C	Maksimalna temperature kod ispitivanja utjecaja geometrije svrdla
v_c	mm/min	Brzina rezanja
v_f	mm/min	Posmična brzina
w_h	mm	Visina faze
w_f	mm	Širina faze
α	°	Kut stražnje površine
2φ	°	Vršni kut svrdla
ψ_p	°	Kut poprečnog brida
ω_s	°	Kut spiralnog žlijeba
λ	W/mK	Toplinska provodljivost

SAŽETAK

Ljudska lubanja je složena koštana struktura koja štiti mozak te služi kao okvir lica. Sastoji se od 22 kosti.

Bušenje je postupak obrade odvajanjem čestica s ciljem izrade provrta. Izvodi se na alatnim strojevima, najčešće na bušilicama. Glavno gibanje je kružno kontinuirano, dok je posmično gibanje pravolinijski kontinuirano i izvodi se istovremeno s glavnim gibanjem.

Osjetljivo bušenje kosti lubanje predstavlja ključan aspekt kirurških zahvata na mozgu i lubanji (kraniotomija) koji zahtijevaju posebnu pažnju i preciznost. Ovaj rad istražuje parametre osjetljivog bušenja kosti lubanje s ciljem poboljšanja sigurnosti, smanjenja rizika i optimiziranja kirurških rezultata.

Ključne riječi: lubanja, kranijalna kost, bušenje, kraniotomija

SUMMARY

The human skull is a complex bony structure that protects the brain and serves as the framework for the face. It consists of 22 bones.

Drilling is a material removal process used to create holes. It is performed on machine tools, most commonly on drills. The main motion is continuous and circular, while the feed motion is continuous and linear, performed simultaneously with the main motion.

Sensitive drilling of the cranial bones represents a crucial aspect of neurosurgical procedures on the brain and skull (craniotomy), demanding special attention and precision. This study explores the parameters of sensitive cranial bone drilling with the aim of enhancing safety, reducing risks, and optimizing surgical outcomes.

Key words: skull, cranial bone, drilling, craniotomy

1. UVOD

Težnja za razvojem i unaprjeđenjem svih aspekata ljudskog života dovodi do integracije različitih znanstvenih disciplina kako bi se postigao napredak u medicini i drugim područjima. Liječnici su neprestano usmjereni na poboljšavanje kvalitete života pacijenata putem razvoja novih tehnologija, medicinskih pomagala i operativnih postupaka. U tom cilju ostvaruje se suradnja medicine i strojarstva.

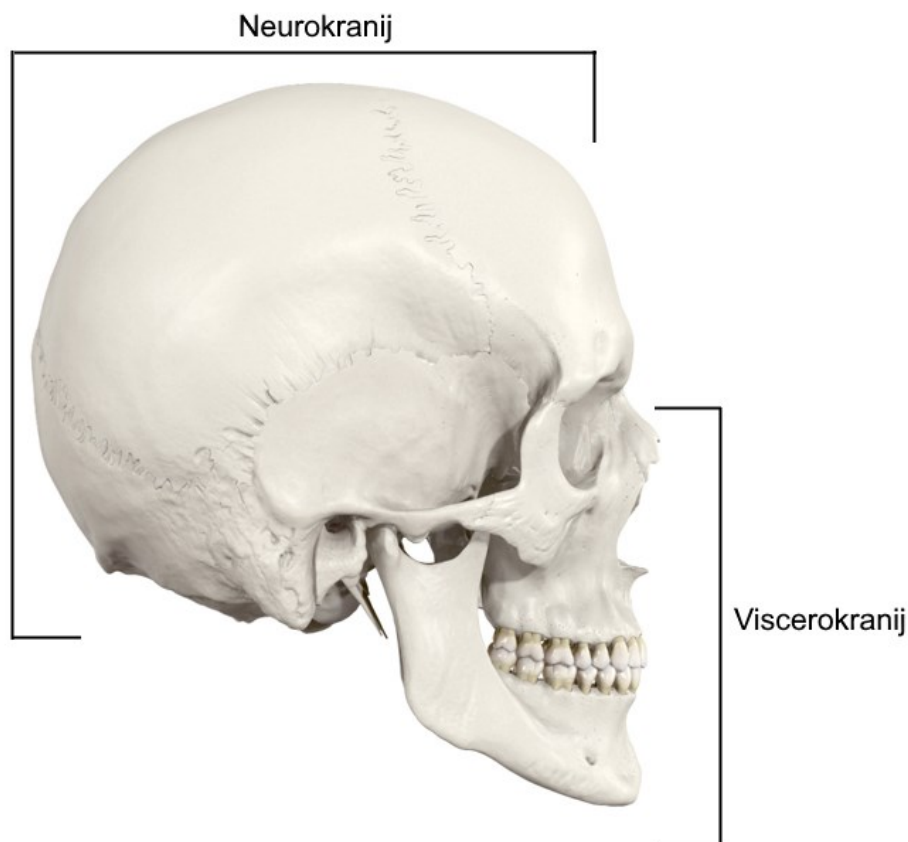
Bušenje kosti čest je kirurški postupak u medicini, posebno u traumatologiji, ortopediji i stomatologiji. Koristi se kod postupaka fiksiranja prijeloma, kao što je ugradnja osteosintetskih materijala i za potrebe biopsije tkiva. Međutim, bušenje kosti nosi određene izazove, kao što su moguća mehanička oštećenja i termičke ozljede kosti, koje se mogu javiti uslijed neodgovarajućih parametara bušenja, kao što su brzina rezanja i posmak.

Termička nekroza, odnosno termičko oštećenje kosti predstavlja veliki problem u kirurgiji, naročito zbog nemogućnosti regeneracije termički oštećenog tkiva. Ta pojava može dovesti do potrebe za novim operativnim zahvatom, što se svakako želi izbjeći.

2. STRUKTURA LUBANJE

Kost predstavlja najtvrdje tkivo u ljudskom tijelu i ključna je komponenta odraslog skeleta koja pruža oslonac mišićima, štiti vitalne organe u lubanji i prsnom košu, te omogućuje razvoj koštane srži gdje se stvaraju krvne stanice. Kost je izgrađena od triju vrsta tkiva, koštanog, hrskavičnog i vezivnog [1]. Strukturu kosti čini 30% organskih tvari, 25% vode i 45% minerala [2]. Ljudski koštani sustav sastoji se od 206 stalnih kostiju. Na tu konstrukciju vežu se ostali organi tijela. Neki organi, poput mozga i kralježničke moždine u potpunosti su zaštićeni kostima [3]. Koštani sustav nije samo mehanička potpora tijela, već sustav s mnogobrojnim metaboličkim funkcijama [4].

Lubanja (lat. *cranium*) koštani je sustav glave. Oslonjena je na vrh kralježnice i ovalnog je oblika. Čini ju niz plosnatih i nepravilnih kostiju od kojih su sve osim kostiju donje čeljusti nepomično spojene. Sastoji se od neurokranija (lat. *neurocranium*) koji predstavlja koštani sustav glave koji obuhvaća šupljinu u kojoj se nalaze dijelovi središnjeg živčanog sustava te viscerokranija (lat. *viscerocranium*) koji oblikuje koštanu osnovicu nosne i usne šupljine [5]. Podjela lubanje na neurokranij i viscerokranij prikazana je na Slici 1.



Slika 1. Podjela lubanje na viscerokranij i neurokranij [6]

Dvije su glavne zadaće lubanje. Prva je da čvrstim koštanim oklopom zaštititi središnji živčani sustav i osjetne organe. Druga je zadaća oblikovanje uvijek otvorenih cijevi za prolazak zraka te konzumiranje hrane. Kostí neurokranija su zatiljna, klinasta, čeona, tjemena i sljepoočna kost. Viscerokranij tvore rešetnica, suzna kost, gornja čeljust, jagodična kost, nosna kost, nepčana kost, donja nosna školjka, raonik, donja čeljust te jezična kost [1].

2.1. Pločaste kosti

S obzirom na to da se ovaj rad poglavito svodi na bušenje kranijalnih pločastih kostiju, u nastavku je dan detaljniji opis strukture i svojstava pločastih kostiju.

Kosti lubanje pločaste su i zaobljene kosti. Debljine su u prosjeku 6,5 mm. Sastoje se od dva sloja kompaktnog (kortikalnog) koštanog tkiva između kojih se nalazi spongiozno (trabekularno) tkivo. Kortikalno tkivo je gušće i ima veću čvrstoću od šupljikavog trabekularnog tkiva [7], [8]. Oko 80% koštanog sustava čini kortikalna kost, dok trabekularna kost čini oko 20% [9].

Kortikalno tkivo čini vanjski, kompaktni sloj svake kosti. Ovo tkivo pruža zaštitu i potporu te podnosi opterećenja uzrokovana težinom i pokretima.

S druge strane, trabekularno tkivo je lakše i ima poroznu strukturu nalik spužvi. Trabekularno tkivo tvori unutarnji dio kosti, obloženo kortikalnim tkivom radi zaštite. Trabekularno tkivo sadrži crvenu koštanu srž [9]. U pločastim kostima glave trabekularno (spongiozno) tkivo naziva se diploe [1].

Na Slici 2 nalazi se prikaz strukture pločaste kranijalne kosti.



Slika 2. Struktura kranijalne kosti [7]

Ehrenfreund [10] tvrdi kako površinu kosti, kako vanjsku tako i unutarnju, oblažu stanice koje sudjeluju u stvaranju koštanog tkiva i vezivnog tkiva, čineći slojeve poznate kao periost i endost.

Periost (pokosnica) vanjska je opna na kostima. To je čvrsti sloj osteogenog (koštano-formirajućeg) vezivnog tkiva. Endost, s druge strane, prekriva unutarnje površine koštanih šupljina i sastoji se od tankog sloja spljoštenih koštanih stanica s minimalnom količinom vezivnog tkiva. Kao rezultat toga, endost je znatno tanji od periosta.

Osnovna uloga periosta i endosta leži u opskrbi koštanog tkiva hranjivim tvarima te obnova i rast kosti. Stoga je važno pažljivo očuvati i periost i endost tijekom kirurških zahvata na kostima kako bi se osigurala ispravna prehrana kosti i održala stalna opskrba novim stanicama.

3. POSTUPAK BUŠENJA

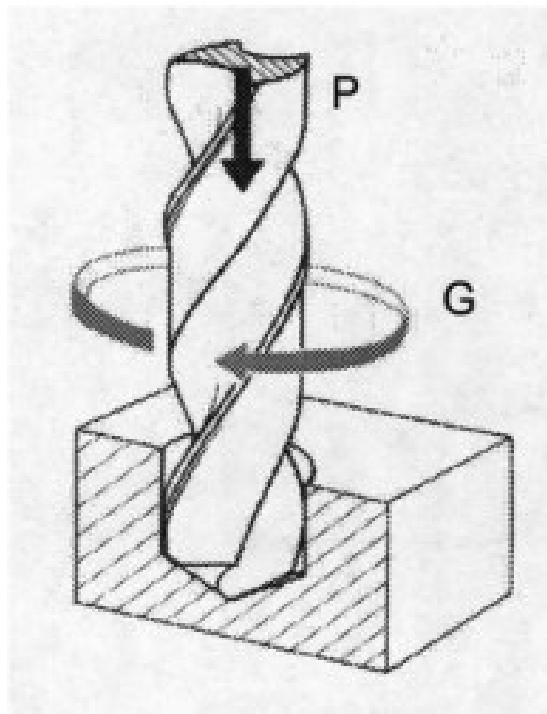
Bušenje je postupak obrade odvajanjem čestica s ciljem stvaranja provrta. Proces bušenja obično se provodi na alatnim strojevima, prije svega na bušilicama. Glavno gibanje u bušenju je kružno i kontinuirano, dok je posmično gibanje pravocrtno i također kontinuirano, a oba gibanja izvode se istovremeno.

Ako se obrada provodi na bušilicama, alat izvodi sva potrebna gibanja za postupak bušenja.

Alat za bušenje je svrdlo, definirane geometrije reznog dijela, s dvije glavne rezne oštrice i jednom poprečnom oštricom koja otežava obradu.

Svrkla se dijele na: vijčana svrdla, svrdla za središnje uvrte te posebna svrdla za duboko bušenje [11].

Na Slici 3 prikazan je postupak bušenja s naznačenim posmičnim (P) i glavnim (G) gibanjem.



Slika 3. Postupak bušenja s označenim gibanjima [11]

3.1. Parametri postupka bušenja

Osnovni parametri u postupku bušenja su brzina rezanja v_c , dubina bušenja a , posmak f te promjer svrdla d_1 .

Brzina rezanja predstavlja obodnu brzinu svrdla, odnosno brzinu kojom alat izvodi obradu na radnom komadu. Prema [11] ova brzina ovisi o sljedećim faktorima:

- vrsti alata koji se koristi za bušenje,
- željenom stanju površine nakon bušenja,
- primijenjenom hlađenju tijekom procesa bušenja,
- snazi stroja koji se koristi,
- veličini posmaka alata pri obradi.

Dubina rezanja a_p (mm) pri bušenju u punom materijalu iznosi:

$$a_p = \frac{d_1}{2}, \quad (1)$$

gdje je:

d_1 – promjer svrdla, mm.

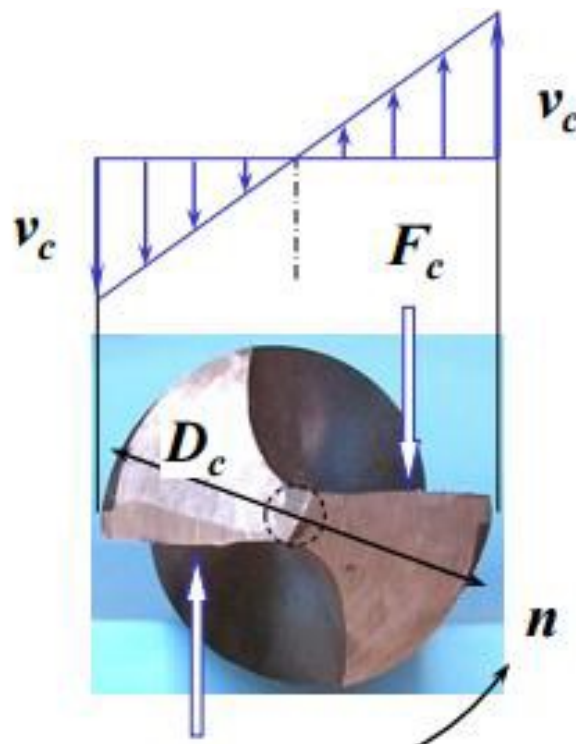
Brzina rezanja v_c (m/min) može se izračunati iz izraza:

$$v_c = d_1 \times \pi \times n, \quad (2)$$

gdje je:

n – brzina vrtnje, o/min.

Na Slici 4 shematski je prikazan raspored vrijednosti brzine rezanja.



Slika 4. Profil brzine rezanja [12]

Posmak f (mm/o) put je koje svrdlo obavi u pravcu osi alata za jedan okret alata, a računa se kao:

$$f = f_z \times z, \quad (3)$$

gdje su:

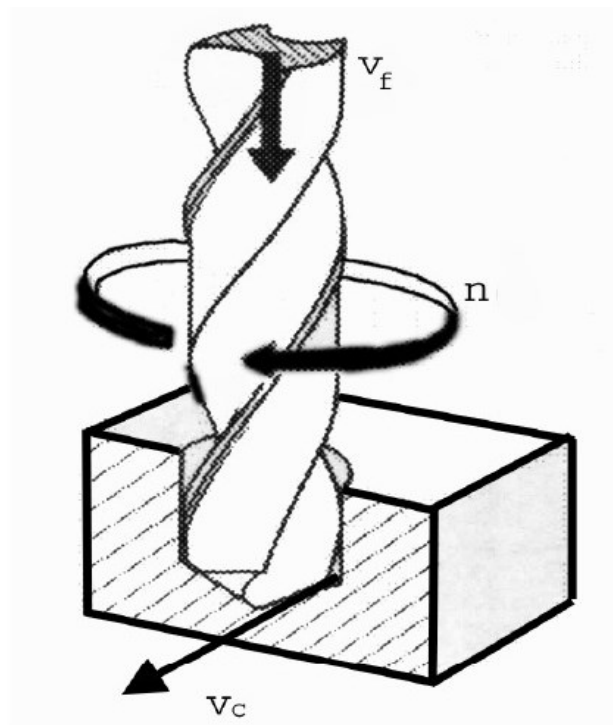
f_z – posmak za jednu oštricu, mm/o,

z – broj oštrica.

Posmična brzina v_f (mm/min) računa se iz poznatog posmaka i broja okretaja svrdla:

$$v_f = f \times n = f_z \times z \times n. \quad (4)$$

Princip bušenja s prikazanim parametrima prikazan je na Slici 5.



Slika 5. Osnovni parametri bušenja [13]

3.2. Vijčano svrdlo

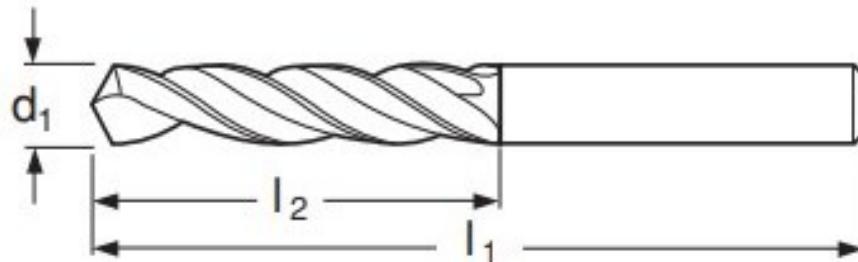
Za bušenje kostiju u medicini koristi se vijčano¹ svrdlo. Rebec [14] navodi: „Vijčana svrdla izrađena su od okruglog čelika s utorima urezanim sa stalnim usponom u tijelo valjka. Na vrhu se nalazi šiljak s podbrušenim plohama, koje s čelnim plohama utora čine glavne rezne oštrice.“

1. Prema Krautov strojarski priručnik [15] naziv „spiralno“ svrdlo, kako se često naziva, pogrešan je.

Prikaz vijčanog svrdla nalazi se na Slici 6.

Prema [13] vijčano svrdlo sastoji se od:

- radne dužine svrdla l_1 , koja uključuje rezni dio svrdla l_2 i dršku,
- reznog dijela koji je izbrušen u konus 2φ ,
- usmjeravajućeg dijela koji usmjerava svrdlo u procesu bušenja,
- drške, dio svrdla koji služi za pričvršćenje svrdla i prijenos okretnog momenta na svrdlo.



Slika 6. Vijčano svrdlo [16]

Duljina reznog dijela svrdla l_2 ne smije biti manja od:

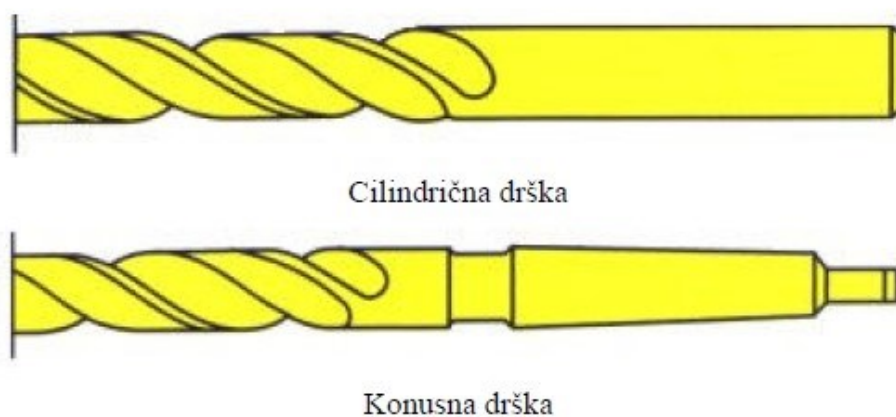
$$l_2 = l_a + 3 \times d_1, \quad (5)$$

gdje su:

l_a – dubina bušenja,

d_1 – promjer svrdla.

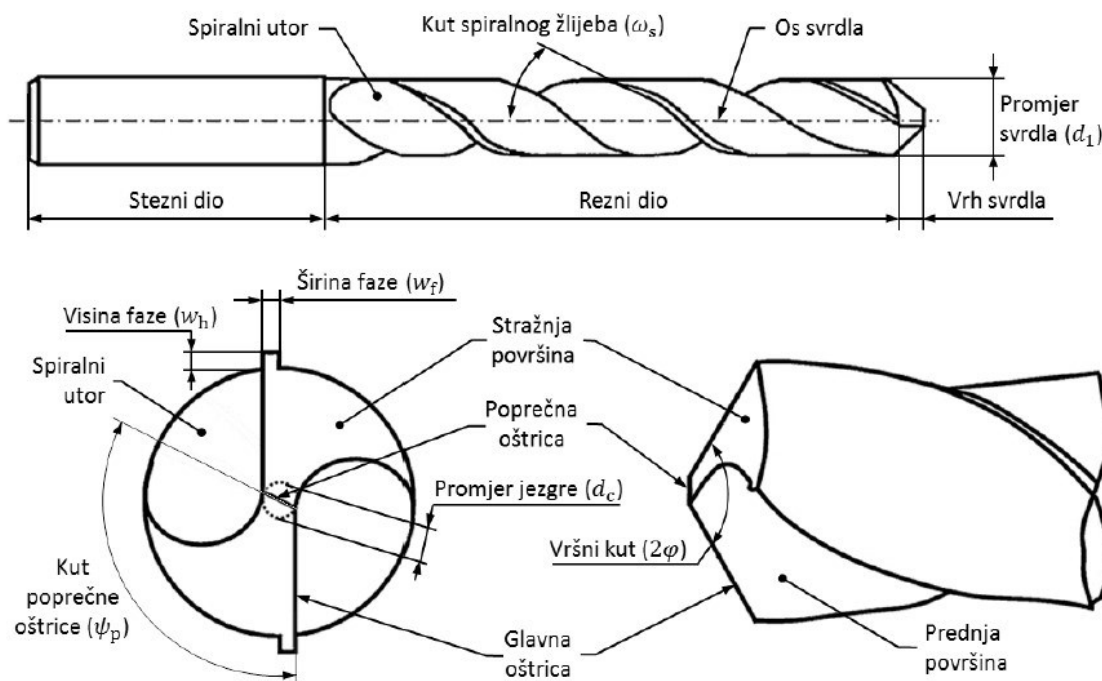
Na Slici 7 su prikazane izvedbe vijčanog svrdla s cilindričnom i konusnom drškom.



Slika 7. Izvedbe drški [13]

3.2.1. Parametri na reznom dijelu svrdla

Prema [13], parametri reznog dijela svrdla su promjer svrdla (d_1), kut spiralnog žlijeba (ω_s), vršni kut svrdla (2φ), promjer jezgre (d_c), kut poprečnog brida (ψ_p), visina faze (w_h), širina faze (w_f) i kut stražnje površine (α). Kraj reznog dijela završava s dvije glavne oštrice, koje su međusobno spojene poprečnom oštricom i koje su međusobno simetrične u odnosu na os svrdla. Na Slici 8 prikazana je geometrija vijčanog svrdla s označenim pripadajućim parametrima.



Slika 8. Parametri vijčanog svrdla [17]

Glavna oštrica nastaje presjekom konvolutne zavojne plohe i stražnje površine koja je dio plohe stošca.

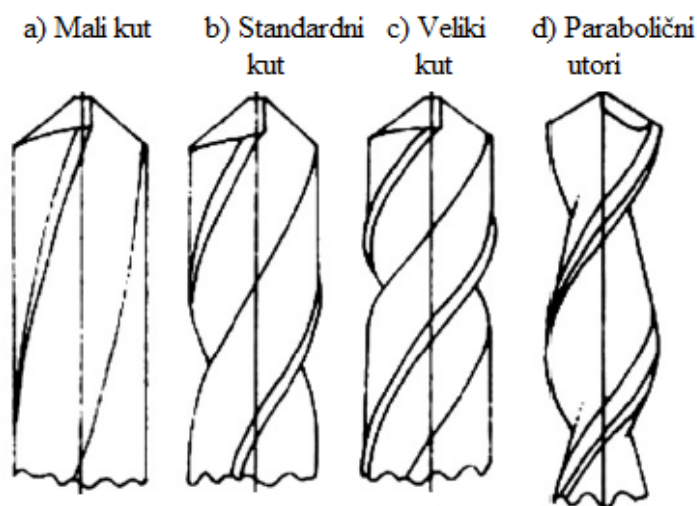
Poprečna oštrica linija je koja se dobije presijecanjem dviju stražnjih površina. Poprečna oštrica čini 15% ukupne dužine oštrice a na njoj djeluje do 65% aksijalne sile (zavisno o promjeru svrdla). Kut na poprečnoj oštrici je vrlo negativan i kreće se od 48° do 55° (tu dolazi do trganja i izbacivanja materijala). Skraćenjem poprečne oštrice poboljšavaju se uvjeti rezanja.

Prednja površina je zavojna površina utora po kojoj klizi odvojena čestica.

Stražnja površina je površina okrenuta prema površini rezanja.

Vršni kut 2φ je kut što ga zatvaraju dvije glavne rezne oštrice. S povećanjem kuta 2φ povećava se i otpor rezanja, a samim tim su veća i naprezanja svrdla na uvijanje i izvijanje.

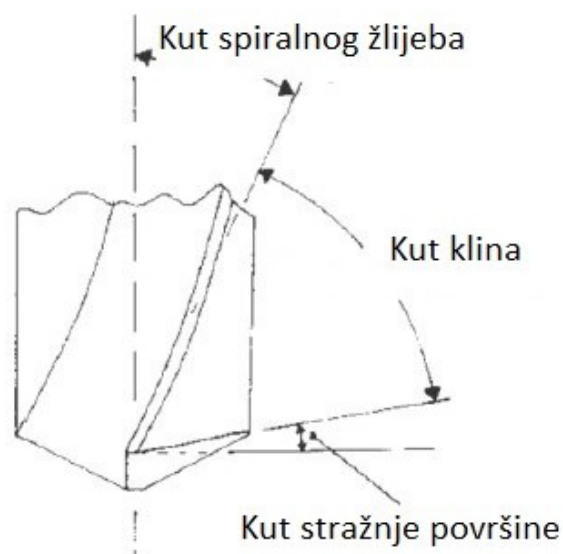
Kut spiralnog žlijeba ω_s je kut između osi svrdla i razvijenog brida utora. Ovaj kut određuje veličinu prednjeg geometrijskog kuta. Povećavanjem kuta zavojnice popravljaju se uvjeti rezanja, smanjuje moment uvijanja i otpori rezanja. Istovremeno se smanjuje krutost svrdla i trajnost oštrice, pogotovo za svrdla manjeg promjera. Na Slici 9 prikazana su svrdla s različitim kutovima spiralnog žlijeba.



Slika 9. Različiti kutovi spiralnog žlijeba [18]

Kut poprečne oštrice ψ_p je kut što ga zatvara poprečna oštrica s ravninom, koja prolazi glavnom oštricom paralelno sa smjerom osi svrdla. Kut poprečne oštrice mjerodavan je za utvrđivanje traženog oblika podbrušenih površina i vrijednosti podbrušenih kutova. Veći kut poprečne oštrice daje veću posmičnu silu što dovodi do većeg utroška snage [19].

Shematski prikaz rezne oštrice kod procesa bušenja dan je na Slici 10.

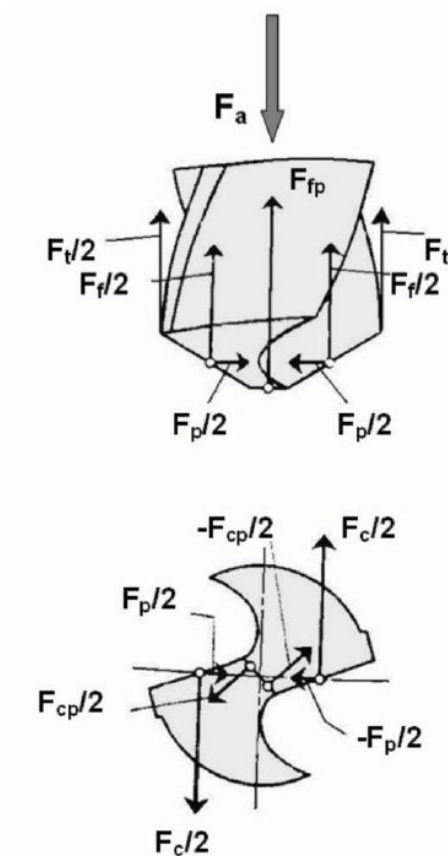


Slika 10. Rezna oštrica svrdla s pripadajućim kutovima [20]

3.2.2. Analiza sila rezanja

Tijekom bušenja na svrdlo djeluju različite sile rezanja. U idealnim uvjetima sile rezanja na svakoj su oštrici jednake budući da se pretpostavlja da je poprečni presjek odvojene čestice jednak [21].

Sile rezanja prikazane su na Slici 11.



Slika 11. Prikaz sila rezanja [21]

Sile koje se javljaju kod bušenja [21]:

- sile na glavnim oštricama:

- dvije jednake i suprotno usmjerene glavne sile rezanja $F_c/2$,
- dvije jednake i istog smjera posmične sile $F_f/2$,
- dvije jednake i suprotno usmjerene natražne sile $F_p/2$,

- sile na poprečnoj oštrici:

- dvije jednake i suprotno usmjerene glavne sile rezanja poprečne oštrice $F_{cp}/2$,
- posmična sila poprečne oštrice F_{fp} ,

- sile trenja $F_t/2$ uzrokovane trenjem svrdla obrađene površine i odvojenih čestica.

Aksijalna sila određena je rezultantom svih vertikalnih komponenti, odnosno:

$$F_a = F_f + F_{fp} + F_t. \quad (6)$$

Prema [13], ukupni okretni moment M_u , kojim je opterećeno vijčano svrdlo, sastoji se od momenta M_{F_c} uslijed glavnih sila rezanja F_c (iznosi oko 80% ukupnog momenta), momenta $M_{F_{cp}}$ izazvanog glavnim silama rezanja F_{cp} koje se generiraju na poprečnoj oštrici (10%) i momenta M_{F_t} , od sila trenja F_t , koje djeluju na cilindričnim rubovima svrdla. Iz navedenog se može napisati izraz za ukupni okretni moment:

$$M_u = M_{F_c} + M_{F_{cp}} + M_{F_t}. \quad (7)$$

Prikaz raspodjele otpora rezanju dan je u Tablici 1.

Tablica 1. Raspodjela otpora rezanju [13]

	Raspodjela, %	
	Momenta M_{F_c}	Posmične sile F_f
Na glavnu oštricu	80	45
Na poprečnu oštricu	10	50
Na trenje	10	5

3.3. Materijali i prevlake

Za izradu općih, industrijskih svrdala koriste se sljedeći materijali [4]:

- ugljični i niskolegirani čelici, maksimalne temperature rezanja do 250 °C i brzine rezanja do 20 m/min; C105U (Č.1940), 102Cr6 (Č.4145), 90MnCrV8 (Č.3840),
- brzorezni čelici (eng. *HSS – High Speed Steel*); HS18-0-1 (Č.6880), HS12-1-2-5 (Č.6981), podnose temperature rezanja do 600 °C i brzine rezanja 60-70 m/min,
- rezna keramika, deset puta kraće vrijeme obrade, postoji crna i bijela keramika za izradu reznih pločica, podnosi temperature 1300-1400 °C, brzine rezanja su u praksi 600 m/min, dok je teoretski moguća brzina 1200 m/min,
- umjetni dijamant, najčvršći materijal kojim se mogu bušiti sve vrste materijala bez obzira na tvrdoću,
- tvrdi metal, sastoji se od volframovih karbida i kobaltova veziva, služe za obradu ljevova, tvrdih ljevova i tvrdih kaljenih materijala.

Pored materijala korištenog za izradu svrdla, danas se često koriste i različite prevlake napravljene od drugih materijala koje dodatno unapređuju karakteristike svrdla prema njegovoj svrsi:

- crni oksid prevlaka je koja poboljšava toplinsku otpornost, podmazivost i rezistenciju na koroziju svrdla izrađenog od brzoreznog čelika,
- titan-nitrid je tvrd, keramički materijal tvrdoće od 2100 do 2500 HV kojim se uobičajeno oblaže vijčano svrdlo i produljuje vijek bušenja,
- titan-karbon-nitrid dvoslojna je prevlaka tvrdoće od 3000 do 4000 HV koja produljuje vijek trajanja alata,
- titan-aluminij-nitrid dvoslojna je prevlaka koja produljuje vijek trajanja alata, tvrdoće od 3000 do 3500 HV.

3.4. Svrdla u medicini

Za razliku od osteosintetskih implantata, za medicinska svrdla nije presudno da budu rezistentni na koroziju, jer ne ostaju u dugom vremenskom kontaktu s tkivnim tekućinama i tkivom kao implantati. Za svrdlo je važno da se rezna oštrica ne istroši odnosno ošteti u što većem broju bušenja, kao i da zadrži prvobitne karakteristike nakon višekratnih sterilizacija u autoklavu na temperaturi do 135°C. Uobičajeno, sastav svrdala uključuje 0,85% ugljika, 18% kroma, 1% molibdena, 1% mangana, 1% silicija te 78% čelika. U medicinskim primjenama, standardi kao što su DIN 1.4112 ili AISI 440B propisuju zahtjeve za svrdla [4]. Promjeri vijčanih svrdala u traumatologiji i ortopediji su standardizirani. Bitno svojstvo medicinskog svrdla je savitljivost. Svrdlo promjera 4,5 mm je kruće od svrdla promjera 3,2 mm i manje se savija, što je posebno važno kod postupaka biopsije [22].

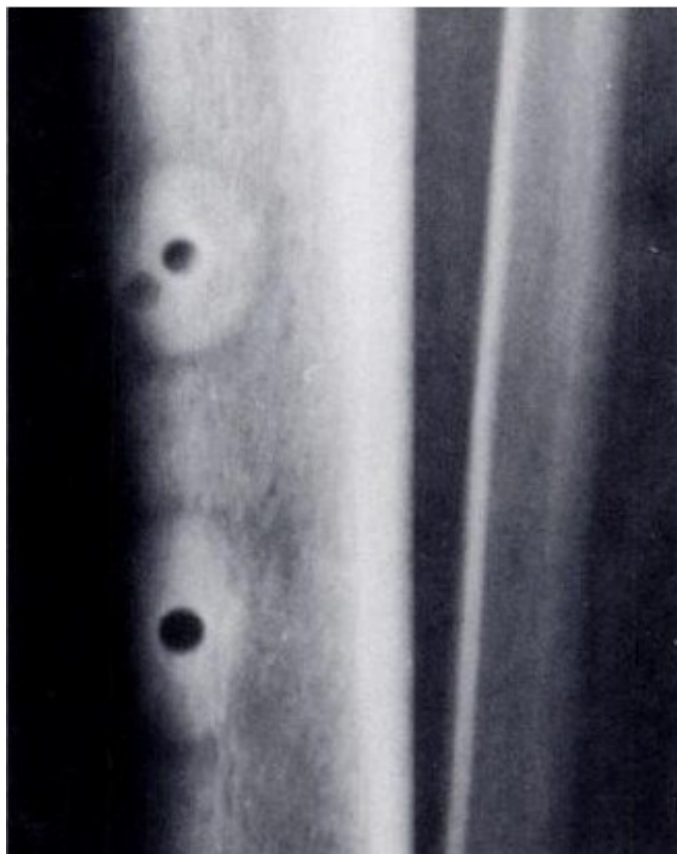
Prilikom bušenja kostiju koriste se i razni tipovi vodilica, koje osiguravaju bušenje u željenom smjeru. Na Slici 12 prikazan je primjer medicinskog svrdla.



Slika 12. Kirurško svrdlo Stericut, deSoutter Medical, Ujedinjeno Kraljevstvo [23]

4. TERMIČKA OSTEONEKROZA

Jedan od ključnih elemenata koji kompliciraju i produljuju standardno zacjeljivanje kostiju nakon bušenja jest termička nekroza kosti, poznata i kao termička osteonekroza. Na rendgenskoj slici se prepoznaje po prstenastim sekvestrima oko provrta [Slika 13].



Slika 13. Vidljiva termička nekroza na kosti [19]

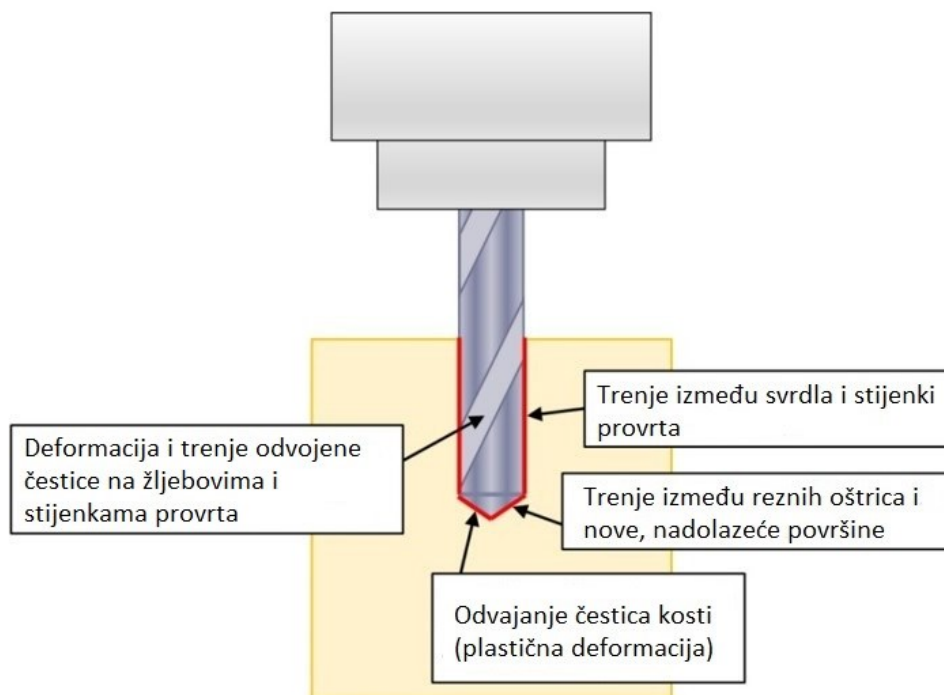
U svom radu Pandey i Panda [24] termičku nekrozu opisuju kao bolest koja proizlazi iz privremenog ili trajnog gubitka dotoka krvi u kosti. U odsustvu dotoka krvi, tkivo kosti odumire. Prema [25], osteonekroza je poremećaj koji često može klinički proći neprimijećeno ili može rezultirati urušavanjem strukture kosti, uzrokujući ozbiljne strukturne promjene na zahvaćenom mjestu. Ova komplikacija nastaje kao posljedica oštećenja uzrokovanog visokom temperaturom tijekom procesa bušenja kosti. Tijekom postupaka bušenja kosti primjenjuje se mehanički rad pomoću rotirajućeg reznog alata, što uzrokuje plastičnu deformaciju i smicanje u području koje je bušeno. Tijekom ovog procesa, uslijed deformacije kosti i trenja, dolazi do značajne pretvorbe mehaničke energije u toplinsku energiju, što rezultira privremenim porastom temperature kosti i mekog tkiva iznad normalnih fizioloških razina [26]. Povećana temperatura u području obrade može dovesti do ireverzibilne smrti stanica kosti, onemogućiti regeneriranje tkiva i time smanjiti čvrstoću kostiju.

Prema [4], tijekom bušenja, kompaktna kortikalna kost stvara otpor bušenju kosti. Glavni uzrok porasta temperature je trenje. Trenje se zbiva na mjestu dodira oštrice svrdla i kosti. Rotacijom svrdla, glavna oštrica uzrokuje pucanje intermolekularnih veza kortikalisa čime se oslobađa energija. Čestice kosti se kroz spiralne žljebove svrdla odstranjuju prema površini, a oštrica svrdla ponovo skida sloj kosti. To podrazumijeva da se najveća temperatura tijekom čitavog postupka bušenja javlja između oštrice i novog, nadolazećeg dijela kosti.

Prema [17], ključni čimbenici koji utječu na porast temperature tijekom bušenja uključuju specifičnu toplinu i toplinsku provodljivost kosti. Kost loše provodi toplinu. Toplinska provodljivost (λ) je termodinamički parametar koji opisuje sposobnost materijala da provodi toplinu. Toplinska provodljivost goveđe kortikalne kosti iznosi $0,64 \pm 0,04$ W/mK, dok je za ljudsku kortikalnu kost utvrđena vrijednost $0,68 \pm 0,01$ W/mK. [27]. Ova niska vrijednost rezultira povećanim generiranjem topline na sučelju između alata za bušenje i kosti. Važno je napomenuti da toplinska provodljivost materijala alata za bušenje ima manji utjecaj na porast temperature.

U slučaju bušenja metala, gotovo 85% ili više stvorene topline odvodi se putem odvojenih čestica, dok će kod bušenja kosti temperatura postepeno rasti tijekom procesa zbog slabe toplinske provodljivosti kosti. To znači da će odvojene čestice kosti sudjelovati u manjem postotku odvođenja stvorene topline [17].

Utjecaj temperature na koštano tkivo određen je temperaturom i duljinom izlaganja. Toplina koja se generira tijekom procesa bušenja kosti uglavnom proizlazi iz deformacije površinskih slojeva materijala uzrokovanom djelovanjem svrdla, što rezultira prekidom međumolekularnih veza i oslobađanjem energije. Nadalje, trenje između nereznih površina svrdla i kosti, kao što su utori, bočne strane i tijelo svrdla, također pridonosi generiranju topline. Na Slici 14 shematski su prikazani izvori topline tijekom bušenja kosti.



Slika 14. Izvori topline kod bušenja [9]

Stvorena toplina tijekom bušenja djelomično se rasipa zbog prisutnosti krvi i tkivne tekućine, a djelomično se odvodi i putem odvojenih čestica kosti [8]. Međutim, zbog činjenice da kost slabo provodi toplinu, dolazi do značajnog porasta temperature u području obrade.

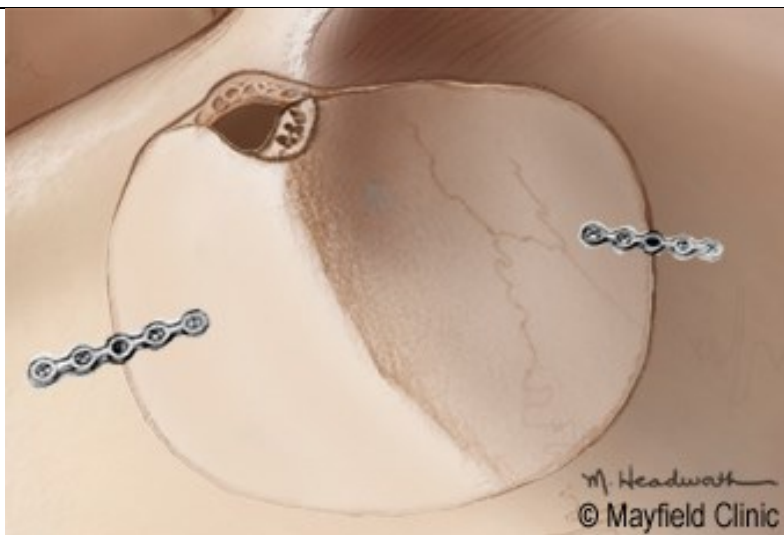
Utvrđeno je da temperatura koja prelazi 42°C uzrokuje poremećaj metabolizma kosti, a temperatura iznad 47°C tijekom 1 minute izaziva ireverzibilne (trajne, nepovratne) promjene kako građe tako i funkcije kosti [13], [18], [24], [28].

Uslijed trenja između svrdla i kosti čak dvije trećine energije pretvaraju se u toplinu.

U mnogim kirurškim postupcima, buše se provrti promjera 3,2 mm u tvrdi kortikalnu kost. Nakon bušenja, za učvršćivanje komada slomljene kosti ili implantaciju ploča koriste se samourezni kirurški vijci promjera 4,5 mm [8]. Prema [29], gubitak kosti zbog termičke osteonekroze može oslabiti prihvat kirurški postavljenih vijaka.

Augustin, G. [4] u svom radu navodi da povišena temperatura oko mjesta bušenja uzrokuje ireverzibilnu nekrozu kosti. Posljedica je smrt koštanih stanica i nemogućnost njihove regeneracije, što rezultira smanjenom čvrstoćom kosti.

Kod sanacije prijeloma osteosintetskim materijalom, kost se buši i postavljaju se pločice i vijci. Oko vijaka se stvara nova kost koja podržava stabilnost osteosinteze. Na Slici 15 prikazan je koštani poklopac fiksiran osteosintetskim materijalom.



Slika 15. Fiksiran koštani poklopac [30]

Ako se tijekom bušenja postigne temperatura iznad kritične dolazi do termičke osteonekroze cirkularno oko mjesta bušenja. Obnavljanje tako oštećene kosti nije moguće, a nadomješta se vezivnim tkivom koje ima čvrstoću manju od čvrstoće koštanog tkiva. Gubitak čvrstoće kosti uzrokuje gubitak čvrstog kontakta kosti i elemenata korištenih za fiksaciju prijeloma [31], [32]. Na Slici 16 pored svakog vijka vidljiva je zona razrjeđenja kosti nastala zbog osteonekroze.



Slika 16. Smanjena čvrstoća kosti oko postavljenih vijaka [31]

Gubitak čvrstog kontakta uzrokuje nestabilnost elemenata korištenih za fiksaciju frakturnih ulomaka što rezultira pomakom ulomaka. Na Slici 17 prikazan je olabavljen implantat nakon sanacije prijeloma bedrene kosti.



Slika 17. Olabavljen implantat (zaokružen crveno) [20]

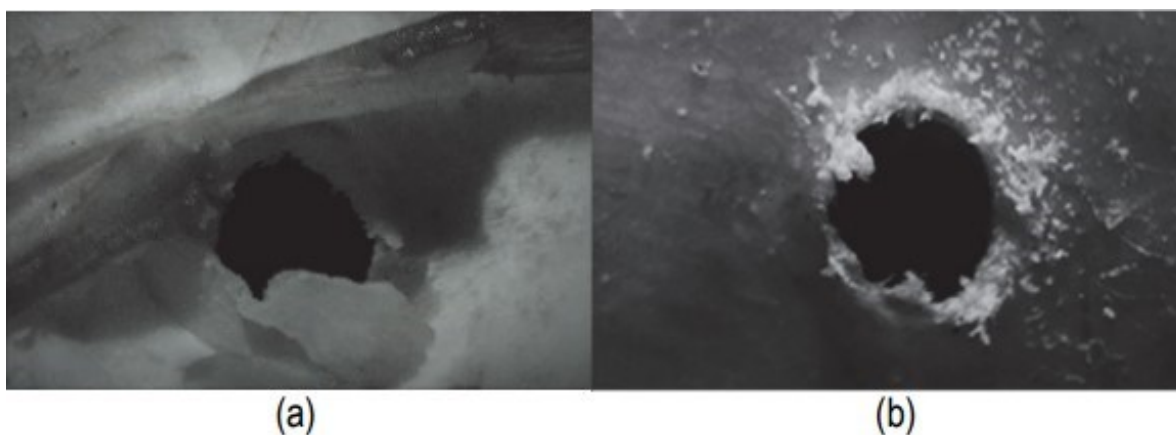
Prema [4], zbog termičke osteonekroze dolazi do pomicanja osteosintetskog sredstva te konačno i pucanja istog, a ono je najizraženije kod prijeloma donjih ekstremiteta koji nose težinu tijela. Druga potencijalna posljedica je moguća deformacija provrta. Tijekom bušenja zbog porasta temperature dolazi do ekspanzije promjera svrdla odnosno promjer provrta je veći od samog promjera svrdla.

Prema [18], stopa olabavljenih implantata nakon operativnih zahvata donjih ekstremiteta iznosi 2 do 7 % i veća je u usporedbi s gornjim ekstremitetima zbog fiziološkog opterećenja uslijed kretanja.

5. MEHANIČKA OŠTEĆENJA

Bušenje kostiju osim termičkih, može izazvati i površinska mikrooštećenja. U svom radu Noble [33] navodi da akumulacija mikrooštećenja u kostima dovodi do njihove smanjene snage i čvrstoće. Frost [34] te Reilly i Currey [35] navode da se male pukotine nakupljaju u mineraliziranoj matrici kosti. Navedena mikrooštećenja također doprinose pojavi osteonekroze. Primjer takvog oštećenja je delaminacija (raslojavanje).

Kolučik i sur. [2] u svom su radu proučavali pojavu delaminacije. U procesu bušenja, delaminacija se javlja i na ulazu i na izlazu iz provrta [Slika 18]. Osim što narušava kvalitetu površine provrta u kosti, delaminacija može dovesti i do loše fiksacije osteosintetskih materijala.



Slika 18. Delaminacija na ulazu (a) i izlazu (b) iz provrta [2]

Količina oštećenja delaminacijom računa se faktorom delaminacije D_f :

$$D_f = \frac{D_{max}}{D}, \quad (8)$$

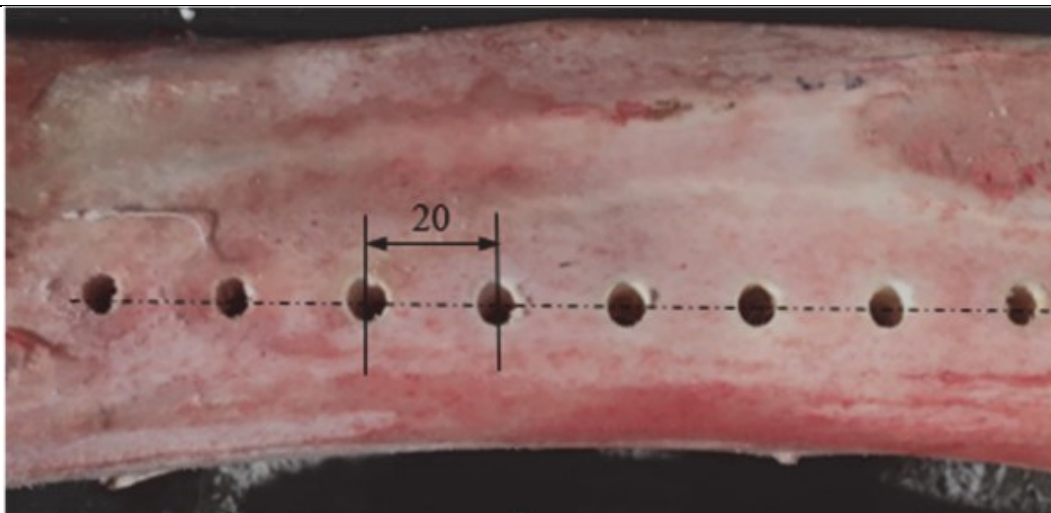
gdje su:

D_{max} - maksimalni promjer oštećenja, tj. delaminacije,

D - promjer svrdla.

Faktor delaminacije služi za procjenu površinskog oštećenja. Oštećenje površine na probušanim kostima važan je faktor pri evaluaciji čvrstoće pričvršćivanja vijaka.

Kolučik i sur. su zbog svoje sličnosti ljudskim, istraživanje proveli na goveđim kostima. Eksperimentalna bušenja su provedena na CNC vertikalnom obradnom stroju. Provrta su na uzorku međusobno bili udaljeni 20 mm [Slika 19].



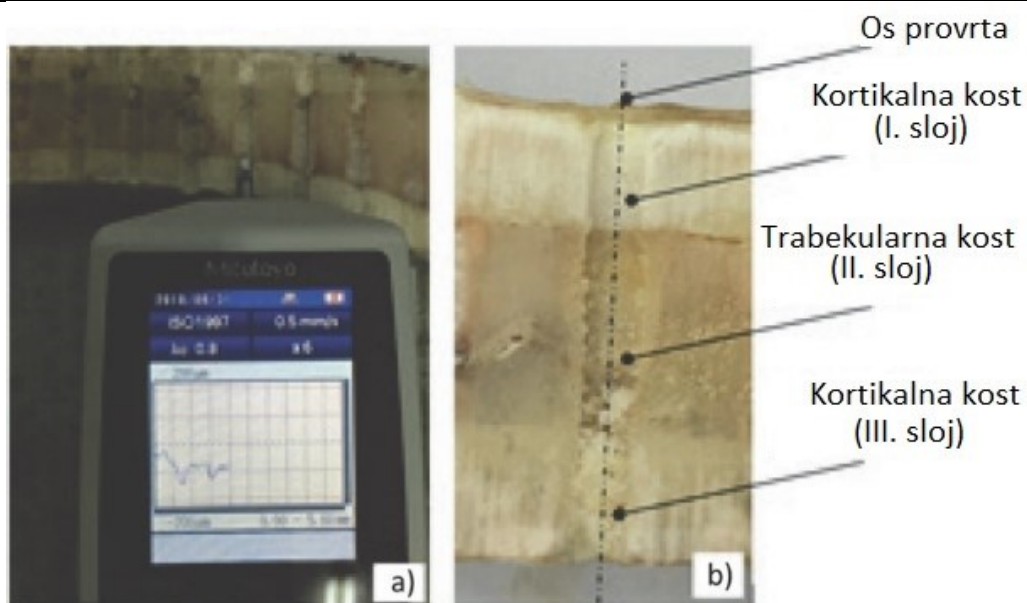
Slika 19. Uzorak s prikazanom udaljenosti između provrta [2]

Ukupno je provedeno 81 eksperimentalno bušenje. Svako bušenje je provedeno s tri različite vrijednosti posmaka, brzine vrtnje, promjera svrdla i kuta uspona spiralnog žlijeba. Vrijednosti provedenih bušenja prikazane su u Tablici 2.

Tablica 2. Parametri bušenja [2]

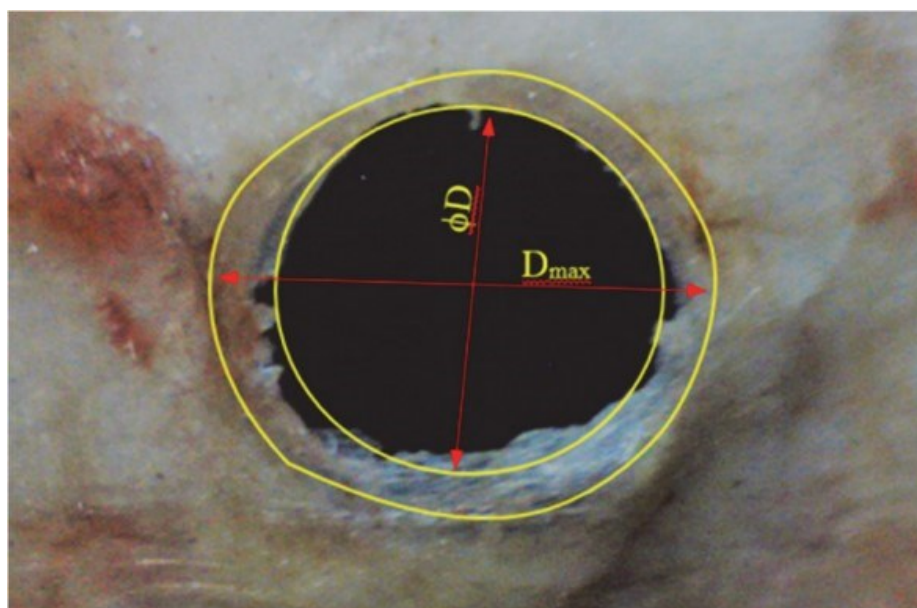
Brzina vrtnje n (o/min)	Posmak f (mm/o)	Kut uspona spiralnog žlijeba ω_s (°)	Promjer svrdla D (mm)
400	0,1	15	4,0
800	0,2	20	4,5
1200	0,3	25	4,8

Za određivanje vrijednosti hrapavosti provrta, hrapavost se mjerila s uzdužnog presjeka kosti [Slika 20]. Mjerenje je provedeno instrumentom MITUTOYO SJ-210 s osjetljivošću od 0,001 μm . Svrdlom su probušeni svi slojevi kosti; obje kortikalne kosti te trabekularna kost.



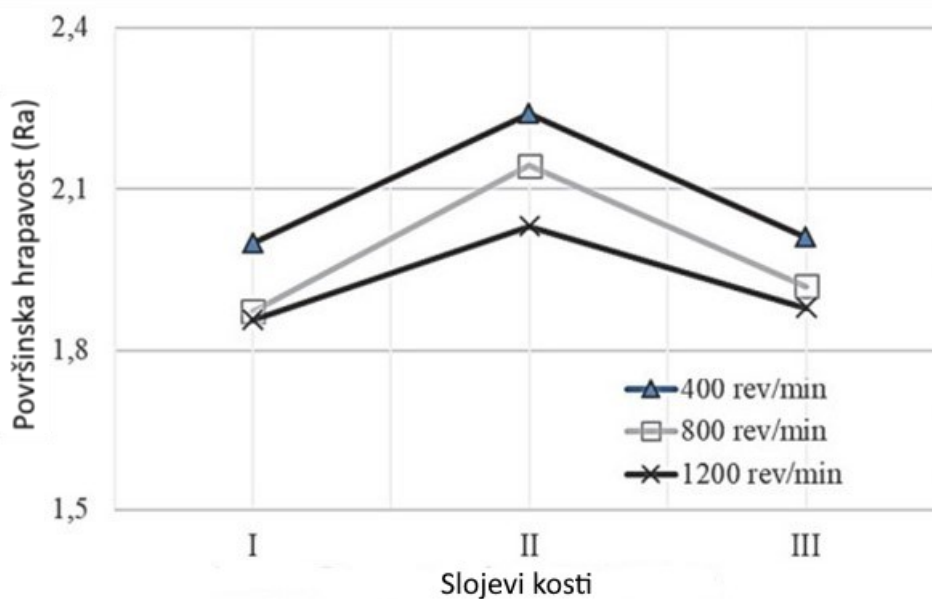
Slika 20. Mjerenje hrapavosti provrta: a) mjerni instrument, b) zone mjerenja [2]

Kako bi se odredio faktor delaminacije D_f , provrti su slikani mikroskopom [Slika 21].



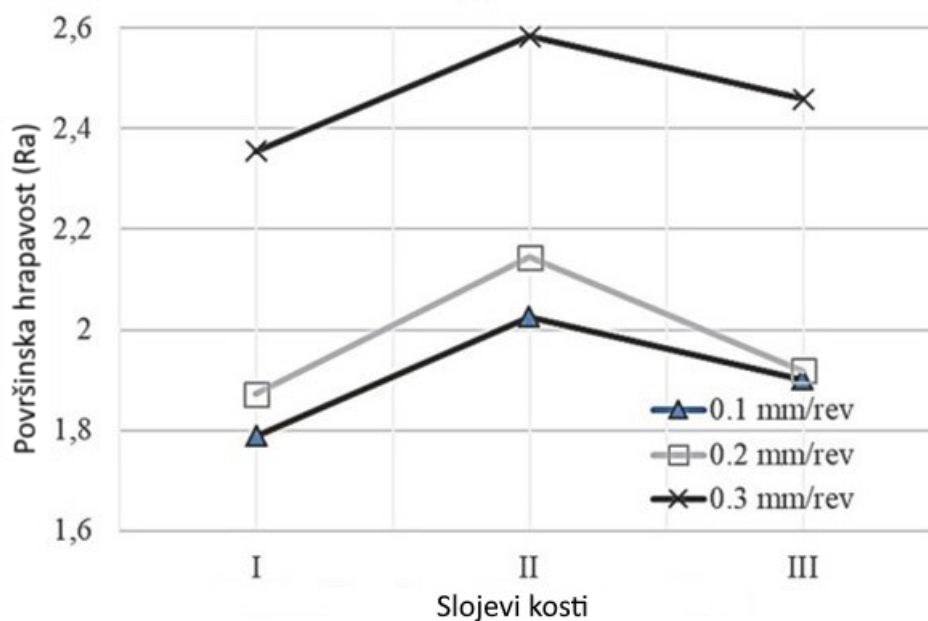
Slika 21. Mjerenje delaminacije kosti nakon bušenja [2]

Rezultati istraživanja pokazuju da je povećanjem brzine vrtnje prilikom bušenja više energije bilo pretvoreno u toplinu. Rezultirajuća temperatura olakšavala je plastičnu deformaciju i protok strugotine, što je rezultiralo boljom kvalitetom površine. Rezultati su prikazani na Slici 22.



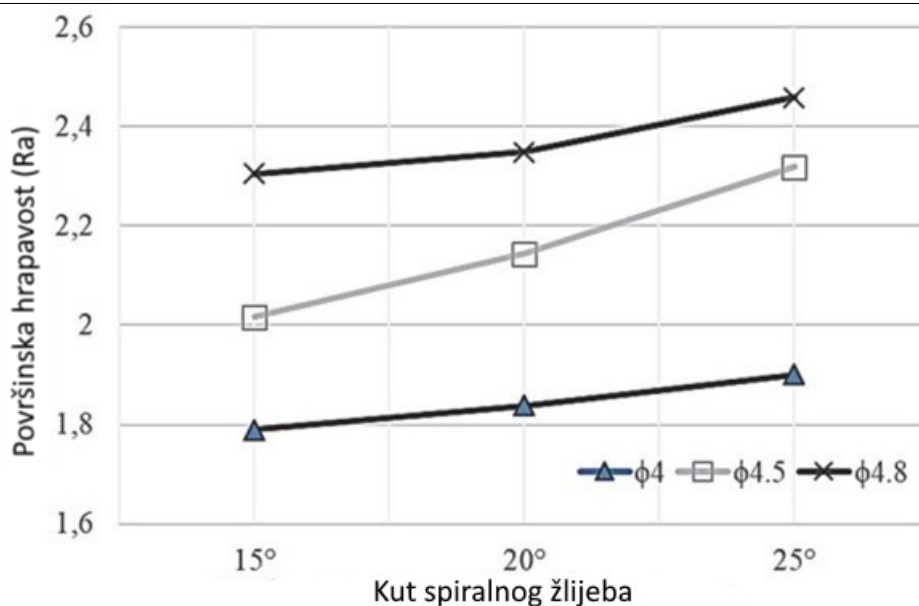
Slika 22. Rezultati mjerenja površinske hrapavosti pri posmaku od 0,2 mm/o [2]

S povećanjem posmaka, povećava se i hrapavost površine provrta [Slika 23].



Slika 23. Rezultati mjerenja površinske hrapavosti pri brzini vrtnje od 800 o/min [2]

Ovisnost promjera svrdla i kuta spiralnog žlijeba na površinsku hrapavost prikazana je na Slici 24. Povećanjem i promjera i kuta spiralnog žlijeba povećat će se i površinska hrapavost. Veći kut spiralnog žlijeba podrazumijeva veću duljinu spiralnog žlijeba, odnosno duže vrijeme potrebno za izbacivanje strugotine iz žlijeba.

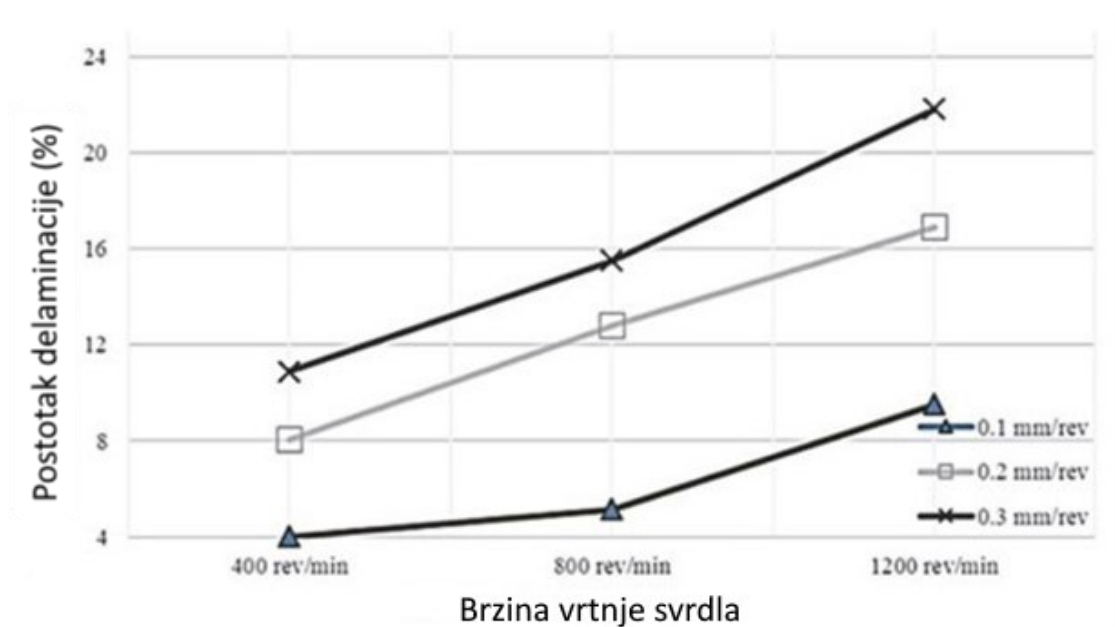


Slika 24. Utjecaj promjera svrdla i kuta spiralnog žlijeba na površinsku hrapavost [2]

Kako bi se utvrdio konačan utjecaj parametara obrade na delaminaciju, za bušene provrte je izračunat postotak delaminacije prema izrazu:

$$\text{Postotak delaminacije} = \left(\frac{D_{max} - D}{D_{max}} \right) \times 100. \quad (9)$$

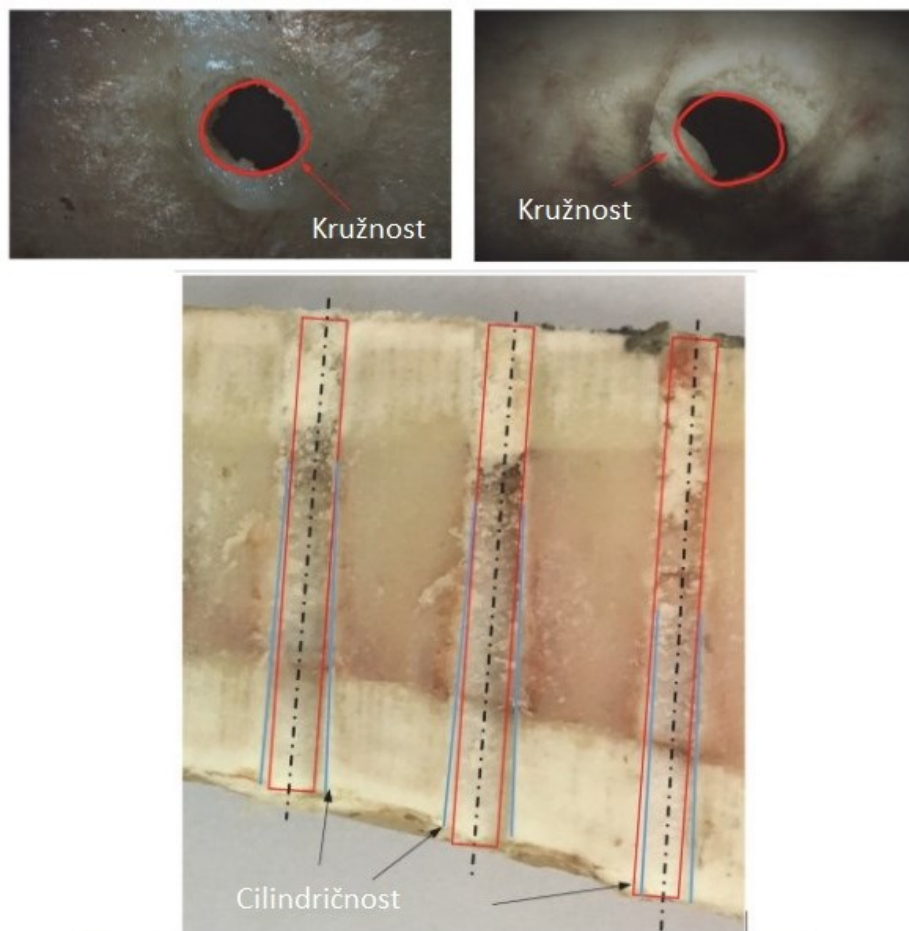
Utjecaj posmaka i brzine vrtnje prikazan je na Slici 25. Utjecaj posmaka na delaminaciju se pokazao većim nego utjecaj brzine vrtnje.



Slika 25. Utjecaj brzine vrtnje i posmaka na postotak delaminacije [2]

Povećanje vrijednosti svih parametara (posmaka, brzine vrtnje, promjera svrdla te kuta spiralnog žlijeba) dovodi do većih deformacija na provrtu.

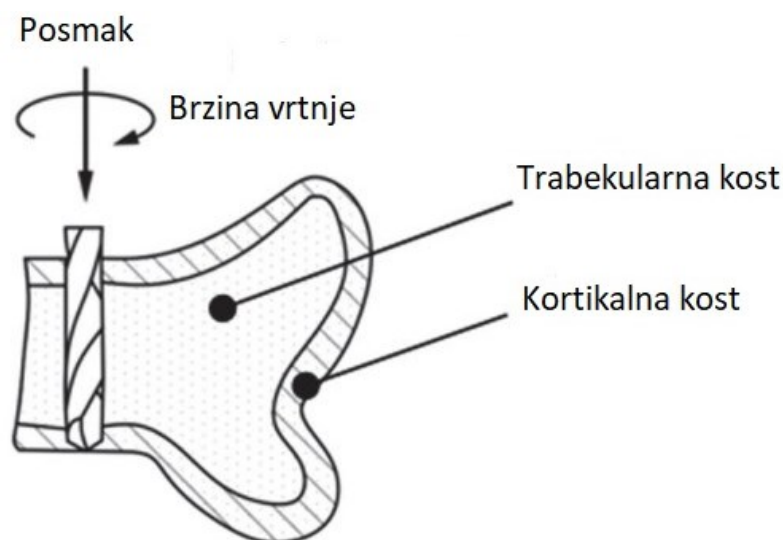
Na Slici 26 dan je prikaz odstupanja od kružnosti i cilindričnosti provrta.



Slika 26. Odstupanja provrta od kružnosti i cilindričnosti [2]

6. UTJECAJ PARAMETARA BUŠENJA NA RAZVOJ TEMPERATURE

Parametri bušenja imaju značajnu ulogu u razvoju temperature tijekom bušenja. U svrhu sprečavanja termičke osteonekroze nastoji se koristiti optimalne parametre bušenja. U literaturi je provedeno mnogo istraživanja o učincima parametara bušenja na smanjenje oštećenja kosti. U nastavku rada dan je opis utjecaja pojedinog parametra u nekim dosad provedenim istraživanjima. Prema [18], problem dosadašnjih istraživanja je nedostatak povezanosti i jedinstva u vezi optimalne kombinacije dizajna svrdla, procesa bušenja i dostave rashladnog sredstva. Idealnu metodu za određivanje temperature kosti teško je definirati jer je kost složeno anizotropno biološko tkivo s organskim i anorganskim komponentama. Prikaz strukture kosti i parametara bušenja dan je na Slici 27.



Slika 27. Struktura kosti i osnovni parametri bušenja [32]

6.1. Brzina vrtnje svrdla

Brzina vrtnje svrdla (brzina rotacije) n predstavlja broj okretaja svrdla u minuti (o/min). Istraživanja o utjecaju brzine vrtnje svrdla na porast temperature kosti uglavnom daju oprečne zaključke.

Abouzgia i Symington [36] u svom su radu mjerili porast temperature tijekom bušenja uzoraka goveđe kortikalne kosti. Za eksperiment je korištena kirurška bušilica Stryker-100 opremljena prilagođenim brzinomjerom za praćenje brzine vrtnje svrdla. Testovi su provedeni na 36 uzoraka pri promjenjivim brzinama (20000 - 100000 o/min) i različitim iznosima aksijalnih sila (1,5 – 9 N). Rezultati su otkrili da porast temperature i trajanje povišene temperature opadaju s povećanjem brzine i sile, sugerirajući da je bušenje pri visokoj brzini i velikoj aksijalnoj sili poželjno.

Karaca i sur. [37] su kod bušenja svježih telećih kostiju došli do zaključka da povećanje brzine vrtnje uzrokuje veći porast temperature.

Brisman [38] je također bušio govedu kortikalnu kost. Temperatura je mjerena pri brzinama vrtnje od 1800 i 2400 o/min te pri aksijalnim opterećenjima od 1,2 i 2,4 kg. Bušenje na manjoj brzini od 1800 o/min i s manjim opterećenjem od 1,2 kg razvilo je istu temperaturu kao i bušenje većom brzinom (2400 o/min) i većim aksijalnim opterećenjem (2,4 kg). Pojedinačno povećanje ili brzine vrtnje ili aksijalnog opterećenja uzrokovalo je povećanje temperature. Međutim, istovremeno povećanje brzine i opterećenja omogućilo je učinkovitije bušenje bez značajnog povećanja temperature.

Delgado-Ruiz i sur. [39] proveli su istraživanje na 10 uzoraka govedih kostiju u obliku diskova. Koristili su tri sporije brzine vrtnje (50, 150 i 300 o/min) i jednu veću brzinu vrtnje (1200 o/min). U istraživanju je korišteno više svrdala sličnih promjera i duljina ali različitih geometrija reznog dijela. Usporedba najviših postignutih temperatura pokazala je da bušenje pri 50 o/min rezultira najmanjim povećanjem temperature ($22,11 \pm 0,8 \text{ }^\circ\text{C}$) u usporedbi s ostalim sporijim brzinama bušenja od 150 o/min ($24,752 \pm 1,1 \text{ }^\circ\text{C}$) i 300 o/min ($25,977 \pm 1,2 \text{ }^\circ\text{C}$). Bušenjem većom brzinom vrtnje (1200 o/min) postignuto je najveće povećanje temperature.

Reingewirtz i sur. [40] navode da je porast temperature bio pozitivno povezan s povećanjem brzine vrtnje od 400 do 10000 o/min. S daljnjim povećanjem brzine vrtnje do 24000 o/min porast temperature se smanjivao, a zatim je ostao konstantan do 40000 o/min.

Augustin i sur. [41] proveli su istraživanje s brzinama vrtnje od 188, 462, 1140 i 1820 o/min. Povećanjem brzine vrtnje svrdla povećala se i stvorena temperatura.

U svom radu Nam i sur. [42] infracrvenom su kamerom pratili razvijanje temperature tijekom bušenja kosti za ugradnju ortodontskog implantata. Zbog sličnih svojstava, kao zamjena za ljudsku donju čeljust odabrana su goveđa rebra. Primjenjivane su brzine vrtnje od 600 i 1200 o/min. S obzirom na kliničku praksu, odabrana su aksijalna opterećenja od 500 i 1000 grama. Ustanovljeno je da temperatura raste povećanjem ili aksijalnog opterećenja ili brzine vrtnje.

Thompson [43] navodi da je prilikom bušenja žive kosti svrdlima promjera 2,5 mm i 5 mm maksimalna temperatura bila viša pri većoj brzini vrtnje (2000 o/min) od one pri nižoj brzini vrtnje (125 o/min). Vaughn i Peyton [44] u svom radu također dolaze do zaključka da veća brzina vrtnje svrdla uzrokuje veći porast temperature.

Kod strojnog bušenja govedih bedrenih kostiju, Ehrenfreund [10] je ustanovio da veća brzina rezanja doprinosi nižoj temperaturi. Razlika u temperaturi bila je značajna između brzine rezanja od 10 m/min i 30 m/min. Do istog zaključka je u svom radu došao i Balder [19]. Bušenje

većim brzinama rezanja skraćuje trajanje bušenja, a pri kraćem trajanju bušenja kraće je i vrijeme prijenosa topline u kost pa se kost posljedično manje zagrijava.

6.2. Aksijalna sila i posmak (posmična brzina)

Aksijalna sila F_A je sila pritiska korištena tijekom bušenja kosti (N). Aksijalna sila ne bi se trebala procjenjivati kao samostalni parametar kod postupka bušenja, jer promjene u primijenjenim aksijalnim silama istodobno uzrokuju promjene u vrijednostima posmaka [45]. Posmak f je put koji svrdlo napravi prilikom jednog okretaja svrdla (mm/o). Posmična brzina v_f predstavlja put koji svrdlo napravi u jedinici vremena (mm/min). Istraživanja su pokazala da veća aksijalna sila te veći posmak (posmična brzina) uzrokuju niže maksimalne temperature kosti.

Abouzgia i James [46] mjerili su temperaturu tijekom bušenja uzoraka goveđe kortikalne kosti. Uzorci su bušeni kirurškom bušilicom s postavljenom konstantnom brzinom vrtnje svrdla od 49000 o/min, s aksijalnim silama u rasponu od 1,5 do 9 N. Temperatura je mjerena termoparovima postavljenim na različitim mjestima na uzorku. Ustanovljeno je da temperatura raste s rastom aksijalne sile do 4 N, a daljnjim rastom aksijalne sile do 9 N razvijena temperatura je bila manja. Razlog tomu je kraće vrijeme bušenja, odnosno kraći kontakt svrdla i kosti. Odvojeni niz testova pokazao je da su temperature bile više u uzdužnom nego u obodnom smjeru. Ova se pojava pripisuje anizotropnim svojstvima kosti.

Bachus i sur. [29] u svom su radu termoparovima mjerili temperaturu u bušenim kortikalnim kostima. Došli su do zaključka da se povećanjem aksijalne sile smanjuje temperatura te da se smanjuje trajanje visoke temperature u kosti.

Augustin, G. [4] navodi da porast aksijalne sile s 2 kg na 6 ili 12 kg značajno snižava porast temperature tijekom bušenja kao i trajanje vrijednosti temperature iznad 50°C. Porast temperature na udaljenosti od 0,5 mm značajno je viši korištenjem sile od 6 kg u odnosu na silu od 12 kg, dok nema značajne razlike u trajanju povišene temperature iznad 50°C.

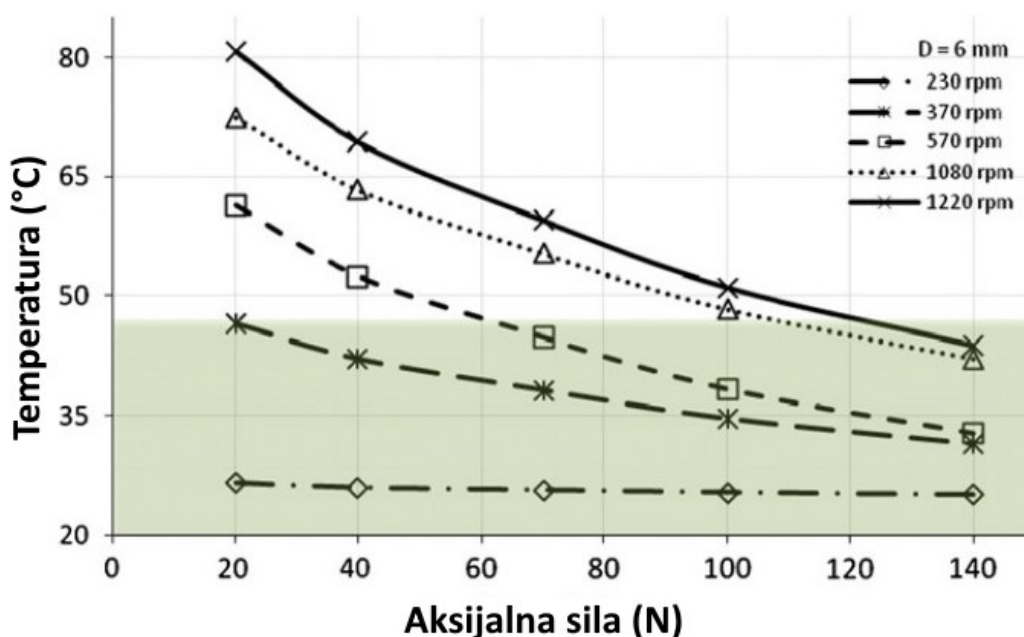
Kod bušenja goveđih kostiju, veće aksijalne sile i veće posmične brzine uzrokovale su manji porast temperature [37]. Ehrenfreund [10] je u svom radu zaključio da postoji značajna negativna korelacija između porasta temperature i povećanja posmaka.

Prema [47], karbidno svrdlo učinkovito reže slojeve svinjske kosti pri svakoj brzini rezanja uzrokujući istu generaciju topline i isti porast temperature kosti. Neučinkovito rezanje događa se kod kombinacije iznimno niske brzine rezanja s iznimno visokom vrijednošću posmaka. Prilikom bušenja visokom vrijednošću posmaka (0,18 mm/o) i niskom brzinom rezanja, neki

uzorci kostiju su pukli, pomaknuli se ili su čak bili potisnuti iz stezaljke, što potvrđuje neučinkovito bušenje.

Niža vrijednost posmaka znači rezanje kosti u više slojeva. Bušenje svakog sloja uzrokuje trenje i u konačnici se dobije više stvorene topline te viša stvorena temperatura.

Augustin i sur. [41] u svom su radu bušili posmičnim brzinama od 24, 56, 84 te 196 mm/min. Rezultati su dali negativnu korelaciju između povećanja temperature i povećanja posmične brzine. Do istog zaključka došli su i Sezek i sur. [45]. Temperatura goveđe kosti bila je manja kod većih posmičnih brzina, pri svim primjenjivanim brzinama vrtnje. Također, veća aksijalna sila rezultira nižom temperaturom kosti [Slika 28].

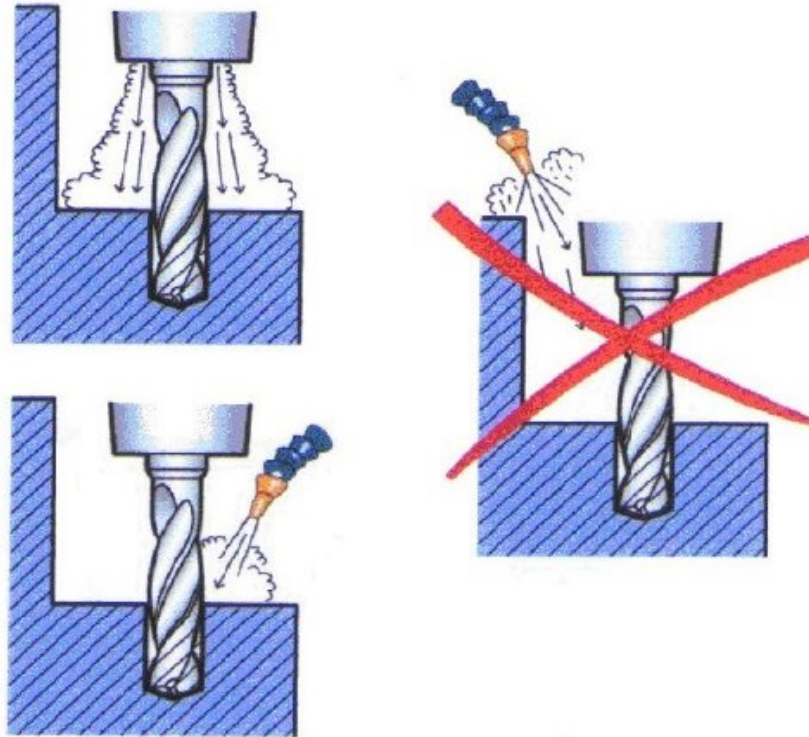


Slika 28. Odnos temperature i aksijalne sile pri različitim brzinama vrtnje [45]

6.3. Hlađenje

Hlađenje prilikom bušenja može se podijeliti na vanjsko i unutarnje.

Vanjsko hlađenje može biti izvedeno tako da rashladna tekućina iz glave stroja dolazi do mjesta bušenja u obliku spreja, ili može dolaziti kroz odvojenu cijev i biti usmjerena direktno na mjesto bušenja [Slika 29]. U kliničkoj praksi, najpogodnijim sredstvom za vanjsko hlađenje pokazala se fiziološka otopina [4].



Slika 29. Načini izvedbe vanjskog hlađenja [4]

Prema [4], vanjsko hlađenje ima nekoliko nedostataka. Zbog vrtnje svrdla velikom brzinom dolazi do odbijanja kapljica rashladne tekućine čime se smanjuje rashladni kapacitet. Postoji mogućnost odbijanja kapljica rashladnog sredstva od nesterilnih površina u sterilno operacijsko polje. Također, vanjskim hlađenjem hladi se samo dio svrdla izvan kosti, dakle ne i samo mjesto rezanja koje ima najvišu temperaturu.

Prema [41], vanjsko hlađenje ima najveći utjecaj na razvoj temperature. Uz sve kombinacije parametara korištenih u istraživanju, vanjsko hlađenje vodom od 26 °C održalo je temperaturu kosti ispod kritičnih 47°C.

U svom radu Woods i sur. [48] proveli su bušenje kosti tibijalne dijafize² na anesteziranim psima. Provedena su bušenja s vanjskim hlađenjem fiziološkom otopinom te bušenja bez hlađenja. Manja temperatura je postignuta kod bušenja s vanjskim hlađenjem fiziološkom otopinom.

Prema [49], vanjsko hlađenje glavni je čimbenik za smanjenje porasta temperature, ne toliko zbog samog učinka na hlađenje, već zbog sprječavanja začepjenja svrdla odvojenim česticama. Naime, tijekom bušenja dolazi do nakupljanja koštanog materijala u žljebovima svrdla, što rezultira prekomjernim temperaturama zbog povećanja aksijalne sile i okretnog momenta.

² Anatomski, duge kosti sastoje se od epifize, metafize i dijafize. Dijafiza je središnji, dugi dio kosti [3].

U svom radu Nam i sur. [42] navode da se kod bušenja goveđih rebara glavna porasta temperature događa u prvih 5 do 10 sekundi. Stoga preporučuju koristiti hlađenje u intervalima od 5 ili manje sekundi kako bi se minimizirala moguća termička trauma, odnosno osteonekroza. Soldatos i sur. [50] navode kako je hlađenje (vanjsko, unutarnje ili kombinirano) prepoznato kao najučinkovitiji način sniženja temperature tijekom bušenja.

Augustin, G. i sur. [47] proveli su bušenje sa svrdlima s unutarnjim hlađenjem. Za bušenje je korištena svinjska bedrena kost. U ispitivanju su korištena dva tipa svrdla, svrdlo s unutarnjim hlađenjem (promjera 3,4 i 4,5 mm) i dvostupnjevano svrdlo (promjera 2,5/3,4 i 3,4/4,5 mm) s kombinacijom posmaka (0,02, 0,04, 0,10, 0,16 i 0,18 mm/o) i brzinama rezanja (1,18, 10,68, 33,61, 56,55 i 66,05 m/min). Bušenje je provedeno i s unutarnjim hlađenjem vodom temperature 24 °C i bez hlađenja. Temperatura je mjerena termoparovima. Svrdlo većeg promjera (4,5 mm) razvilo je veću temperaturu (40,5 °C s unutarnjim hlađenjem i 55,7 °C bez hlađenja) od svrdla s manjim promjerom od 3,4 mm (38,5 °C s unutarnjim hlađenjem i 46,3 °C bez hlađenja). Dvostupnjevano svrdlo, u usporedbi sa standardnim svrdlom istog promjera, nije pokazalo značajne razlike u maksimalnim temperaturama kosti za sve kombinacije parametara. Svrdla s unutarnjim hlađenjem razvijala su znatno nižu temperaturu. Autori navode da je svrdlo s unutarnjim hlađenjem „idealno“ za traumatologiju i ortopediju jer uzrokuje najmanji porast temperature kosti pri bušenju. Ako se koristi unutarnje hlađenje, regulacija drugih parametara manje je važna. Na Slici 30 prikazano je korišteno dvostupnjevano svrdlo.



Slika 30. Dvostupnjevano svrdlo promjera 4,5 mm s kanalima za unutarnje hlađenje [47]

U Tablici 3 su prikazani rezultati mjerenja temperature ovisno o svim parametrima.

Tablica 3. Vrijednosti temperature sa svim kombinacijama parametara [47]

Parametar	Broj mjerjenja	Hlađenje; Srednja vrijednost \pm standardna devijacija (°C)	Bez hlađenja; Srednja vrijednost \pm standardna devijacija (°C)
Geometrija svrdla			
Standardno svrdlo	180/180	37,5 \pm 1,2	45,5 \pm 3,7
Dvostupnjevano svrdlo	180/180	37,5 \pm 0,9	45,5 \pm 3,6
Promjer svrdla (mm)			
3,4	90/90	37,0 \pm 0,8	43,4 \pm 1,5
4,5	90/90	38,1 \pm 1,2	47,7 \pm 4,1
2,5/3,4	90/90	37,3 \pm 1,0	43,8 \pm 2,4
3,4/4,5	90/90	37,7 \pm 0,6	47,3 \pm 3,6
Posmak (mm/o)			
0,02	40/40	37,4 \pm 0,8	50,1 \pm 5,9
0,04	80/80	37,5 \pm 0,9	47,0 \pm 2,8
0,10	120/120	37,4 \pm 1,0	45,3 \pm 2,3
0,16	80/80	37,5 \pm 1,1	43,1 \pm 1,7
0,18	40/40	37,7 \pm 1,2	43,7 \pm 2,9
Brzina rezanja (m/min)			
1,18	40/40	37,0 \pm 0,6	46,0 \pm 1,9
10,68	80/80	37,4 \pm 0,8	45,0 \pm 3,2
33,61	120/120	37,6 \pm 1,0	46,2 \pm 4,9
56,55	80/80	37,6 \pm 1,2	45,1 \pm 2,9
66,05	40/40	37,7 \pm 1,1	45,0 \pm 2,5

Iz tablice je vidljivo da je, nakon hlađenja, najznačajniji faktor promjer svrdla. Veće temperature su stvorene pri bušenju svrdlima većeg promjera. S druge strane, učinak posmaka je obrnuto proporcionalan povećanju temperature kosti.

Svrđlo promjera 4,5 mm pokazalo se kritičnim jer uzrokuje temperature preko 47 °C. Samo kombinacije s posmakom od 0,16 mm/o nisu uzrokovale kritičnu temperaturu. Ako se navedeni posmak ne može održavati, autor preporučuje obavezno hlađenje. Također, ako se navedeni posmak ne može postići, trebalo bi koristiti najvišu moguću vrijednost posmaka.

Augustin, G. i sur. [47] navode nekoliko prednosti unutarnjeg hlađenja u odnosu na vanjsko:

- izravno snižavanje temperature kosti na površini rezanja,
- podmazivanje površine rezanja smanjuje trenje i generiranje topline,
- veća učinkovitost izbacivanja čestica kostiju iz spiralnih žljebova zbog povratnog protoka rashladnog sredstva kroz žljebove,
- manja, ali učinkovitije dostavljena količina rashladnog sredstva.

6.4. Geometrija i materijal svrdla

U dosadašnjim istraživanjima dokazano je da geometrija svrdla značajno utječe na parametre bušenja, naročito na stvorenu temperaturu. Iako su provedena mnogobrojna istraživanja, generalnog zaključka o optimalnoj geometriji medicinskog svrdla nema. Čestice kostiju nastale bušenjem (bez krvi i masnog tkiva) relativno lako kroz žljebove vijčanog svrdla izlaze na površinu. Zbog česte pomiješanosti odvojene čestice s krvlju i masnim tkivom, dolazi do otežanog protoka odvojene čestice duž žlijeba [51].

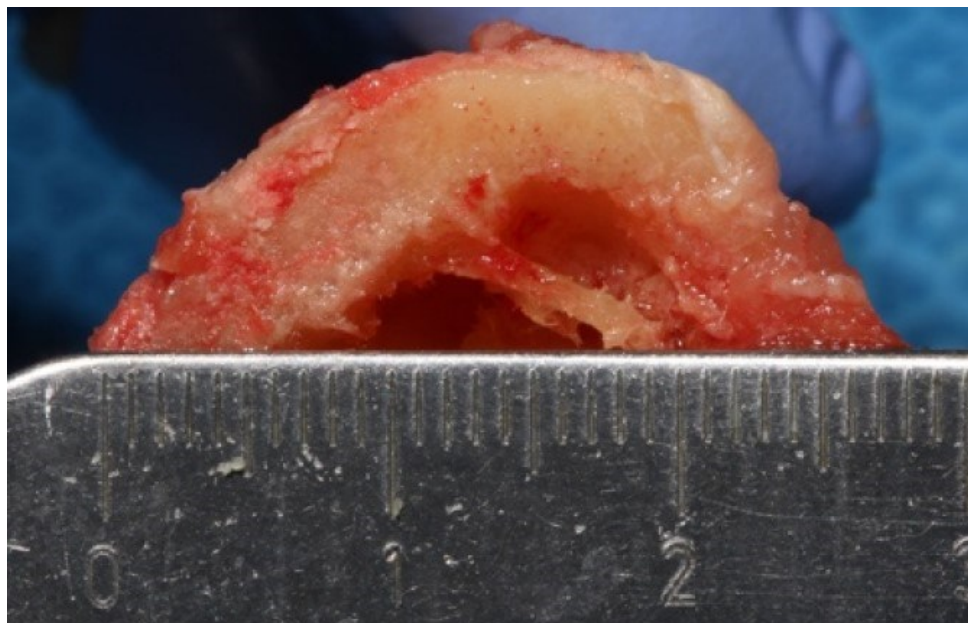
U svom radu, Augustin i sur. [41] navode kako veći promjeri svrdla uzrokuju veći porast temperature u kostima. U radu je također dan zaključak da vršni kut nema značajan utjecaj na povećanje temperature kosti.

Sezek i sur. [45] u svom su radu bušili svježe goveđe kortikalne kosti svrdlima različitih promjera (1,5, 2,7, 3,2, 4,5, 6,0 mm) s jednakim vršnim kutom od 85°. Kako se promjer svrdla povećavao, tako se povećavala i mjerena temperatura.

U svom radu Feldmann i sur. [49] navode kako njihovo prilagođeno svrdlo s jednom oštricom i većim kutom spiralnog žlijeba te kraćom poprečnom oštricom generira manje topline od standardnih medicinskih svrdala.

Uspoređujući vrijednosti temperatura klasičnog vijčanog svrdla promjera 3,4 mm i dvostupnjevanog vijčanog svrdla manjeg promjera 2,5/3,4 mm, temperatura svinjske kosti je za većinu režima obrade bila manja kod klasičnog vijčanog svrdla. Razlog te anomalije leži u većoj ekscentričnosti svrdla manjeg promjera te shodno tome dolazi do pojave većih temperatura [19].

Prema [50], kod istraživanja bušenja kortikalnog tkiva ljudske potkoljenice [Slika 31], razlika u temperaturi se za veće promjere svrdala s konusnim vrhom povećavala za sve ispitivane brzine vrtnje (800, 1000 i 1200 o/min). U ispitivanju je provedeno vanjsko hlađenje.



Slika 31. Debljina kortikalnog tkiva od 6 mm [50]

Ispitivanje je provedeno s ukupno 4 tipa svrdla. Korištena svrdla prikazana su na Slici 32.



a) Astra Tech



b) Sweden & Martina Implantology



c) Nobel Biocare



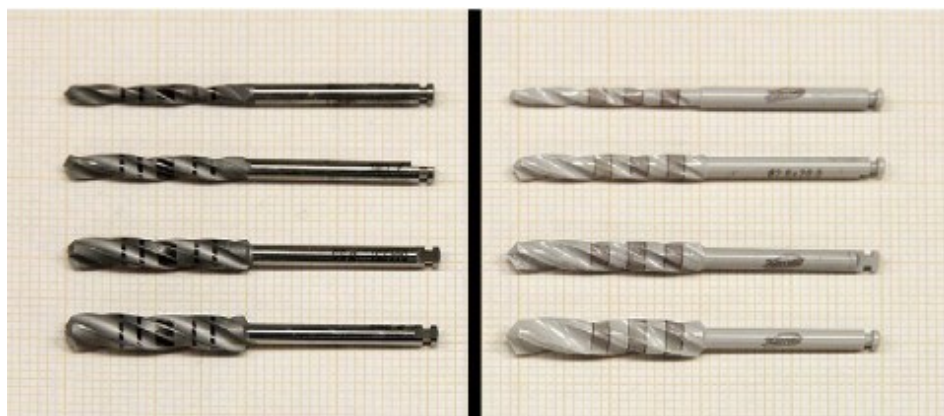
d) Sweden & Martina Implantology

Slika 32. Dva ravna (a, b) i dva konusna (c, d) svrdla [50]

S povećanjem promjera kod ravnih svrdala, razlika u temperaturi nije se mijenjala ili se blago smanjila. Konusna svrdla generiraju znatno veće temperature od ravnih svrdala.

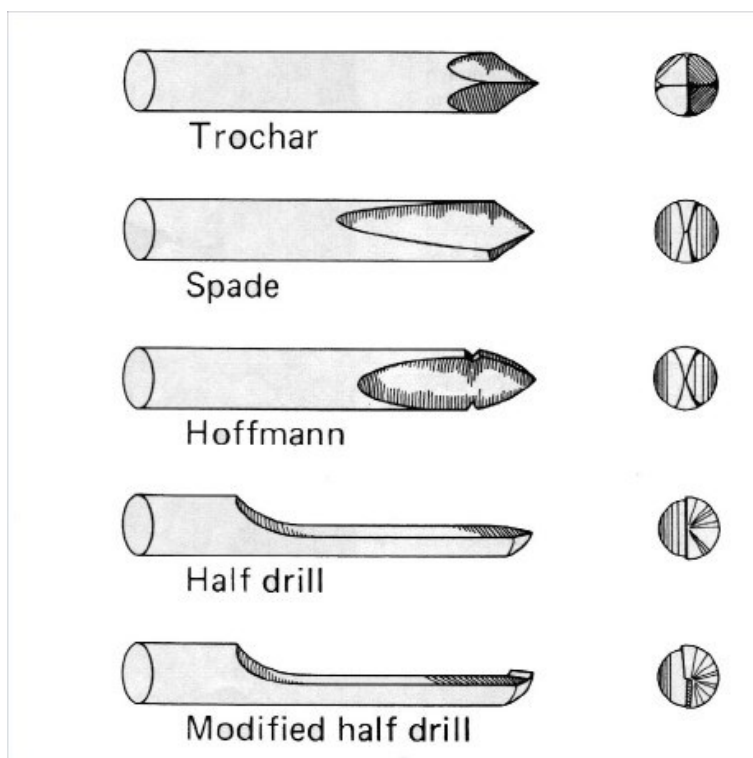
Prema [8], optimalan vršni kut svrdla za bušenje kosti je u rasponu od 70° do 80° . Pri vrijednostima kuta spiralnog žlijeba od 20° do 30° učinkovito se izbacuju krhotine kostiju. Bušenje provrta svrdlima s vršnim kutovima 70° , 80° i 90° te istim kutom spiralnog žlijeba (23°) nije dalo značajne razlike u postignutoj temperaturi. Prema [37], veći vršni kut svrdla uzrokuje veće temperature kosti.

Prema [52], niže temperature su se kod bušenja goveđih kostiju postizale koristeći svrdla od nehrđajućeg čelika nego kod keramičkih svrdala, neovisno o uvjetima bušenja. Na Slici 33 na lijevoj strani prikazana su svrdla tvrtke Straumann, Švicarska. Svrdla su sljedećih promjera (odozgo prema dolje): 2,2, 2,8, 3,5 i 4,2 mm. Na desnoj strani nalaze se keramička svrdla tvrtke Komet, Njemačka. Promjeri su: 2,0, 2,8, 3,5 i 4,2 mm.



Slika 33. Svrdla: čelična (lijevo) i keramička (desno) [52]

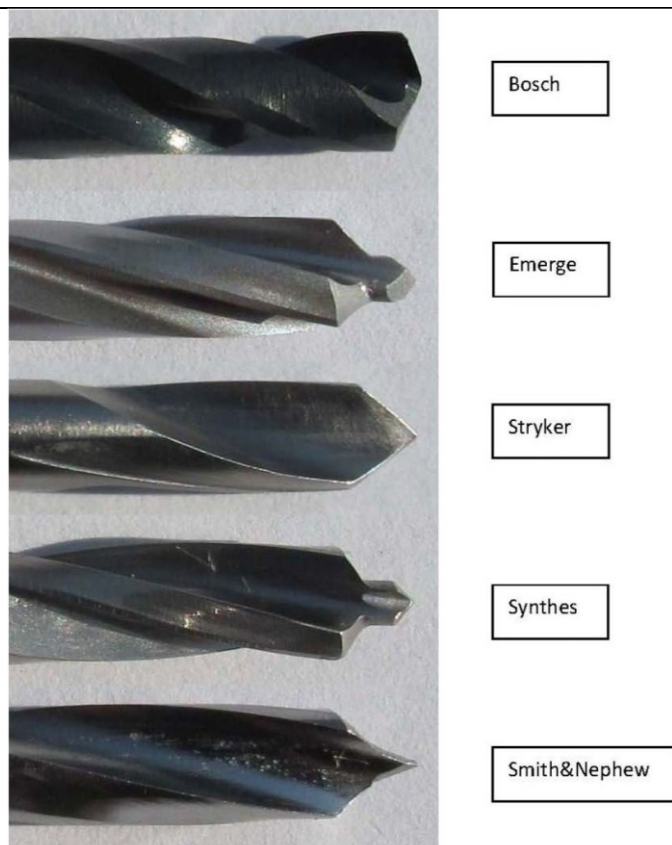
Prema [53] svrdla tipa *modified half drill* i *half drill* imala su manji porast temperature kosti u odnosu na ostala svrdla (*trochar*, *spade*, *Hoffmann*) [Slika 34].



Slika 34. Različiti rezni dijelovi svrdla [53]

Prema [54], svrdla s tri spiralna žlijeba (eng. *3-flute drill*) učinkovitije buše kost od svrdala s dva spiralna žlijeba (eng. *2-flute drill*). Rezultati mjerenja porasta temperature pokazali su podjednak porast za oba svrdla. Svrdlo s tri spiralna žlijeba otpornije je na savijanje [55].

Hein i sur. [56] u svom su radu ispitivali pet različitih svrdala na svinjskim kostima. Četiri svrdla bila su standardna medicinska svrdla (Synthes, Stryker, Smith & Nephew, Emerge) dok je jedno svrdlo bilo industrijsko (Bosch). Od navedenih medicinskih svrdala, tri svrdla su dvostupnjevana (Synthes, Smith & Nephew, Emerge). Na Slici 35 prikazana su svrdla korištena u ovom istraživanju.



Slika 35. Različite geometrije ispitivanih svrdala [56]

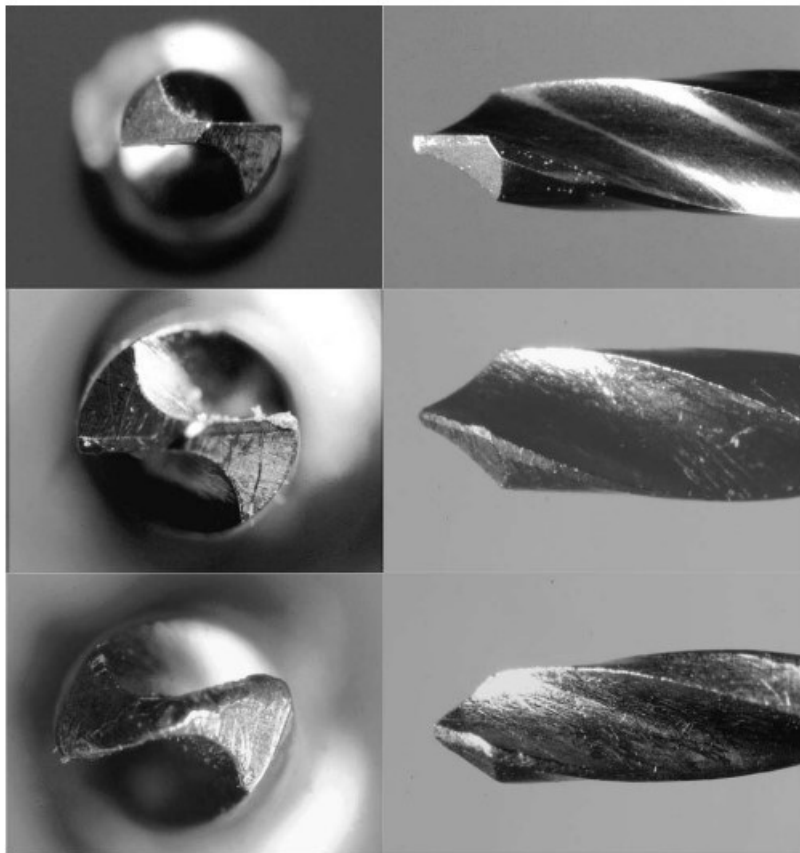
Navedena medicinska svrdla značajno su skuplja u odnosu na industrijsko svrdlo sličnog promjera. Sva medicinska svrdla promjera su 4 mm, dok promjer Bosch industrijskog svrdla iznosi 3,97 mm. Brzina vrtnje pri bušenju iznosila je 990 o/min, posmična brzina imala je vrijednost od 5 mm/s, a dubina bušenih provrta iznosila je 20 mm. Rezultati su pokazali da se korištenjem industrijskog svrdla generiralo najmanje topline tijekom bušenja. Industrijsko svrdlo ima najveći kut spiralnog žlijeba, što doprinosi učinkovitijem odvođenju odvojene čestice.

6.5. Istrošenost svrdla

Istrošenost svrdla ima značajan utjecaj na razvoj temperature. Dokazano je da dugotrajno korištenje svrdla uzrokuje istrošenost reznih rubova. Tupa i istrošena svrdla mogu zahtijevati primjenu većih sila rezanja, što posljedično može dovesti do povećanog zagrijavanja tijekom bušenja. Istrošena svrdla mogu uzrokovati lošiju kvalitetu provrta te time oslabiti kontakt fiksacijskih vijaka s kosti.

Allan i sur. [57] proveli su istraživanje s tri svrdla. Jedno svrdlo bilo je potpuno novo, drugo svrdlo prethodno je izbušilo 600 provrta, a treće svrdlo korišteno je nekoliko mjeseci [Slika

36]. Gornje slike prikazuju novo svrdlo, slike u sredini pripadaju svrdlu sa 600 probušenih provrta, a donje slike prikazuju svrdlo korišteno nekoliko mjeseci.



Slika 36. Svrkla različitih razina istrošenosti [56]

Prosječno povećanje temperature za tri svrdla bilo je: novo svrdlo 7,5 °C, svrdlo sa 600 provrta 13,4 °C te najistrošenije svrdlo 25,4 °C. Rezultati pokazuju izrazitu razliku u postignutoj temperaturi. Autor zaključuje da ponovljena upotreba svrdla može ugroziti rezultat operativnog zahvata, te da se medicinska svrdla iz tog razloga trebaju koristiti jednokratno.

6.6. Debljina i svojstva kosti

Hillery i Shuaib [8] navode da je pri bušenju goveđih i ljudskih kortikalnih kostiju temperatura rasla kako se dubina provrta povećavala. Temperatura stvorena tijekom bušenja goveđe kosti bila je viša od one koja se stvara pri bušenju ljudske kosti. Kao razlog autori navode činjenice da je goveđa kost znatno tvrđa te da je debljina kortikalne kosti veća nego kod ljudske kosti. Što je veća debljina kortikalne kosti, veća je i dubina bušenja, pa tako i trenje i toplina [10].

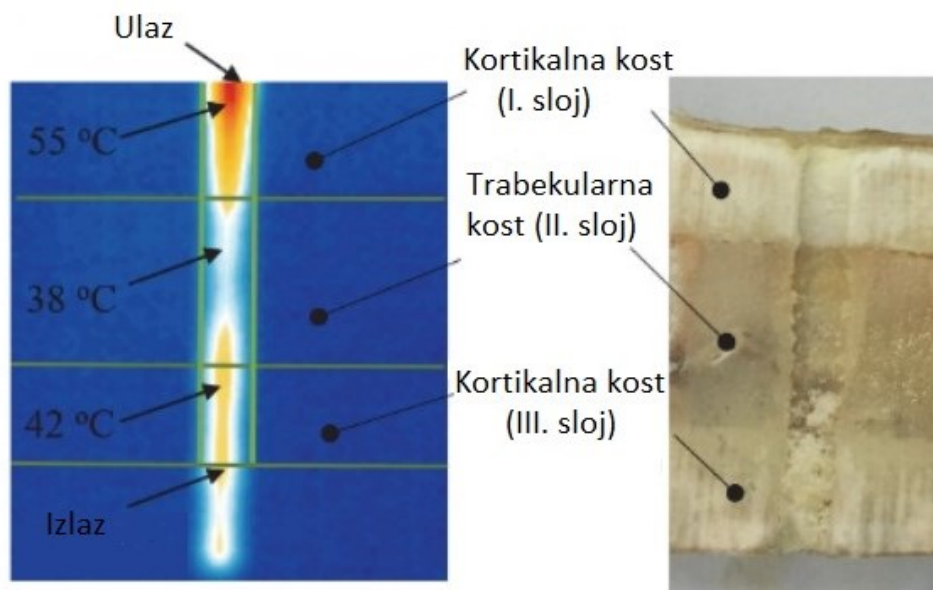
Vrijeme bušenja kosti ponajviše ovisi o trajanju prolaska svrdla kroz kortikalis (kortikalno tkivo, najčvršći dio kosti) [4]. U Tablici 4 prikazani su podaci o trajanju bušenja različitih vrsta kostiju.

Tablica 4. Ovisnost trajanja bušenja o debljini kortikalisa [58]

Vrsta kortikalisa	Prosječna debljina kortikalisa [mm]	Prosječno trajanje bušenja [s]
Femur zeca	1,5	5
Femur psa	3,5	15
Femur čovjeka	6	18

Prema [37], kod bušenja goveđih potkoljenica (i mužjaka i ženke), viša maksimalna temperatura goveđih kostiju postignuta je kod bušenja kostiju ženke. Maksimalna temperatura viša je kod bušenja kostiju veće gustoće³.

Prilikom bušenja kostiju dolazi do nejednolikog rasporeda temperature kroz slojeve kosti. Kompaktni kortikalni sloj je tvrdi i na njemu će se generirati više topline. Na Slici 37 prikazan je proces bušenja goveđe kosti. Slika je dobivena pomoću infracrvene toplinske kamere Testo 875.



Slika 37. Vrijednosti temperature kroz slojeve goveđe kosti [2]

Prema [45], gustoća kosti ima utjecaj na konačnu temperaturu. Veća gustoća rezultira višom temperaturom. 12% veća gustoća kostiju rezultira povećanjem temperature od 10%.

6.7. Optimalni parametri

S obzirom na oprečne zaključke nekih autora i nedovoljan broj provedenih ispitivanja na pravim, ljudskim kostima, teško je iznijeti konkretne vrijednosti optimalnih parametara kod

³ Gustoća kostiju ili mineralna gustoća kosti (eng. *bone mineral density* - BMD) je količina koštanog minerala u koštanom tkivu [59].

bušenja kostiju. Stvaranje temperature ovisi o mnogim parametrima i svojstvima kostiju, kao što je izneseno u ovom poglavlju. U nastavku će biti izneseni zaključci iz literature o optimalnim parametrima bušenja.

Prilikom bušenja goveđih kostiju, brzina vrtnje svrdla od 370 o/min i posmična brzina od 70 mm/min utvrđene su kao optimalne vrijednosti koje osiguravaju siguran i uspješan postupak bušenja. Kako bi se temperatura održala ispod kritične, autori predlažu aksijalnu silu od 140 N [45].

Saha, S. i sur. [60] predložili su optimalnu geometriju vijčanog svrdla koje ima kut spiralnog žlijeba od 36° i vršni kut od 118° .

Neki autori kao značajniji faktor od parametara obrade navode sustav hlađenja [47], dok drugi kao mogući način smanjenja maksimalne postignute temperature vide u promjeni načina bušenja. Jedan takav primjer je bušenje u prekidima, koje omogućuje čišćenje koštanih čestica iz žljebova svrdla kao i hlađenje kosti između intervala bušenja [49].

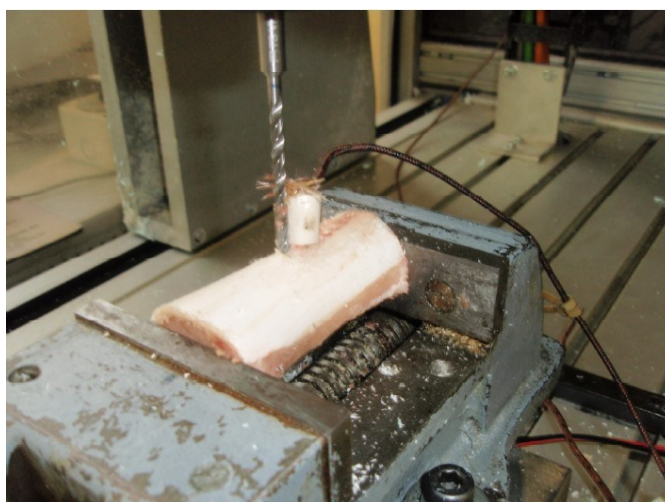
7. MJERENJE TEMPERATURE KOSTI

U literaturi se pojavljuju dva načina za mjerenje temperature kosti. Jedan od načina mjerenja temperature je mjerenje termoparovima [Slika 38]. Prilikom mjerenja temperature kosti u procesu bušenja, termopar se postavlja u prethodno izbušen provrt.



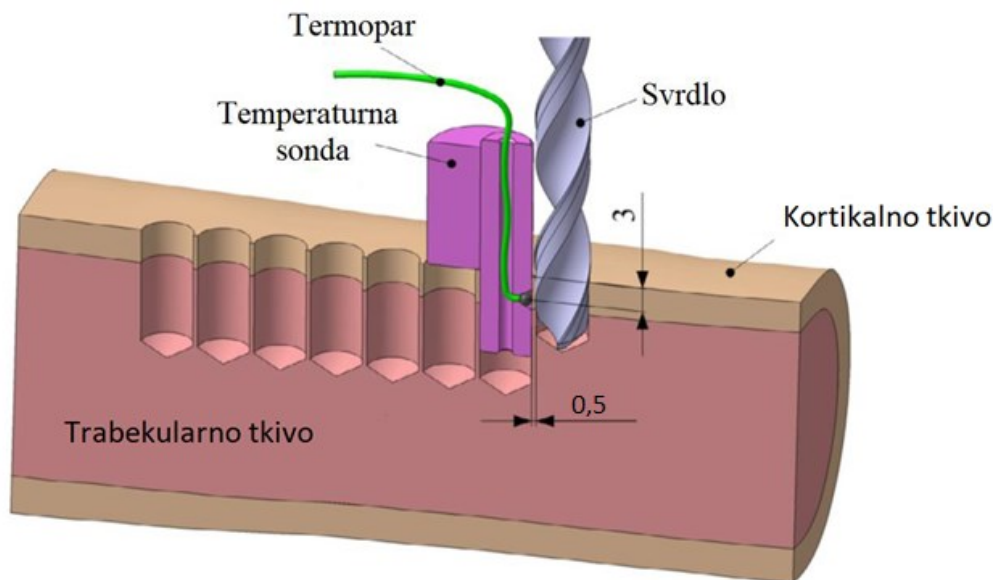
Slika 38. Termopar K tipa [10]

Prema [10], kućište termopara je zbog svoje konstrukcije i materijala od kojeg je izrađeno vrlo osjetljivo na lom. Do oštećenja najčešće dolazi tijekom izvlačenja iz provrta nakon završenog bušenja. Također, ako se buši ručno, zahtjevno je izbjeći oštećenje termopara u susjednom provrtu, s obzirom na to da se termopar nastoji postaviti što bliže mjestu bušenja (u ovom radu konkretno 0,5 mm od mjesta bušenja). Što je termopar bliži izvoru topline, zabilježena temperatura će biti viša. Slika 39 prikazuje primjer postavljanja termopara u bušeni uzorak svinjske kosti.



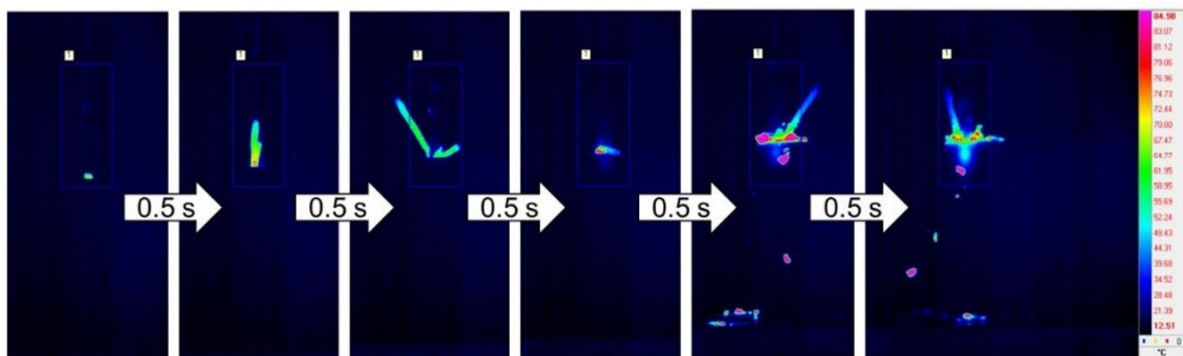
Slika 39. Termopar postavljen u uzorak [19]

Na Slici 40 shematski je prikazan postupak mjerenja. Prema [19], kod mjerenja je važno da sonda bude na određenoj dubini u provrtu (oko 3 mm) i da je oslonjena na stijenku kortikalisa debljine 0,5 mm, uz prethodno izbušen provrt prilikom operacije bušenja. Ako je sonda postavljena niže ili više mijenjaju se uvjeti mjerenja te je moguće dobiti rezultate upitne točnosti.



Slika 40. Shematski prikaz postavljene sonde tijekom bušenja [17], [61]

Drugi način bilježenja temperature su termalne slike dobivene pomoću infracrvene kamere. Na Slici 41 prikazano je bušenje sintetskog materijala Saw-PU50 tvrtke Sawbones.

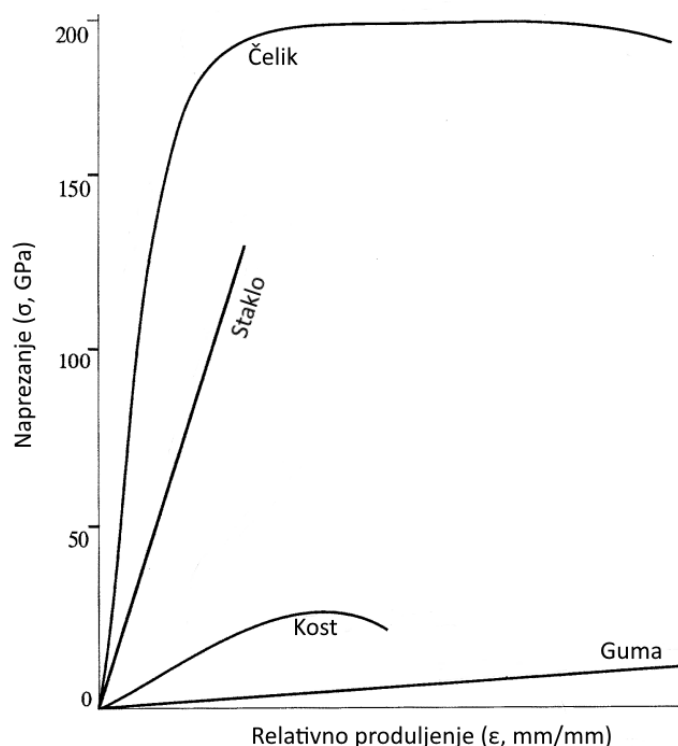


Slika 41. Slike dobivene infracrvenom kamerom [9]

Prema [9], korištenjem infracrvenih kamera mogu se dobiti samo termalne slike na površini kostiju, odnosno uglavnom vidimo povećanu temperaturu na odvojenim česticama. Za mjerenje temperature u unutrašnjosti kostiju prikladniji su termoparovi.

8. ZAMJENSKI MATERIJALI ZA LJUDSKU KOST

U svrhu pronalaska optimalnih parametara za bušenje ljudske kosti, mnogobrojni istraživači u svojim su radovima bušili zamjenske uzorke. Veliki dio eksperimenata proveden je na životinjskim kostima ili na alternativnim umjetnim materijalima, unatoč tome što takvi uzorci često značajno odudaraju od fizikalnih i mehaničkih svojstava ljudske kosti. U nastavku rada iznijet će se pregled dosadašnjih istraživanja na temu pronalaska sličnih uzoraka onima ljudskima. Na Slici 42 prikazan je dijagram napreznja za kost, staklo, čelik i gumu.



Slika 42. Dijagram napreznja [62]

8.1. Životinjske kosti

Većina istraživanja s tematikom bušenja kostiju temeljila se na bušenju životinjskih kostiju koje su bile namijenjene prehrambenoj industriji. Mehanička svojstva kostiju uveliko ovise o vrsti životinje [9]. Očuvanje kosti prije ispitivanja također ima značajan utjecaj na rezultate. Prema [9], radi očuvanja mehaničkih karakteristika, uzorke životinjskih kostiju namijenjenim za provođenje istraživanja preporučeno je čuvati zamrznutima. U Tablici 5 prikazana je usporedba mehaničkih svojstava ljudske kortikalne i trabekularne kosti s kortikalnim svinjskim i psećim kostima.

Tablica 5. Usporedba aksijalnih svojstava kostiju [63]^a, [64]^b, [65]^c

Uzorak	Aksijalna vlačna čvrstoća (MPa)	Aksijalni modul elastičnosti (GPa)
Ljudska trabekularna kost	84,9 ± 11,2 ^a	18,0 ± 2,8 ^a
Ljudska kortikalna kost	107,9 ± 12,3 ^a	19,9 ± 1,8 ^a
Pseća kortikalna kost	108,3 ± 20,5 ^b	13,86 ± 1,17 ^b
Svinjska kortikalna kost	194,5 ± 14,45 ^c	17,4 ± 1,11 ^c

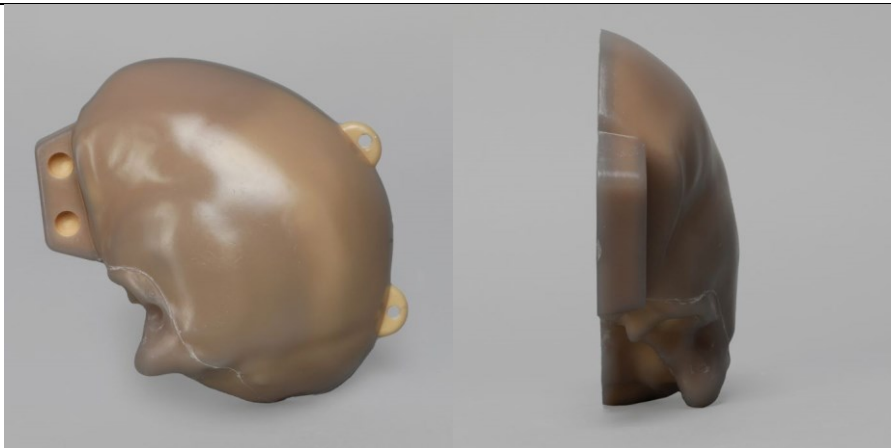
U svom radu, Aerssens, J. i sur. [66] uspoređivali su sastav kostiju, gustoću i kvalitetu uzoraka kostiju dobivenih od sedam kralježnjaka: čovjeka, psa, svinje, krave, ovce, kokoši i štakora.

Analizirani su uzorci kortikalnih bedrenih kostiju kako bi se odredio sadržaj kolagena, proteina i inzulinu sličnog faktora rasta tipa 1. Ovi parametri također su mjereni u frakcijama praha kostiju koje su dobivene nakon razdvajanja čestica kostiju. Uočene su velike razlike u svim analizama. Od svih vrsta uključenih u biokemijske analize, kosti štakora najviše su odstupale, dok su kosti pasa najviše podsjećale na ljudske kosti. Osim toga, analize gustoće kostiju i ispitivanja mehaničkih svojstava provedene su na cilindričnim jezgrama trabekularne kosti. Najniže vrijednosti gustoće kostiju i vrijednosti naprežanja pri lomu pronađene su u ljudskim uzorcima; svinjske i pseće kosti najbolje su se podudarale s tim uzorcima.

8.2. Umjetni materijali

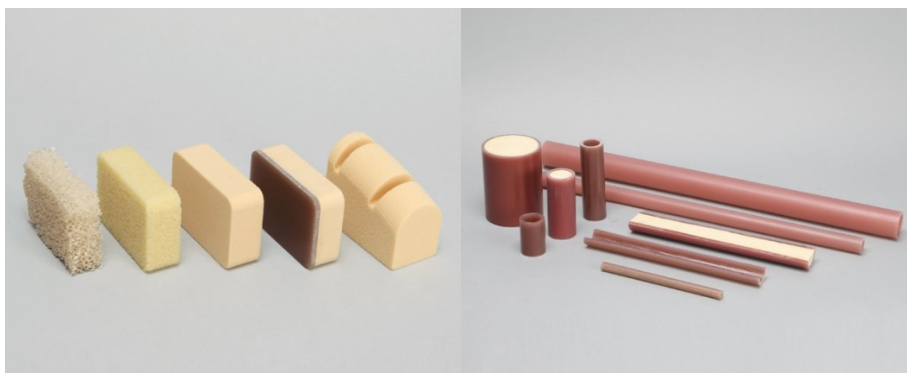
U svrhu istraživanja parametara bušenja i njihovih utjecaja na kost, u istraživanjima se mogu pronaći uzorci od sintetskih materijala. Nedostatak takvih biomehaničkih modela je njihova homogena struktura, koja izostaje na pravim kostima. Prema Muramoto [9], kost se može smatrati kompozitnim materijalom sastavljenim od organskih i anorganskih tkiva.

Ispitni se uzorci od umjetnih materijala proizvođača Sawbones dijele prema obliku ispitnog uzorka. Jedan tip kompozitnih ispitnih uzoraka fizički su modeli koji repliciraju geometriju bioloških struktura [Slika 43].



Slika 43. Uzorak dijela lubanje tvrtke Sawbones [67]

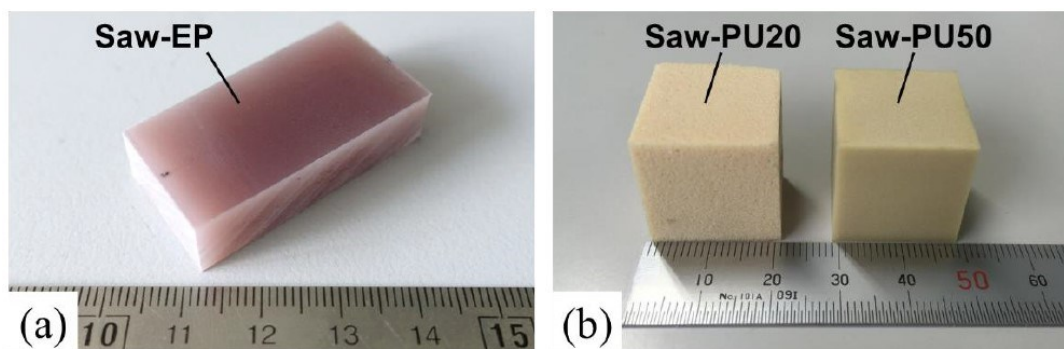
Osim replika kostiju, postoje i modeli u obliku cilindara, ploča i blokova [Slika 44].



Slika 44. Uzorci raznih oblika tvrtke Sawbones [68]

Muramoto [9] je u svom radu proveo bušenje sljedećih Sawbones modela [Slika 45]:

- Saw-EP, zamjena za kortikalnu kost, model izrađen od epoksidne smole i staklenih vlakana,
- Saw-PU20, zamjena za trabekularnu kost, poliuretanski model,
- Saw-PU50, zamjena za trabekularnu kost, poliuretanski model (gušći blok od Saw-PU20).



Slika 45. Ispitni uzorci tvrtke Sawbones: (a) Saw-EP, (b) Saw-PU20 i Saw-PU50 [9]

Elastična svojstva navedenih ispitnih uzoraka ispisana su u Tablici 6.

Tablica 6. Elastična svojstva kompozitnih uzoraka [68]

Materijal	Vlačna čvrstoća (MPa)		Modul elastičnosti (GPa)	
	Aksijalna	Radijalna	Aksijalni	Radijalni
Saw-PU20	5,6		0,284	
Saw-PU50	27		1,5	
Saw-EP	106	93	16	10

Eksperimentalna bušenja provedena su vijčanim svrdlom promjera 2 mm [Slika 46]. Vršni kut svrdla iznosi 80°, a kut spiralnog žlijeba 12°. Preporučeni broj okretaja svrdla prema proizvođaču (Nobel biocare Japan Co.) je 1500 o/min.

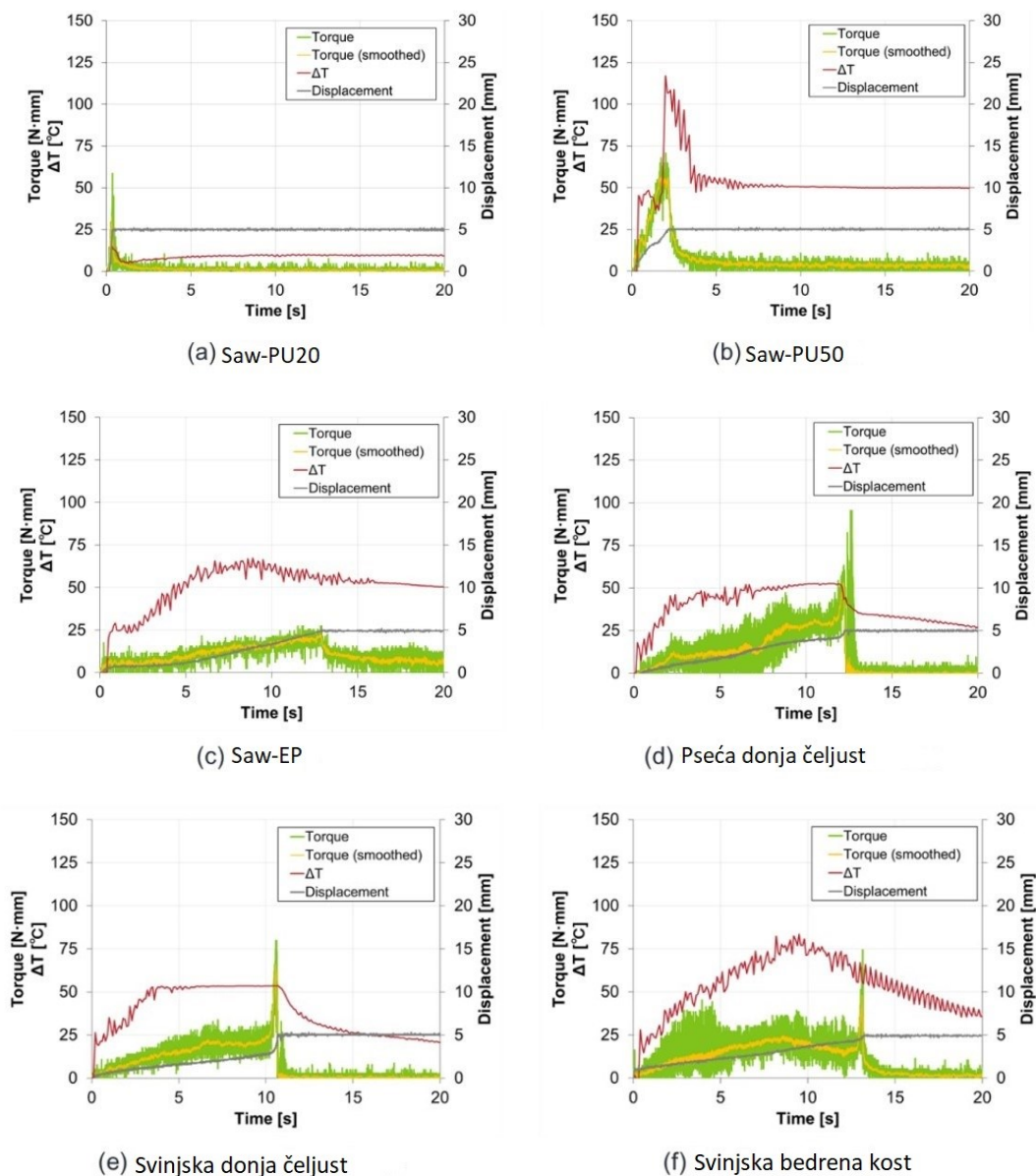


Slika 46. Vijčano svrdlo [9]

Kako bi se pokazalo jesu li zamjenski materijali dostojna zamjena pravim kostima, u ovom istraživanju konstantnom je brzinom vrtnje od 1000 o/min i konstantnom aksijalnom silom od 20 N bušeno sljedećih 6 uzoraka:

- Saw-PU20,
- Saw-PU50,
- Saw-EP,
- Pseća donja čeljust,
- Svinjska donja čeljust,
- Svinjska bedrena kost.

Nakon bušenja mjereni podaci prikazani su grafički [Slika 47].



Slika 47. Mjereni podaci [9]

Na svakom materijalu prisutan je porast temperature razlike i porast momenta tijekom procesa bušenja.

Okretni moment se nakon prestanka bušenja postepeno smanjuje na materijalu Saw-PU50 dok se naglo smanjuje kod kostiju donjih čeljusti. Razlog ove pojave je u viskoelastičnosti polimernih materijala.

Pseće i svinjske kosti, kao i Saw-EP materijal imaju vrijeme bušenja od 10 do 15 sekundi. Saw-PU20 i Saw-PU50 imaju značajno kraće vrijeme bušenja.

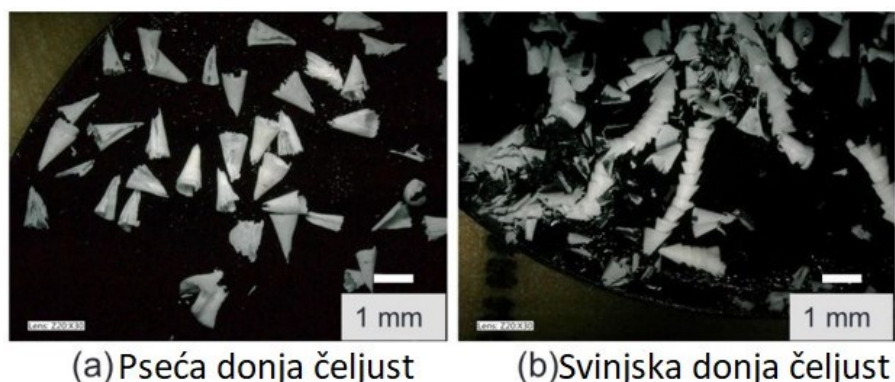
Najviša razvijena temperatura izmjerena je na materijalu Saw-PU50. Materijal Saw-PU20 imao je dosta nižu razvijenu temperaturu od materijala Saw-PU50.

Kod modela Saw-PU20 i Saw-PU50 moment i vrijeme bušenja bili su značajno niži nego kod modela kortikalne kosti (Saw-EP) i uzoraka kostiju.

Ovdje se jasno vidi razlika između pravih kostiju i sintetskih poliuretanskih materijala koji predstavljaju trabekularno tkivo. Poliuretanski materijali, iako su često preporučeni kao zamjena za kosti, uzrokuju značajno drugačije rezultate.

Kod materijala Saw-EP vrijeme bušenja i moment imaju slične vrijednosti kao i prave kosti. Promatrana promjena temperature također pokazuje slične vrijednosti. Zaključno, jedino je uzorak Saw-EP, zamjenski materijal za kortikalno tkivo tvrtke Sawbones Co., pokazao zadovoljavajuće rezultate vezane uz najveći moment, vrijeme bušenja i razliku temperature. Vlačna čvrstoća i modul elastičnosti ovog materijala gotovo u potpunosti odgovaraju korištenim uzorcima kostiju.

Nakon provedenog bušenja, Muramoto [9] je promatrao i odvojenu česticu. Morfologija odvojene čestice pojedinih uzoraka analizirana je optičkim mikroskopom Keyence VHX-6000. Odvojena čestica nastala bušenjem pseće donje čeljusti diskontinuiranog je oblika. Prilikom bušenja svinjske donje čeljusti, na početku bušenja dolazilo je do nastajanja kontinuirane odvojene čestice, dok je odvojena čestica dobivena u kasnijoj fazi bušenja diskontinuirana [Slika 48].



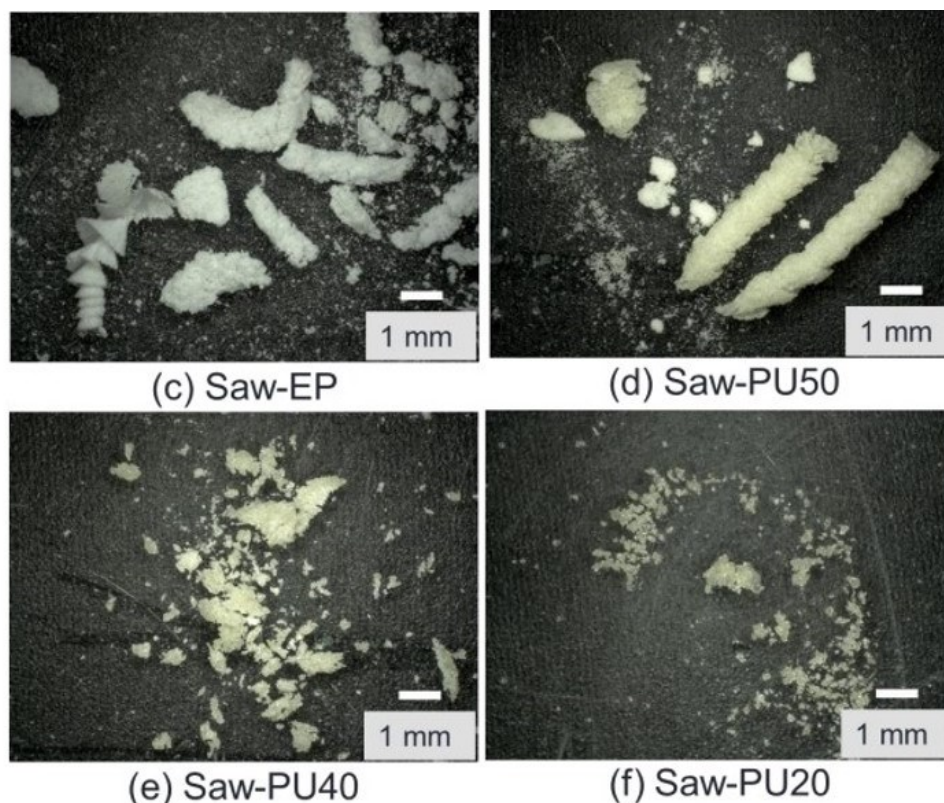
Slika 48. Odvojena čestica pseće i svinjske donje čeljusti [9]

S obzirom na teoriju rezanja, stvaranje odvojene čestice ovisi o smičnoj čvrstoći i lomnoj žilavosti materijala. Autor navodi da bi potencijalni zamjenski materijal trebao imati sličnu odvojenu česticu kao prava kost, jer to znači da materijali imaju i slične mehaničke karakteristike, kao što je otpornost na lom (eng. *fracture toughness*).

Kod sintetskog materijala Saw-EP, slično kao i kod svinjske donje čeljusti, primijećene su i kontinuirane i diskontinuirane odvojene čestice. Na početku bušenja čestica je diskontinuirana,

dok kasnije prelazi u kontinuirani oblik. Razlog promjene oblika je u promjeni temperature tijekom bušenja. Svojstva polimernih materijala uveliko ovise o temperaturi.

Kod bušenja šupljikavih materijala dolazi do praškaste odvojene čestice. Ta pojava vidljiva je kod materijala Saw-PU50, Saw-PU40, Saw-PU20, gdje su odvojene čestice sve sitnije kako gustoća materijala pada [Slika 49].



Slika 49. Odvojena čestica sintetskih materijala [9]

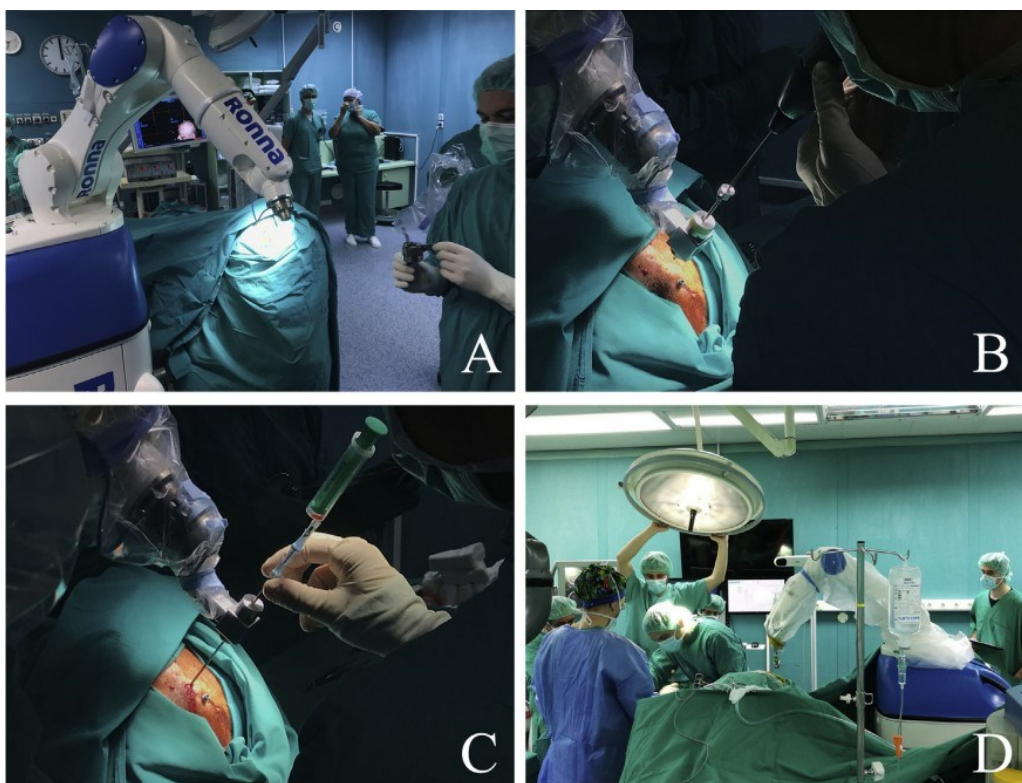
Po svim mjerenim podacima, jedini prihvatljiv sintetski materijal kao zamjena za kost bi bio Saw-EP. Naravno, ni on nije potpuno identičan svojstvima pravih kostiju. To potvrđuju i komentari kirurga, koji su nakon ručnog bušenja zamjenskih materijala za trabekularnu i kortikalnu kost dali svoje mišljenje [Tablica 7].

Tablica 7. Komentari dvoje kirurga nakon ručnog bušenja [9]

Materijal	Ortopedski kirurg	Oralni kirurg
Saw-PU50	Lako za bušenje.	Lako za bušenje.
Saw-EP	Vrlo teško za bušenje. Teže za bušenje od kortikalne kosti.	Preteško za bušenje. Značajno teže za bušenje od kortikalne kosti.

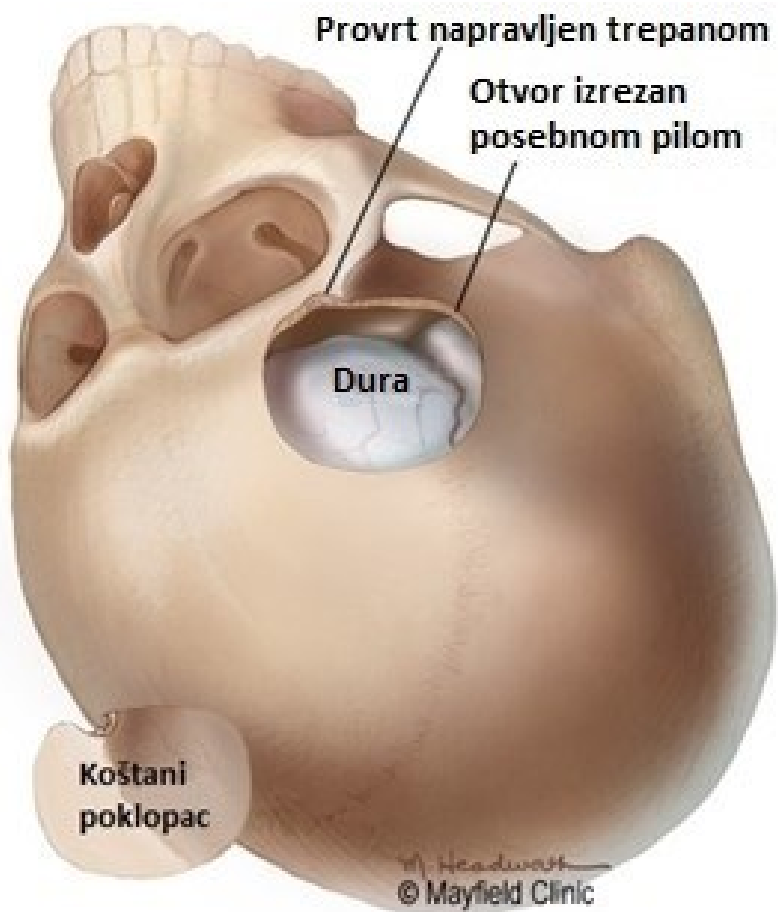
9. OSJETLJIVO BUŠENJE LUBANJE

Otvaranjem lubanje omogućuje se pristup mozgu radi liječenja ili drugih medicinskih potreba, kao što je biopsija tkiva [Slika 50]. Alat za bušenje može biti ručni ili biti dio sofisticiranijeg robotskog sustava. Prednost robotskih sustava nad klasičnim ručnim postupcima bušenja visoka je razina preciznosti pri bušenju i nedostatak osjećaja umora. Uporabom naprednih sustava eliminira se faktor ljudske pogreške, kao što je drhtanje ruke kirurga. Robotski sustavi koriste napredne senzore, kamere i algoritme. Njihovom uporabom omogućeno je precizno planiranje putanje bušenja temeljeno na prethodnoj analizi skeniranja pacijentove glave. To minimizira rizik od oštećenja važnih struktura i omogućava ciljano bušenje. Robotski alati mogu izvoditi operativne zahvate s optimalnim parametrima obrade, te time uveliko smanjiti oštećenja na tkivu te smanjiti potrebno vrijeme za oporavak pacijenta. Jedna od glavnih prepreka široj robotizaciji u neurokirurškim postupcima visoka je cijena robotskih sustava. Prema [69], u kombinaciji s predoperativnom dijagnozom i sustavima kirurške navigacije, roboti u budućnosti mogu potencijalno zamijeniti kirurge u postupcima kraniotomije.



Slika 50. Koraci uzimanja uzorka tumorskog tkiva uz pomoć robotskog sustava RONNA: (A) sterilna vodilica se pričvršćuje na robotsku ruku, (B) robot je pozicioniran prema planiranoj trajektoriji, kirurg provodi bušenje lubanje, (C) provodi se biopsija tkiva, (D) uzorci tumorskog tkiva se prikupljaju te je time operativni postupak završen [26].

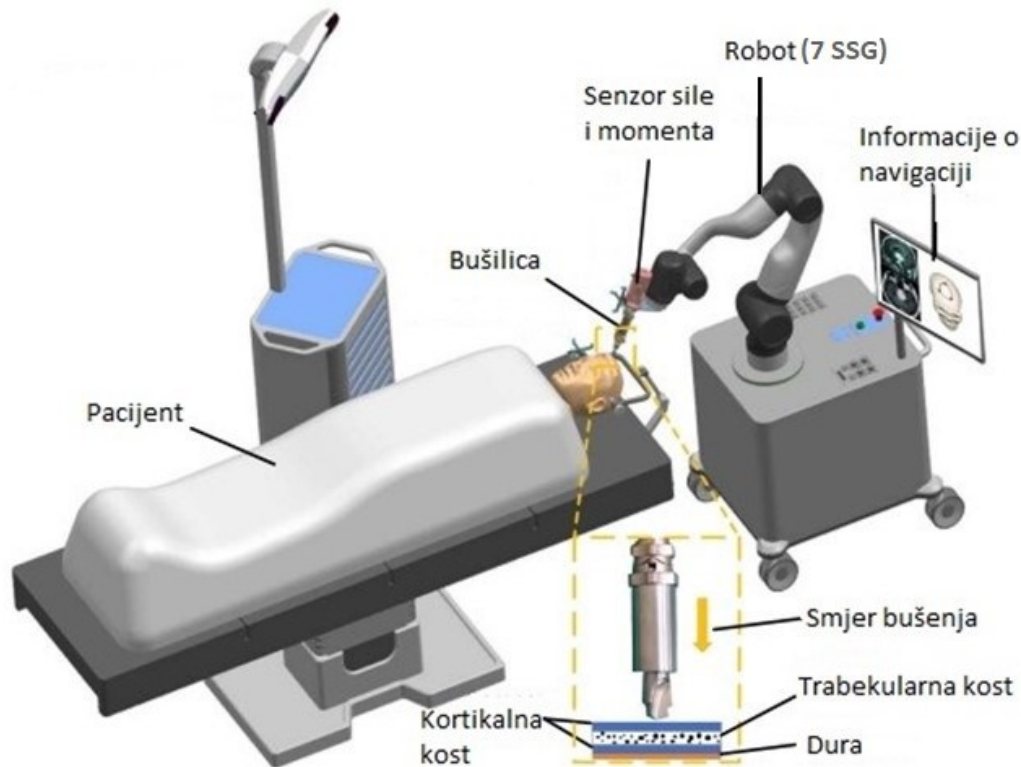
Prema [69], prilikom bušenja očuvanje dure predstavlja klinički izazov. Na Slici 51 prikazana je dura (durina opna) otkrivena procesom trepanacije⁴.



Slika 51. Prikaz dure kod postupka trepanacije [30]

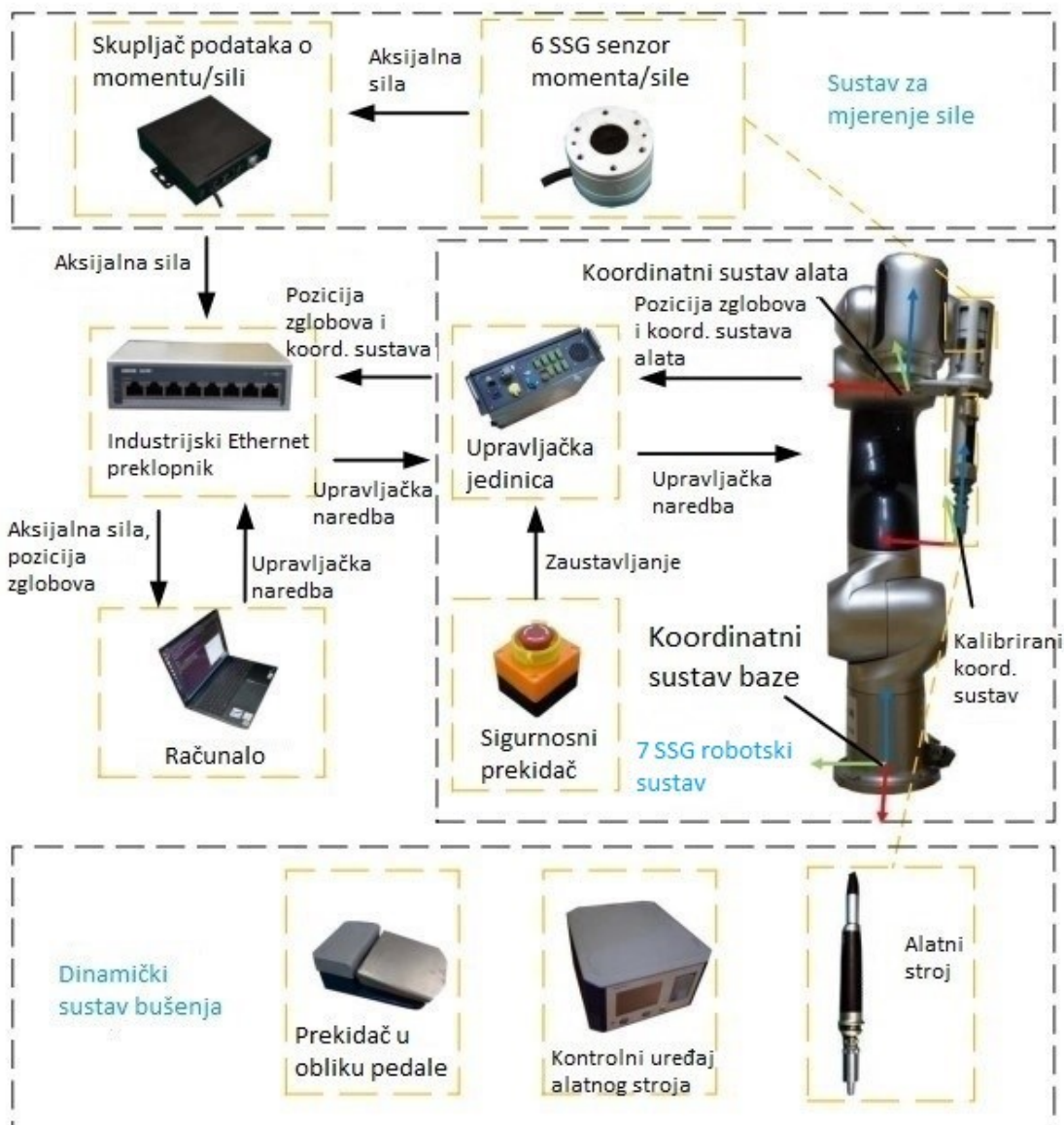
Očuvanje integriteta durine opne važno je za održavanje anatomskog integriteta mozga, zaštitu moždanog tkiva te sprječavanje komplikacija poput infekcije, krvarenja i curenja cerebrospinalne tekućine. Nakon detekcije proboja kosti, potrebno je što prije zaustaviti dostavu posmaka alatu koji vrši bušenje. Aksijalna sila trebala bi se detektirati u stvarnom vremenu, a robotski sustav trebao bi zaustaviti bušenje ako se otkrije da je lubanja probušena. Tijekom procesa bušenja, svrdlo će probiti tri sloja pločaste kosti te dotaknuti durinu opnu [Slika 52].

⁴ Trepanacija je medicinski postupak u kojem se uklanja dio kosti lubanje [70].



Slika 52. Robotsko bušenje kosti lubanje [69]

U ovom eksperimentalnom bušenju, robotski sustav za bušenje lubanje čine sustav za mjerenje aksijalne sile, robotska ruka sa sedam stupnjeva slobode gibanja, dinamički sustav bušenja, industrijski Ethernet preklopnik te računalo [Slika 53]. Dinamički sustav za bušenje lubanje sastoji se od pedale, kontrolnog uređaja (upravljačke kutije) te alatnog stroja i alata. U ovom radu za bušenje je korišten kranijalni perforator. Brzina vrtnje alata može se kontrolirati pritiskom pedala za prekidač s različitim silama. Sustav za mjerenje sile sastoji se od senzora za silu i moment te sakupljača podataka kojim se bilježe signali sile i momenta tijekom bušenja. Ostatak ovog robotskog sustava čine Ethernet preklopnik i računalo. Podaci se kroz sustav šalju preko UDP (eng. *User Datagram Protocol*) protokola.



Slika 53. Robotski sustav za bušenje lubanje [69]

Kranijalni perforator mehanički je fiksiran na senzor sile i momenta, tako da može detektirati aksijalnu silu u realnom vremenu. Osoba odgovorna za nadzor prati tijekom bušenja. Proces bušenja može se zaustaviti u bilo kojem trenutku prekidom kontrolnog programa ili pritiskom sigurnosnog prekidača. Brzina vrtnje kranijalnog perforatora kontrolira se od strane nadzorne osobe putem pedale. Potpuni stisak pedale znači maksimalnu brzinu vrtnje. Algoritam za detekciju dure opisan je u radu [69].

U ovom istraživanju ukupno je provedeno 72 bušenja; 60 bušenja na 7 različitih kozjih glava te po 6 bušenja na dvije glave različitih vrsta pasa. Autori navode uspješnost od 93,06 % algoritma u detektiranju dure. Eksperimentalni rezultati pokazuju da predloženi robotski sustav ima potencijal za izvođenje u kliničkoj praksi.

9.1. Robotski sustav RONNA

RONNA je predstavnik neurokirurškog robotskog sustava u Hrvatskoj. Projekt razvoja robotskog sustava pokrenut je 2007. godine na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Uvođenje robotskog sustava RONNA označava korak naprijed u domaćoj neurokirurškoj praksi. Njegova primjena otvara nove mogućnosti za precizne, sigurne i uspješne kirurške zahvate, čime doprinosi razvoju kirurške medicine u zemlji.

Tok razvoja generacije robotskog sustava uključivao je prelazak s kamere i laserskog senzora, na stereovizijski sustav. Ovaj sustav, u kombinaciji s inovativnim fiducijalnim markerima, omogućuje preciznu lokalizaciju. RONNA ima mobilnu bazu koja omogućuje neurokirurgu da pozicionira robota tako da je operativno polje lako dostupno kirurgu i drugom osoblju.

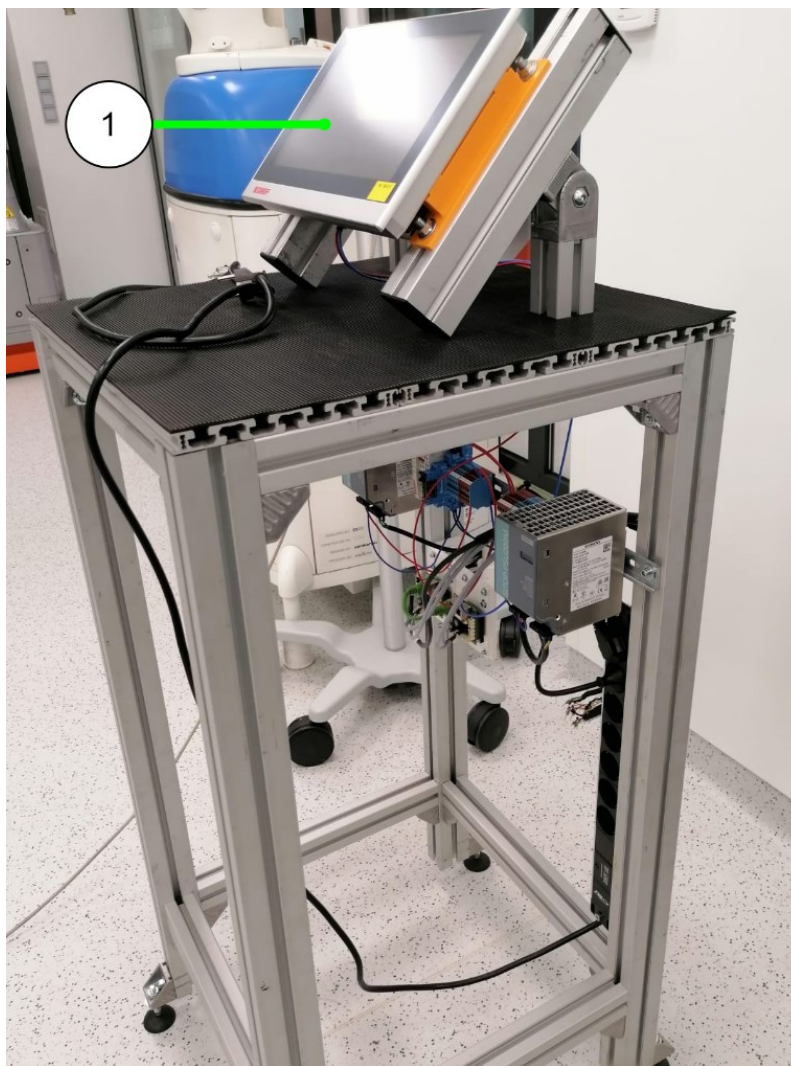
Prema [26], RONNA-u četvrte generacije karakterizira automatizirani postupak registracije pacijenata, planiranje položaja robota, precizno vođenje kirurških instrumenata i autonomno bušenje kosti. Upotreba sustava RONNA u kliničkim procedurama rezultira skraćenim vremenom trajanja operacije, smanjenom invazivnošću postupaka, ubrzanjem pacijentovog oporavka te boljom iskoristivošću resursa operativnih kapaciteta bolnice. Jedan od nedostataka robotskog sustava RONNA je nemogućnost potpune automatizacije. Bušenje lubanje kao i biopsija mozga još uvijek bivaju vođeni i nadgledani od strane kirurga. Posljednja verzija ovog robotskog sustava je RONNA šeste generacije [Slika 54].



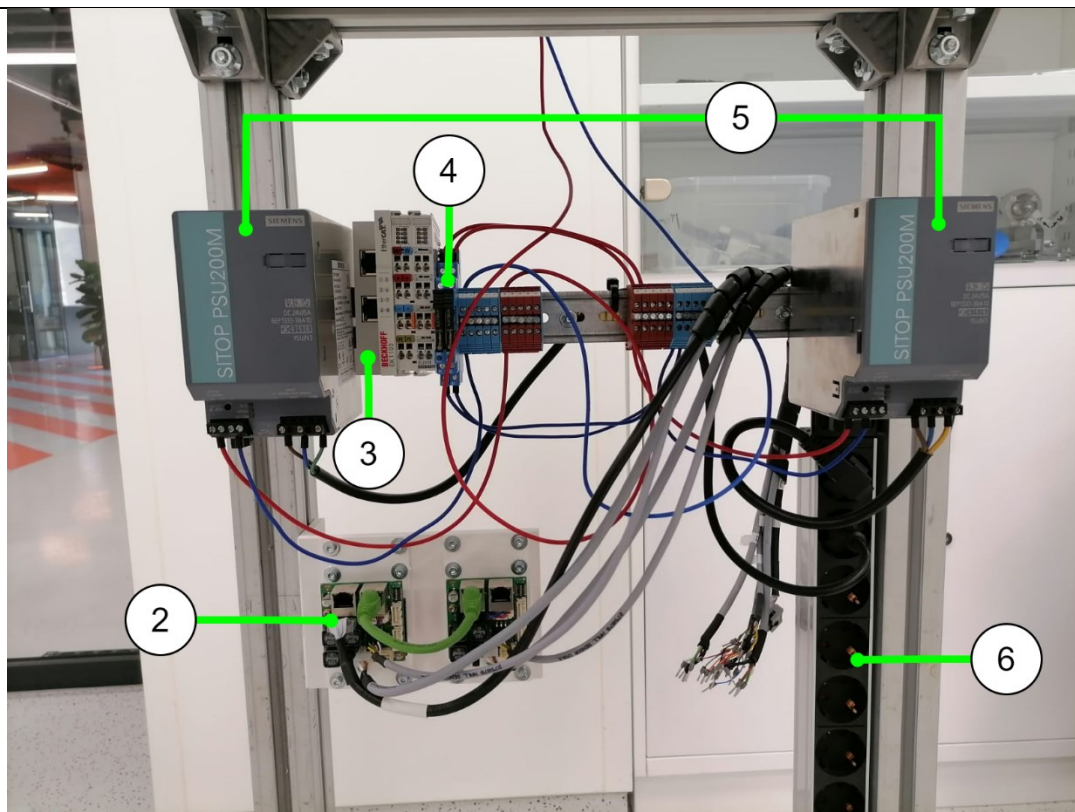
Slika 54. RONNA G6 [71]

10. LABORATORIJSKI POSTAV

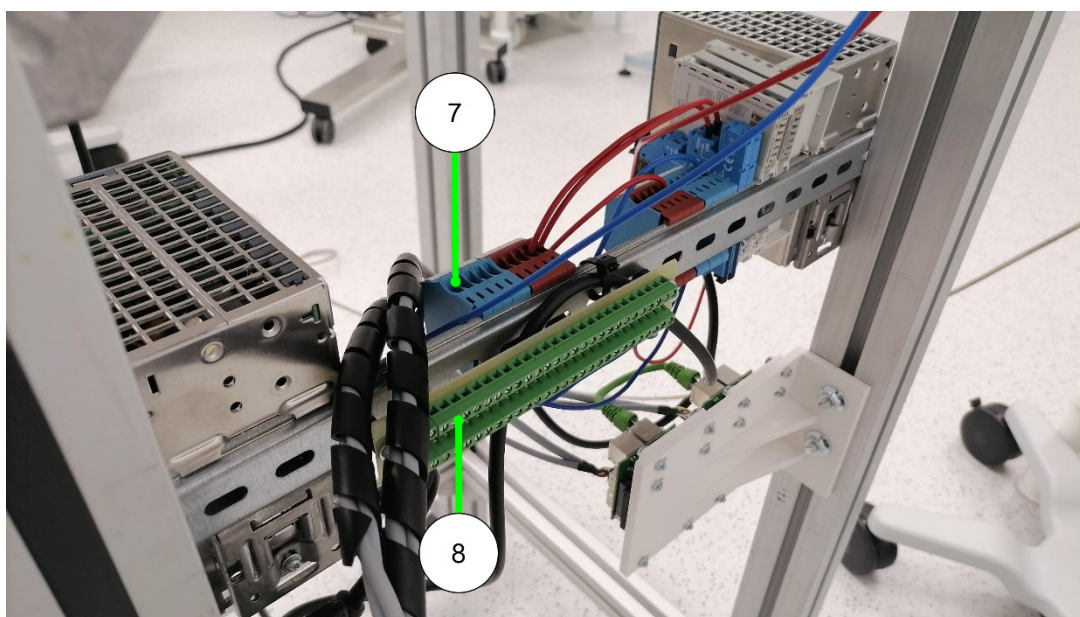
Za potrebe ovoga završnoga rada u Laboratoriju za medicinsku robotiku u Regionalnom centru izvrsnosti za robotske tehnologije pripremljen je eksperimentalni postav za osjetljivo bušenje. Elektroničke komponente potrebne za pogon robotske ruke montirane su na radni stol sastavljen od aluminijskih profila. Na Slici 55 dan je općeniti prikaz postava, a na Slikama 56 i 57 поближе su prikazane elektroničke komponente.



Slika 55. Postav za bušenje



Slika 56. Elektroničke komponente postava – prednja strana



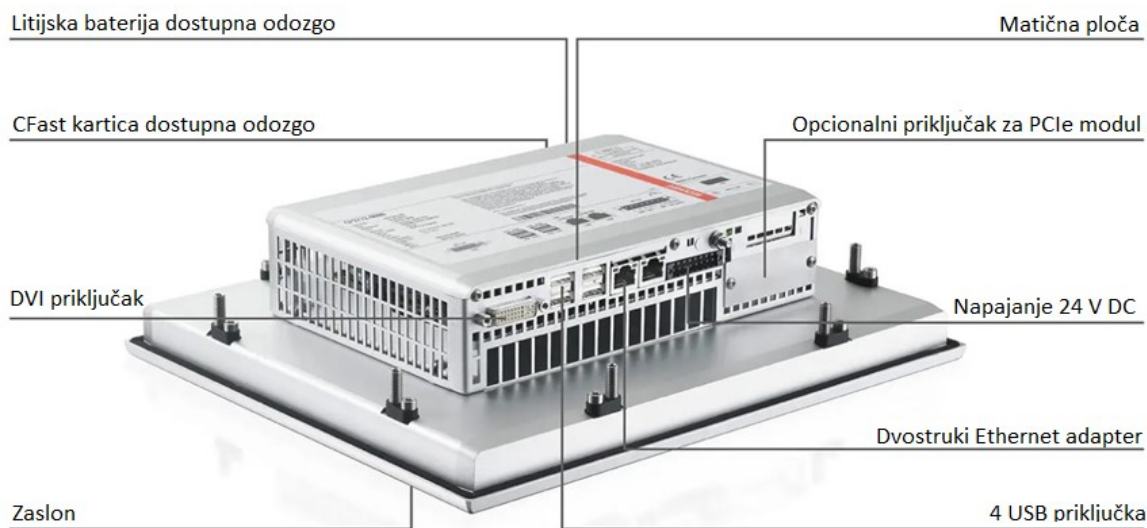
Slika 57. Elektroničke komponente postava – stražnja strana

Elektroničke komponente postava (označene brojevima na slikama iznad):

- 1) PLC industrijsko računalo Beckhoff CP2711-0010,
- 2) kontroler motora,
- 3) Beckhoff EK1100 modul za komunikaciju,

- 4) releji,
- 5) dva napajanja SIEMENS PSU200M 24 V,
- 6) izvor struje 230 V,
- 7) kratkospojnici,
- 8) razvojna pločica.

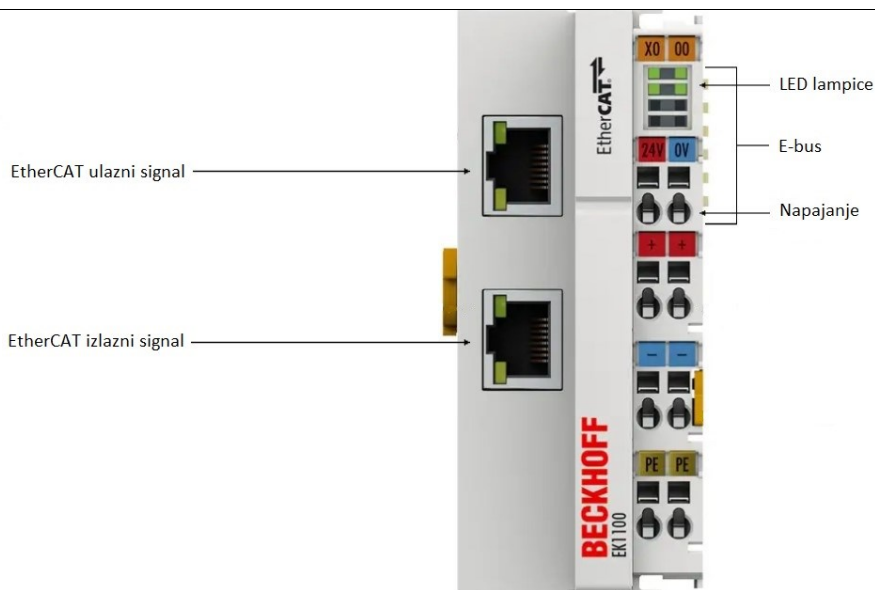
PLC računalo Beckhoff CP2711-0010 koristi se u industrijskim automatizacijskim sustavima. Primjenjuje se za kontrolu i upravljanje raznih industrijskih procesa, poput kontrole rada strojeva i sustava za proizvodnju. Ovo računalo također može poslužiti kao sučelje za prikaz informacija o radu stroja. Korisnici mogu pratiti i upravljati procesima pomoću grafičkog sučelja. Komunikacija s drugim uređajima ostvaruje se putem EtherCAT protokola. Na Slici 58 shematski su prikazani elementi računala i priključci za spajanje s drugim uređajima.



Slika 58. Računalo Beckhoff CP2711-0010 [72]

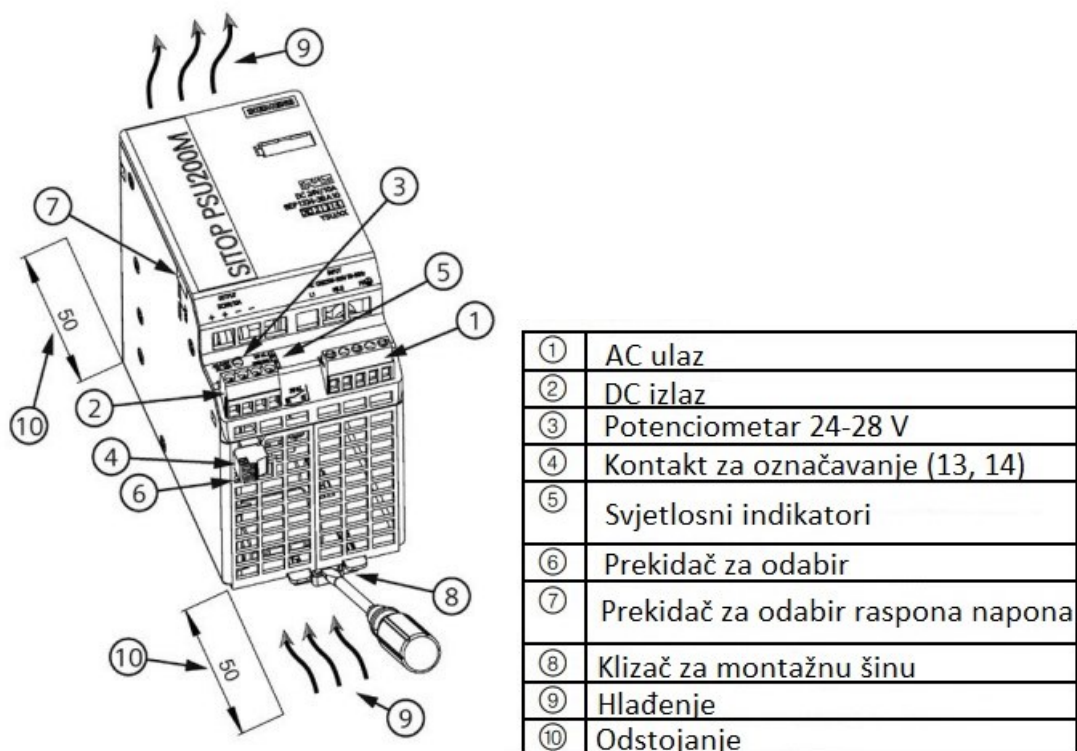
Programiranje navedenog računala vrši se pomoću TwinCAT softverske platforme razvijene od strane njemačke tvrtke Beckhoff Automation.

Modul za komunikaciju Beckhoff EK1100 je uređaj koji omogućuje povezivanje EtherCAT uređaja s Ethernet mrežom. EK1100 ima dva RJ45 priključka, jedan za povezivanje s Ethernet mrežom i drugi za povezivanje s dodatnim EtherCAT uređajima. EK1100 je kompatibilan s različitim vrstama EtherCAT uređaja, uključujući senzore, aktuatore, kontrolere i ostale industrijske uređaje. Prikaz EK1100 uređaja dan je na Slici 59.



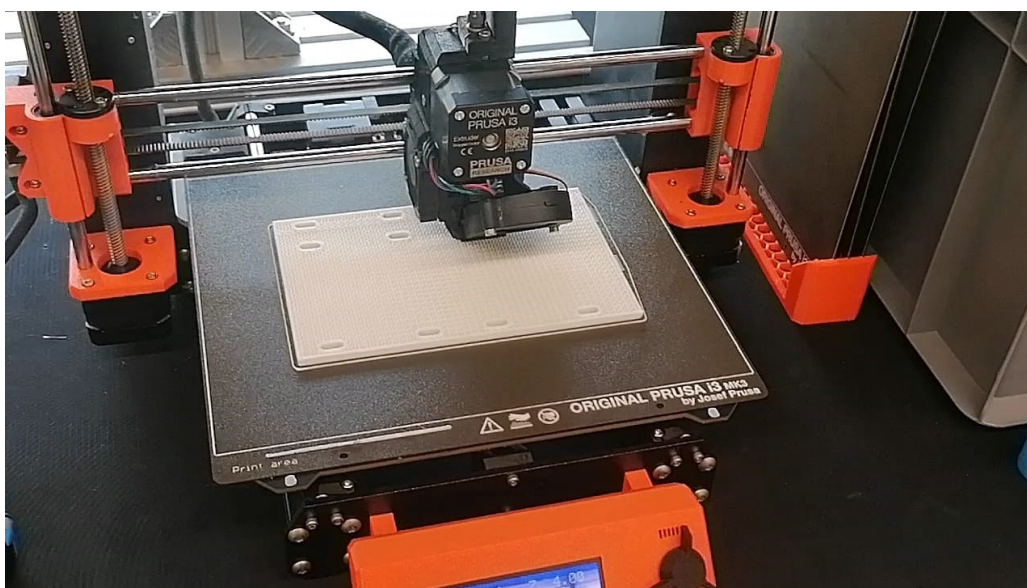
Slika 59. Beckhoff EK1100 [72]

Istosmjernu struju napona 24 V osiguravaju dva napajanja SIEMENS PSU200M. Shematski prikaz strukture uređaja za napajanje dan je na Slici 60.



Slika 60. Napajanje SIEMENS PSU200M [73]

U svrhu montiranja kontrolera motora na aluminijski stol dizajniran je nosač. Tehnička dokumentacija nosača dana je u prilogu. Nosač je ispisan na 3D pisaču PRUSA i3 [Slika 61].



Slika 61. 3D ispis nosača

Za provedbu bušenja predviđen je prototip bušilice razvijen na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Prototip bušilice prikazan je na Slici 62.



Slika 62. Prototip bušilice

Za provođenje eksperimentalnih bušenja u Laboratoriju za medicinsku robotiku dostupna su medicinska svrdla proizvođača B. Braun, Njemačka te standardna industrijska svrdla proizvođača Alpen, Austrija.

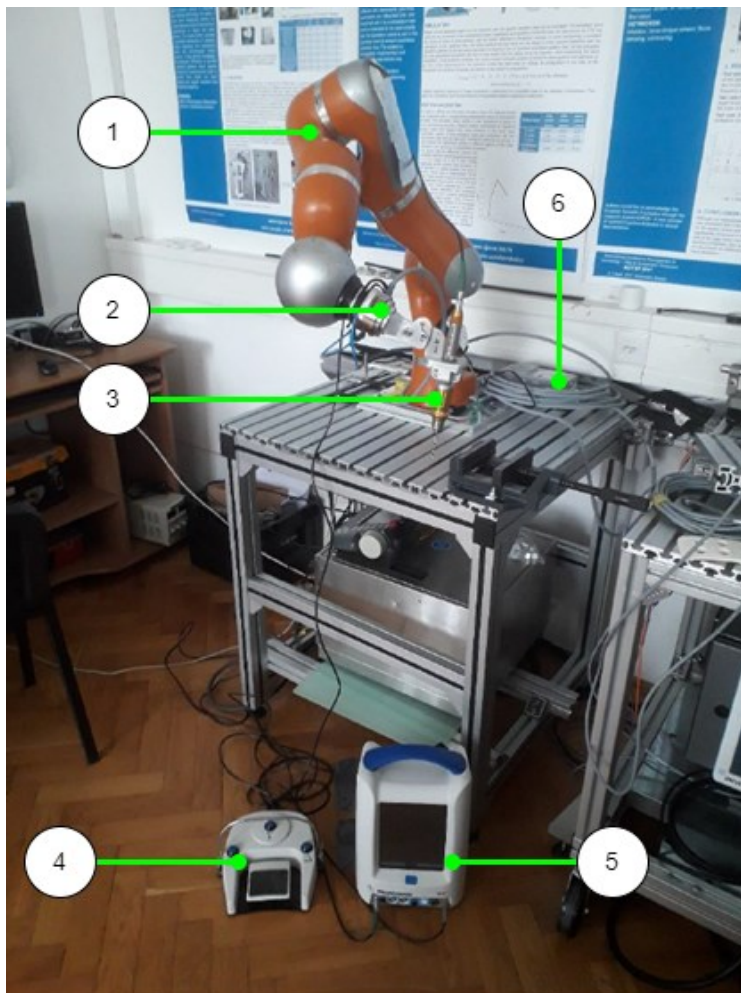
Na Slici 63 prikazan je prototip bušilice spojen na robotsku ruku.



Slika 63. Prototip bušilice i robotski sustav RONNA

10.1. Alternativni laboratorijski postav

U Laboratoriju za medicinsku robotiku može se napraviti i postav s nešto drugačijom konfiguracijom. Na robotsku ruku moguće je spojiti sustav za medicinsko bušenje proizvođača Medtronic. Takav postav se već koristio na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Postav s označenim komponentama prikazan je na Slici 64. Postav se spaja na računalo.



Slika 64. Postav za bušenje [74]

Postav sa Slike 64 sastoji se od sljedećih komponenti (označene brojevima):

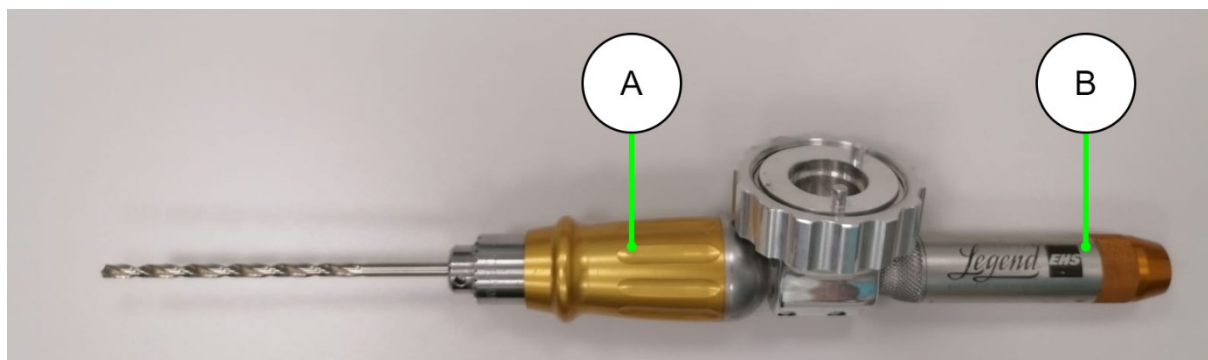
- 1) robotska ruka Kuka Lightweight Robot LWR4+,
- 2) mjerni osjetnik i pretvornik Gamma,
- 3) alatni stroj (bušilica),
- 4) kontrolna jedinica s pedalom,
- 5) upravljačka jedinica Medtronic,
- 6) NETB sučelje.

Robotska ruka Kuka LWR 4+ je ruka sa sedam stupnjeva slobode gibanja. Zglobovi robotske ruke opremljeni su sensorima pozicije i sensorima momenta. Na robotsku ruku postavljen je sklop osjetnika i pretvornika Gamma. Sklop Gamma mjeri iznose sila i momenata i pretvara ih u električne signale [Slika 65].



Slika 65. Sklop osjetnika i pretvornika Gamma [74]

Bušilica postavljena na robotskoj ruci sastoji se od 2 komponente [Slika 66]. Slovom A označen je reduktor Jacobs® sa steznom glavom za svrdlo. Elektromotor Midas Rex® Legend EHS® Motor označen je slovom B. Ima mogućnost razvoja velikih brzina (od 200 do 75000 o/min) i velikih okretnih momenata. Koristi se za rezanje i bušenje kostiju.



Slika 66. Sklop bušilice

Sustav za bušenje primijenjen u ovom postavu, proizvođača Medtronic, sastoji se od upravljačke jedinice, višenamjenske nožne kontrolne jedinice, kablova za napajanje i upravljanje te alata za rezanje, brušenje i glodanje.

NETB sučelje je elektronički sklop mrežnog sučelja i sustava napajanja. Glavna zadaća mrežnog sučelja je prikupljanje podataka s pretvornika te njihovo slanje drugoj opremi (npr. robotu ili računalu). NETB sučelje dio je sustava Net F/T (eng. *Network Force / Torque Sensor*

System) proizvođača ATI (Industrial Automotion). Sustav je namijenjen za mjerenje vrijednosti sila i momenata. Sustav Net F/T je s pripadajućim dijelovima prikazan na Slici 67.



Slika 67. Net F/T sustav [4], [74]

Upravljačka jedinica Medtronic (eng. *IPC – Integrated Power Console*) služi za upravljanje postupcima bušenja, rezanja i otklanjanja biomaterijala tijekom operativnih zahvata [74]. Prikaz upravljačke jedinice dan je na Slici 68.



Slika 68. Upravljačka jedinica Medtronic [75]

Dijelovi upravljačke jedinice označeni brojevima od 1 do 5 na Slici 68 su:

- 1) korisničko sučelje – zaslon osjetljiv na dodir,
- 2) prva pumpa namijenjena za hlađenje, čišćenje ili ispiranje,

- 3) druga pumpa namijenjena za ispiranje,
- 4) priključci za vanjske uređaje,
- 5) tipka za uključivanje i isključivanje.

Upravljačka jedinica je u prostoru Laboratorija za medicinsku robotiku Regionalnog centra izvrsnosti za robotske tehnologije smještena unutar mobilnog kućišta [Slika 69].



Slika 69. Upravljačka jedinica Medtronic u Laboratoriju za medicinsku robotiku

Na upravljačku jedinicu povezuje se nožna kontrolna jedinica [Slika 70.]



Slika 70. Kontrolna jedinica s pedalom [75]

Dijelovi kontrolne jedinice označeni brojevima na Slici 70 su:

- 1) protuklizna površina na pedali,
- 2) nožna pedala s funkcijama Start/Stop i regulacijom brzine,
- 3) tipka s funkcijama Start/Stop ili regulacijom brzine,
- 4) tipka za odabir aktivnog alata,
- 5) tipka za promjenu smjera vrtnje svrdla.

11. PLAN EKSPERIMENTALNIH U LABORATORIJU

U svrhu određivanja optimalnih parametara bušenja u nastavku će biti opisan zamišljeni plan eksperimentalnih bušenja. Prilikom određivanja korištenih parametara bušenja u obzir su uzeti podaci iz literature navedeni u prethodnim poglavljima.

11.1. Ispitni uzorci

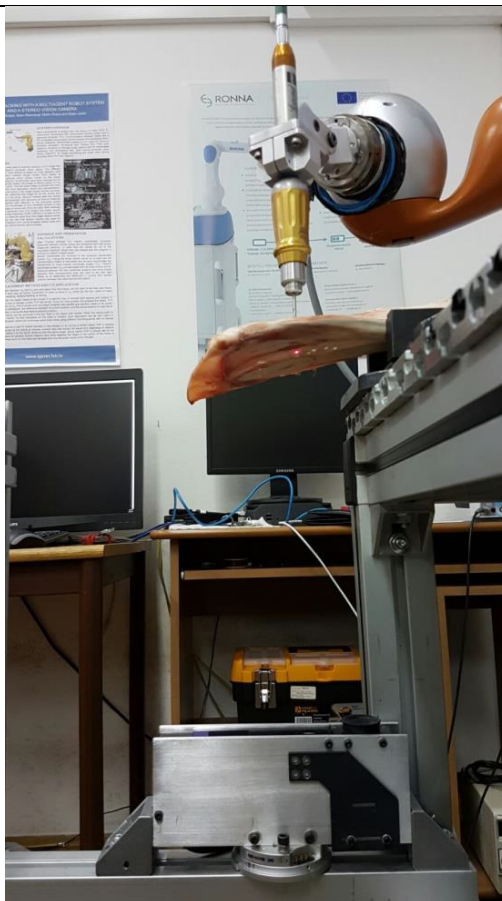
Kao i u operativnom zahvatu, gdje je glava pacijenta osigurana držačem [Slika 71], pri izvođenju eksperimentalnih bušenja ispitne uzorke treba osigurati od mogućih pomaka. Rješenje za to bi bila upotreba stezne naprave. Steznu napravu moguće je postaviti na radni stol sastavljenim od aluminijskih profila.



Slika 71. Držač za imobilizaciju glave pacijenta DORO

Kao odgovarajuća zamjena za kranijalne pločaste kosti moguće je koristiti životinjske kosti iz prehrambene industrije. Također je moguće provesti i bušenje na sintetskom materijalu koji predstavlja kortikalnu kost. Opravdanost korištenja takvog sintetskog materijala opisana je u potpoglavlju 8.2.

Za zamjenski materijal neophodno je da strukturom i mehaničkim svojstvima približno odgovara ljudskim pločastim kostima. Zbog svoje sličnosti s ljudskim kranijalnim kostima, kao kvalitetan zamjenski uzorak mogu poslužiti teleće lopatične kosti. Teleća lopatična kost već se koristila u sličnim radovima [Slika 72].



Slika 72. Robotsko bušenje teleće lopatične kosti [74]

U Tablici 8 dan je popis mogućih ispitnih uzoraka. Kao glavni kriterij za odabir mogućih ispitnih uzoraka uzeta je njihova debljina. Prosječna debljina ljudske kranijalne kosti iznosi 6,5 mm. Svakako treba napomenuti da debljina kostiju ovisi o dobi i spolu.

Tablica 8. Prijedlog ispitnih uzoraka

Ispitni uzorak	Debljina ispitnog uzorka (mm)
Teleća lopatična kost	5 - 10
Kosti teleće lubanje	5 - 10
Kosti svinjske lubanje	5 - 10
Sintetske ploče proizvođača Sawbones (zamjena za kortikalnu kost)	6 - 8

11.2. Ispitivanje utjecaja brzine vrtnje na temperaturu

Kako bi se ispitaio utjecaj brzine vrtnje na stvorenu temperaturu, potrebno je odrediti stalan posmak kojim će se bušiti uz promjenjivu brzinu. U bušenjima bi se koristilo vijčano svrdlo iste geometrije i istog promjera. Poželjno je mijenjati svrdlo novim nakon nekoliko desetaka izbušenih provrta, kako bi se izbjegao utjecaj istrošenosti svrdla na konačne rezultate. Postignuta maksimalna temperatura bi se pri svakom bušenju mjerila termoparovima i bilježila. Plan eksperimenata prikazan je u Tablici 9.

Tablica 9. Utjecaj brzine vrtnje svrdla

Promjer svrdla d_1 (mm)	Broj eksperimentalnih bušenja	Ulazni podaci		Maksimalna postignuta temperatura T_n (°C)
		Brzina vrtnje n (o/min)	Posmak f (mm/o)	
3,2	5	500	0,15	$T_{n,1}$
3,2	5	1000	0,15	$T_{n,2}$
3,2	5	1500	0,15	$T_{n,3}$
3,2	5	3000 ⁵	0,15	$T_{n,4}$

Kako bi se dobili mjerodavniji rezultati, navedeni plan bušenja bi se mogao primijeniti i na vijčano svrdlo promjera 4,5 mm te na sve materijale navedene u Tablici 8. Za odabrane materijale je bitno da budu što sličnije debljine, jer u slučaju velikog odstupanja u debljini uzorka moguće su znatno više temperature zbog duljeg trajanja samog bušenja. Naravno, moguć je odabir i druge stalne vrijednosti posmaka te time dobiti još veći uzorak provedenih eksperimentalnih bušenja.

Cilj ovog istraživanja bi bio dokazati da porast brzine do 3000 o/min uglavnom uzrokuje porast maksimalne zabilježene temperature, kako je obično navedeno u dostupnoj literaturi.

11.3. Ispitivanje utjecaja posmaka na temperaturu

U slučaju ispitivanja utjecaja posmaka (posmične brzine), potrebno je bušiti različitim vrijednostima posmaka uz stalnu brzinu vrtnje svrdla te pri svakom bušenju bilježiti temperaturu. Plan eksperimenta prikazan je u Tablici 10. Provođenjem ovog eksperimenta bi

⁵ Maksimalna preporučena brzina vrtnje svrdla u kirurgiji je 3000 o/min [76].

se nastojao potvrditi zaključak iz 6. poglavlja, koji kaže da povećanje vrijednosti posmaka uzrokuje smanjenje postignute temperature.

Tablica 10. Utjecaj posmaka

Promjer svrdla d_1 (mm)	Broj eksperimentalnih bušenja	Ulazni podaci		Maksimalna postignuta temperatura T_f (°C)
		Brzina vrtnje n (o/min)	Posmak f (mm/o)	
3,2	5	1000	0,01	$T_{f,1}$
3,2	5	1000	0,05	$T_{f,2}$
3,2	5	1000	0,10	$T_{f,3}$
3,2	5	1000	0,20	$T_{f,4}$

Ako se želi dobiti veći uzorak, slično kao i kod ispitivanja utjecaja brzine vrtnje, i u ovom slučaju eksperimentalna bušenja se mogu ponoviti medicinskim svrdlom promjera 4,5 mm te drugim vrijednostima brzine vrtnje svrdla, kao i bušenjem svih navedenih uzoraka navedenih u Tablici 8.

11.4. Bušenje različitim svrdlima

Kako bi se dokazao utjecaj promjera svrdla i ostalih geometrijskih parametara svrdla navedenih u 6. poglavlju potrebno je odrediti stalnu brzinu vrtnje i posmak, a bušenja provoditi s različitim svrdlima. Ako se eksperimentalna bušenja prikazana u potpoglavljima 11.3 i 11.4 provedu i sa svrdlom promjera 3,2 i sa svrdlom promjera 4,5 mm, već bi se mogao potvrditi zaključak iz 6. poglavlja, a to je da veći promjeri svrdla uzrokuju više temperature. No zbog ispitivanja ostalih parametara na reznom dijelu svrdla (vršnog kuta 2φ i kuta spiralnog žlijeba ω_s), potrebno je provesti bušenja s više različitih tipova svrdala. Svrdla je potrebno odvojiti u skupine prema promjerima, te za svaku vrijednost promjera odabrati svrdla različite rezne geometrije. Prikaz plana eksperimenta dan je u Tablici 11.

Tablica 11. Utjecaj različitih tipova svrdala

Tip svrdla	Promjer svrdla d_1 (mm)	Broj eksperimentalnih bušenja	Ulazni podaci		Maksimalna postignuta temperatura T_s (°C)
			Brzina vrtnje n (o/min)	Posmak f (mm/o)	
Svrdlo 1	3,2	5	750	0,15	$T_{s,1}$
Svrdlo 2	3,2	5	750	0,15	$T_{s,2}$
Svrdlo 3	3,2	5	750	0,15	$T_{s,3}$
Svrdlo 4	3,2	5	750	0,15	$T_{s,4}$

Također, osim medicinskih svrdala moguće je koristiti i industrijska svrdla s ciljem usporedbe pojedinih parametara na reznom dijelu svrdla.

11.5. Bilježenje aksijalne sile i okretnog momenta tijekom bušenja

S obzirom na to da robotsko bušenje omogućuje primjenu stalne vrijednosti posmaka, aksijalna sila postaje parametar koji može ukazati koliko je neki ispitni uzorak tvrd, odnosno koliko je neko svrdlo učinkovito u bušenju. Ako se pri bušenju određenog ispitnog uzorka pojavljuju značajno veće primjenjivane aksijalne sile od uobičajenih za kirurške operacije, to može ukazati na to da ispitni uzorak ipak odudara svojim svojstvima od ljudskih kostiju, te bi trebalo razmotriti da li nastaviti s ispitivanjem na tom uzorku. S druge strane, ako se za neko od svrdala pokaže da su aksijalne sile značajno veće u odnosu na ostale, to može biti pokazatelj smanjene učinkovitosti bušenja ili istrošenosti svrdla. Slično kao i za aksijalnu silu, i povećani okretni moment može potvrditi nedostatke svrdla ili odstupanja u svojstvima ispitnog uzorka u odnosu na ljudske kosti.

11.6. Utvrđivanje optimalnih parametara bušenja

Nakon provedbe navedenih eksperimentalnih bušenja moguće je kombinirati parametre te provesti bušenja u svrhu određivanja optimalne kombinacije parametara. Korak dalje u istraživanju bilo bi bušenje s prekidima i primjena vanjskog sustava hlađenja. Nakon utvrđivanja utjecaja parametara na stvaranje temperature, moguće je i mikroskopskom analizom utvrditi mehanička oštećenja, kao što je opisano u 5. poglavlju.

12. ZAKLJUČAK

Bušenje kosti lubanje predstavlja ključan aspekt neurokirurških zahvata koji zahtijevaju posebnu pažnju i preciznost. Rezultati istraživanja ukazuju na to da temperatura ima izuzetno važnu ulogu u utjecaju na sigurnost i kvalitetu bušenja kosti lubanje. Visoka temperatura može dovesti do ozbiljnih komplikacija tijekom operacije i u postoperativnom razdoblju. Da bi se smanjio rizik od termičke osteonekroze i osigurala optimalna kvaliteta bušenja, ključno je pažljivo odabrati parametre bušenja. Brzina rezanja, posmak i hlađenje među najvažnijim su faktorima koji utječu na temperaturu tijekom bušenja. Analizirajući dostupne informacije, iako nemamo jedinstvene zaključke o utjecaju brzine vrtnje svrdla, možemo zaključiti da veći posmak doprinosi smanjenju razvoja temperature. Također, učinkovito hlađenje svrdla i područja bušenja iznimno je važno kako bi se spriječilo postizanje kritičnih temperatura. Debljina kosti također ima značajan utjecaj na temperaturu tijekom bušenja. Deblje kosti zahtijevaju duže vrijeme bušenja, što povećava potencijal za razvoj visoke temperature. Osim toga, istrošena svrdla mogu dodatno povećati rizik od termičke nekroze ili čak mehaničkih oštećenja.

Unatoč tome što postoji jasan naglasak na važnosti pravilnog odabira parametara bušenja, identificirati univerzalno optimalne parametre nije jednostavno. Utjecaj svakog parametra može varirati ovisno o specifičnim uvjetima svakog neurokirurškog slučaja. Stoga je za daljnje istraživanje nužno dublje razumijevanje pojedinačnih utjecaja parametara na kvalitetu bušenja. Pogled u budućnost sugerira da će razvoj novih neurokirurških robotskih sustava pružiti značajan napredak u sigurnosti i kvaliteti operativnih zahvata. Primjer takvog napretka je robotski sustav RONNA, koji svakom novom generacijom donosi poboljšanja i prednosti. Integracija takvih robotskih sustava omogućit će preciznije, sigurnije i učinkovitije bušenje kosti lubanje, unapređujući tako opću kvalitetu neurokirurških intervencija.

LITERATURA

- [1] Krmpotić-Nemanić J, Marušić A. Anatomija čovjeka. 2., korigirano izdanje. Zagreb: Medicinska naklada; 2007.
- [2] Koluçık, S., Can, M. i Bahçe, E. Experimental Investigation of Delamination Formed by Bone Drilling. Tehnički vjesnik, 2020; 27 (3), 711-717.
- [3] Matthews LS, Hirsch C. Temperature measured in human cortical bone when drilling. J Bone Joint Surg 1972; 54A:297-308.
- [4] Augustin, G. Termičko oštećenje kosti tijekom bušenja dvostupnjevanim svrdlom i svrdlom s protočnim hlađenjem [disertacija]. Zagreb: Medicinski fakultet; 2011.
- [5] Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 2021. URL: <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=37343> (Pristupljeno 2. 8. 2023.)
- [6] Anatomy Standard. Neurocranium bone complex, 2019. URL: https://www.anatomystandard.com/Cranium/Neurocranium/Neurocranium_Complex.html (Pristupljeno 3.8.2023.)
- [7] Openstax . Bone structure, 2021. URL: <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/6-3-bone-structure?query=cranial%20bone&target=%7B%22type%22%3A%22search%22%2C%22index%22%3A0%7D#fs-id1239779> (Pristupljeno 3.8.2023.)
- [8] Hillery MT, Shuaib I. Temperature effects in drilling of human and bovine bone. J Mater Process Technol. 1999; 92-93:302-8.
- [9] Muramoto Y. Study of Drilling Properties in Bone Biomodel [dissertation]. Lyon: Universite de Lyon; 2020.
- [10] Ehrenfreund T. Razvoj topline u zoni bušenja kosti – usporedba utjecaja svrdla vođenoga rukom ili strojno [disertacija]. Zagreb: Medicinski fakultet; 2019.
- [11] Podloge za predavanja iz kolegija *Proizvodne tehnologije I – obrada odvajanjem čestica*. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2019.
- [12] Kučinić, D. Konstrukcija ispitnog postava za bušenje u koštano-zglobnoj kirurgiji [diplomski rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2017.
- [13] Salopek, M. Utjecaj hlađenja na sile rezanja i temperaturu kosti kod postupka bušenja [diplomski rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2009.
- [14] Rebec, B. Rezni alati. Tehnička knjiga, Zagreb; 1972.
- [15] Kraut, B. Krautov strojarski priručnik. Zagreb: Sajema d.o.o.; 2009.
- [16] Katalog Walter Titex. The Drilling Tools. 2006.

- [17] Žižak, T. Utjecaj visokobrzinske obrade na dinamiku bušenja medicinskim svrdlom [diplomski rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2018.
- [18] Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012 May;27(4):313-25. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.10.010.
- [19] Balder, D. Utjecaj parametara obrade na temperaturu kosti kod postupka bušenja [diplomski rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2008.
- [20] Höller, C. Technical and Economic Analysis of the Process of Surgical Bone Drilling and Improvement Potentials [diplomski rad]. Graz: University of Technology; 2015.
- [21] Topić, T. Klasifikacija temperature kosti kod obrade bušenjem [završni rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2018.
- [22] Dlaka, D. Ispitivanje točnosti robotskoga sustava RONNA u stereotaktičkoj neurokirurgiji [disertacija]. Zagreb: Medicinski fakultet, 2023.
- [23] Medical Expo. De Soutter Medical. URL: <https://www.medicaexpo.com/prod/desoutter-medical/product-68192-680176.html> (Pristupljeno: 24.8.2023.)
- [24] Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. *J Clin Orthop Trauma*. 2013 Mar;4(1):15-30. doi: 10.1016/j.jcot.2013.01.002.
- [25] Fondi C, Franchi A. Definition of bone necrosis by the pathologist. *Clin Cases Miner Bone Metab*. 2007 Jan;4(1):21-6. PMID: 22460748.
- [26] Jerbić, B., Švaco, M., Chudy, D., Šekoranja, B., Šuligoj, F., Vidaković, J., ... Stiperski, I. RONNA G4—Robotic Neuronavigation: A Novel Robotic Navigation Device for Stereotactic Neurosurgery. *Handbook of Robotic and Image-Guided Surgery*. 2020; 599–625.
- [27] Feldmann A, Wili P, Maquer G, Zysset P. The thermal conductivity of cortical and cancellous bone. *Eur Cell Mater*. 2018 Jan 28;35:25-33. doi: 10.22203/eCM.v035a03.
- [28] Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983 Jul;50(1):101-7. doi: 10.1016/0022-3913(83)90174-9.
- [29] 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 Dec;22(10):685-91. doi: 10.1016/s1350-4533(01)00016-9.
- [30] Mayfield Brain & Spine. Craniotomy. URL: <https://mayfieldclinic.com/pe-craniotomy.htm> (Pristupljeno 25.8.2023.)

- [31] Bruketa, T. Medicinsko svrdlo s protočnim hlađenjem otvorenoga tipa u koštano-zglobnoj kirurgiji [disertacija]. Zagreb: Medicinski fakultet; 2018.
- [32] Berning ET, Fowler RM. Thermal damage and tracker-pin track infection in computer-navigated total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2011 Sep;26(6):977.e21-4. doi: 10.1016/j.arth.2010.08.012.
- [33] Noble B. Bone microdamage and cell apoptosis. *Eur Cell Mater*. 2003 Dec 21;6:46-55; discussion 55. doi: 10.22203/ecm.v006a05.
- [34] Frost, HL. Presence Of Microscopic Cracks In Vivo In Bone. *Henry Ford Hospital Medical Bulletin*. 1960; 8(1), 25-35.
- [35] Reilly GC, Currey JD. The effects of damage and microcracking on the impact strength of bone. *J Biomech*. 2000 Mar;33(3):337-43. doi: 10.1016/s0021-9290(99)00167-0.
- [36] Abouzgia MB, Symington JM. Effect of drill speed on bone temperature. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1996 Oct;25(5):394-9. doi: 10.1016/s0901-5027(06)80040-8.
- [37] 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 Dec;33(10):1221-7. doi: 10.1016/j.medengphy.2011.05.013.
- [38] Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Jan-Feb;11(1):35-7. PMID: 8820120.
- [39] Delgado-Ruiz RA, Velasco Ortega E, Romanos GE, Gerhke S, Newen I, Calvo-Guirado JL. Slow drilling speeds for single-drill implant bed preparation. Experimental in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2018 Jan;22(1):349-359. doi: 10.1007/s00784-017-2119-x.
- [40] Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res*. 1997 Jun;8(3):189-97. doi: 10.1034/j.1600-0501.1997.080305.x.
- [41] Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008 Jan;128(1):71-7. doi: 10.1007/s00402-007-0427-3.
- [42] Nam O, Yu W, Choi M, Kyung H. Monitoring of Bone Temperature during Osseous Preparation for Orthodontic Micro-Screw Implants: Effect of Motor Speed and Ressure. *Key Engineering Materials*. 2006; 321-323: 1044-1047. doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.321-323.1044
- [43] Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg (Chic)*. 1958 Jan;16(1):22-30. PMID: 13492103.

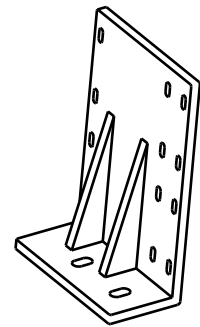
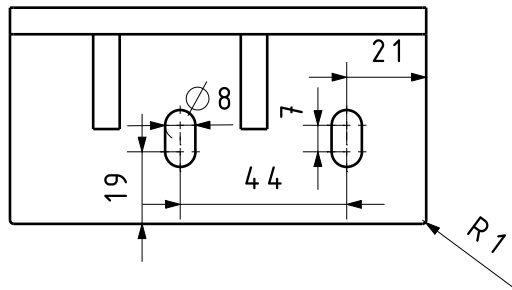
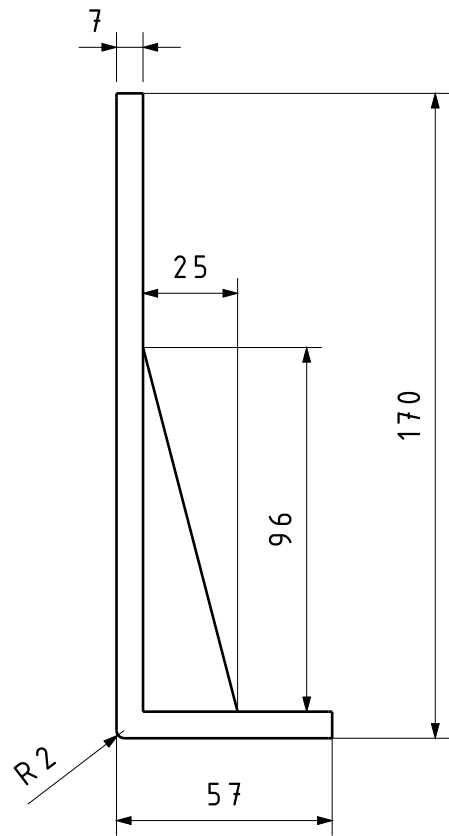
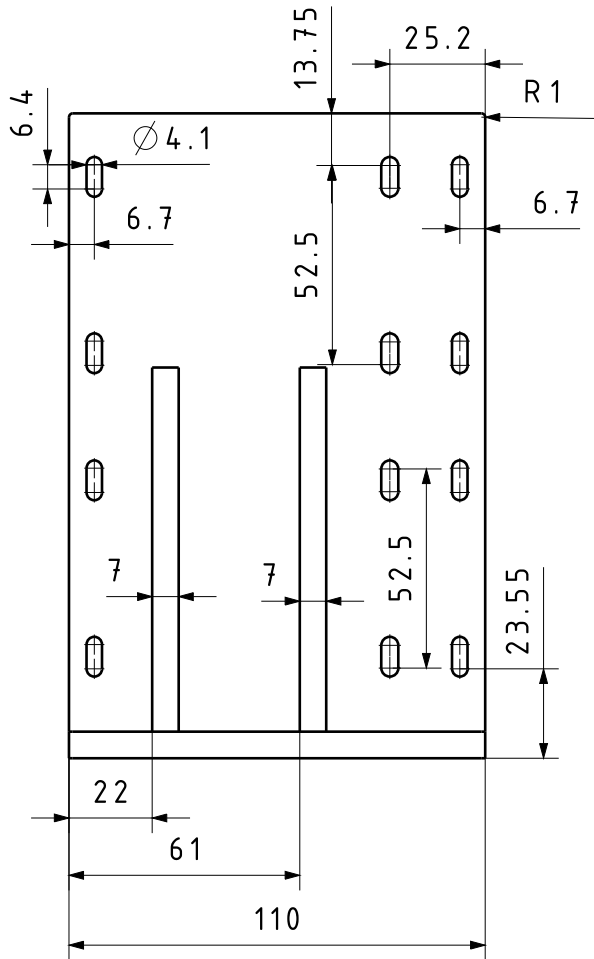
- [44] Vaughn RC, Peyton FA. The influence of rotational speed on temperature rise during cavity preparation. *J Dent Res.* 1951 Oct;30(5):737-44. doi: 10.1177/00220345510300051801.
- [45] Sezek S, Aksakal B, Karaca F. Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments. *Computational Materials Science*, 2012, 60: 13-18.
- [46] Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 May-Jun;12(3):342-53. PMID: 9197099.
- [47] Augustin G, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop.* 2012 Jul;36(7):1449-56. doi: 10.1007/s00264-012-1491-z.
- [48] Woods JC, Cook JL, Bozynski CC, Tegethoff JD, Kuroki K, Crist BD. Does Irrigating While Drilling Decrease Bone Damage? *Iowa Orthop J.* 2022;42(2):22-29. PMID: 36601237.
- [49] Feldmann A, Wandel J, Zysset P. Reducing temperature elevation of robotic bone drilling. *Med Eng Phys.* 2016 Dec;38(12):1495-1504. doi: 10.1016/j.medengphy.2016.10.001.
- [50] Soldatos N, Nelson-Rabe L, Palanker N, Angelov N, Romanos G, Weltman R. Temperature Changes during Implant Osteotomy Preparations in Fresh Human Cadaver Tibiae, Comparing Straight with Tapered Drills. *Materials (Basel).* 2022 Mar 23;15(7):2369. doi: 10.3390/ma15072369.
- [51] Kučinić, D. Konstrukcija ispitnog postava za bušenje u koštano-zglobnoj kirurgiji [diplomski rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2017.
- [52] Tur D, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Rausch-Fan X, Strbac GD. Thermal effects of various drill materials during implant site preparation-Ceramic vs. stainless steel drills: A comparative in vitro study in a standardised bovine bone model. *Clin Oral Implants Res.* 2021 Feb;32(2):154-166. doi: 10.1111/clr.13685.
- [53] Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng.* 1982 Aug;104(3):245-52. doi: 10.1115/1.3138356.
- [54] Bertollo N, Milne HR, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of the thermal properties of 2- and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010 Jul;25(6):613-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.02.007.

- [55] 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 Jul;39(7):734-41. doi: 10.1016/j.injury.2007.11.286.
- [56] Hein C, Inceoglu S, Juma D, Zuckerman L. Heat Generation During Bone Drilling: A Comparison Between Industrial and Orthopaedic Drill Bits. *J Orthop Trauma*. 2017 Feb;31(2):e55-e59. doi: 10.1097/BOT.0000000000000723.
- [57] 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 Aug;43(4):314-9. doi: 10.1016/j.bjoms.2004.11.007.
- [58] Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand*. 1984 Dec;55(6):629-31. doi: 10.3109/17453678408992410.
- [59] Kranioti EF, Bonicelli A, García-Donas JG. Bone-mineral density: clinical significance, methods of quantification and forensic applications. *Research and Reports in Forensic Medical Science*. 2019;9:9-21.
- [60] Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng*. 1982 Aug;104(3):245-52. doi: 10.1115/1.3138356.
- [61] Staroveški T, Brezak D, Udiljak T. Drill wear monitoring in cortical bone drilling. *Med Eng Phys*. 2015 Jun;37(6):560-6. doi: 10.1016/j.medengphy.2015.03.014.
- [62] An YH, Draughn RA. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. 1st editio. CRC Press; 1999.
- [63] Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech*. 2004 Jan;37(1):27-35. doi: 10.1016/s0021-9290(03)00257-4.
- [64] Saha S, Martin DL, Phillips A. Elastic and strength properties of canine long bones. *Med Biol Eng Comput*. 1977 Jan;15(1):72-4. doi: 10.1007/BF02441578.
- [65] Bonney H, Colston BJ, Goodman AM. Regional variation in the mechanical properties of cortical bone from the porcine femur. *Med Eng Phys*. 2011 May;33(4):513-20. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.12.002.
- [66] Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology*. 1998 Feb;139(2):663-70. doi: 10.1210/endo.139.2.5751.

- [67] Sawbones. Partial Skull, 4th gen., Composite. URL: <https://www.sawbones.com/skull-partial-4th-gen-composite-3439.html> (Posjećeno 24.8.2023.)
- [68] Sawbones. Top Biomechanical Products & Materials Provider for Testing & Validation. URL: <https://www.sawbones.com/biomechanical-product-info> (Posjećeno 24.8.2023.)
- [69] Bian GB, Wei BT, Li Z, Ge P, Chen Z, Qian C et al. Robotic Automatic Drilling for Craniotomy: Algorithms and In Vitro Animal Experiments," in IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2023.
- [70] *Hrvatsko strukovno nazivlje*. Institut za hrvatski jezik i jezikoslovlje. 2011. URL: <http://struna.ihjj.hr/naziv/trepanacija/23218/> (Posjećeno 15.9.2023.)
- [71] RONNA Medical. URL: <https://www.ronna-medical.hr/product> (Posjećeno 26.8.2023.)
- [72] Beckhoff. New Automation Technology. CP27xx: Fanless multi-touch built-in Panel PC. URL: <https://www.beckhoff.com/en-en/products/ipc/panel-pcs/cp2xxx-cp3xxx-multi-touch-panel-pcs/cp27xx.html> (Posjećeno 17.9.2023.)
- [73] SIEMENS SiePortal. Operating Instructions (compact) SITOP PSU200M 24 V/5 A; 24 V/10 A. URL: [https://support.industry.siemens.com/cs/document/92710739/operating-instructions-\(compact\)-sitop-psu200m-24-v-5-a-24-v-10-a?dti=0&lc=en-HR](https://support.industry.siemens.com/cs/document/92710739/operating-instructions-(compact)-sitop-psu200m-24-v-5-a-24-v-10-a?dti=0&lc=en-HR) (Posjećeno 17.9.2023.)
- [74] Rorbach, T. Osjetljivo robotsko bušenje [diplomski rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2018.
- [75] Medtronic. Integrated Power Console (IPC™). Service Manual Console and Attachments.
- [76] Möhlhenrich SC, Modabber A, Steiner T, Mitchell DA, Hölzle F. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: Systematic review. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2015;53:679–89. doi:10.1016/j.bjoms.2015.05.004.

PRILOZI

I. Tehnička dokumentacija



	Datum	Ime i prezime	Potpis	 FSB Zagreb Studij strojarstva (Autonomni sustavi i računalna inteligencija)
Projektirao	5.4.2023.	Ivan Kovačić		
Razradio	5.4.2023.	Ivan Kovačić		
Crtao	24.8.2023.	Ivan Kovačić		
Pregledao	15.9.2023.	Marko Švaco		
Voditelj rada		Marko Švaco		
Objekt:			Objekt broj:	
			R. N. broj:	
Napomena:				Kopija
Materijal: PLA		Masa: 0,227 kg	ZAVRŠNI RAD	
 Mjerilo originala 1:2	Naziv:		Pozicija:	Format: A4
	3D ispisani nosač			Listova: 1
Crtež broj:			2023-01-01	List: 1