

Analiza parametara pri bušenju kosti lubanje

Lucijetić, Kristijan

Undergraduate thesis / Završni rad

2018

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:235:982864>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-10-14**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Kristijan Lucijetić

Zagreb, 2018. godina

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

**ANALIZA PARAMETARA
PRILIKOM BUŠENJA KOSTI
LUBANJE**

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dipl. ing.

Student:

Kristijan Lucijetić

Zagreb, 2018. godina

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

Kristijan Lucijetić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Kristijan Lucijetić**

Mat. br.: 0035198973

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Analiza parametara pri bušenju kosti lubanje**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Analysis of parameters in skull bone drilling**

Opis zadatka:

Ljudska lubanja (lat. *cranium*) je koštana osnova glave koja se oslanja na vrh kralježnice. Tvori osnovu lica te štiti i obavlja mozak i osjetne organe, a sastavljena je od niza plosnatih i nepravilnih kostiju koje su, osim donje čeljusti, nepomične. Sastoji se od 22 kosti, od kojih je u odraslih osoba 21 kost čvrsto spojena teško izolirajućim šavovima, a donja je čeljust povezana zglobovno sa sljepoočnom kosti.

Prilikom operativnog zahvata bušenja lubanje, najčešće se buše dvije tjemene kosti te zatiljna i čeona kost. To su plosnate kosti (tanke, čvrste ploče) koje se sastoje se od vanjskog i unutarnjeg sloja zbijene kosti te spužvastog međusloja. Kraniotomije (otvaranja lubanje radi kirurškog zahvata na mozgu) se mogu sastojati od samo jednoga otvora nastalog trepanacijom (kirurškim instrumentom za bušenje lubanje) ili podizanja koštanog poklopca različitih dimenzija.

U radu je potrebno:

- opisati anatomiju ljudske lubanje,
- opisati postupak kraniotomije ljudske lubanje,
- na temelju eksperimentalnih podataka, analizirati utjecaj sile bušenja, brzine bušenja i promjera svrdla pri bušenju macerirane kosti, „žive“ teleće kosti i modela anizotropnog materijala,
- odrediti optimalne parametre tijekom postupka bušenja ljudske lubanje.

Eksperimentalni podaci bit će preuzeti iz istraživanja u okviru projekta prof.dr.sc. Bojana Jerbića.

U radu treba navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

30. studenog 2017.

Rok predaje rada:

1. rok: 23. veljače 2018.
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2018.
3. rok: 21. rujna 2018.

Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 26.2. - 2.3. 2018.
2. rok (izvanredni): 2.7. 2018.
3. rok: 24.9. - 28.9. 2018.

Zadatak zadao:


Prof.dr.sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Igor Balen

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
POPIS OZNAKA	IV
SAŽETAK.....	V
SUMMARY	VI
1 UVOD.....	1
2 ANATOMIJA LUBANJE	3
2.1 Cranium.....	3
2.1.1 Viscerokranij.....	4
2.1.2 Neurokranij	4
2.2 Plosnate kosti	6
2.2.1 Kortikalno koštano tkiva.....	7
2.2.2 Trabekularno (spužvasto) koštano tkivo	8
3 BUŠENJE LUBANJE	10
3.1 Kraniotomija	10
3.1.1 Alati korišteni u kraniotomiji.....	11
3.1.2 Faze operacije kraniotomije	13
3.2 Osnovni računski podaci kod bušenja.....	16
3.2.1 Sile rezanja i prodiranja u svrdlu	16
4 UTJECAJ RAZLIČITIH PARAMETARA NA BUŠENJE KOSTI	19
4.1 Model za predviđanje naprežanja prilikom bušenja kosti.....	19
4.2 Povezanost trenja i porasta temperature kod bušenja kosti.....	22
4.3 Povezanost između parametara bušenja i nekroze koštanog tkiva	24
4.3.1 Bušenje tkiva i nekroza koštanog tkiva.....	24
4.3.2 Promjer svrdla	24
4.3.3 Brzina rezanja	25
4.3.4 Posmak.....	25
5 ANALIZA PARAMETARA BUŠENJA NA TEMELJU EKSPERIMENTALNIH PODATAKA	26
5.1 Materijali i metode	26

5.2	Rezultati i razmatranje	27
5.2.1	Promjer svrdla	27
5.2.2	Brzina bušenja.....	28
5.3	Zaključak na temelju podataka	29
6	OPTIMALNI PARAMETRI TIJEKOM POSTUPKA BUŠENJA LUBANJE	30
7	ZAKLJUČAK.....	31
	POPIS LITERATURE	33

POPIS SLIKA

Slika 2.1	Raspodjela lubanje na viscerokranij i neurokranij [2].....	3
Slika 2.2	Prikaz kostiju viscerokranija i neurokranija [4]	5
Slika 2.3	Kosti neurokranija [4]	5
Slika 2.4	Struktura plosnatih kostiju lubanje [2]	6
Slika 2.5	Prikaz strukture i sastava kortikalne kosti [5]	7
Slika 2.6	Presjek kortikalne kosti sa jasno vidljivim osteonima [2].....	8
Slika 2.7	Prikaz struktura trabekularne kosti [2]	9
Slika 3.1	Vrste kraniotomija prema lokalizaciji	11
Slika 3.2	Medicinsko svrdlo [13]	12
Slika 3.3	Univerzalna ručna bušilica [15]	12
Slika 3.4	Električna bušilica [15]	13
Slika 3.5	Pneumatska bušilica [15].....	13
Slika 3.6	Imobilizacija glave pacijenta pomoću Mayfield držača [14]	14
Slika 3.7	Otklonjen poklopac te otkriven sloj dure [14].....	15
Slika 3.8	Uklanjanje sloja Dure kako bi se dospjelo do mozga [14].....	15
Slika 3.9	Zatvaranje koštanog poklopca pomoću čeličnih pločica i vijaka [14]	16
Slika 3.10	Sile na svrdlu prilikom bušenja [12]	17
Slika 3.11	Geometrija svrdla	18
Slika 4.1	Model bušenja potpomognut vodećim provrtom [21].....	20
Slika 4.2	Usporedba pretpostavljenih rezultata [21].	21
Slika 4.3	Postav tehničkog sustava eksperimenta [26].....	22
Slika 4.4	Komad svrdla <i>in situ</i> [7].....	24
Slika 5.1	Dijagram ovisnosti sile bušenja o posmacima kod bušenja kosti	27
Slika 5.2	Dijagram sila bušenja pri manjim brzinama.....	28
Slika 5.3	Dijagram sila bušenja pri većim brzinama	29

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
F_C	N	Sila rezanja
F_f	N	Posmična sila
F_p	N	Pasivna sila
F_{cp}	N	Sila rezanja na poprečnoj oštrici
F_{fp}	N	Pasivna sila na poprečnoj oštrici
F_t	N	Sila trenja
F_a	N	Aksijalna sila bušenja
M_a	Nm	Ukupni okretni moment
M_{F_C}	Nm	Moment uslijed sile rezanja
$M_{F_{cp}}$	Nm	Moment uslijed sile rezanja na poprečnoj oštrici
M_{F_t}	Nm	Moment uslijed sile trenja
ψ	°	Kut poprečne oštrice

SAŽETAK

Ljudska lubanja (lat. cranium) je koštana osnova glave koja je pozicionirana na vrhu kralježnice.

Tvori osnovu lica te štiti i obavlja mozak i osjetne organe. Bušenje je vrsta obrađivanja odvajanjem čestica kod koje alat vrši glavno gibanje, rotaciju, i posmično gibanje, translaciju, a služi za izradu provrta. Prilikom oštećenja mozga pristupa se operativnom zahvatu bušenja lubanje, kraniotomiji. Kraniotomija predstavlja jednu od najstarijih vrsta operacije. Koristi se prilikom ozbiljnih oštećenja mozga i trauma glave, odstranjivanja ugrušaka krvi ili hematoma, uzimanja uzoraka potrebnih za testiranje karcinoma i odstranjivanje istog te mnoge druge primjene. Usprkos stalnom razvoju kako vještine kirurga, tako i razvitka same tehnologije, uvijek dolazi do oštećenja tkiva. Ovim radom pobliže se opisuje anatomija ljudske lubanje, uređaji i alati korišteni u kraniotomiji te utjecaj različitih parametara bušenja prilikom operacije. U konačnici ponuđeni su optimalni parametri bušenja kao mjera prevencije prekomjernog oštećenja tkiva.

Ključne riječi: lubanja, kraniotomija, sastav i svojstva kosti, parametri bušenja.

SUMMARY

Abstract

The human skull (lat. Cranium) is the bone foundation of the head which is positioned on top of the spine.

It forms the basis for the face and protects and covers the brain and sensory organs. Drilling is a type of particle separating process where the tool performs the main motion, rotation, and the shear movement, translational motion, to create burr holes. In cases of brain injuries, the preferred surgical procedure is craniotomy. Craniotomy is one of the oldest types of surgery. It is used in serious brain damage and head trauma, removal of blood clots or hematomas, sampling necessary for cancer screening and removal, and many other uses. Despite the constant development of both the surgeon's skills and the development of technology itself, tissue damage is always present. This paper describes the human skull anatomy, devices and tools used in craniotomy and the impact of different drilling parameters during surgery. Ultimately, the paper presents the optimal drilling parameters for skull drilling to prevent excessive tissue damage.

Key words: skull, craniotomy, bone composition and properties, drilling parameters.

1 UVOD

Ljudski kostur je jedno od najsloženijih i najraznovrsnije specijaliziranih tkiva u ljudskome tijelu. Od najmanje kosti u ljudskome uhu (stremen) do najveće bedrene kosti (femura) ova vrsta tkiva prilagodila se i neprestano se mijenja kako bi služila kao potporni sustav, spremište minerala te žarište stvaranja krvnih stanica.

Najvažnija zadaća koštanog tkiva jest zaštita unutarnjih organa organizma. Ljudska lubanja kao koštano tkivo jedna je od najkompleksnijih kosti skeletnog sustava koja pruža adekvatnu zaštitu ljudskog mozga.

Lubanja (lat. cranium) je skeletna struktura koja štiti mozak i služi kao potporni sustav lica, i štiti i obavlja mozak i osjetne organe. Ona je nehomogena struktura sastavljena od niza plosnatih i nepravilnih kostiju koje su osim donje čeljusti, nepomične. Sastoji se od 22 kosti, od kojih je u odraslih osoba 21 čvrsto spojena teško izolirajućim šavovima. Donja je čeljust povezana zglobno sa sljepoočnom kosti. Lubanjske kosti su većinom pločaste kosti od čega neurokranij (lat. neurocranium) u kojemu je smješten i zaštićen mozak, čini 8 kostiju, a kostur lica (lat. splanchnocranium), čini 14 kostiju.

Prilikom bolesti mozga pojavljuje se potreba pristupa do ovog organa što se najčešće postiže bušenjem. Bušenje je vrsta obrađivanja odvajanjem čestica kod koje alat vrši glavno gibanje, rotaciju, i posmično gibanje, translaciju, a služi za izradu rupa i provrta.

Neurokirurška operacija kojom se bušenjem odstranjuje dio koštanog svoda lubanje, kako bi se omogućio pristup strukturama lokaliziranim u endokraniju, naziva se kraniotomija.

Najčešće se buše dvije tjemene kosti te zatiljna i čeona kost. Te kosti po strukturi su plosnate kosti (tanke, čvrste ploče) koje se sastoje se od vanjskog kompaktnog sloja, unutarnjeg kompaktnog sloja, i spužvastog međusloja. Kraniotomije se mogu sastojati od samo jednoga trepanškog otvora ili odstranjivanja koštanog poklopca različitih dimenzija.

Prilikom provođenja takvih postupaka postavlja se pitanje što se događa sa samim koštanim tkivom i kako promjene uzrokovane bušenjem utječu na funkcije koštanog tkiva.

U okviru ovog završnog rada opisuje se složena struktura ljudske lubanje, navode i opisuju kirurški zahvati bušenja koštanog tkiva, te se pomoću eksperimentalnih podataka analiziraju utjecaji sile bušenja, brzine bušenja te tipa svrdla na kosti.

U odnosu na definirane probleme istraživanja, u radu je izravno prikazan cilj istraživanja kojim se određuju optimalni parametri bušenja kosti lubanje.

Navedeni problemi, predmet i cilj istraživanja, nametnuli su potrebu da se tematika ovog završnog rada kojemu je naslov **Analiza parametara pri bušenju kosti lubanje**, sustavno prezentira u sedam međusobno povezanih poglavlja.

U prvom uvodnom poglavlju navode se predmet istraživanja, cilj istraživanja i struktura završnog rada.

U drugom poglavlju kojemu je naslov *Anatomija lubanje*, analiziraju se kosti ljudske lubanje (craniuma).

Bušenje lubanje, kraniotomija, obrađena je u trećem poglavlju pod naslovom *Bušenje lubanje*, na način da su detaljno analizirani alati koji se koriste prilikom kraniotomije, faze operacije kao i osnovni računski podaci kod bušenja ljudske lubanje.

Četvrto poglavlje naslova *Utjecaj različitih parametara na bušenje kosti* obrađuje model za predviđanje naprezanja prilikom bušenja kosti, povezanost trenja i porasta temperature kod rezanja kosti.

U petom poglavlju pod naslovom *Analiza parametara bušenja na temelju eksperimentalnih podataka*, prikazuju se i analiziraju eksperimentalni podaci iz projekta Robotska neuronavigacija "RONNA", koji uključuje istraživanje i razvoj inovativnog i konkurentnog robotskog sustava za primjenu u neurokirurgiji.

U šestom poglavlju kojemu je naslov *Optimalni parametri tijekom postupka bušenja lubanje*, analiziraju se i definiraju optimalni parametri bušenja na uzorcima modela anizotropnog materijala, „živim“ telećim kostima i na maceriranoj kosti.

Nakon posljednjeg šestog poglavlja, prije popisa literature, nalazi se i zaključak u kojemu se na sustavan i jezgrovit način izlažu sinteze svih relevantnih spoznaja i podataka iznesenih u analitičkom dijelu ovog završnog rada.

Nakon zaključka nalazi se popis literature.

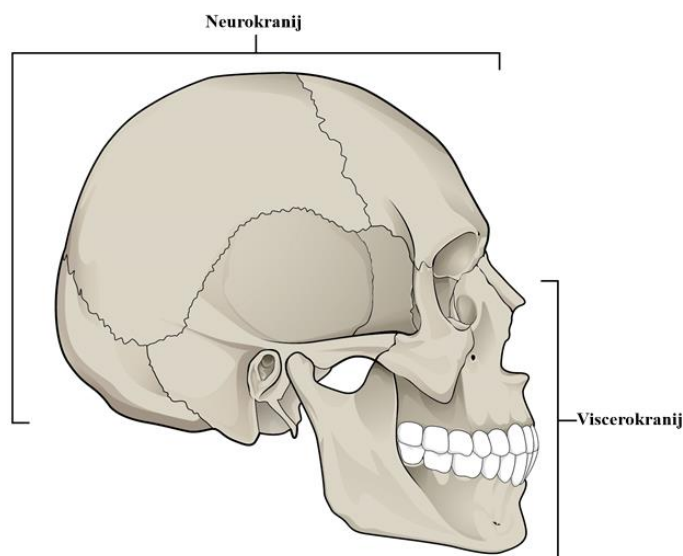
2 ANATOMIJA LUBANJE

U ovom poglavlju opisati će se struktura i svojstva koštanog tkiva ljudske lubanje kako bi se u potpunosti mogle objasniti posljedice bušenja.

2.1 Cranium

Lubanja (lat. *cranium*) je skeletna struktura koja štiti mozak i služi kao potporni sustav lica. Raspodijeljena je na dva područja [Slika 2.1], **viscerokranij**¹ i **neurokranij**² svaki od kojih se sastoji od više različitih kostiju. Viscerokranij definira takozvane „crte lica“ osobe, ono pruža potporanj i uležištenje za mišiće lica, štiti očne organe, čini nosnu šupljinu te potporanj za zube donje i gornje čeljusti. Neurokranij čine plosnate kosti koje obavijaju i tako štite mozak. [1]

U odrasle osobe, lubanja se sastoji od 22 individualne kosti, od kojih su 21 nepomična i čine jednu krutu strukturu. 22. kost, jedina pomična kost lubanje jest donja čeljusna kost ili **mandibula**. [2]



Slika 2.1 Raspodjela lubanje na viscerokranij i neurokranij [2]

¹ Viscerokranij (lat. *viscerocranium*) - naziv za dio lubanje koji tvore kosti lica

² Neurokranij (lat. *neurocranium*) - naziv za skup kostiju stražnjega i gornjega dijela lubanje koji tvori čvrstu čahuru oko mozga zatvarajući ga u lubanjsku šupljinu

2.1.1 Viscerokranij

Viscerokranij ili kostur lica (Slika 2.2) potpora je mekanim dijelovima lica i tvori koštanu osnovu početnog dijela dišnog sustava. Čine ju 3 neparne kosti [1]:

Donja čeljust, jedina pomična kost lubanje. Ima zubišta (alveole) na koje su usađeni zubi donjeg zubnog luka [3].

Lemeš je pločasta kost postavljena u središnjoj ravnini, na kojoj se spajaju obje nepčane kosti i gornje čeljusti [3].

Podjezična (vratna) kost se nalazi između korijena jezika i grkljana, slična je potkovi [3].

2.1.2 Neurokranij

Neurokranij (Slika 2.3) se kod odraslih ljudi sastoji od sedam kostiju: četiri neparne kosti smještene duž središnje linije (čeaona, klinasta i zatiljna kost) i dvije parne kosti (sljepoočna i tjemena) [1].

Čeaona kost zatvara prednji dio lubanjske šupljine. U srednjem se dijelu kosti nalaze dvije šupljine nazvane čeonim sinusima koji se otvaraju u nosnu šupljinu. Između obrvnih lukova nalazi se nosni dio kosti koji je osnova nosnom korijenu. S njom su u doticaju tjemena kost, klinasta i gornja čeljust. U sredini se nalazi rešetnica, a sprijeda su nosne kosti [2].

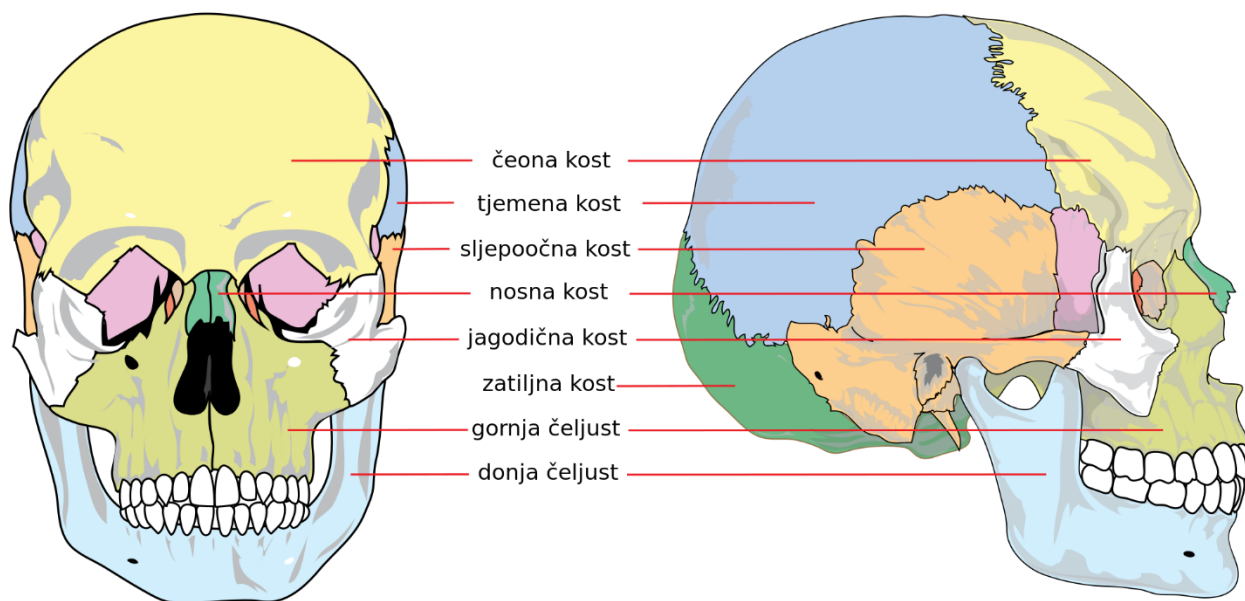
Tjemena kost sastoji se od dva dijela (dvije kosti) međusobno spojena strelastim šavom. Ona oblikuje tjemeni dio lubanje te je spojena sa zatiljnom i sljepoočnom kosti [1].

Sljepoočna kost (dvije kosti s lijeve i desne strane glave) oblikuje ravni, postrani dio lubanje – sljepoočnicu. Spaja se sa tjemenom kosti, zatiljnom, klinastom i sponičnom kosti [1].

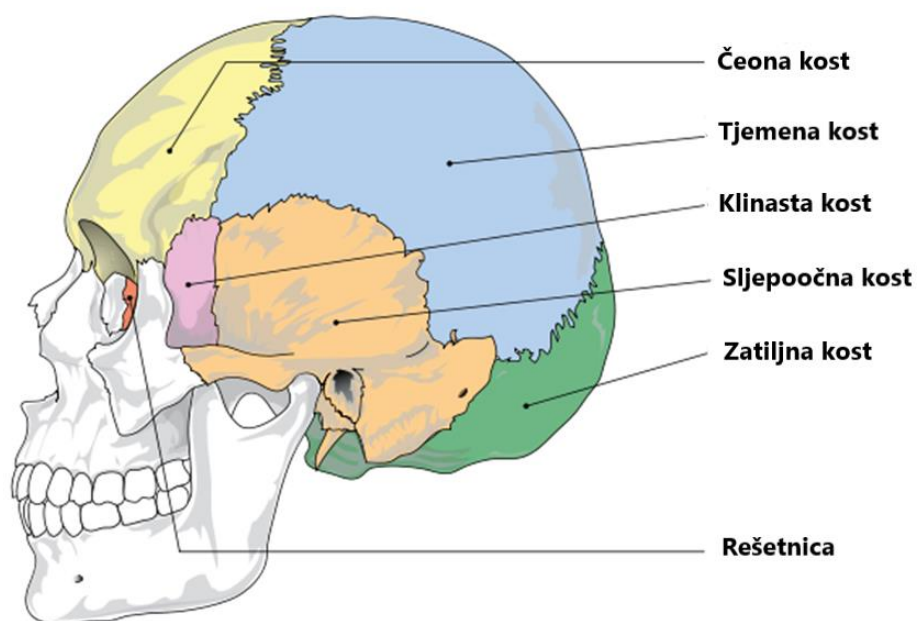
Zatiljna kost zatvara stražnji dio lubanjske šupljine. Na donjem dijelu kosti se nalazi veliki (zatiljni) otvor kroz kojega prolazi kralježnička moždina. Spojena je s tjemnim kostima te sljepoočnom kosti [1].

Klinasta kost ima središnji položaj u lubanjskoj osnovici. Sastoji se od tijela, velikih i malih krila kroz koja prolaze motorički i osjetni živci. Spojena je s rešetnicom, zatiljnom te čeonom kosti [3].

Rešetnica je smještena srijeda i sudjeluje u tvorbi lubanjske osnovice. Ima vodoravno postavljenu rešetkastu ploču s mnoštvom rupica za prolazak njušnih živaca. [3]



Slika 2.2 Prikaz kostiju viscerokranija i neurokranija [4]



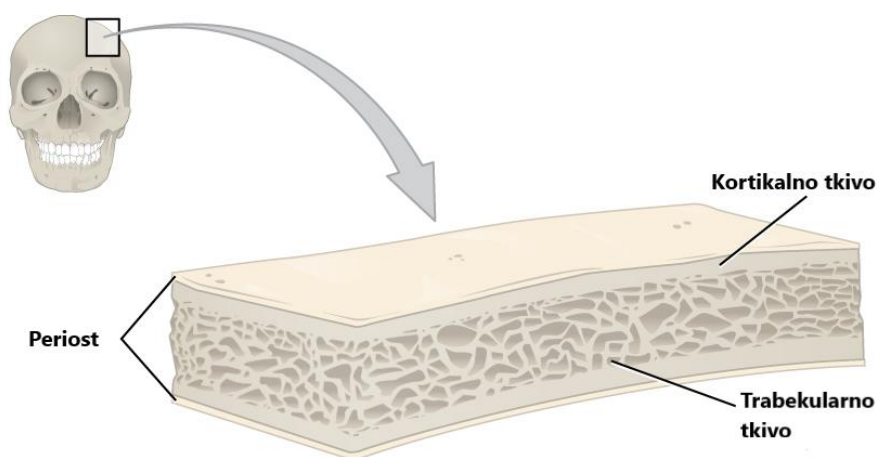
Slika 2.3 Kosti neurokranija [4]

2.2 Plosnate kosti

Plosnate kosti lubanje (Slika 2.4) su tanke i zaobljene kosti.

Za razliku od dugih kostiju, struktura plosnatih kostiju nalikuje sendvičastoj konstrukciji: 3 sloja, dva tanka sloja kortikalnog tkiva između kojeg je deblji sloj trabekularnog koštanog tkiva [2].

Ovakva struktura pruža dodatnu zaštitu. U slučaju puknuća ili oštećenja vanjskog sloja kortikalnog tkiva, i dalje postoji unutarnji netaknuti sloj koji štiti mozak [1].



Slika 2.4 Struktura plosnatih kostiju lubanje [2]

Potrebno je objasniti strukturu i svojstva kortikalnog i trabekularnog koštanog tkiva, što se najbolje može predočiti na primjeru dugih kosti, konkretno kosti femura.

Kosti su sačinjene od kortikalnog i trabekularnog koštanog tkiva, međutim, ovisno o vrsti kosti varira koncentracija tih dvaju tkiva. Kortikalno tkivo je gušće kako bi moglo izdržati pritisne sile, dok je trabekularno koštano tkivo rupičaste strukture te ublažava varijacije u opterećenju [5]. Razliku između kortikalnog i trabekularnog koštanog tkiva je najbolje prikazati preko njihove histologije³.

³ Histologija - znanost o normalnoj morfologiji, biokemiji i funkciji tkiva

2.2.1 Kortikalno koštano tkiva

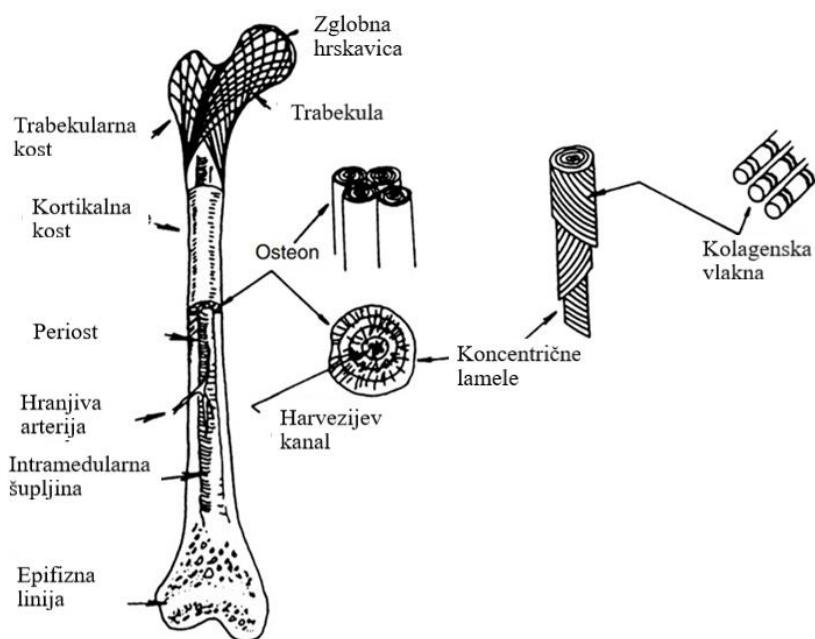
Kortikalno koštano (Slika 2.5) tkivo je, kao što je prethodno navedeno, gušće i čvršće od trabekularnog. Periost i dijafiza dugih kostiju su izgrađeni od kortikalne kosti [2].

Na mikroskopskoj razini kortikalno koštano tkivo je sačinjeno od strukturnih jedinica pod nazivom **osteoni**⁴ (Slika 2.6) [5].

Svaki osteon (Slika 2.5) je sačinjen od **lamela**, koncentričnih prstena sačinjenih od **kolagenskih vlakana** u kalcificiranoj matrici [6].

U centru svakog osteona nalazi se **centralni ili Haverzov kanal**⁵ kroz koji prolaze krvne i limfne žile te živci [5].

Osteociti su locirani unutar prostora zvanim **Howshipove lakune**⁶ (lat. *lacunae*), koje se nalaze na rubovima susjednih lamela [5].

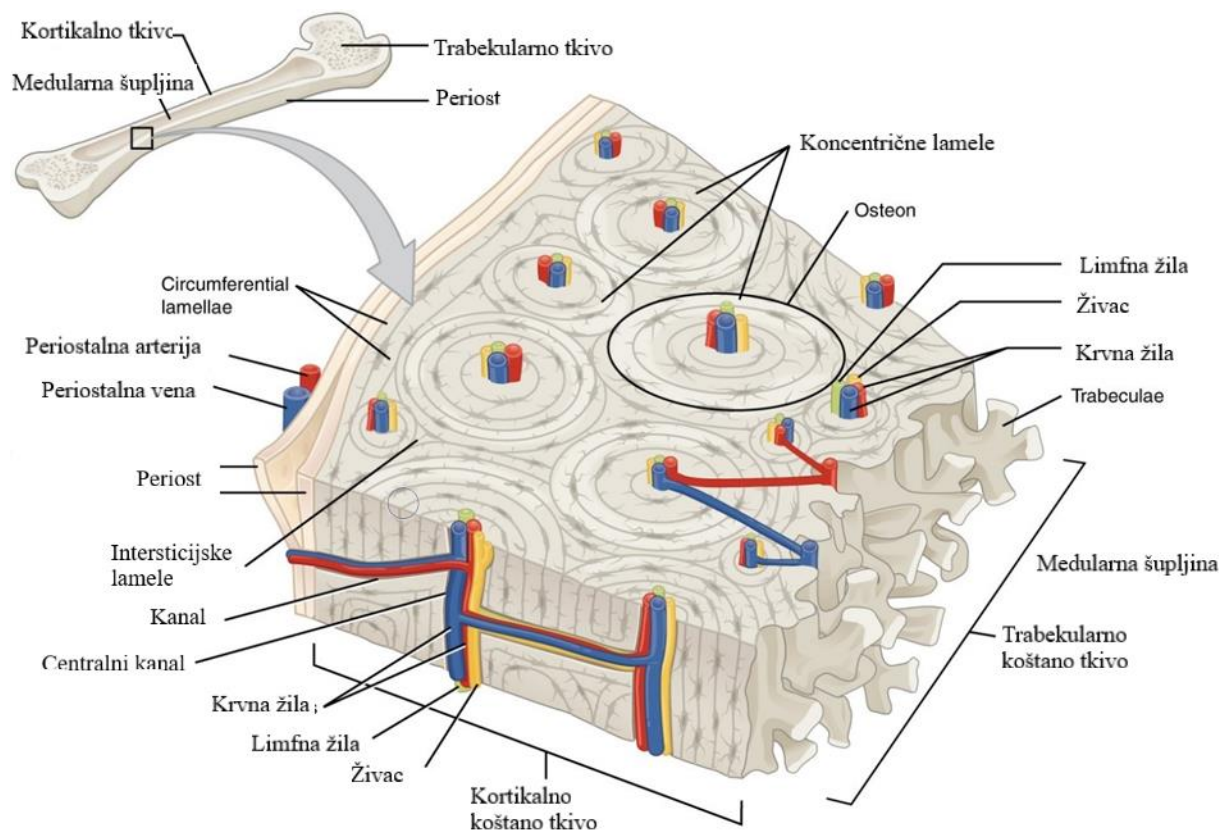


Slika 2.5 Prikaz strukture i sastava kortikalne kosti [5]

⁴ Osteon – Haversov sustav; cilindrična strukturna jedinica sekundarnoga kompaktnog koštanog tkiva stvorena od skupa koncentričnih koštanih lamela koje okružuju Haversov kanal

⁵ Haversov kanal - središnji kanal Haversova sustava obložen endostom koji sadržava rahlo vezivno tkivo s krvnim žilama i živcima

⁶ Howshipova lakuna - udubljenje na površini koštane matrice nastale resorpcijskom aktivnošću osteoklasta koji se u njemu nalaze



Slika 2.6 Presjek kortikalne kosti sa jasno vidljivim osteonima [2]

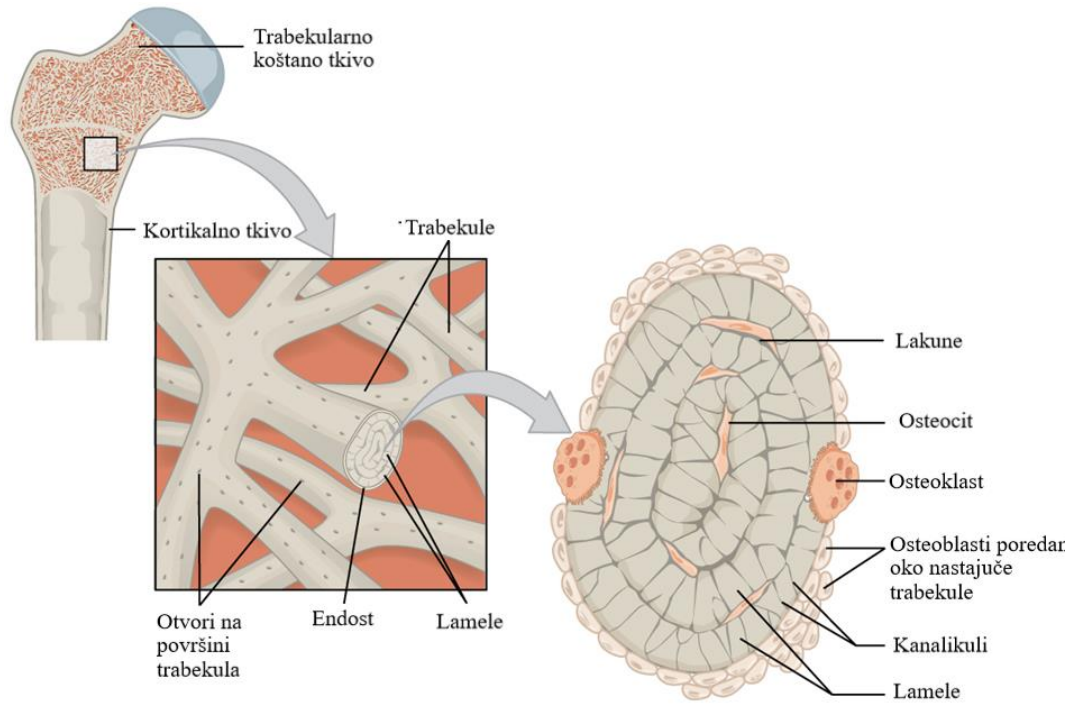
2.2.2 Trabekularno (spužvasto) koštano tkivo

Trabekularno koštano tkivo (Slika 2.7), se jednako kao i kortikalno sastoji od osteocita u lakunama, međutim oni nisu raspoređeni u koncentričnim krugovima, već u rešetkastoj mreži matičnih šiljaka nazvanih **trabekulama** [6].

Rešetkasta struktura trabekula je naizgled nasumično raspoređena, ali svaka trabekula nastaje u ravnini s linijama naprezanja kako bi osigurala čvrstoću kosti [2].

Rupičasta odnosno mrežasta struktura trabekularnog koštanog tkiva osigurava potrebnu čvrstoću uz znatnu uštedu na masi samih kostiju [6].

Unutar praznih prostora u trabekularnom koštanom tkivu se nalazi crvena koštana srž čija je osnovna funkcija proizvodnja krvnih stanica [6].



Slika 2.7 Prikaz struktura trabekularne kosti koja je sačinjena od trabekula koje sadrže osteone s osteocitima [2]

3 BUŠENJE LUBANJE

Bušenje lubanje je jedan od najranije prakticiranih operacijskih zahvata na ljudskom tijelu [7]. Ono se koristi u slučajevima gdje se niti jednom drugom metodom ne može pomoći pacijentu.

Slučajevi u kojima je neizostavno bušenje lubanje jesu [8]:

- Pregled mozga za pronalazak vidljivih problema
- Ozbiljna ozljeda mozga ili trauma
- Odstranjivanje krvnog ugruška ili hematoma
- Biopsija – uzimanje uzorka mozga radi testiranja na rak
- Isušivanje apscesa⁷ mozga
- Otklanjanje pritiska na lubanju uzrokovanog oteklinom mozga
- Kontrola krvarenja moždane kapilare
- Popravak krvožilnog problema
- Moždani tumor ili rak
- Živčani poremećaji
- Infekcija mozga
- Odstranjivanje stranog tijela
- Fraktura lubanje.

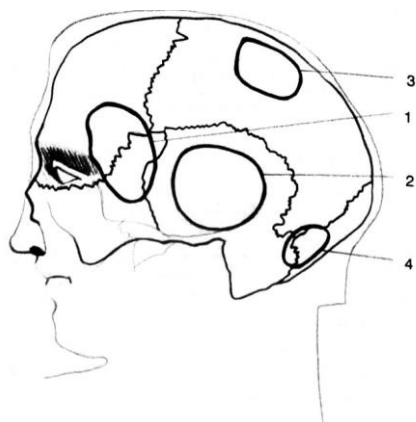
3.1 Kraniotomija

Po definiciji danoj od strane prof. dr. sc. Vladimira Šimunovića, u knjizi „Neurokirurgija“, [9] kraniotomija je termin kojim se označava neurokirurška operacija kojom se izrezuje dio koštanog svoda lubanje, kako bi se omogućio pristup strukturama lokaliziranim u endokraniju.

Ovaj proces je najčešće dio složenijeg operacijskog zahvata na mozgu ili okolnom tkivu. Nakon operacije koštano zakrilce se vraća na mjesto pomoću tankih čeličnih pločica i vijaka, ili se ostavlja rupa ako je promjer zanemarivo mali [8].

⁷ Apsces – lokalizirana nakupina gnoja prouzročena gnojnom upalom u tkivu, organu ili u tjelesnome prostoru

Postoje različite vrste kraniotomije. Razlikuju se vrste kraniotomije po području neurokranija koji se buši (Slika 3.1). [8]



Slika 3.1 Vrste kraniotomija prema lokalizaciji
1-frontotemporalna, 2-temporalna, 3-parijetalna i 4-subokcipitalna [9]

Podjela kraniotomija s obzirom na operaciju koja se obavlja [8]:

- Tradicionalna kraniotomija – odstranjuje koštani poklopac koje se nakon završetka operacije vraća na svoje mjesto
- Kraniotomije koje se sastoje samo od jednog trapanskog otvora (eng. *burr hole*) [9]
- Stereotatička kraniotomija – operacija upravljana vizijskim sustavom

3.1.1 Alati korišteni u kraniotomiji

Najčešće korišteni materijal za izradu alata za bušenje i ostalog pribora je čelik pod oznakom DIN X46Cr13 ili AISI 420 koji sadrži 13% Cr, do 1% Si, do 1% Mn, te 0.42-0.50 C [10].

Ovaj martenzitni nehrđajući čelik namijenjen je za generalnu upotrebu i može se toplinski obraditi, a primjenjuje se u stomatologiji, kirurgiji, za izradu pribora za jelo, za kalupe za plastiku, turbinske lopatice, itd. [11].

Naročito važno svojstvo čelika za medicinske svrhe jest korozijska otpornost na tjelesne tekućine, tj. **biokompatibilnost**⁸ [12].

⁸ Biokompatibilnost ili biološka podnošljivost je sposobnost materijala da se u organizmu ponaša biološki inertno

Što se tiče svrdla za medicinske potrebe nije neophodno da materijal od kojih su izrađeni bude otporan na koroziju. Razlog tome je relativno kratko vrijeme doticaja s tkivom i tkivnom tekućinom. Utvrđeni standardi medicinskih svrdla jesu DIN 1.4112 ili AISI 440B [10] (Slika 3.2), a u traumatologiji i ortopediji promjeri svrdala su standardizirani zbog korištenja s dodatnim osteosintetskim materijalima [11].



Slika 3.2 Medicinsko svrdlo [13]

Da bi se olakšao i osigurao proces bušenja kosti, koriste se još i razne vodilice koje osiguravaju prolazak svrdla kroz kost pod pravim kutem čime se postiže najkraći put svrdla kroz kost, a to znači i kraći vremenski period procesa bušenja, što u konačnici rezultira manjim unosom topline i nižom temperaturom na mjestu bušenja [11].

Za bušenje u medicini pri traumatološkim zahvatima se primjenjuju bušilice koje mogu biti pogonjene ručno (Slika 3.3.), električno (Slika 3.4) ili pneumatski (Slika 3.5). Pneumatske bušilice različitih izvedbi puno su češće korištene u praksi od akumulatorskih bušilica [14].



Slika 3.3 Univerzalna ručna bušilica [15]



Slika 3.4 Električna bušilica [15]



Slika 3.5 Pneumatska bušilica [15]

Zbog specifičnosti uvjeta u kojima se upotrebljavaju i potrebe za sterilizacijom prije svakog zahvata povoljnija je izvedba pogonjena komprimiranim zrakom. Sama izvedba bez dijelova osjetljivih na povišenu temperaturu omogućava jednostavnu sterilizaciju pneumatskih bušilica [16].

3.1.2 Faze operacije kraniotomije

Izvođenje operacijskog zahvata kraniotomije sastoji se od 6 distinktnih faza.

1. Faza : Priprema pacijenta

Nakon što se uspava pomoću intravenozno primijenjene lokalne anestezije, pacijent je polegnut na operacijski stol [14]. Glava pacijenta se pričvršćuje u 3 točke pomoću specijaliziranog držača (Slika 3.6) Držač za glavu omogućuje nužnu potpunu imobilizaciju glave kako ne bi došlo do grešaka prilikom bušenja [9].



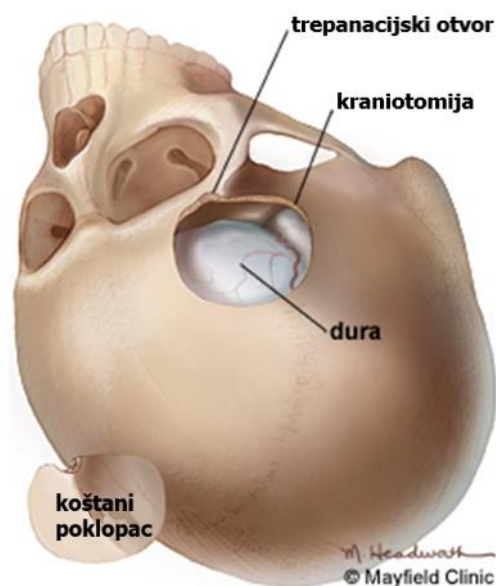
Slika 3.6 Imobilizacija glave pacijenta pomoću Mayfield držača [14]

2. Faza : Incizija na koži

Označena je predviđena putanja reza pomoću markera (iscrtana crta na slici 3.6). Potom se skalp dezinficira fiziološkom otopinom 1:1000 adrenalina kako bi se smanjilo krvarenje te se napravi incizija na koži [9].

3. Faza: Bušenje lubanje

Koža i mišići se podignu i saviju kako bi omogućili nesmetan pristup kosti. Nadalje, pomoću bušilice (trapan) koja se automatski zaustavlja nakon što je kost probijena, izradi se jedan ili više provrta, ovisno o potrebi. U slučaju da je za operaciju potrebno maknuti veći dio lubanje, izbušeni provrti se povezuju pomoću posebne električne pile, zvane kraniotom, te se izrezani koštani segment uklanja. Koštani segment čuva se tijekom operacije u fiziološkoj otopini [9].



Slika 3.7 Otklonjen poklopac te otkriven sloj dure [14]

4. Faza : Otklanjanje dure

Otvora se duralna ovojnica (Slika 3.8) i planira se put do mjesta kojeg je potrebno operirati.



Slika 3.8 Uklanjanje sloja Dure kako bi se dospjelo do mozga [14]

5. Faza : Kirurški zahvat

Budući da je mozak čvrsto zatvoren unutar lubanje, tkiva se ne mogu jednostavno razmaknuti za saniranje problema. Neurokirurzi koriste razne vrlo male alate i instrumente za rad duboko u mozgu. To uključuje teleskopske škare, skalpele, bušilice, lasere, ultrazvučne aspiratore (koristi fine mlaz vode za razbijanje tumora i usisavanje komada) i računalne sustave za vizualizaciju [14]. U ovoj fazi obavlja se zahvat na samom patološkom procesu [9].

6. Faza : Zatvaranje otvora na lubanji

Nakon uklanjanja problema dura se zašije kirurškim koncem. Koštani poklopac vraća se u prvobitni položaj te se pričvršćuje za okolnu kost pomoću čeličnih pločica i vijaka. (Slika 3.9). Pločice i vijci ostaju trajno za podupiranje područja. U nekim slučajevima, drenaža se može staviti ispod kože nekoliko dana kako bi se uklonila krv ili tekućina iz operiranog područja.



Slika 3.9 Zatvaranje koštanog poklopca pomoću čeličnih pločica i vijaka [14]

3.2 Osnovni računski podaci kod bušenja

Bušenje je postupak obrade odvajanjem čestica (rezanjem) koji se upotrebljava za bušenje provrta manjih promjera ili za proširivanje na provrte većih promjera. Izvodi se na različitim vrstama alatnih strojeva, ali pretežno na bušilicama, pri čemu je glavno gibanje kružno kontinuirano, a posmično gibanje pravolinijsko kontinuirano i izvodi se istodobno kad i glavno gibanje. Ako se obrada izvodi na bušilicama sva gibanja izvodi alat (Slika 3.10) [17].

Pri bušenju svrdlo izvodi dva gibanja u smjeru okretanja i u aksijalnom smjeru, tj. smjeru prodiranja materijala. U vezi s time nastaju uglavnom dva otpora kojima se materijal opire. U suprotnom smjeru okretanja javlja se otpor protiv rezanja, a u suprotnom smjeru prodiranja otpor posmaka. Prema tome, ovim otporima odgovaraju sile rezanja i prodiranja [18].

3.2.1 Sile rezanja i prodiranja u svrdlu

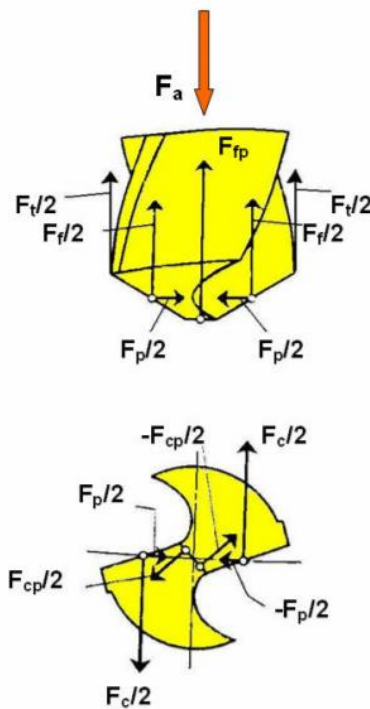
Sila rezanja kojom alat djeluje na obradak pri bušenju određena je silama koje djeluju na svakoj reznoj oštreci. Kod normalnog, pravilnog rada je kod svih alata poprečni presjek odvojene čestice na svakoj reznoj oštreci jednak, te su stoga i sile rezanja jednake [19].

Na glavnoj oštrici javljaju se slijedeće sile (Slika 3.10) [17]:

- dvije jednake glavne sile rezanja $F_c/2$, ali suprotnog smjera,
- dvije jednake i isto usmjerene posmične sile $F_f/2$,
- dvije jednake, ali suprotno usmjerene pasivne sile $F_p/2$.

Na poprečnoj reznoj oštrici javljaju se slijedeće sile (Slika 3.10) [17]:

- dvije jednake, ali suprotno usmjerene glavne sile rezanja na poprečnoj oštrici $F_{cp}/2$,
- posmična sila na poprečnoj oštrici F_{fp} .



Slika 3.10 Sile na svrdlu prilikom bušenja [12]

Uz navedene sile tokom procesa bušenja pojavljuju se na svrdlu i sile trenja $F_t/2$ koje se generiraju na mjestu dodira svrdla, obrađene površine i odvojenih čestica.

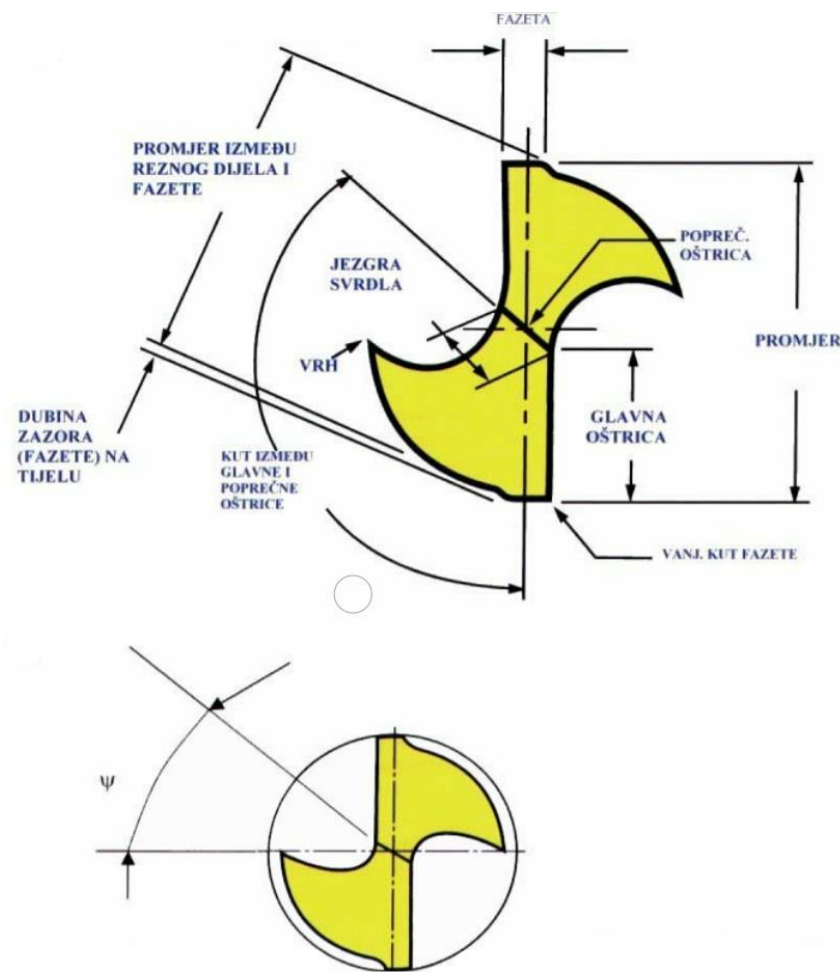
Sve sile kojima materijal djeluje u smjeru osi svrdla savladavaju se aksijalnom silom bušenja F_a , a ona je ekvivalentna prema izrazu [19]:

$$F_a = F_f + F_{fp} + F_t. \quad (3.1)$$

Na silu poprečne oštrice otpada oko 50% ukupne aksijalne sile [19].

Ukupni okretni moment M_u , kojim je opterećeno spiralno svrdlo, sastoji se od momenta M_{Fc} uslijed glavnih sila rezanja F_c (iznosi oko 80% ukupnog momenta), momenta M_{Fcp} izazvanog glavnim silama rezanja F_{cp} koje se generiraju na poprečnoj oštrici (10%) i momenta M_{Ft} , od sila trenja F_t , koje djeluju na cilindričnim rubovima svrdla, pa proizlazi [17] :

$$M_u = M_{Fc} + M_{Fcp} + M_{Ft} \quad (3.2)$$



Slika 3.11 Geometrija svrdla

4 UTJECAJ RAZLIČITIH PARAMETARA NA BUŠENJE KOSTI

Troškovi neplanirane hospitalizacije pacijenata u Sjedinjenim Američkim Državama i diljem svijeta u prosjeku iznose preko 20 milijardi američkih dolara [20].

U tom slučaju razumno je da se radi što veće uštede nastoji osigurati što kvalitetnija izvedba operacije kako bi se smanjilo vrijeme oporavka pacijenta.

U dosadašnjim istraživanjima [20] uspostavljeno je da su najčešći razlozi komplikacija kod pacijenta i njihove ponovne hospitalizacije u periodu od 30 dana nakon kraniotomije, infekcije, poremećeno mentalno stanje te tromboembolične epizode.

Jedan od najčešćih uzroka pojave ovih problema je devaskularizacija⁹ koštanog tkiva oko reza ili samog koštanog poklopca. Po istraživanju iz literature [20] 4.2% pacijenata su ponovno hospitalizirana 30 dana nakon kraniotomije ili kraniiocepcije.

4.1 Model za predviđanje naprezanja prilikom bušenja kosti

Lee, Gozen i drugi u svojem radu „Modeling and experimentation of bone drilling forces“ predstavljaju model ponašanja sila i momenta prilikom bušenja kosti [21].

Jedan od najvećih problema prilikom bušenja kostiju jesu relativno velike sile koje nastaju zbog utjecaja geometrije svrdla na kost prilikom odvajanja čestica. Zbog djelovanja velikih naprezanja prilikom bušenja može doći do puknuća svrdla ili neželjenog proboja svrdla, što uzrokuje dodatne komplikacije te u krajnjim slučajevima ugrožava kvalitetu života pacijenta.

Sile koje se javljaju prilikom bušenja jedan su od glavnih uzroka stvaranju topline tijekom bušenja kosti, što uzrokuje traumu koštanog tkiva u obliku koštane nekroze [22].

Poznavanje procesa bušenja kosti i mogućnost predviđanja tijeka procesa se postavljaju kao ključni čimbenici za sprječavanje mogućnost nepotrebnog oštećenja koštanog tkiva i komplikacija prilikom operacije.

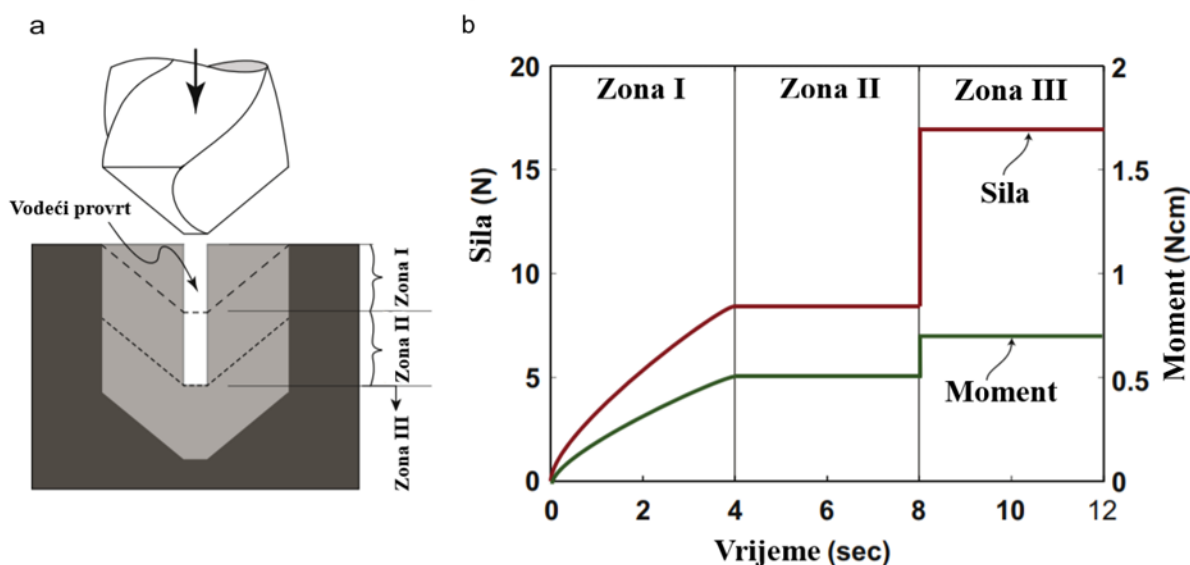
⁹ Devaskularizacija – prekid dovoda krvi do organa

Temeljne premissa na kojima se osniva njihov eksperiment jesu sljedeće:

- Velike brzine rezanja za posljedicu imaju manje sile prilikom bušenja, ali uzrokuju veću traumu kosti [23]
- Veća brzina prodiranja uzrokuje veće pritisne (tlačne) sile i veće momente koje djeluju na svrdlo [24]
- Geometrija svrdla je bitan faktor koji utječe na sile rezanja [24] [22]
- Karakteristike procesa bušenja kosti slične su kao i one kod bušenja metalnih i polimernih tehničkih materijala [24]
- Mehaničke karakteristike bušenja kosti ovise o iznosu naprežanja, brzini rezanja, temperaturi bušenja te geometriji svrdla [25]

Predstavljenim modelom nastojali su omogućiti **predviđanje sile bušenja** kao funkciju parametara bušenja i geometrije svrdla.

Model kojeg su opisali je sljedeći (Slika 4.1):



Slika 4.1 Model bušenja potpomognut vodećim provrtom. A) Prikaz triju (3) specifičnih zona bušenja; B) Graf sile i momenata prilikom bušenja prikazanog pod A) [21]

Kako bi razlikovali sile na poprečnoj oštrici i onih na glavnim oštricama, prvotno se izbušio vodeći provrt promjera jednak širini poprečne oštrice.

U Prvoj zoni (Zona I, Slika 4.1 B) dok vrh svrdla još nije u potpunosti u kosti sile i momenti na svrdlu postupno rastu. Nakon što je vrh svrdla u potpunosti ušao u kost, mjere se samo

naprezanja koja djeluju na glavnim oštricama svrdla (Zona II, Slika 4.1 B). U Zoni III, svrdlo počinje bušiti kost i sa poprečnom oštricom, te se u ovoj zoni mjere naprezanja na svim oštricama.

Obodna brzina (o/min)	Posmak (mm/okretaju)	Tlačna sila (N)		Moment (N cm)	
		Izmjerena veličina	Proračun	Izmjerena veličina	Proračun
Isključivo glavne oštrice (Zona II)					
500	0.01	3.50 ± 0.28	3.43	0.43 ± 0.16	0.33
500	0.02	3.96 ± 0.33	4.21	0.47 ± 0.04	0.42
3000	0.01	5.07 ± 0.40	5.02	0.43 ± 0.06	0.48
3000	0.02	5.88 ± 0.47	6.29	1.01 ± 0.17	0.70
Cijelo svrdlo (Zona III)					
500	0.01	5.38 ± 0.75	6.29	0.68 ± 0.20	0.35
500	0.02	7.28 ± 0.66	7.78	0.81 ± 0.24	0.45
3000	0.01	10.05 ± 1.20	11.00	0.68 ± 0.23	0.53
3000	0.02	12.34 ± 1.99	13.67	1.87 ± 0.94	0.76

Slika 4.2 Usporedba pretpostavljenih rezultata dobivenih proračunskim modelom i stvarnih izmjerenih sila [21].

Nakon 8 mjerenja (Slika 4.2) izvedenih koristeći karbidno svrdlo promjera 2,5 mm i vršnim kutom od 118° , sa kombinacijama broja okretaja od 500 i 3000 okretaja u minuti, te korakom svrdla od 0.01 i 0.02 mm po okretaju došli su do sljedećih zaključaka:

- Inherentne varijacije svojstva koštanog tkiva uzrokuje velike varijacije naprezanja na svrdlu, dok je moment posebice osjetljiv na te promjene,
- Pri većim okretajima (3000 o/min) i većim posmacima (0,02 mm/okretaju) rezultiraju kontinuiranim povećanjem ukupnog momenta svrdla.
- Predstavljeni model može uspješno predvidjeti naprezanja prilikom bušenja
- Ovaj model se može koristiti za određivanje optimalne geometrije svrdla i uvjeta bušenja, bilo kod ručnih ili robotski potpomognutih operacija

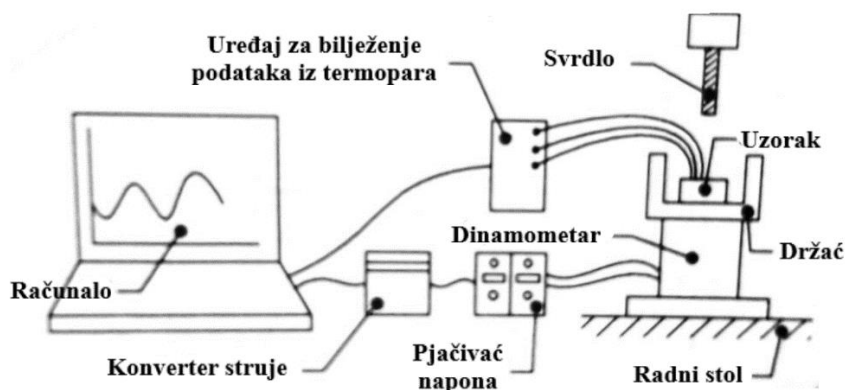
4.2 Povezanost trenja i porasta temperature kod bušenja kosti

U istraživanju provedenom 2018. [26], Cseke, A. i Heinmanna R. ispitali su uzročno posljedičnu vezu između posmaka i brzine vrtnje svrdla sa temperaturom i silama prilikom bušenja, te istovremeno dali detaljan uvid u ponašanje najčešće korištenih umjetnih materijala za simulaciju ponašanja koštanog tkiva kao i usporedbu sa konvencionalno korištenim svinjskim i telećim kostima.

Materijali korišteni u eksperimentu jesu slijedeći:

- SawBones® 1522-01 – porozna i kruta poliuretanska pjena – simulacija trabekularnog koštanog tkiva
- SawBones® 1522-03 – Poliuretanska pjena manje poroznosti - simulacija gušćeg trabekularnog tkiva
- SawBones® 1522-05 – kompozit epoxy mase i mikrovlakana visoke gustoće – simulacija ljudskog kortikalnog tkiva
- Goveđa kortikalno koštano tkivo
- Svinjsko kortikalno tkivo

Tehnički sustav (Slika 4.3) je postavljen koristeći 3 termopara, uređaj za bilježenje podataka iz termopara, držač, pojačivač napona, konverter struje i računalo.



Slika 4.3 Postav tehničkog sustava eksperimenta [26]

U svaki od materijala izbušeno je nekoliko rupa promjera 3 mm i dubine 10 mm. Tijekom eksperimenta mjerena je temperatura okolnog koštanog tkiva koristeći 3 termopara postavljenih 1 mm oko svake rupe na dubinama od 4, 6 i 8 mm.

Regulirani parametri bušenja jesu posmak i broj okretaja u slijedećim kombinacijama:

- 700 o/minuti – 0,12 mm/okretaju
- 1000 o/minuti – 0,15 mm/okretaju
- 1500 o/minuti – 0,2 mm/okretaju

Zaključci do kojih su autori došli jesu:

- Trenje je jedan od najvećih uzroka kod bušenja za povećanje temperature okolnog tkiva
- Ovaj eksperiment ne podržava tezu [27] da dubina na kojoj se nalazi vrh svrdla i plastična deformacija koštanog tkiva bitnije utječu na unos topline od trenja
- Kako bi se postigao što manji unos topline uzrokovan trenjem, predlažu minimalizirati kontakt između alata, odvojenih čestica i kosti.

4.3 Povezanost između parametara bušenja i nekroze koštanog tkiva

U ovom poglavlju bit će predstavljeni za ovaj rad bitni segmenti istraživanja provedenog od strane Augustina G., Zigmana T., Davile S., Udiljaka T., i drugih, predstavljenog u članku „Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis“ [22] gdje su postavljeni najvažniji parametri bušenja koji utječu na porast temperature te nekrozu koštanog tkiva.

4.3.1 Bušenje tkiva i nekroza koštanog tkiva

Bušenjem kosti 2/3 energije pretvara se u toplinu čime dolazi do porasta temperature kosti uslijed trenja između svrdla i same kosti. Povišena temperatura oštećuje kost sa svim strukturama koje su nosioci stvaranja nove i obnavljanja postojeće kosti. Upravo je to razlog nastanka oštećenja kosti u obliku termičke nekroze kosti neposredno uz mjesto bušenja, čime kost gubi čvrstoću. Ako temperatura tkiva dosegne 47°C, dolazi do prekida opskrbe koštanog tkiva krvlju te odumiranja ili nekroze koštanog tkiva [12].

4.3.2 Promjer svrdla

Promjer svrdla bitno utječe na porast temperature kosti. S povećanjem promjera raste i energija koja se prenosi na koštano tkivo što za posljedicu ima povećanje temperature. Razlog tome je povećana dodirna površina između svrdla i kosti koja uzrokuje povećanje normalne pritisne sile. A time se i povećava trenje.

Svrdla promjera 4 - 4,5 mm uzrokuju porast iznad kritične temperature od 47°C te se ovaj promjer uzima kao granična vrijednost. No, kod svrdla promjera manjeg od 3,1 mm pojavljuje se rizik od izvijanja unutar kosti što može uzrokovati puknuće svrdla unutar kosti [28] (Slika 4.4).



Slika 4.4 Komad svrdla *in situ* [7]

4.3.3 Brzina rezanja

Glede brzine rezanja, osnovna činjenica je da što je brzina rezanja veća to je i temperatura kosti zbog trenja veća. Općeprihvaćena je činjenica da se kosti buše sporim brzinama rezanja što podrazumijeva brzine do 3000 okretaja u minuti.

Bilo da se radi o povećanju brzine rezanja ili pritisne sile, tijekom bušenja dolazi do povećane temperature koštanog tkiva, međutim, autori navode da s porastom oba parametra istovremeno omogućava se efikasnije bušenje bez značajnog povišenja temperature kosti.

4.3.4 Posmak

Povećanje posmaka skraćuje se vrijeme bušenja, a samim time se manje topline prenosi na koštano tkivo. Međutim, ako se na kost tijekom bušenja djeluje povećanom aksijalnom (pritisnom) silom, nezaobilazno se povećava trenje što može dovesti do puknuća svrdla i naglog povećanja temperature koštanog tkiva.

Povećanje posmaka prilikom bušenja kosti ne uzrokuje bitno povećanje temperature koštanog tkiva, a u isto vrijeme omogućava brže bušenje.

5 ANALIZA PARAMETARA BUŠENJA NA TEMELJU EKSPERIMENTALNIH PODATAKA

U ovom poglavlju prikazuju se i analiziraju eksperimentalni podaci utvrđeni u okviru projekta Robotska neuronavigacija "RONNA", koji uključuje istraživanje i razvoj inovativnog i konkurentnog robotskog sustava za primjenu u neurokirurgiji kroz suradnju javnog visokog učilišta i poslovnog sektora. Projekt je sufinancirala Europska unija iz europskog fonda za regionalni razvoj. Istraživački tim prijavitelja koji sudjeluje na projektu sastoji se od članova Zavoda za robotiku i automatizaciju proizvodnih sustava, Sveučilište u Zagrebu, Fakulteta strojarstva i brodogradnje. Voditelj projekta je prof. dr. sc. Bojan Jerbić [29].

Ljubaznošću prof. dr. sc. Bojana Jerbića podaci navedeni u ovom poglavlju ustupljeni su autoru u svrhu izrade ovog završnog rada.

Svrha provedenog eksperimenta je bila promatranje sila prilikom testnog bušenja, kako bi se procijenilo je li moguće s robotskim sustavom postići potrebne sile bušenja.

Podaci dobiveni ovim eksperimentom bit će upotrijebljeni za analiziranje odstupanja u očitanim parametrima u odnosu na bušenje modela anizotropnog materijala i teleće kosti promatranih u istraživanju Heinemanna i Cseka [23] u poglavlju 4.2., u svrhu utvrđivanja ispravnosti hipoteze o značajnom razlikovanju ponašanja macerirane kosti u odnosu na materijale analizirane u poglavlju 4.2.

5.1 Materijali i metode

Eksperiment je vršen na uzorku macerirane tjemene kosti lubanje debljine 6,7 mm. Bušenje je vršeno ručno pomoću kirurške bušilice Aesculap Acculan 3Ti te MAKITA BDF343SHE 14.4 V/1.3 Ah. Korištena su svrdla promjera 3,2 , 2,8 i 2,7 mm.

UR5 robotska ruka je korištena za mjerenje pritisne sile tijekom bušenja.

U eksperimentu se nije promatrao utjecaj parametara bušenja na temperaturu, već isključivo na silu bušenja. Posmak je konstantan u iznosu od 0.05 mm / okretaju, a brzine su izražene u okretajima po minuti.

5.2 Rezultati i razmatranje

U ovom poglavlju prikazani su najreprezentativniji podaci prikupljeni u eksperimentu. Slike 5.1, 5.2, i 5.3 prikazuju dijagrame ovisnosti sile bušenja o posmaku uz različite promjere svrdla te brzina bušenja.

Na svim dijagramima vidljiva su 3 distinktna segmenta :

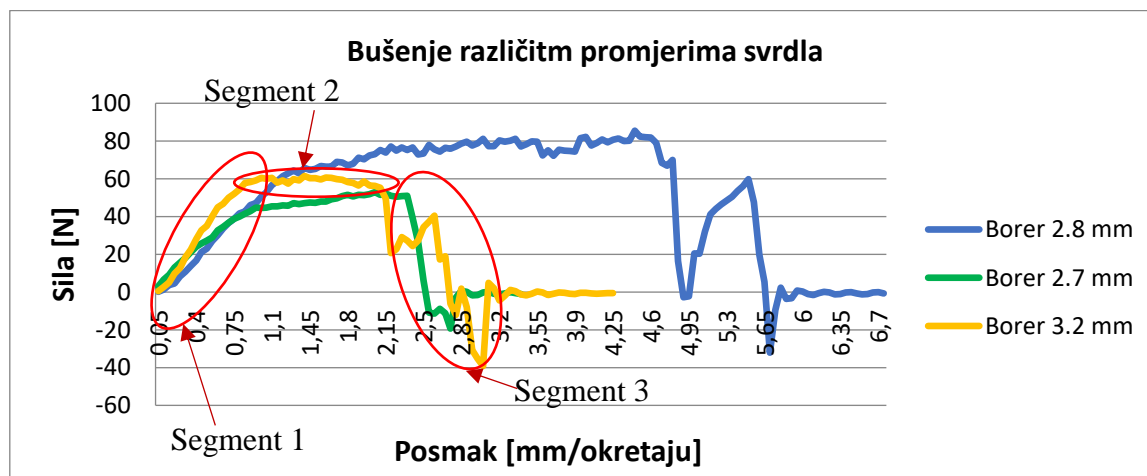
- Segment 1 – nagli porast sile
- Segment 2 – stabilno područje blagog porasta sile
- Segment 3 – nagli pad sile uzrokovan probojem svrdla kroz predmet bušenja

Ponašanje promatrano u prva dva segmenta ukazuje na ponašanje predviđeno modelom predstavljenog od strane Gozena i drugih [21].

5.2.1 Promjer svrdla

Slika 5.1. prikazuje dijagram ovisnosti sile o posmaku uz različite promjere svrdla i konstantnu brzinu bušenja. Brzina bušenja iznosila je 500 o / min, a promjeri svrdla 2,7 mm, 2,8 mm, i 3,2 mm. Na tanjem dijelu kosti debljine 3,4 mm pritisne sile bušenja su veće kod svrdla promjera 3,2 mm za razliku od 2,7 milimetarskog svrdla. Dobiveni rezultat je u skladu s istraživanjem provedenog od strane Augustina, Zigmana i drugih [22], što potvrđuje tezu da s većim promjerom svrdla nezaobilazno je i povećanje potrebne sile bušenja.

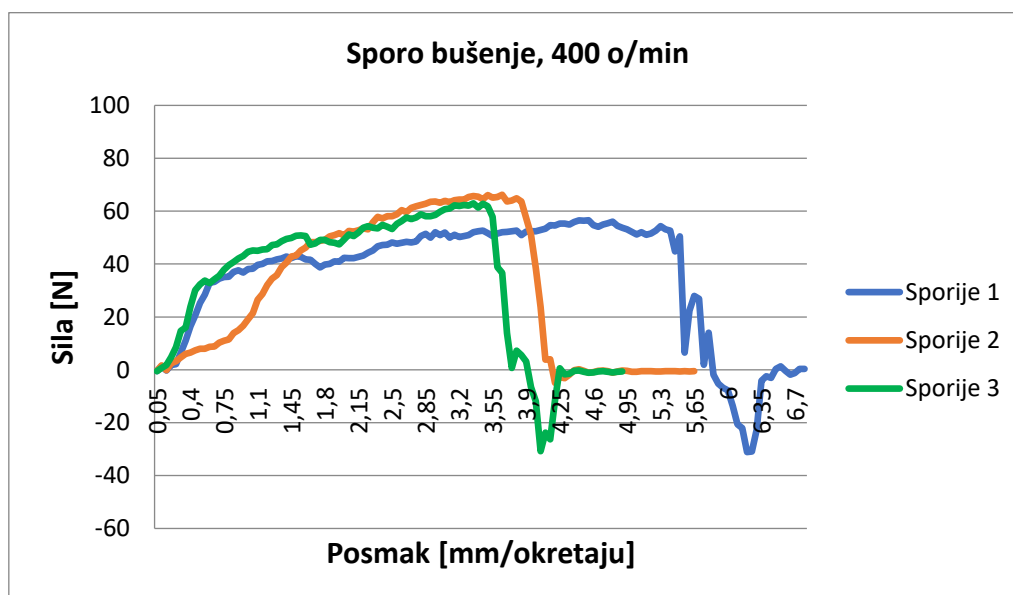
Pri većoj debljini od 6,7 mm (Borer 2,8 mm) dulji je porast sile te veći iznos sile zbog debljeg sloja kortikalnog koštanog tkiva kojeg je potrebno izbušiti.



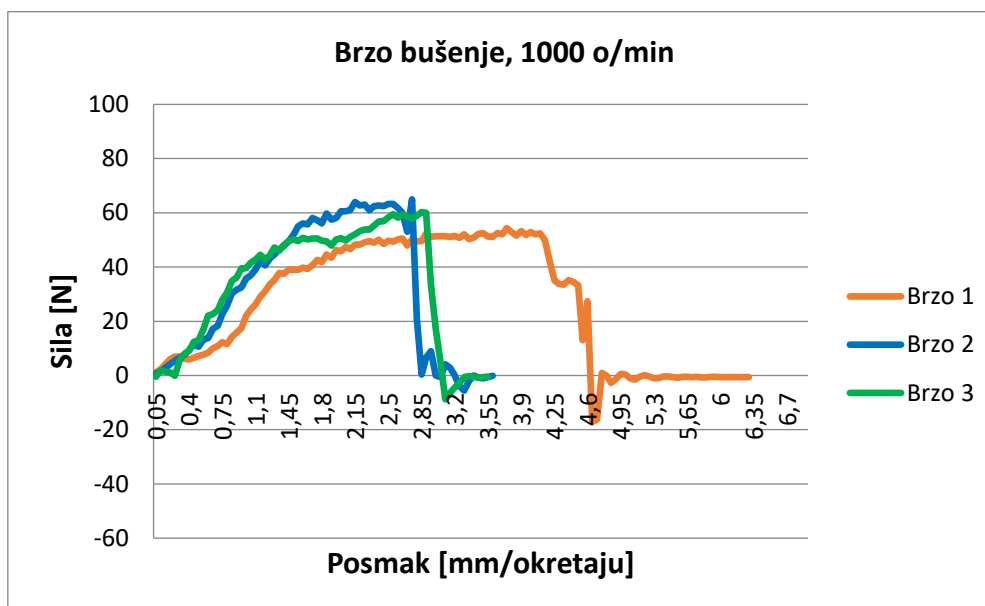
Slika 5.1 Dijagram ovisnosti sile bušenja o posmacima kod bušenja kosti s različitim promjerima svrdla uz konstantnu brzinu bušenja od 500 o/min

5.2.2 Brzina bušenja

Na slikama 5.2 i 5.3 prikazano je ponašanje sile bušenja pri različitim brzinama. Sporo bušenje vršeno je na Makita bušilici te brzina iznosi 400 o/min, dok je brzo bušenje izvedeno pomoću kirurške bušilice Acculan 3Ti u iznosu od 1000 o/min. Vidljiva je iznimna sličnost u dobivenim rezultatima bez obzira na smanjenje brzine bušenja. Razlika u najvišim očitanim silama brzog i sporog bušenja je samo 2 N. Razlog ovakvom ponašanju materijala je sama struktura koštanog tkiva. Dok je strukturna razlika, i sam sastav kortikalnog i trabekularnog koštanog tkiva uzrok osjetljivosti tkiva na promjenu brzine, zbog sličnosti ovih dvaju tkiva kod macerirane kosti zbog nedostatka drugih tkiva u „živoj“ kosti, postoji neznatna razlika u silama bušenja. Ovo ponašanje macerirane kosti ide u prilog hipotezi postavljenoj na početku ovog poglavlja.



Slika 5.2 Dijagram sila bušenja pri manjim brzinama



Slika 5.3 Dijagram sila bušenja pri većim brzinama

5.3 Zaključak na temelju podataka

Na temelju podataka dobivenih ovim eksperimentom zaključuje se da najveći utjecaj na silu bušenja ima promjer svrdla. Zbog nedostatka „živog“ tkiva u analiziranoj kosti, utjecaj brzine bušenja bitno ne utječe na promjenu sila te ga ne uzimamo kao bitan parametar kod bušenja macerirane kosti.

S druge strane, macerirana kost se ponašala po simulacijskom modelu predviđenom od strane Gozena i drugih [21], što je i očekivano s obzirom da sila ovisi o dubini i duljini svrdla koje u trenutku u kontaktu sa kosti.

Na temelju istraženog potvrđuje se hipoteza te se podaci dobiveni eksperimentima vođenim na maceriranoj kosti ne mogu koristiti kao relevantni podaci za promatranje utjecaja parametara bušenja na kosti, već im je jedina relevantna uporaba kalibracija sustava te daje okvirni uvid o silama bušenja kod prelaska kroz dva različita sloja materijala.

Ovim eksperimentom uspostavljeno je da se bušenje kosti lubanje može vršiti pomoću UR5 robota jer su sile bušenja manje od maksimalne nosivosti robota.

6 OPTIMALNI PARAMETRI TIJEKOM POSTUPKA BUŠENJA LUBANJE

Na temelju istraživanja parametara bušenja na uzorcima modela anizotropnog materijala i „živim“ telećim kostima provedenog od strane Gozena i drugih [21], zaključuje se da je potrebno minimizirati pritisne sile tijekom bušenja koštanog tkiva. Smanjenjem pritisnih sila manje se oštećuje kost i ujedno se smanjuju sile trenja koje su najznačajniji faktor koji dovodi do nekroze kosti, što je dodatno potvrđeno i od strane Augustina i drugih u njihovom istraživanju [22].

Glede promjera i same geometrije svrdla, potrebno je održati što manju kontaktnu površinu s koštanim tkivom što za posljedicu ima manje prenošenje temperature te ne dolazi do odumiranja koštanog tkiva. Što je promjer svrdla veći, to su sile bušenja veće, što potvrđuju istraživanja provedena od strane Augustina i drugih [22], Heinmana i drugih [26] te eksperimentalnim podacima dobivenim na maceriranoj kosti i određenim u ovom radu. Promjer svrdla ne bi trebao biti veći od 4,5 mm [24].

Optimalnu brzinu bušenja je teško odrediti. Promatrajući samo brzinu rezanja predloženo je održati niže brzine do 600 o/minuti [26], ili uz povećanje posmaka, povećati i brzinu rezanja, što rezultira manjim oštećenjem koštanog tkiva [22].

7 ZAKLJUČAK

Najsloženija koštana struktura ljudskog tijela je lubanja. Dvadeset i dvije kosti od kojih je sačinjena dijelimo u dvije velike skupine, viscerokranij koji daje čovjeku oblik lica, te neurokranij. Kombinacija kortikalnog i trabekularnog koštanog tkiva u nalik kompozitnoj strukturi omogućuje kostima neurokranija pružanje izuzetne zaštite mozga.

No ta kompleksna struktura plosnatih kostiju lubanje je otežavajući faktor u slučajevima kada je neophodna operacija bušenja lubanje ili kraniotomija. Kraniotomija je vrlo složen operacijski postupak koji zahtjeva izuzetnu preciznost od strane kirurga ili robotskog sistema jer i najmanja greška može imati značajne posljedice na zdravlje pacijenta.

Kod kraniotomije može doći do devaskularizacije i odumiranja koštanog tkiva što rezultira ponovnom hospitalizacijom pacijenta. Kako bi se to spriječilo, potrebno je voditi računa o parametrima bušenja kostiju prilikom kraniotomije, među kojima su sila i brzina bušenja te promjer svrdla jedni od najutjecajnijih.

U dosadašnjim znanstvenim istraživanjima formulirani su modeli za uspješno predviđanje naprezanja prilikom bušenja koštanog tkiva te su ispitivanja provedena na modelima anizotropnih materijala i životinjskim kostima omogućila bolje razumijevanje ovog složenog procesa.

Kroz analizu eksperimentalnih podataka iz projekta za razvoj robotske neuronavigacije, RONNA, ustupljenih od strane prof. dr. sc. Bojana Jerbića, zaključeno je da se podaci dobiveni bušenjem macerirane kosti ne mogu smatrati relevantnima zbog značajne promjene svojstava koštanog tkiva. Temeljem usporedbe rezultata dobivenih bušenjem modela koštanog tkiva i životinjskih kostiju, utvrđeno je da se eksperimentima na maceriranoj kosti može dobiti okvirna slika ponašanja svrdla prilikom bušenja.

Na temelju detaljnog proučavanja najnovijih istraživanja iz područja bušenja kostiju, uspostavljeni su idealni parametri bušenja:

- Brzina bušenja trebala bi biti što manja, a uvriježene su brzine do 3000 o/min
- Potrebno je nastojati održati pritisne sile, a time i sile trenja, što manjima kako ne bi došlo do povećanog oštećenja koštanog tkiva
- Maksimalni promjer svrdla koji se preporuča za bušenje je do 4,5 mm

Ovim završnim radom pružen je uvid u problematiku bušenja kostiju lubanje. Kako bi se olakšao razvoj novih robotskih sistema za kraniotomske operacije, nastojalo se što vjernije predočiti najnovija istraživanja i prezentirati parametre bušenja koje je potrebno postići. Cilj je osigurati što veću uspješnost operacije, a u konačnici je najvažnije poboljšati kvalitetu života ljudi.

POPIS LITERATURE

- [1] Marušić, A., Anatomija čovjeka, Zagreb: Medicinska Naklada, 2002.
- [2] OpenStax CNX, „OpenStax, Anatomy & Physiology,“ 26 February 2016. . <<http://cnx.org/contents/14fb4ad7-39a1-4eee-ab6e-3ef2482e3e22@8.24>> (02.02.2018).
- [3] SEER Training modules, Classification of Bones, „U. S. National Institutes of Health, National Cancer Institute,“ . <<https://training.seer.cancer.gov/>>. (02.02.2018).
- [4] Wikimedia Commons,“ . <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cranial_bones_en.svg> (03.02.2018).
- [5] Katz, L. J. "Mechanics of Hard Tissue," *Biomechanics Principles and Applications*,, 2008.
- [6] Lumen Boundless Anatomy and Physiology, „Bone Development,“ . <<https://courses.lumenlearning.com/boundless-biology/chapter/bone/>>.(02 02. 2018).
- [7] Walsh W. R.; Bertollo, N., „Drilling of Bone: Practicality, Limitations and Complications Associated with Surgical Drill-Bits,“ *Biomechanics in Applications*, 2011.
- [8] Schmidler, C. „Health Pages,“ 20 08. 2017. <<https://www.healthpages.org/surgical-care/craniotomy/>>.(03.02.2018)
- [9] Šimunović, J. V., Neurokirurgija, Zagreb: Medicinska Naklada, 2008.
- [10] Dahibhate, V. R.; Deoghare, B. A., „An Investigation of Relation Between Necrosis and Drilling Parameters,“ *International Conference of Global Trends in Engineering, Technology and Management*, 2016.
- [11] Augustin, G., Doktorska disertacija: Termičko oštećenje kosti tijekom bušenja dvostupnjevanim svrdlom i svrdlom s protočnim halđenjem, Sveučilište u Zagrebu, 2011.
- [12] Augustin, G., Magistarski rad: Termičko oštećenje kosti tijekom operativnog zahvata, Sveučilište u Zagrebu, 2004.
- [13] „Indiamart,“ <<https://www.indiamart.com/proddetail/surgical-quick-coupling-drill-bit-12986289088.html>> (07.02.2018).
- [14] Mayfield Clinic, „Mayfield Brain and Spine“, <<https://www.mayfieldclinic.com/PE-Craniotomy.htm>> (02.02.2018).
- [15] „Medical Expo,“ . <<http://www.medicaexpo.com/prod/desoutter-medical/product-68192-420004.html>>. , (07.02.2018).

- [16] Moore, K., *Clinically Oriented Anatomy*, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [17] Škorić, S., „Bušenje,“ u *Predavanja iz Alatnih strojeva*, Zagreb, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2008.
- [18] Rebec, B., *Rezni alati*, Zagreb: Tehnička knjiga, 1968.
- [19] Šavar, Š., *Obrada odvajanjem čestica*, II. dio, Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, 1978.
- [20] Elsamadicy, A. A.; Sergesketter, A.; Adogwa, O.; Ongele, M.; Gorrfried, N. O., „Complications and 30-Day Readmission rates after Craniotomy/Craniectomy: A Single Institutional Study of 243 Consecutive Patients,“ *Journal of Clinical Neuroscience*, svez. 47, pp. 178-182, 2018.
- [21] JuEun, L.; Gozen, B. A.; Ozdoganlar, B. O., „Modeling and experimentation of bone drilling forces,“ *Journal of Biomechanics*, svez. 45, pp. 1076-1083, 2012.
- [22] Augustin G.; Zigman, T.; Davila, S.; Staroveški, T.; Udiljak, T.; Brezak, D.; Babić, S., „Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis,“ *Clinical Biomechanics*, svez. 27, pp. 313-325, 2012.
- [23] Alberktsson, T., „Measurements of shaft speed while drilling through bone,“ *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, svez. 53, pp. 1315-1316, 1995.
- [24] Crowninshield, R. D.; Pope, M. H. „The response of compact bone in tension at various strain rates,“ *Annals of Bioengineering*, svez. 2, pp. 217-225, 1974.
- [25] Brett, P. N.; Fraser, C. A.; Hennigan, M. ; Griffiths, M. V.; Kamel, Y., „Automatic surgical tools for penetrating flexible tissues,“ *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, svez. 14, pp. 264-270, 1995.
- [26] Heinemann, R.Cseke, A. , „The effects of cutting parameters on cutting forces and heat generation when drilling animal bone and biomechanical test materials,“ *Medical Engineering and Physics*, svez. 51, pp. 24-30, 2018.
- [27] Zeilman,R;Weingaertner, W., „Analysis of temperature during drilling of Ti6Al4V with minimal quantiti lubricant,“ *J Mater Proces Technology*, svez. 179, br. 13, pp. 124-7, 2006.
- [28] Garcia, R.; Mombiela, F., et altri, „The influence of size and condition of the reamers on bone temperature during intramedullary reaming,“ *Journal of Bona and Joint Surgery*, svez. Amerikan 86A, pp. 994-999, 2004.
- [29] „Robotska neuronavigacija RONNA“, <<http://www.ronna-eu.fsb.hr>> (11.02.2018).