

# Razvoj eksperimentalnog postava za bušenje kostiju

---

**Kovačić, Ivan**

**Master's thesis / Diplomski rad**

**2024**

*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:235:892418>

*Rights / Prava:* [Attribution 4.0 International](#)/[Imenovanje 4.0 međunarodna](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-02-08**

*Repository / Repozitorij:*

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# DIPLOMSKI RAD

**Ivan Kovačić**

Zagreb, 2024.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Doc. dr. sc. Marko Švaco, mag. ing. mech.

Student:

Ivan Kovačić

Zagreb, 2024.

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

Zahvaljujem mentoru doc. dr. sc. Marku Švaci na uloženom vremenu i korisnim savjetima tijekom izrade ovog diplomskog rada. Zahvaljujem docentu dr. sc. Bojanu Šekoranji na savjetima oko ostvarivanja komunikacije s programabilnim logičkim kontrolerom, asistentu Branimiru Čaranu, mag.ing.mech, kolegi Slavenu Leskovaru, univ. bacc. ing. mech. i kolegi Jakovu Vitku, mag. ing. mech. na savjetima oko regulacije posmične brzine, asistentu Pietru Kristoviću, mag. ing. mech. na savjetima oko ispravnog spajanja programabilnog logičkog kontrolera s ostalim komponentama i programiranja programabilnog logičkog kontrolera, istraživaču Luki Rabuzinu, mag. ing. mech. na izradi potrebnih dijelova CNC glodanjem i 3D ispisom, istraživaču Marku Vlahoviću, mag. ing. mech. na izradi potrebnih dijelova 3D ispisom i na pomoći oko oštrenja svrdala i skraćivanja drški svrdala te mlađem istraživaču Patriku Putanecu, mag. ing. mech. na savjetima oko programiranja i postavljanju pneumatskog razvodnika.

Svojoj obitelji se zahvaljujem na potpori tijekom studiranja.

Ivan Kovačić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite  
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:  
Proizvodno inženjerstvo, inženjerstvo materijala, industrijsko inženjerstvo i menadžment,  
mehatronika i robotika, autonomni sustavi i računalna inteligencija

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 24 - 06 / 1	
Ur.broj: 15 - 24 -	

## DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Ivan Kovačić** JMBAG: 0035225856

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Razvoj eksperimentalnog postava za bušenje kostiju**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Development of an experimental setup for bone drilling**

Opis zadatka:

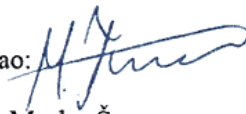
U području medicinskih uređaja vidljiv je trend razvoja uređaja s poboljšanim ili novim mogućnostima, a sve s ciljem poboljšanja ishoda medicinskih zahvata. Jedan od čestih postupaka u medicinskim kirurškim zahvatima kao što su ortopedija ili neurokirurgija je bušenje kosti prema zadanim parametrima. Jedan od izazova je što operator tj. kirurg parametre bušenja treba održavati u zadanim rasponima. Proces bušenja ovisi o većem broju utjecajnih faktora kao što je vrsta svrdla, posmična brzina, brzina vrtnje, karakteristika kosti i sl. Kirurg kao povratnu vezu u pravilu osjeti aksijalnu silu u svrdlu, te prema iskustvu može procijeniti zagrijavanje kosti. S ciljem razvoja naprednih uređaja za bušenje kosti potrebno je eksperimentalno utvrditi utjecajne parametre bušenja te napraviti detaljna mjerenja u različitim režimima bušenja. Nadalje potrebno je napraviti detaljnu analizu aktualne literature kako bi eksperiment mogao upravljati i mjeriti sve potrebne utjecajne veličine u procesu bušenja.

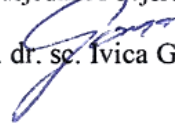
S ciljem identifikacije zadanih parametara u ovom radu potrebno je razviti eksperimentalni laboratorijski postav za bušenje kosti. S razvijenim eksperimentalnim laboratorijskim postavom, u dogovoru s mentorom, potrebno je napraviti veći broj ispitivanja na različitim materijalima koji uključuju životinjske kosti i različite umjetne materijale. Na eksperimentalnom postavu potrebno je:

- Bušiti uzorke različitim brzinama vrtnje svrdla i različitim posmičnim brzinama.
- Bušiti uzorke konstantnom aksijalnom silom.
- Ispitati postupak bušenja s prekidima.
- Ispitati utjecaj različitih tipova svrdla (broj oštrica, medicinska svrdla, industrijska svrdla, i sl.).
- Osmisliti i provesti veći broj eksperimenata koji uključuju sve gore navedene parametre.
- Prema mogućnostima i raspoloživosti senzora potrebno je mjeriti temperaturu uzorka prilikom bušenja.

Na kraju rada potrebno je dati zaključke temeljene na provedenim eksperimentima te predložiti radne parametre bušenja kosti. U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan: Datum predaje rada: Predviđeni datumi obrane:  
26. rujna 2024. 28. studeni 2024. 5., 6. i 9. prosinca 2024.

Zadatak zadao:   
Doc. dr. sc. Marko Švaco

Predsjednik Povjerenstva:  
  
Prof. dr. sc. Ivice Garašić

## SADRŽAJ

SADRŽAJ .....	I
POPIS SLIKA .....	III
POPIS TABLICA .....	VI
POPIS KRATICA .....	VIII
SAŽETAK .....	IX
SUMMARY .....	X
1. UVOD .....	1
2. POSTAV ZA BUŠENJE .....	2
2.1. Senzor sile i momenta .....	5
2.2. Sustav za bušenje Medtronic .....	6
2.3. Izrađene komponente .....	8
2.4. Tipkalo .....	9
2.5. Blok shema eksperimentalnog postava .....	10
2.6. Programiranje programabilnog logičkog kontrolera .....	11
2.7. TCP komunikacija .....	12
3. POSTUPAK BUŠENJA .....	13
3.1. Parametri postupka bušenja .....	13
3.2. Vijčano svrdlo .....	14
3.2.1. Parametri na reznom dijelu svrdla .....	15
3.2.2. Analiza sila rezanja .....	16
4. STRUKTURA KOSTI .....	18
5. ISPITNI UZORCI .....	20
5.1. Teleća lopatična kost .....	20
5.2. Imitacija kosti načinjena od PETG materijala .....	21
5.3. Sintetska kost tvrtke Sawbones .....	22
6. TERMIČKA OSTEONEKROZA .....	24
6.1. Mjerenje temperature kosti .....	26
7. INDUSTRIJSKA I MEDICINSKA SVRDLA .....	31
7.1. Oštrenje svrdala .....	35
8. DETEKCIJA PROBOJA .....	38
9. ISPITIVANJE UTJECAJA POSMIČNE BRZINE NA AKSIJALNU SILU I TEMPERATURU .....	40
9.1.1. Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25° .....	41
9.1.2. Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30° .....	46
9.1.3. Bušenje teleće lopatične kosti medicinskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 15° .....	48

---

9.1.4.	Usporedba medicinskog svrdla promjera 3,6 mm s industrijskim svrdlima sličnog promjera kod bušenja teleće lopatične kosti.....	50
9.2.	Bušenje PETG materijala.....	52
9.2.1.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°.....	52
9.2.2.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°.....	55
9.2.3.	Bušenje PETG materijala medicinskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 15°.....	57
9.2.4.	Usporedba medicinskog svrdla promjera 3,6 mm s industrijskim svrdlima sličnog promjera kod bušenja PETG materijala.....	59
9.3.	Bušenje Sawbones sintetske kosti.....	61
9.3.1.	Bušenje Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°.....	61
9.3.2.	Bušenje Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°.....	64
9.3.3.	Bušenje Sawbones sintetske kosti svrdlima bez žlijeba.....	65
9.3.4.	Bušenje Sawbones sintetske kosti medicinskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 15°.....	66
9.3.5.	Usporedba medicinskog svrdla promjera 3,6 mm s industrijskim svrdlima sličnog promjera kod bušenja sintetske kosti proizvođača Sawbones.....	68
10.	ISPITIVANJE UTJECAJA BRZINE VRTNJE SVRDLA NA RAZVOJ AKSIJALNE SILE I TEMPERATURE.....	70
10.1.	Bušenje teleće lopatične kosti većim brzinama vrtnje svrdla.....	70
10.2.	Bušenje PETG materijala većim iznosima brzine vrtnje svrdla.....	71
10.3.	Bušenje Sawbones sintetske kosti većim iznosima brzine vrtnje svrdla.....	72
11.	BUŠENJE KONSTANTNOM AKSIJALNOM SILOM.....	74
12.	BUŠENJE U INTERVALIMA (BUŠENJE S PREKIDIMA).....	79
13.	OPRAVDANOST PRIMJENE ZAMJENSKIH MATERIJALA ZA KOST.....	82
13.1.	Usporedba odvojene čestice.....	83
14.	ZAKLJUČAK.....	85

**POPIS SLIKA**

Slika 1.	Eksperimentalni postav s pneumatski pogonjenim reduktorom .....	2
Slika 2.	Senzor sile i momenata i komponente koje se nalaze ispod radnog stola .....	3
Slika 3.	Upravljačka i nožna kontrolna jedinica .....	4
Slika 4.	Električni pogon Jacobs Chuck reduktora .....	5
Slika 5.	Senzor sile i momenata .....	6
Slika 6.	Upravljačka jedinica Medtronic [2] .....	7
Slika 7.	Kontrolna jedinica s pedalom [2] .....	7
Slika 8.	3D ispisane komponente postava .....	8
Slika 9.	Aluminijske ploče .....	9
Slika 10.	Tipkalo .....	9
Slika 11.	Blok shema eksperimentalnog postava s pneumatskim pogonom .....	10
Slika 12.	Blok shema eksperimentalnog postava s Medtronic sustavom za bušenje .....	11
Slika 13.	Definiranje postavki linearnog aktuatora .....	11
Slika 14.	Postavljena konfiguracija za TCP komunikaciju u TIA Portalu .....	12
Slika 15.	Postupak bušenja s označenim posmičnim (P) i glavnim (G) gibanjem [3] .....	13
Slika 16.	Osnovni parametri postupka bušenja [3] .....	14
Slika 17.	Vijčano svrdlo s označenim duljinama i promjerom [6] .....	15
Slika 18.	Parametri na reznom dijelu svrdla [7], [8] .....	15
Slika 19.	Sile rezanja [7], [8], [9] .....	16
Slika 20.	Struktura kranijalne kosti [14] .....	18
Slika 21.	Teleća lopatična kost .....	20
Slika 22.	Bušenje teleće lopatične kosti .....	21
Slika 23.	Bušenje PETG ploče .....	21
Slika 24.	Ispis PETG uzorka na 3D pisaču Prusa i3 MK3 .....	22
Slika 25.	Bušenje Sawbones sintetske kosti .....	22
Slika 26.	Troslojna struktura Sawbones sintetske kosti .....	23
Slika 27.	Vidljiva termička osteonekroza na kosti [10] .....	24
Slika 28.	Izvori topline kod bušenja [16] .....	26
Slika 29.	Mjerni uređaj za mjerenje temperature .....	26
Slika 30.	Termopar tipa K .....	27
Slika 31.	Vrh termopara .....	27
Slika 32.	Shematski prikaz postavljanja termopara u sintetsku kost proizvođača Sawbones .....	28
Slika 33.	Vrijednosti temperature kroz slojeve goveđe kosti [25] .....	28
Slika 34.	Koncept kućišta za termopar .....	29
Slika 35.	Redoslijed bušenja na uzorku .....	30
Slika 36.	Korištena medicinska svrdla .....	31
Slika 37.	Industrijska svrdla s vršnim kutom od 118° i kutom uspona žlijeba od 25° .....	32
Slika 38.	Industrijska svrdla s vršnim kutom od 130° i kutom uspona žlijeba od 25° .....	33
Slika 39.	Industrijska svrdla s vršnim kutom od 135° i kutom uspona žlijeba od 25° .....	33
Slika 40.	Industrijska svrdla s vršnim kutom od 118° i kutom uspona žlijeba od 30° .....	34
Slika 41.	Industrijska svrdla s vršnim kutom od 130° i kutom uspona žlijeba od 30° .....	34
Slika 42.	Svrdla bez žlijeba, s dvije oštrice .....	35
Slika 43.	Svrdla bez žlijeba, s četiri oštrice .....	35
Slika 44.	Alatni stroj za oštrenje industrijskih svrdala Drill Doctor 750X .....	36
Slika 45.	Postav za oštrenje medicinskih svrdala .....	36
Slika 46.	Medicinska svrdla promjera 3,6 mm (gore) i 4,5 mm (dolje) prije oštrenja .....	37
Slika 47.	Oštrica medicinskog svrdla promjera 4,5 mm nakon oštrenja .....	37



Slika 48.	Dijagram s prikazanim pragom aksijalne sile i detekcijom proboja.....	38
Slika 49.	Dio koda za detekciju proboja .....	39
Slika 50.	Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $vf = 1 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ).....	43
Slika 51.	Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $vf = 3 \text{ mm/s}$ , $d1 = 4,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ).....	44
Slika 52.	Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 2,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 130^\circ$ ).....	45
Slika 53.	Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $vf = 3 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ).....	45
Slika 54.	Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3 \text{ mm}$ , $\omega = 30^\circ$ , $2\varphi = 130^\circ$ ).....	47
Slika 55.	Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $vf = 3 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,5 \text{ mm}$ , $\omega = 30^\circ$ , $2\varphi = 130^\circ$ ).....	47
Slika 56.	Bušenje teleće lopatične kosti ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 4,5 \text{ mm}$ , $\omega = 30^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ) .....	48
Slika 57.	Bušenje teleće lopatične kosti medicinskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 2,5 \text{ mm}$ , $\omega = 15^\circ$ , $2\varphi = 80^\circ$ ).....	49
Slika 58.	Bušenje teleće lopatične kosti medicinskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,6 \text{ mm}$ , $\omega = 15^\circ$ , $2\varphi = 80^\circ$ ).....	50
Slika 59.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ).....	53
Slika 60.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 2,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 130^\circ$ ).....	54
Slika 61.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $vf = 3 \text{ mm/s}$ , $d1 = 2,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 135^\circ$ ).....	54
Slika 62.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 2,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 130^\circ$ ).....	55
Slika 63.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,5 \text{ mm}$ , $\omega = 30^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ).....	56
Slika 64.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $vf = 2 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3 \text{ mm}$ , $\omega = 30^\circ$ , $2\varphi = 130^\circ$ ) .....	57
Slika 65.	Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3 \text{ mm}$ , $\omega = 30^\circ$ , $2\varphi = 130^\circ$ ).....	57
Slika 66.	Bušenje PETG materijala medicinskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,6 \text{ mm}$ , $\omega = 15^\circ$ , $2\varphi = 80^\circ$ ).....	58
Slika 67.	Bušenje PETG materijala medicinskim svrdlom ( $vf = 1 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,6 \text{ mm}$ , $\omega = 15^\circ$ , $2\varphi = 80^\circ$ ).....	59
Slika 68.	Bušenje PETG materijala medicinskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 4,5 \text{ mm}$ , $\omega = 15^\circ$ , $2\varphi = 80^\circ$ ).....	59
Slika 69.	Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 2,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 130^\circ$ ).....	62
Slika 70.	Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $vf = 3 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 135^\circ$ ).....	63
Slika 71.	Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $vf = 1 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,5 \text{ mm}$ , $\omega = 25^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ).....	63
Slika 72.	Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3 \text{ mm}$ , $\omega = 30^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ).....	65

Slika 73.	Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3 \text{ mm}$ , $\omega = 30^\circ$ , $2\varphi = 118^\circ$ ).....	65
Slika 74.	Bušenje Sawbones ploče medicinskim svrdlom ( $vf = 0,5 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,6 \text{ mm}$ , $\omega = 15^\circ$ , $2\varphi = 80^\circ$ ).....	68
Slika 75.	Bušenje Sawbones ploče medicinskim svrdlom ( $vf = 3 \text{ mm/s}$ , $d1 = 3,6 \text{ mm}$ , $\omega = 15^\circ$ , $2\varphi = 80^\circ$ ).....	68
Slika 76.	Instrukcija PID_Compact .....	74
Slika 77.	Funkcija za izračun vrijednosti posmične brzine .....	75
Slika 78.	Shematski prikaz regulacije .....	75
Slika 79.	Instrukcija MC_MoveJog .....	76
Slika 80.	Bušenje troslojnog dijela teleće lopatične kosti s P regulatorom.....	76
Slika 81.	Parametri PD regulatora za prvi sloj (lijevo) i treći sloj (desno) kod bušenja PETG materijala .....	77
Slika 82.	Bušenje uzorka od PETG materijala s PD regulatorom .....	77
Slika 83.	Parametri PD regulatora za prvi sloj (lijevo) i treći sloj (desno) kod bušenja sintetske kosti proizvođača Sawbones .....	78
Slika 84.	Bušenje Sawbones sintetske kosti s PD regulatorom.....	78
Slika 85.	Shematski prikaz referentnog položaja svrdla u odnosu na bušeni uzorak .....	79
Slika 86.	Bušenje PETG materijala s prekidima .....	81
Slika 87.	Bušenje Sawbones sintetske kosti s prekidima .....	81
Slika 88.	Usporedba rezultata na bušenim uzorcima .....	83
Slika 89.	Odvojene čestice nastale bušenjem telećih kostiju (lijevo), PETG materijala (u sredini) i sintetske kosti proizvođača Sawbones (desno) .....	84

**POPIS TABLICA**

Tablica 1. Komponente postava koje se nalaze na radnom stolu .....	2
Tablica 2. Komponente postava koje se nalaze ispod radnog stola .....	4
Tablica 3. Komponente Medtronic sustava za bušenje .....	5
Tablica 4. Korištena medicinska svrdla .....	31
Tablica 5. Korištena industrijska svrdla s kutom uspona žlijeba od 25° .....	32
Tablica 6. Korištena industrijska svrdla s kutom uspona žlijeba od 30° .....	33
Tablica 7. Parametri svrdala bez žljebova .....	34
Tablica 8. Rezultati bušenja teleće kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°, n = 394 o/min.....	42
Tablica 9. Rezultati bušenja teleće kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°, n = 394 o/min.....	46
Tablica 10. Rezultati bušenja teleće lopatične kosti medicinskim svrdlima, n = 394 o/min....	48
Tablica 11. Usporedba rezultata medicinskog i industrijskih svrdala kod bušenja teleće kosti .....	51
Tablica 12. Rezultati bušenja PETG ploče industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°, n = 394 o/min.....	52
Tablica 13. Rezultati bušenja PETG ploče industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°, n = 394 o/min.....	55
Tablica 14. Rezultati bušenja PETG ploče medicinskim svrdlima, n = 394 o/min .....	58
Tablica 15. Usporedba rezultata medicinskog i industrijskih svrdala kod bušenja PETG materijala .....	60
Tablica 16. Rezultati bušenja Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°, n = 394 o/min.....	61
Tablica 17. Rezultati bušenja Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°, n = 394 o/min.....	64
Tablica 18. Rezultati bušenja Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima bez žlijeba....	66
Tablica 19. Rezultati bušenja Sawbones ploče medicinskim svrdlima, n = 394 o/min .....	67
Tablica 20. Usporedba rezultata medicinskog i industrijskih svrdala kod bušenja sintetske kosti proizvođača Sawbones .....	69
Tablica 21. Rezultati bušenja teleće lopatične kosti različitim brzinama vrtnje svrdla .....	71
Tablica 22. Rezultati bušenja PETG materijala različitim brzinama vrtnje svrdla .....	71
Tablica 23. Rezultati bušenja sintetske kosti različitim brzinama vrtnje svrdla .....	72
Tablica 24. Usporedba rezultata dobivenih klasičnim bušenjem konstantnom posmičnom brzinom i postupkom bušenja s prekidima (KPB = klasičan postupak bušenja, BSP = bušenje s prekidima).....	80
Tablica 25. Usporedba rezultata na ispitnim uzorcima .....	82

## POPIS OZNAKA

Oznaka	Mjerna jedinica	Opis oznake
$a$	mm	Dubina bušenja
$b$	mm	Debljina bušenog uzorka
$d_c$	mm	Promjer jezgre svrdla
$d_1$	mm	Promjer svrdla
$n$	o/min	Brzina vrtnje svrdla
$f$	mm/o	Posmak
$F_a$	N	Aksijalna sila
$F_{an}$	N	Najveća zabilježena aksijalna sila
$F_{a,pn}$		Prosječna najveća zabilježena aksijalna sila za pojedini postupak bušenja
$F_c$	N	Sila rezanja
$F_{fp}$	N	Posmična sila poprečne oštrice
$F_p$	N	Natražna sila
$F_t$	N	Sila trenja
$K_p$		Proporcionalno pojačanje
$l_1$	mm	Ukupna duljina svrdla
$l_2$	mm	Duljina reznog dijela svrdla
$T$	°C	Temperatura
$T_n$	°C	Najviša zabilježena temperatura
$T_p$	°C	Prosječna maksimalna (najviša) temperatura
$v_c$	mm/min (mm/s)	Brzina rezanja
$v_f$	mm/min (mm/s)	Posmična brzina
$s$	mm	Širina žlijeba
$t_p$	s	Prosječno trajanje bušenja
$t_{dp}$	s	Vrijeme u kojem je zabilježena detekcija proboja
$t_{0,5N}$	s	Vrijeme u kojem je prvi put zabilježena aksijalna sila veća od 0,5 N
$z$		Broj oštrica
$w_h$	mm	Visina faze
$w_f$	mm	Širina faze
$\alpha$	°	Kut stražnje površine
$2\varphi$	°	Vršni kut svrdla
$\psi_p$	°	Kut poprečnog brida
$\omega$	°	Kut uspona žlijeba
$\Delta T_p$	°C	Prosječno povišenje temperature
$\lambda$	W/mK	Toplinska provodljivost

---

**POPIS KRATICA**

<b>Kratika</b>	<b>Opis</b>
PoE	<i>Power over Ethernet</i> – napajanje preko Ethernet kabela
RDT	<i>Raw Data Transfer</i> – metoda brzog prijenosa podataka
TCP	<i>Transmission Control Protocol</i> – protokol za prijenos podataka
CSV	<i>Comma separated values</i> – tekstualna datoteka u kojoj su podaci odvojeni zarezima
USB	<i>Universal Serial Bus</i> – univerzalna serijska sabirnica, standard za povezivanje računala i perifernih uređaja
CAD	<i>Computer Aided Design</i> – računalom potpomognuto oblikovanje
CNC	<i>Computer Numerical Control</i> – računalom podržano numeričko upravljanje
TIA	<i>Totally Integrated Automation</i> – potpuno integrirana automatizacija, nalazi se u nazivu softverskog alata TIA Portal
PLC	<i>Programmable Logic Controller</i> – programabilni logički kontroler
LAD	<i>Ladder Diagram</i> – ljestvičasti dijagram, grafički programski jezik koji se koristi za programiranje programabilnih logičkih kontrolera

**SAŽETAK**

Bušenje kostiju predstavlja čest kirurški postupak. U ovom radu razvijen je eksperimentalan laboratorijski postav za bušenje kostiju te su provedena ispitivanja u kojima su mjereni utjecajni parametri u postupku bušenja, kao što su temperatura, aksijalna sila i vrijeme bušenja. Korištena su medicinska i industrijska svrdla, a ispitivanja su provedena na životinjskim kostima i umjetnim materijalima koji oponašaju strukturu kosti.

Uz bušenje konstantnom posmičnom brzinom i konstantnom brzinom vrtnje svrdla, ispitni uzorci su bušeni i konstantnom aksijalnom silom te bušenjem u intervalima. Posebna pozornost je posvećena utjecaju geometrije svrdla na pojedini parametar u postupku bušenja.

Dobiveni eksperimentalni rezultati mogu poslužiti kao smjernica za daljnja istraživanja i optimizaciju parametara bušenja.

Ključne riječi: bušenje, kost, temperatura, aksijalna sila, medicinska svrdla, industrijska svrdla

---

**SUMMARY**

Bone drilling is a common surgical procedure. In this study, an experimental laboratory setup for bone drilling was developed, and tests were conducted to measure key influencing parameters, such as temperature, axial force, and drilling time. Both medical and industrial drill bits were used, and the tests were performed on animal bones and synthetic materials that simulate bone structure.

In addition to drilling with a constant feed rate and constant drill bit rotation speed, the test samples were also drilled under constant axial force and through interval drilling. Special attention was given to the impact of drill bit geometry on individual parameters during the drilling process.

The obtained experimental results can serve as guidelines for further research and optimization of drilling parameters.

Key words: drilling, bone, temperature, axial force, medical drill bits, industrial drill bits

## 1. UVOD

Razvoj i unapređenje svih aspekata ljudskog života često se temelje na integraciji različitih znanstvenih disciplina. Liječnici su predani poboljšanju kvalitete života pacijenata, pri čemu koriste napredne tehnologije, medicinska pomagala i suvremene operativne metode. S tim ciljem uspostavlja se sve bliža suradnja između medicine i strojarstva.

Bušenje kosti predstavlja čest kirurški zahvat, posebno u područjima traumatologije, ortopedije i stomatologije. Primjenjuje se u postupcima poput fiksacije prijeloma, ugradnje osteosintetskih materijala i biopsije tkiva. Ipak, ovaj postupak nosi određene izazove, među kojima su rizici od mehaničkog oštećenja i termičkih ozljeda kosti uslijed neadekvatnih parametara bušenja. Termička nekroza, odnosno termičko oštećenje koštanog tkiva, predstavlja značajan problem u kirurgiji. Budući da se termički oštećeno tkivo ne može regenerirati, takva oštećenja mogu zahtijevati dodatne operativne zahvate, što se nastoji izbjeći.

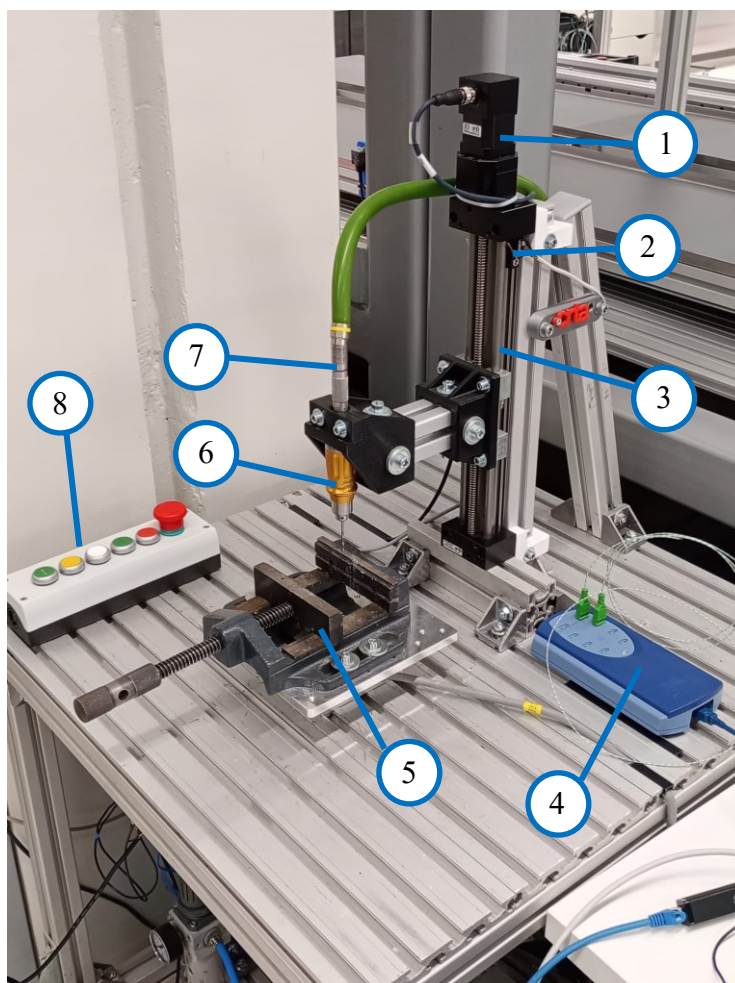
Ovaj diplomski rad predstavlja nastavak završnog rada pod naslovom „Ispitivanje robotskog alata za bušenje kosti lubanje“ [1] u kojem su izneseni planovi za eksperimentalna bušenja i analizirani zaključci pojedinih autora iz literature koja se bavi područjem bušenja kostiju.

Za provedbu eksperimentalnih bušenja izrađen je postav u Regionalnom centru izvrsnosti za robotske tehnologije na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. U eksperimentalnim bušenjima će se bilježiti utjecajni parametri, kao što su aksijalna sila na vijčanom svrdlu, posmična brzina i vrijeme bušenja. Također, zbog velikog utjecaja na možda i najkritičniji parametar u postupku bušenja, razvijenu temperaturu, u razmatranje parametara će biti uzeta u obzir i geometrija svrdla; prije svega promjer svrdla i kut uspona žlijeba na svrdlu. Bušeni uzorci su teleće lopatične kosti, sintetski materijal tvrtke Sawbones i 3D ispisana imitacija kosti, načinjena od PETG materijala.



## 2. POSTAV ZA BUŠENJE

Za provedbu bušenja je pripremljen postav za bušenje s komponentama postavljenim na stolu sastavljenom od aluminijskih profila [Slika 1]. Na prvoj varijanti postava se reduktor pogoni pneumatski, dok je na drugoj varijanti postava reduktor pogonjen na električni pogon s Medtronic sustavom za bušenje.



**Slika 1. Eksperimentalni postav s pneumatski pogonjenim reduktorom**

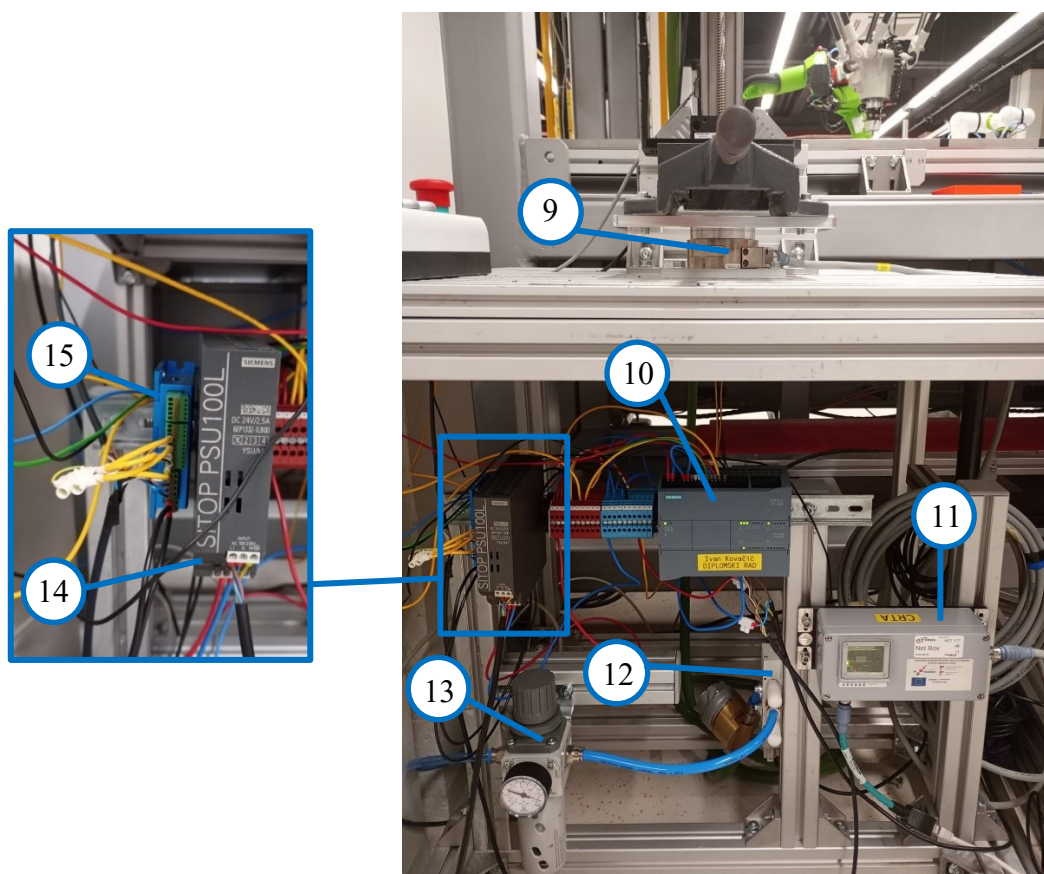
Popis komponenti sa Slike 1 se nalazi u Tablici 1.

**Tablica 1. Komponente postava koje se nalaze na radnom stolu**

Oznaka (broj)	Oprema	Oznaka modela	Količina
1	Koračni motor	NEMA 23	1
2	Mikroprekidač		3
3	Linearni aktuator	IGUS SAW-1040	1

4	Uređaj za zapisivanje podataka o temperaturi	Pico Technology USB TC-08 PP222	1
5	Stezna naprava		1
6	Reduktor sa steznom glavom	Jacobs Chuck, Midas Rex Legend	1
6	Pneumatski pogon	Midas Rex Legend	1
8	Tipkalo		1

Senzor sile i momenata se nalazi ispod stezne naprave, dok su ostale komponente postavljene ispod stola [Slika 2].

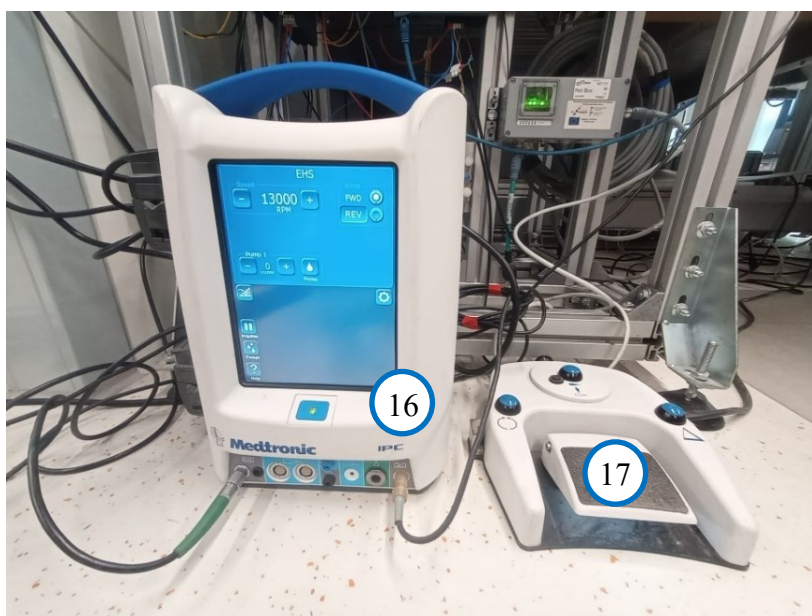


**Slika 2.** Senzor sile i momenata i komponente koje se nalaze ispod radnog stola  
Komponente postava koje se nalaze ispod stola su ispisane u Tablici 2.

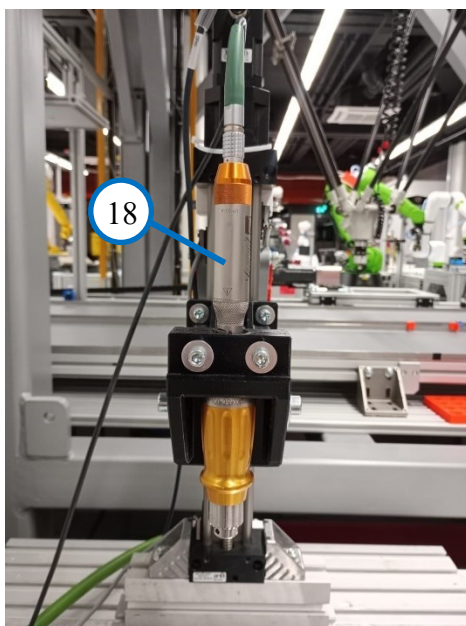
**Tablica 2. Komponente postava koje se nalaze ispod radnog stola**

Oznaka (broj)	Oprema	Oznaka modela	Količina
9	Senzor sile i momenta	Gamma, ATI Net F/T	1
10	Programabilni logički kontroler	Siemens SIMATIC S7-1200, CPU 1215C DC/DC/DC	1
11	Sučelje senzora sile i momenta	NetBox, ATI	1
12	Pneumatski razvodnik 5/2	SMC SY9120-5Y0-03F-Q	1
13	Manometar	CAMOZZI, MC238-D00	1
14	Napajanje	SITOP PSU100L	1
15	Kontroler motora	Nanotec C5	1

Pneumatski pogon se koristio u pripreмноj fazi postava. Nedostatak pneumatskog pogona je nemogućnost kontrole brzine vrtnje svrdla. Iz tog razloga se za eksperimentalne postupke bušenja koristio Medtronic sustav koji omogućuje unos zadane brzine vrtnje svrdla [Slika 3].

**Slika 3. Upravljačka i nožna kontrolna jedinica**

Pogon Jacobs Chuck reduktora može biti i električni [Slika 4].



**Slika 4. Električni pogon Jacobs Chuck reduktora**

Komponente Medtronic sustava za bušenje su ispisane u Tablici 3.

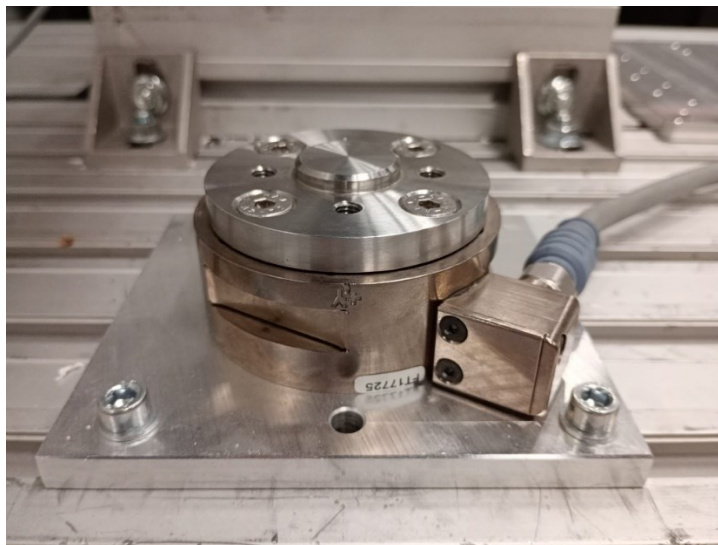
**Tablica 3. Komponente Medtronic sustava za bušenje**

Oznaka (broj)	Oprema	Oznaka modela i proizvođač	Količina
16	Upravljačka jedinica	IPC Model EC300, Medtronic	1
17	Nožna kontrolna jedinica (pedala)	Medtronic	1
18	Elektromotor	Midas Rex Legend EHS Motor	1

U nastavku će detaljnije biti opisane pojedine komponente eksperimentalnog postava za bušenje.

### 2.1. Senzor sile i momenta

Za mjerenje aksijalne sile na svrdlu je korišten senzor Net F/T proizvođača ATI (Industrial Automation) [Slika 5]. Senzor ima mogućnost mjerenja sile i momenta po sve tri osi koordinatnog sustava.



**Slika 5. Senzor sile i momenata**

Senzor se spaja na sučelje NetBox. Sučelje prikuplja podatke sa senzora te ih šalje prema računalu s pomoću RDT (eng. *Raw Data Transfer*) metode. Napajanje NetBox sučelja je ostvareno preko Etherneta (PoE, eng. *Power over Ethernet*). Očitavanje podataka sa senzora izvodi se *Python* skriptom koja se nalazi na poveznici u prilogu. Navedena skripta ujedno služi i za komunikaciju između PLC-a i računala, koja se odvija putem TCP protokola. Podaci očitani sa senzora se zapisuju u datoteke u CSV formatu, frekvencijom od 65 Hz.

## **2.2. Sustav za bušenje Medtronic**

Preko upravljačke jedinice Medtronic se upravlja brzinom vrtnje svrdla [Slika 6]. Najviša brzina vrtnje svrdla koja se može podesiti na Medtronic sustavu iznosi 75000 o/min. Na Jacobs Chuck reduktoru postoji prijenosni omjer od 1:33, tako da se podešena brzina vrtnje svrdla na Medtronic sustavu množi s navedenim prijenosnim omjerom kako bi se dobila stvarna brzina vrtnje svrdla na reduktoru. Brzina vrtnje svrdla na Jacobs Chuck reduktoru je ograničena na 1000 o/min.



**Slika 6. Upravljačka jedinica Medtronic [2]**

Dijelovi upravljačke jedinice označeni brojevima od 1 do 5 na Slici 6 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.

Na upravljačku jedinicu se povezuje kontrolna jedinica s pedalom [Slika 7].



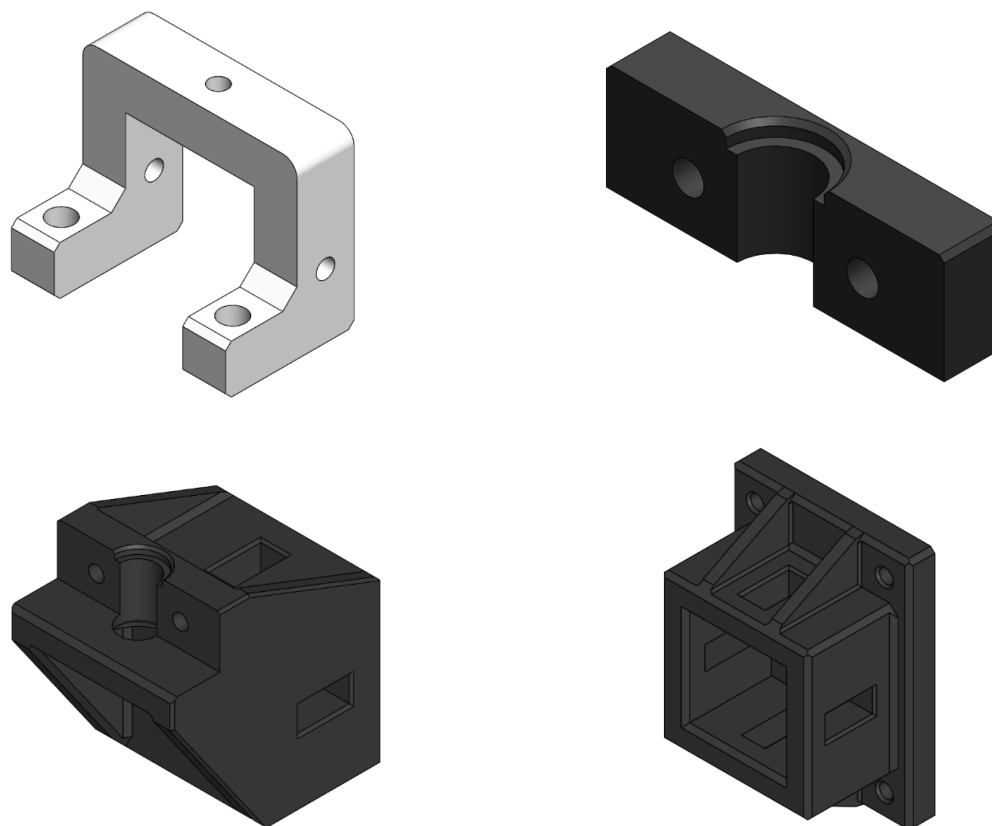
**Slika 7. Kontrolna jedinica s pedalom [2]**

Dijelovi kontrolne jedinice, označeni brojevima na Slici 7 su:

- 1) protuklizna površina na pedali
- 2) nožna pedala s funkcijama pokretanja i zaustavljanja vrtnje svrdla te regulacijom brzine vrtnje svrdla
- 3) tipka s funkcijama pokretanja i zaustavljanja vrtnje svrdla ili regulacije brzine vrtnje svrdla
- 4) tipka za odabir aktivnog alata
- 5) tipka za promjenu smjera vrtnje svrdla.

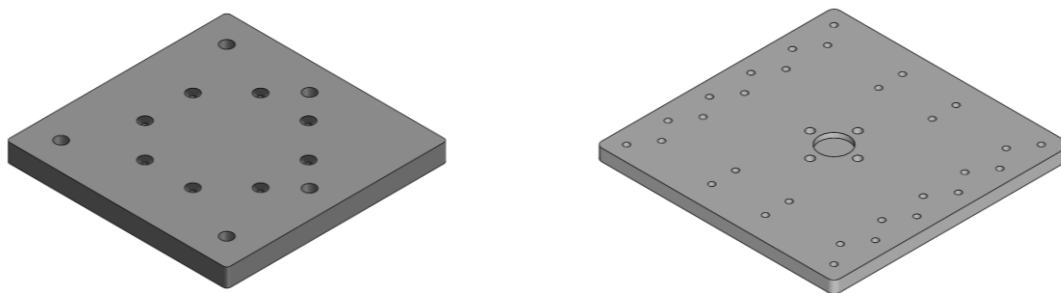
### 2.3. Izrađene komponente

Za potrebe izrade eksperimentalnog postava, odnosno prihvata aluminijskih profila, linearnog aktuatora i reduktora, u softverskim CAD alatima CATIA V5R21 i SOLIDWORKS 2020 su konstruirane potrebne komponente. Komponente su zatim izrađene tehnologijom 3D ispisa [Slika 8]. Boja CAD modela odgovara stvarnoj boji izrađenih komponenti koje se nalaze na postavu prikazanom na Slici 8.



Slika 8. 3D ispisane komponente postava

Za potrebe postavljanja senzora sile na stol i prihvata stezne naprave su konstruirane ploče s prolaznim i navojnim provrtima [Slika 9]. Ploče su izrađene tehnologijom CNC glodanja.



Slika 9. Aluminijske ploče

## 2.4. Tipkalo

Za potrebe ručnog upravljanja linearnim aktuatorom je izrađeno tipkalo [Slika 10].



Slika 10. Tipkalo

Tipke su spojene na programabilni logički kontroler. S lijeva na desno (na Slici 10) tipke redom imaju funkcije:

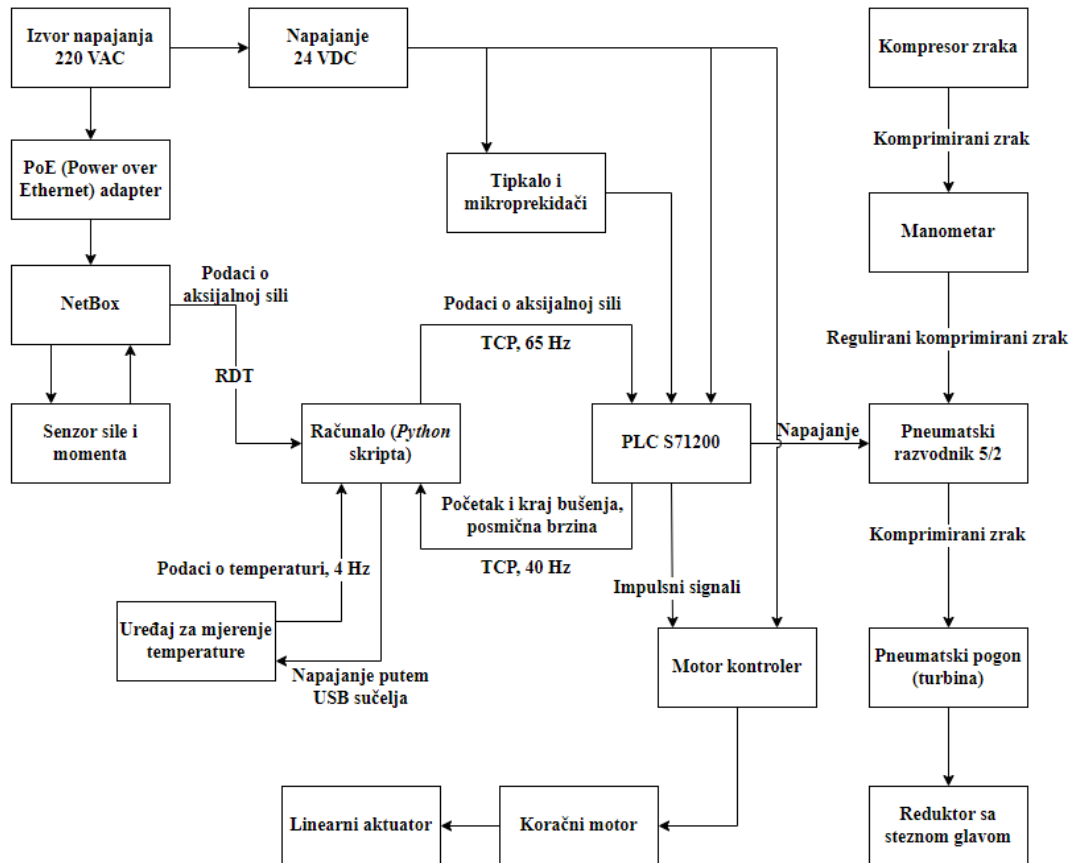
- gašenje koračnog motora (ova tipka ima ulogu sigurnosnog prekidača)
- povećanje posmične brzine
- smanjenje posmične brzine
- podizanje nosača linearnog aktuatora
- spuštanje nosača linearnog aktuatora
- pokretanje programa.

Ako tijekom gibanja nosača linearnog aktuatora dođe do određene greške, primjerice do kontakta sa sigurnosnim mikroprekidačem na linearnom aktuatoru, greška se poništava istovremenim pritiskom na tipke za smanjenje i povećanje posmične brzine. Istovremenim pritiskom tipki za podizanje i spuštanje nosača linearnog aktuatora se pokreće program za traženje referentnog (nultog) položaja.



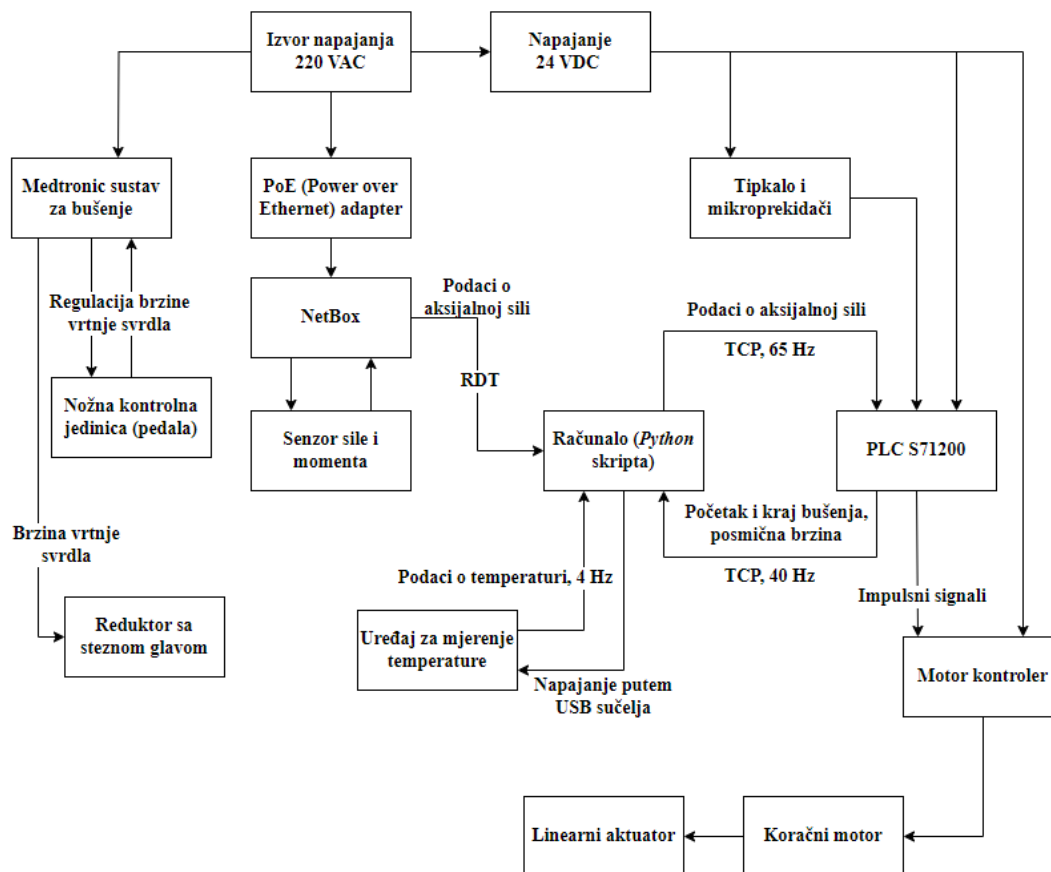
## 2.5. Blok shema eksperimentalnog postava

Za potrebe prikazivanja odnosa među komponentama korištenog eksperimentalnog postava s varijantom pneumatskog pogona, izrađena je blok shema [Slika 11].



Slika 11. Blok shema eksperimentalnog postava s pneumatskim pogonom

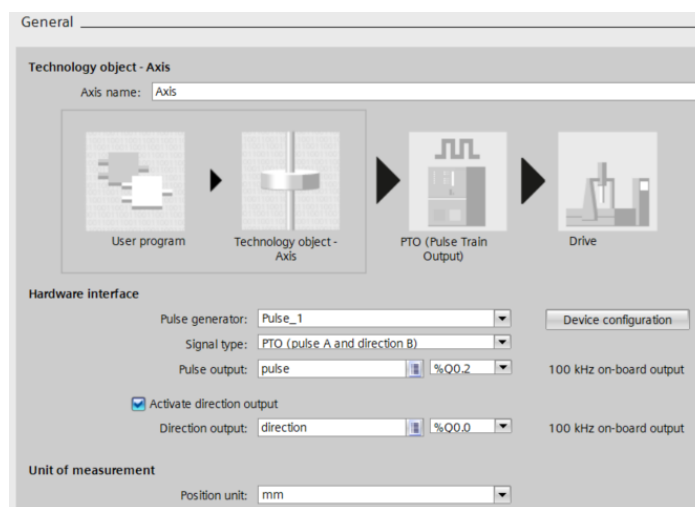
Blok shema je izrađena i za postav koji se koristio tijekom ispitivanja, s Medtronic sustavom za bušenje [Slika 12].



Slika 12. Blok shema eksperimentalnog postava s Medtronic sustavom za bušenje

## 2.6. Programiranje programabilnog logičkog kontrolera

Upravljački program programabilnog logičkog kontrolera je napravljen u Siemensovom softverskom alatu za automatizaciju, TIA (Totally Integrated Automation) Portalu, verzija v19. Unutar TIA Portala se, između ostalog, definira i konfiguracija linearnog aktuatora [Slika 13].



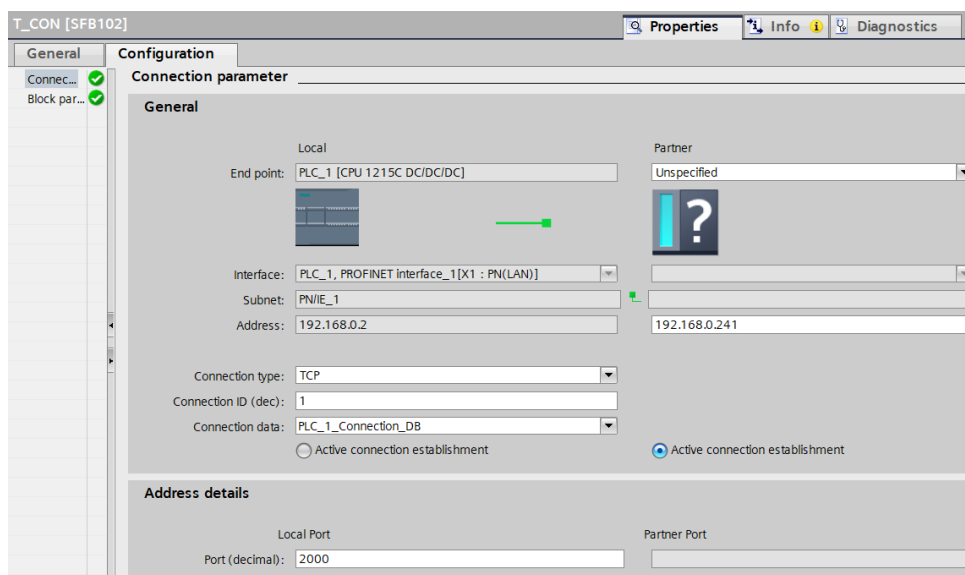
Slika 13. Definiranje postavki linearnog aktuatora

Programski blokovi se nalaze na poveznici u prilogu.

## 2.7. TCP komunikacija

TCP (Transmission Control Protocol) je protokol za prijenos podataka između uređaja unutar mreže. Ključna značajka TCP protokola je pouzdana dostava podataka i redosljed u kojem podaci stižu. Korištenjem TCP protokola je ostvarena komunikacija između računala i programabilnog logičkog kontrolera.

U TIA Portalu je podešena komunikacija te su otvoreni portovi za korištenje. Programabilni logički kontroler je u slučaju ovog diplomskog rada postavljen kao server s IP adresom 192.168.0.2, dok je računalo klijent s IP adresom 192.168.0.241 [Slika 14].



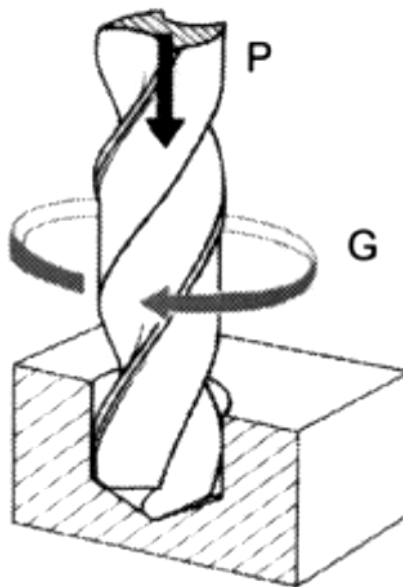
**Slika 14. Postavljena konfiguracija za TCP komunikaciju u TIA Portalu**

Port 2000 se koristio za prijenos podataka o očitanoj aksijalnoj sili s računala na PLC te za slanje podataka o početku i završetku bušenja s PLC-a na računalo. Za potrebe slanja podataka o posmičnoj sili s PLC-a na računalo u režimu bušenja konstantnom aksijalnom silom je korišten port 3000.

Skripta za komunikaciju i blokovi iz TIA Portala za komunikaciju se nalaze na poveznici u prilogu.

### 3. POSTUPAK BUŠENJA

Bušenje je postupak obrade odvajanjem čestica kojim se izrađuje provrt. Ovaj se proces najčešće provodi na alatnim strojevima, prvenstveno na bušilicama. Kod bušenja, glavno gibanje je kružno i neprekidno, dok je posmično gibanje pravocrtno i također kontinuirano, a oba se odvijaju istovremeno [Slika 15]. Alat za bušenje je svrdlo, definirane geometrije reznog dijela, s dvije glavne rezne oštrice i jednom poprečnom oštricom koja otežava obradu [3].



Slika 15. Postupak bušenja s označenim posmičnim (P) i glavnim (G) gibanjem [3]

#### 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  $v_c$  (mm/min) predstavlja obodnu brzinu svrdla, odnosno brzinu kojom alat izvodi obradu na radnom komadu [3]. Računa se prema:

$$v_c = d_1 \cdot \pi \cdot n \quad (1)$$

Gdje je

$d_1$  mm promjer svrdla

$n$  o/min brzina vrtnje svrdla (broj okretaja svrdla po minuti).

Vrijednosti brzine rezanja su najveće na obodima svrdla, dok je u vrhu svrdla brzina rezanja jednaka nuli.

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

prema:

$$f = f_z \cdot z \quad (2)$$

Gdje je:

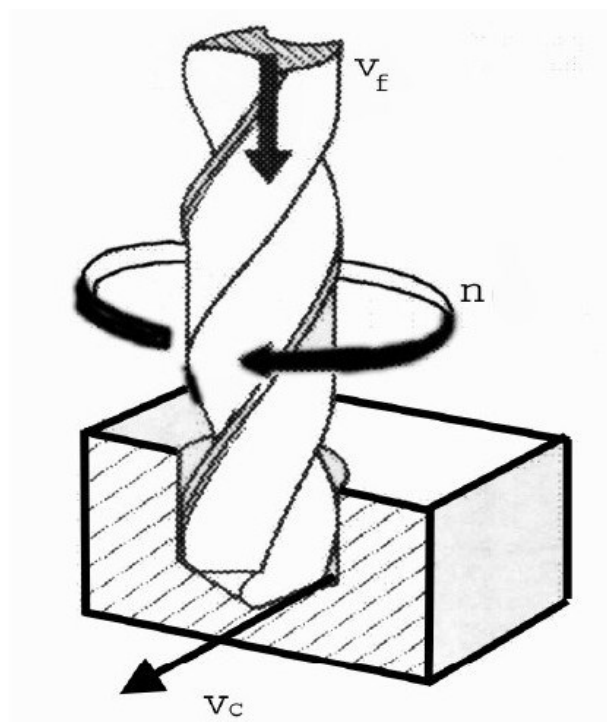
$f_z$  mm/o posmak za jednu oštricu

$z$  broj oštrica.

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

$$v_f = f \cdot n = f_z \cdot z \cdot n. \quad (3)$$

Bušenje s označenim parametrima je prikazano na Slici 16.



Slika 16. Osnovni parametri postupka bušenja [3]

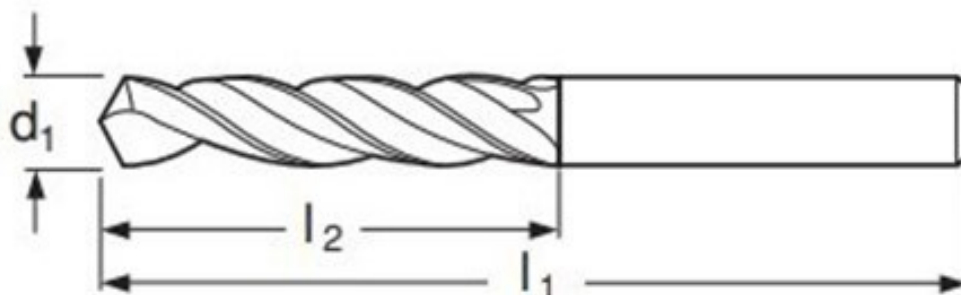
### 3.2. Vijčano svrdlo

Za bušenje kostiju u medicinskim postupcima koristi se vijčano svrdlo, često nazivano i spiralnim<sup>1</sup> svrdlom.

Vijčana svrdla su najčešće izrađena od čelika. Oblikuju se u valjak s urezanim utorima (žljebovima) sa stalnim usponom. Na vrhu se nalazi šiljak s podbrušenim ploham, koje s čelnim ploham utora čine glavne rezne oštrice [5].

<sup>1</sup> Prema [4], naziv „spiralno svrdlo“ je pogrešan.

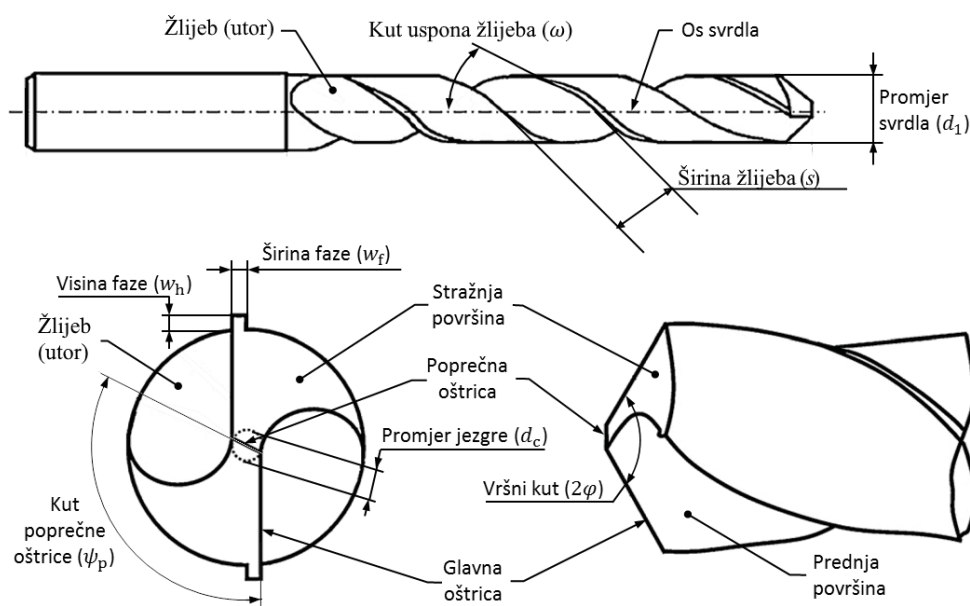
Vijčano svrdlo se sastoji od drške i reznog dijela svrdla  $l_2$  [Slika 17]. Rezni dio zajedno s drškom čini ukupnu duljinu svrdla  $l_1$ .



Slika 17. Vijčano svrdlo s označenim duljinama i promjerom [6]

### 3.2.1. Parametri na reznom dijelu svrdla

Prema [7], [8], parametri reznog dijela svrdla su promjer svrdla ( $d_1$ ), kut uspona žlijeba ( $\omega$ ), vršni kut svrdla ( $2\varphi$ ), promjer jezgre ( $d_c$ ), kut poprečnog brida ( $\psi_p$ ), visina faze ( $w_h$ ), širina faze ( $w_f$ ) i kut stražnje površine ( $\alpha$ ). Kraj reznog dijela završava s dvije glavne oštrice, koje su međusobno spojene poprečnom oštricom i koje su međusobno simetrične u odnosu na os svrdla [Slika 18].



Slika 18. Parametri na reznom dijelu svrdla [7], [8]

Od navedenih parametara, za analizu rezultata bušenja kostiju i sintetskih uzoraka, u obzir će se uzeti:

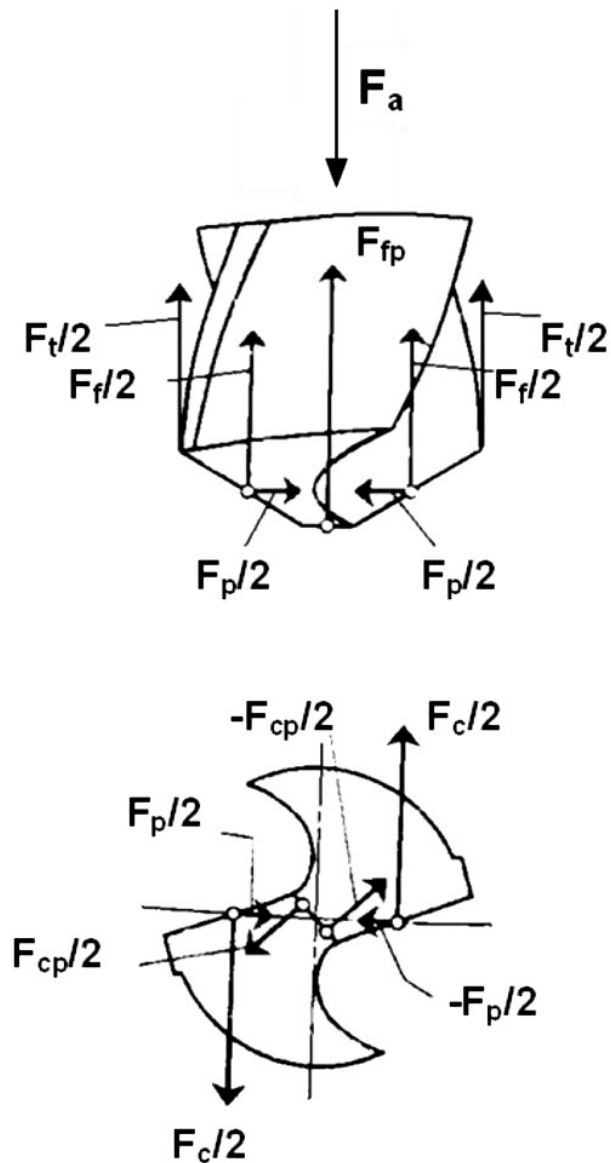
- promjer svrdla ( $d_1$ )
- vršni kut ( $2\varphi$ )

- kut uspona žlijeba ( $\omega$ ).

Vršni kut je kut koji zatvaraju dvije glavne rezne oštrice. Kut uspona žlijeba je kut između osi svrdla i razvijenog brida utora [7], [8].

### 3.2.2. Analiza sila rezanja

Tijekom bušenja na svrdlo djeluju različite sile rezanja [Slika 19].



Slika 19. Sile rezanja [7], [8], [9]

Sile koje se javljaju na glavnim oštricama su [7], [8], [9]:

- dvije jednake i suprotno usmjerene glavne sile rezanja  $F_c/2$
- dvije jednake i jednako usmjerene posmične sile  $F_f/2$
- dvije jednake i suprotno usmjerene natražne sile  $F_p/2$ .

Sile koje se javljaju na poprečnoj oštrici su:

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

Na obodu svrdla se javljaju i sile trenja,  $F_t/2$ . Sile trenja su uzrokovane trenjem između svrdla, obrađene površine i odvojenih čestica.

Aksijalna sila određena je rezultantom svih vertikalnih komponenti, odnosno:

$$F_a = F_f + F_{fp} + F_t. \quad (4)$$

Aksijalna sila na svrdlu će biti mjerena i bilježena tijekom eksperimentalnih bušenja.



#### 4. STRUKTURA KOSTI

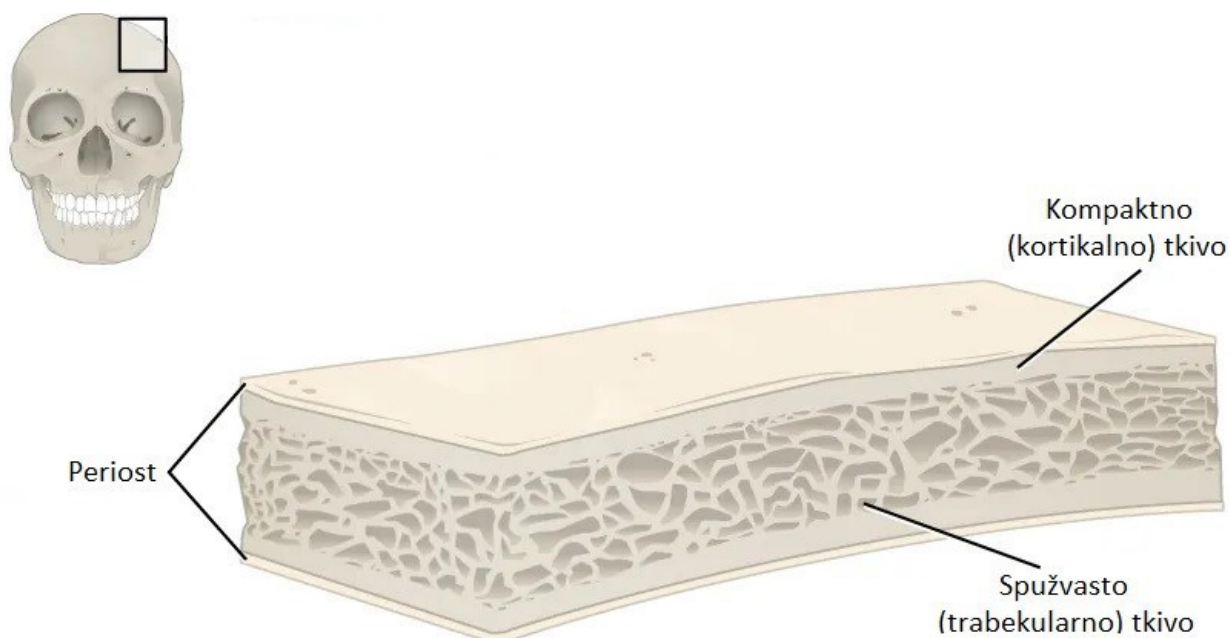
Kost je najtvrdje tkivo u ljudskom tijelu. Izgrađena je od triju vrsta tkiva, koštanog, hrskavičnog i vezivnog i ključna je komponenta skeleta koja pruža oslonac mišićima, štiti vitalne organe u lubanji i prsnoj koži, te omogućuje razvoj koštane srži, gdje se stvaraju krvne stanice [11]. Ljudski koštani 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 [12]. Koštani sustav nije samo mehanička potpora tijela, već sustav s mnogobrojnim metaboličkim funkcijama [13].

Mnoge kosti u ljudskom tijelu se sastoje 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 [14], [15]. Oko 80 % koštanog sustava čini kortikalna kost, dok trabekularna kost čini oko 20 % [16].

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 i obloženo je kortikalnim tkivom radi zaštite. Trabekularno tkivo sadrži crvenu koštanu srž [16].

Ovakvu troslojnu strukturu imaju pločaste kosti, kao što su kranijalne kosti [Slika 20].



Slika 20. Struktura kranijalne kosti [14]

Površinu kosti, kako vanjsku tako i unutarnju, oblažu stanice koje sudjeluju u stvaranju koštanog i vezivnog tkiva, čineći slojeve poznate kao periost i endost. Periost (pokosnica) je

vanjska opna na kostima. Periost je čvrst sloj osteogenog (koštano-formirajućeg) vezivnog tkiva. Endost 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 je opskrba koštanog tkiva hranjivim tvarima te obnova i rast kosti. Oba sloja je važno očuvati tijekom kirurških zahvata kako bi se osigurala ispravna prehrana kosti i održala stalna opskrba novim stanicama [17].

## 5. ISPITNI UZORCI

Na temelju troslojne strukture kostiju, odabrani su uzorci na kojima su provedena ispitivanja:

- teleća lopatična kost
- imitacija kosti načinjena od PETG materijala
- sintetska kost tvrtke Sawbones.

U nastavku će biti objašnjena opravdanost izbora pojedinog ispitnog uzorka.

### 5.1. Teleća lopatična kost

Teleća lopatična kost [Slika 21] je korištena kao ispitni uzorak zbog strukturne sličnosti s ljudskim pločastim kostima (dva kortikalna sloja između kojih je trabekularan sloj).



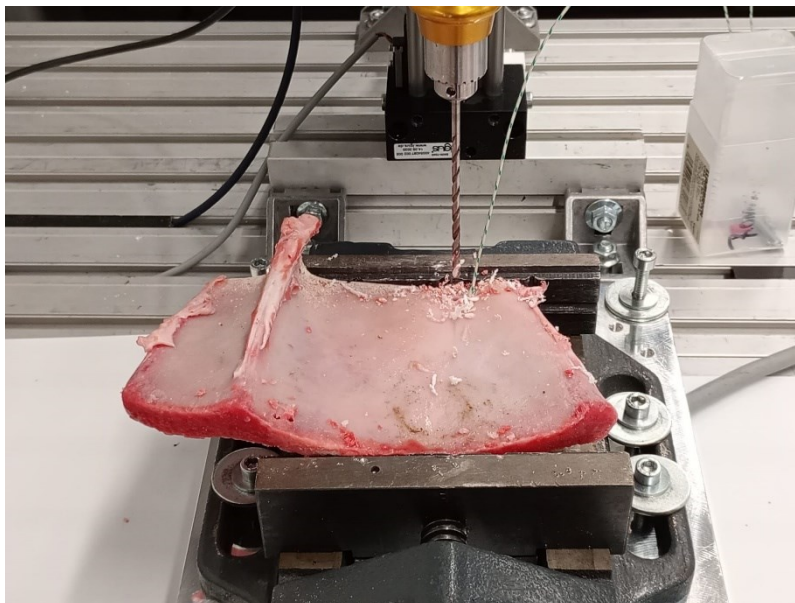
**Slika 21. Teleća lopatična kost**

Debljina teleće lopatične kosti na dijelovima koji su građeni od sva tri sloja (pojedini dijelovi su tanji i građeni su samo od jednog sloja kortikalnog tkiva) iznosi od 5 do 25 mm. Teleća lopatična kost zbog svoje veće, ravne površine ima pogodan oblik za bušenje. Također, utvrđeno je da goveđa kortikalna kost ima sličnu vrijednost toplinske provodljivosti<sup>2</sup> u usporedbi s ljudskom kortikalnom kosti. Za goveđu kortikalnu kost je utvrđena vrijednost  $0,64 \pm 0,04$  W/mK, dok za ljudsku kortikalnu kost ta vrijednost iznosi  $0,68 \pm 0,01$  W/mK [18].

Uzorci teleće lopatične kosti su nabavljeni u mesnicama te su se čuvali zamrznutima. Prije postupaka bušenja, kosti su ostavljene dvadeset sati na sobnoj temperaturi zbog odmrzavanja. Prema [16], zamrzavanje je, radi zadržavanja mehaničkih karakteristika, preporučen način očuvanja kostiju životinjskog porijekla. Kosti su se prije ispitivanja rezale u manje komade kako bi mogle stati u steznu napravu [Slika 22].

---

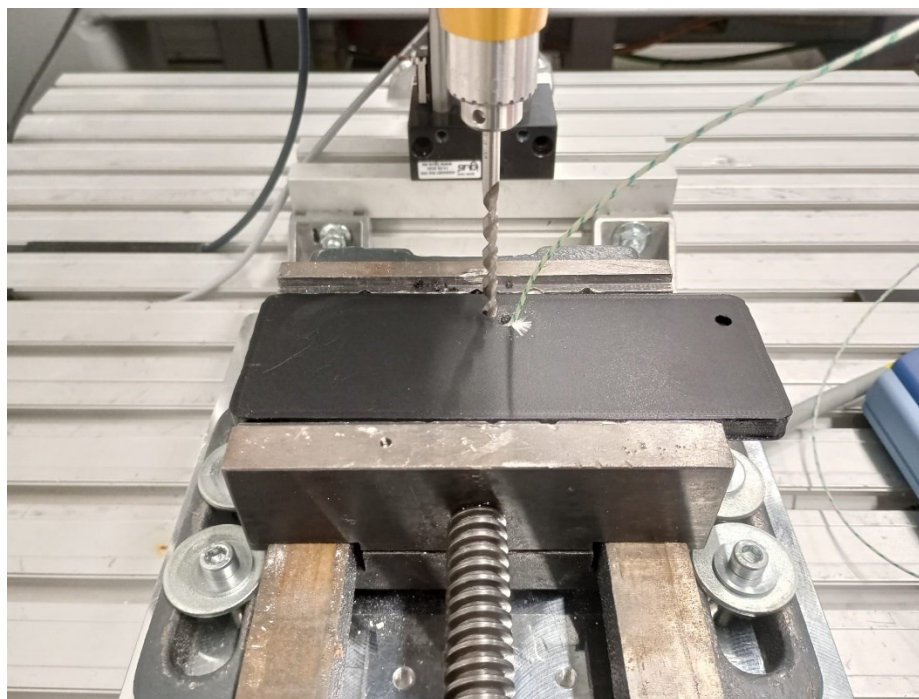
<sup>2</sup> Toplinska provodljivost ( $\lambda$ ) je termodinamički parametar koji opisuje sposobnost materijala da provodi toplinu.  
Fakultet strojarstva i brodogradnje



Slika 22. Bušenje teleće lopatične kosti

### 5.2. Imitacija kosti načinjena od PETG materijala

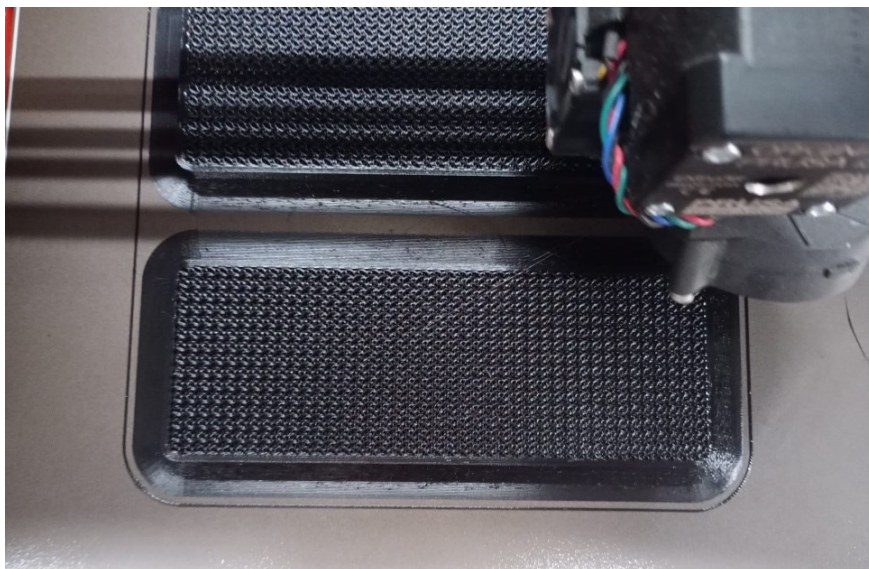
Postupci bušenja su provedeni i na PETG materijalu dimenzija 150 x 55 x 8,6 mm [Slika 23].



Slika 23. Bušenje PETG ploče

Ploča od PETG materijala je konstruirana s namjerom da strukturom oponaša strukturu ljudske pločaste kosti. Kortikalne slojeve u slučaju PETG ploče zamjenjuju dva sloja od punog materijala debljine 2 mm. Unutrašnjost ploče oponaša šupljikavi trabekularni sloj, načinjena je s postavkom ispune *Gyroid*, s ispunjenošću od 30 % [Slika 24]. Korištenjem *Gyroid* opcije se

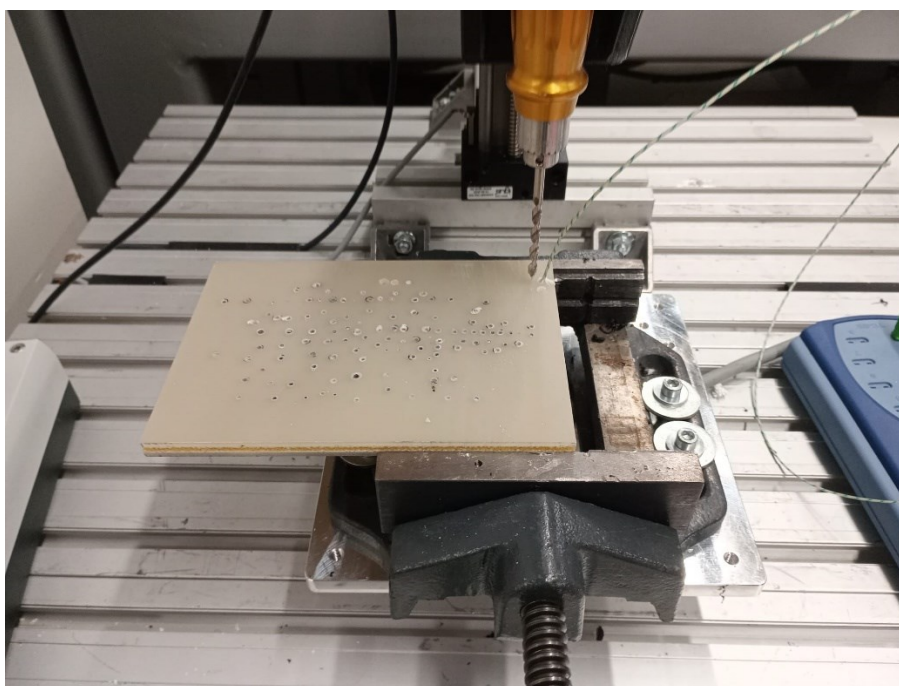
dobivaju jednaka mehanička svojstva po sve tri osi koordinatnog sustava zahvaljujući svojoj simetričnoj i kontinuiranoj strukturi. Iako trabekularni sloj prave kosti ima različita mehanička svojstva u različitim smjerovima, ispitni uzorak načinjen od PETG materijala je optimiziran za jednostavniju izradu i predvidljive mehaničke karakteristike. *Gyroid* ispuna čini uzorak otpornijim na deformacije i osigurava dosljednost rezultata u eksperimentalnim ispitivanjima.



Slika 24. Ispis PETG uzorka na 3D pisaču Prusa i3 MK3

### 5.3. Sintetska kost tvrtke Sawbones

Treći bušeni materijal je sintetska kost proizvođača Sawbones [Slika 25].



Slika 25. Bušenje Sawbones sintetske kosti

Sawbones ploča je načinjena od polimernih materijala. Dimenzije uzorka su 170 x 120 x 8,6 mm. Struktura uzorka oponaša ljudsku pločastu kost [Slika 26]. Vanjski slojevi ploče su tvrđi i kompaktniji. Debljina im iznosi 2 mm. Srednji sloj je šupljikav i debljina mu iznosi 4,6 mm.



**Slika 26. Troslojna struktura Sawbones sintetske kosti**

## 6. TERMIČKA OSTEONEKROZA

U ovom poglavlju će se opisati pojava termičkog oštećenja kosti, poznata pod nazivom termička osteonekroza, ili termička nekroza. Izneseni podaci su prikupljeni iz dostupne literature, a nalaze se i u završnom radu [1].

Termička osteonekroza je jedan od ključnih elemenata koji kompliciraju i produljuju standardno zacjeljivanje kostiju nakon bušenja. Na rendgenskoj slici se prepoznaje po prstenastim sekvestrima<sup>3</sup> oko provrta [Slika 27].



Slika 27. Vidljiva termička osteonekroza na kosti [10]

U svom radu Pandey i Panda [19] termičku nekrozu opisuju kao bolest koja proizlazi iz privremenog ili trajnog gubitka dotoka krvi u kosti. U odsustvu dotoka krvi, tkivo kosti odumire. Prema [20], 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 rotirajućim reznim alatom, što uzrokuje plastičnu deformaciju i smicanje u

---

<sup>3</sup> Sekvestar, odvojeni i ograničeni odumrli (nekrotični) dio jednog organa, osobito kosti [21].

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 [22]. Povećana temperatura u području obrade može dovesti do ireverzibilne smrti stanica kosti, onemogućiti regeneriranje tkiva i time smanjiti čvrstoću kostiju.

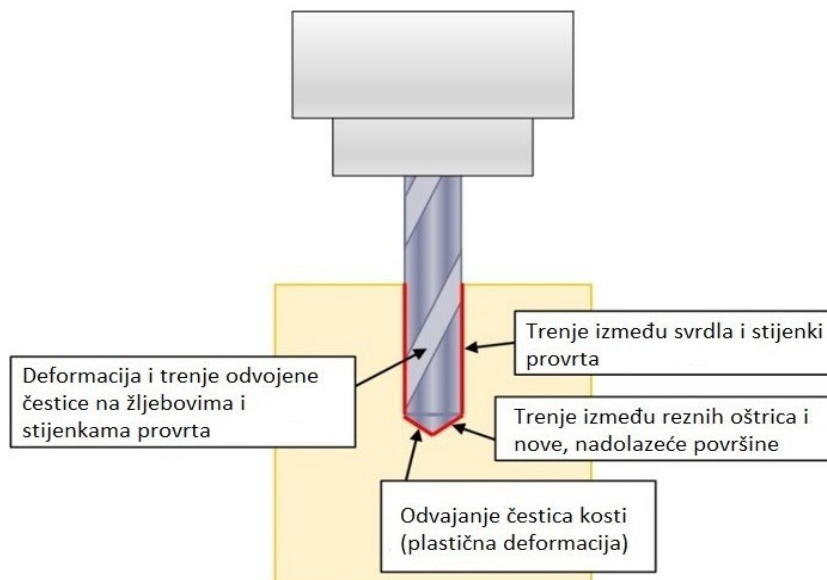
Prema [13], tijekom bušenja, kompaktna kortikalna kost stvara otpor bušenju kosti. Glavni uzrok porasta temperature je trenje. Trenje se zbiva na mjestu dodira oštrice svrdla i kosti. Rotacijom svrdla, glavna oštrica uzrokuje pucanje intermolekularnih veza kortikalnog tkiva čime se oslobađa energija. Čestice kosti se kroz žljebove svrdla odstranjuju prema površini, a oštrica svrdla ponovo skida sloj kosti.

Prema [8], ključni čimbenici koji utječu na porast temperature tijekom bušenja uključuju specifičnu toplinu i toplinsku provodljivost kosti. Kost loše provodi toplinu. Kao što je navedeno u poglavlju 5, toplinska provodljivost ( $\lambda$ ) 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 [18]. 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, 85% ili više stvorene topline odvodi se putem odvojenih čestica, dok kod bušenja kosti temperatura postepeno raste tijekom procesa bušenja zbog slabe toplinske provodljivosti kosti. Odvojene čestice kosti sudjeluju u manjem postotku odvođenja stvorene topline [8].

Prema [16], 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 [Slika 28].





**Slika 28. Izvori topline kod bušenja [16]**

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 iznad 47 °C tijekom jedne minute izaziva ireverzibilne (trajne, nepovratne) promjene kako građe tako i funkcije kosti. Vrijednost temperature od 47 °C su utvrdili Eriksson i Albrektsson [23] nakon provedenih ispitivanja na živim zečevima. Ovu vrijednost su kao kritičnu granicu u temperaturi kostiju preuzeli i drugi autori [19], [24].

### 6.1. Mjerenje temperature kosti

U ovom radu se za mjerenje temperature koristio mjerni uređaj proizvođača Pico Technology [Slika 29]. Uređaj ima mogućnost spajanja do osam termoparova istovremeno. Na računalo se spaja putem USB sučelja. Podaci o temperaturi su zapisivani frekvencijom od 4 Hz.



**Slika 29. Mjerni uređaj za mjerenje temperature**

Mjerni uređaj se koristio u kombinaciji s termoparovima tipa K istog proizvođača, s oznakom SE001. Navedeni termopar ima ukupnu duljinu od jednog metra te može mjeriti temperature u rasponu od -60 do 350 °C [Slika 30].



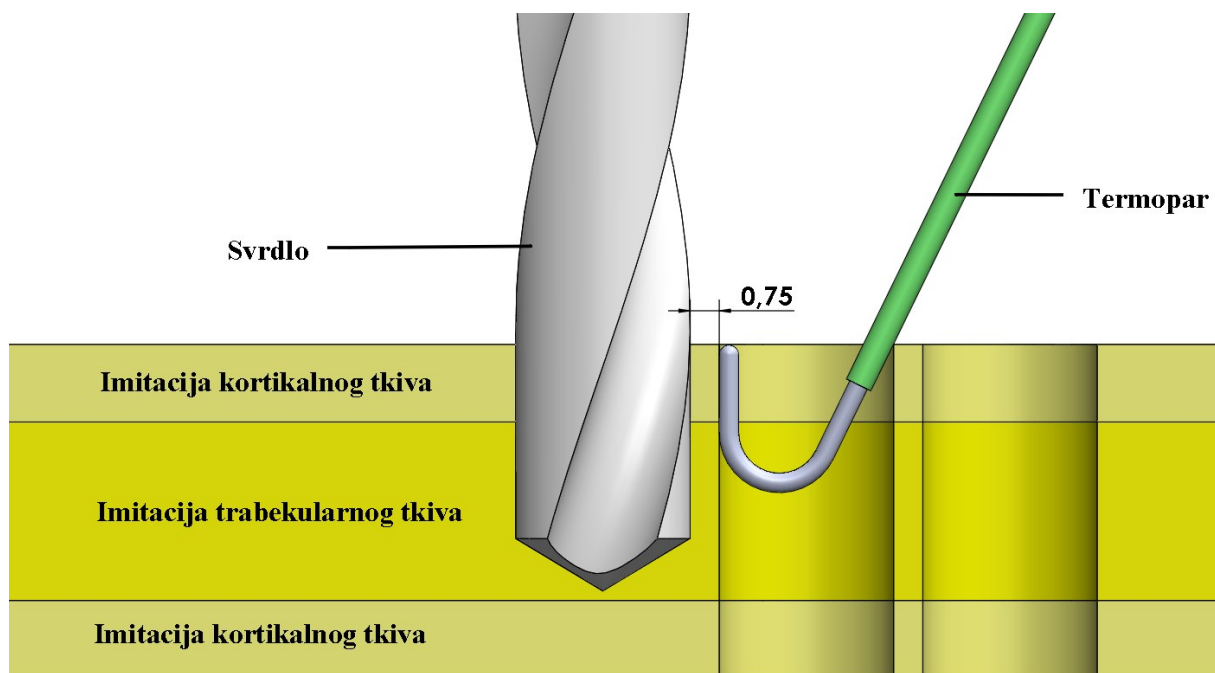
**Slika 30. Termopar tipa K**

Jedan termopar se postavlja otprilike na visinu stezne naprave, kako bi mjerio temperaturu prostorije. Drugi termopar se postavljao u provrt, na udaljenosti od 0,75 mm od mjesta bušenja novog provrta.. Termopar koji mjeri temperaturu bušenog uzorka je pri vrhu savijen [Slika 31].

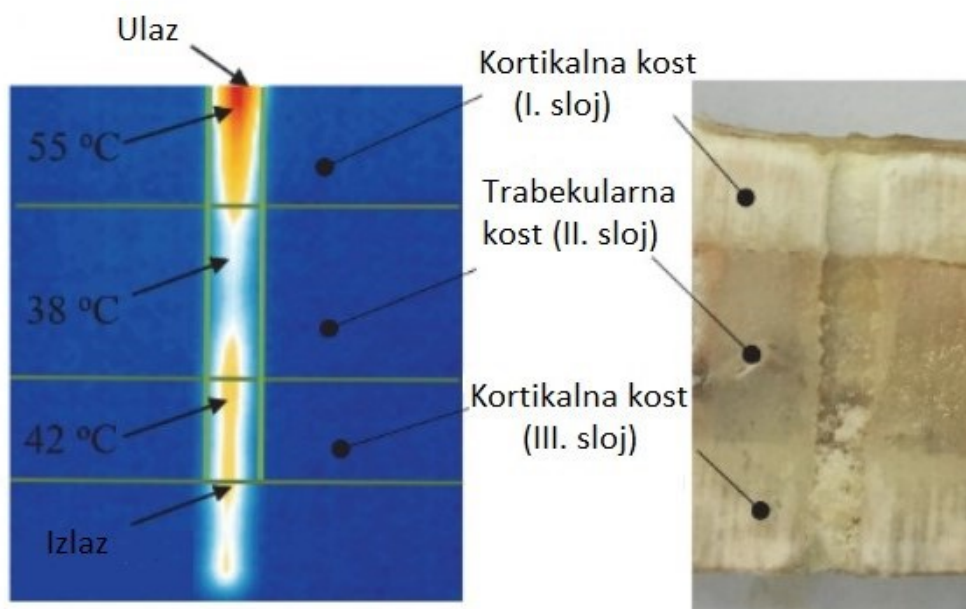


**Slika 31. Vrh termopara**

Uz ovako savijen termopar onemogućeno je njegovo ispadanje iz provrta tijekom bušenja [Slika 32].



**Slika 32. Shematski prikaz postavljanja termopara u sintetsku kost proizvođača Sawbones**  
 Termopar se za sve bušene uzorke postavljao na isti način. Tijekom bušenja kostiju dolazi do nejednolikog rasporeda temperature kroz slojeve kosti. Razlog postavljanja vrha termopara blizu gornje površine bušenog uzorka je u tome što se u gornjem kortikalnom sloju kosti postiže najviša temperatura [Slika 33].

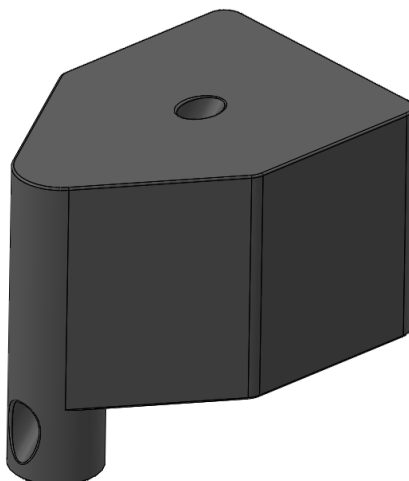


**Slika 33. Vrijednosti temperature kroz slojeve goveđe kosti [25]**

Tijekom bušenja, toplina se generira u području kontakta svrdla i polimernog materijala zbog trenja i plastične deformacije. S obzirom na to da je vrh termopara postavljen uz stijenku prethodno bušenog provrta na udaljenosti od 0,75 mm od svrdla, izmjerena temperatura ovisi o

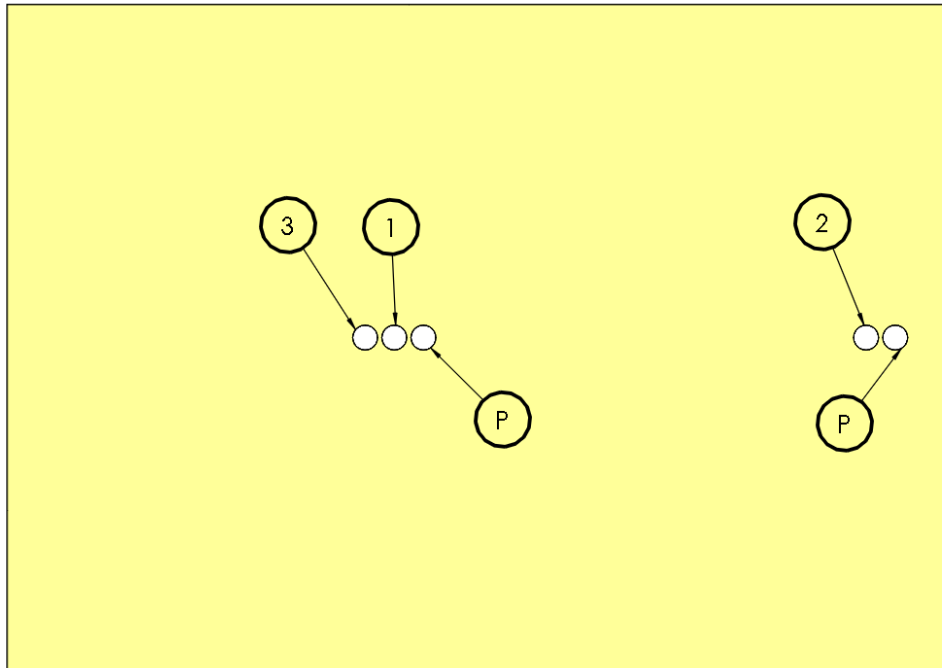
prijenosu topline kroz debljinu materijala između izvora topline i termopara. Prijenos topline kroz bušeni uzorak ovisi o njegovoj toplinskoj provodljivosti. Kako je ranije navedeno, toplinska provodljivost goveđe kortikalne kosti iznosi  $0,64 \pm 0,04$  W/mK [22], dok je toplinska provodljivost polimernih materijala obično u rasponu od 0,1 do 0,5 W/mK [26]. Toplinska provodljivost PETG polimera iznosi između 0,162 i 0,225 W/mK [27]. Općenito, polimeri imaju svojstva toplinskog izolatora. Zbog toplinske provodljivosti bušenih uzoraka i debljine materijala između svrdla i termopara (0,75 mm) bilježena temperatura je uvijek nešto niža od stvarne temperature na mjestu generiranja topline.

Postojala je ideja smještanja termopara u kućište izrađeno 3D ispisom od PETG materijala [Slika 34]. Kućište bi se postavljalo u provrt uz novo mjesto bušenja, pri čemu bi samo vrh termopara bio izložen stijenci, što bi omogućilo bolju zaštitu termopara od loma. Međutim, od upotrebe kućišta se odustalo nakon što je primjenom utvrđeno da je kućištu potreban dug period hlađenja kako bi se njegova temperatura spustila na sobnu temperaturu..



**Slika 34. Koncept kućišta za termopar**

Prije početka ispitivanja na uzorcima su izrađena dva pripremna provrta (označena slovom P na Slici 35). Nakon pripremnih provrta, provrti za mjerenje bušeni su naizmjenično, prema redoslijedu prikazanom brojevima [Slika 35]. Ovim pristupom smanjeno je vrijeme čekanja potrebno za hlađenje uzorka.



Slika 35. Redosljed bušenja na uzorku

## 7. INDUSTRIJSKA I MEDICINSKA SVRDLA

Za eksperimentalna bušenja su korištena medicinska svrdla i veći broj industrijskih svrdala namijenjenih za bušenje čelika. U Tablici 4 su ispisana korištena medicinska svrdla s pripadajućim parametrima.

**Tablica 4. Korištena medicinska svrdla**

Proizvođač	Promjer svrdla $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijeba $\omega$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	Duljina reznog dijela $l_2$ / mm	Ukupna duljina svrdla $l_1$ / mm
B. Braun	2,5	80	15	1,6	50	92
Nepoznat	3,6	80 (82 nakon oštrenja)	15	2,8	52	145
B. Braun	4,5	80 (82 nakon oštrenja)	15	3	80	128

Korištena medicinska svrdla su prikazana na Slici 36.



**Slika 36. Korištena medicinska svrdla**

Sva medicinska svrdla su prije ispitivanja imala AO dršku, dršku koja je uobičajena za medicinska svrdla (svrdlo u sredini na Slici 36 ima AO dršku). No zbog nemogućnosti prihvata takvih drški u steznu glavu reduktora, drške na svrdlima proizvođača B. Braun su skraćene do cilindričnog dijela. Na svrdlu nepoznatog proizvođača nije bilo potrebe skraćivati dršku jer je utor na dršci kraći i reduktor može prihvatiti dršku svrdla na cilindričnom dijelu.

U Tablici 5 se nalazi popis korištenih industrijskih svrdala s kutom uspona žlijeba od 25°, ispisanim od manjeg vršnog kuta prema većemu.

**Tablica 5. Korištena industrijska svrdla s kutom uspona žlijeba od 25°**

Proizvođač	Promjer svrdla $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijeba $\omega$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	Duljina reznog dijela $l_2$ / mm	Ukupna duljina svrdla $l_1$ / mm
Nepoznat	3,5	118	25	2,5	114	164
Alpen	4,5	118	25	3,0	83	125
Ceratizit	2,5	130	25	2,0	15	44
Ceratizit	3,5	130	25	3,0	20	52
Ceratizit	4,5	130	25	3,0	25	58
Bosch	2,5	135	25	1,5	29	56
Bosch	3,5	135	25	2,5	38	69
Bosch	4,5	135	25	3,0	46	80

Svrdla s vršnim kutom od 118° i kutom uspona žlijeba od 25° su prikazana na Slici 37.



**Slika 37. Industrijska svrdla s vršnim kutom od 118° i kutom uspona žlijeba od 25°**  
 Kratka svrdla proizvođača Ceratizit s vršnim kutom od 130° i kutom uspona žlijeba od 25° su prikazana na Slici 38.



**Slika 38. Industrijska svrdla s vršnim kutom od  $130^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $25^\circ$**

Na Slici 39 su prikazana svrdla proizvođača Bosch, s vršnim kutom od  $135^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $25^\circ$ .



**Slika 39. Industrijska svrdla s vršnim kutom od  $135^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $25^\circ$**

U Tablici 6 su ispisana industrijska svrdla s kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$ .

**Tablica 6. Korištena industrijska svrdla s kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$**

Proizvođač	Promjer svrdla $d_1 / \text{mm}$	Vršni kut $2\varphi / ^\circ$	Kut uspona žlijeba $\omega / ^\circ$	Širina žlijeba $s / \text{mm}$	Duljina reznog dijela $l_2 / \text{mm}$	Ukupna duljina svrdla $l_1 / \text{mm}$
Ruko	3,0	118	30	2,0	83	110
Ruko	3,5	118	30	2,5	72	112
Ruko	4,5	118	30	3,0	66	100
Ceratizit	3,0	130	30	2,0	33	61
Ceratizit	3,5	130	30	2,5	38	69
Ceratizit	4,5	130	30	3,0	46	80

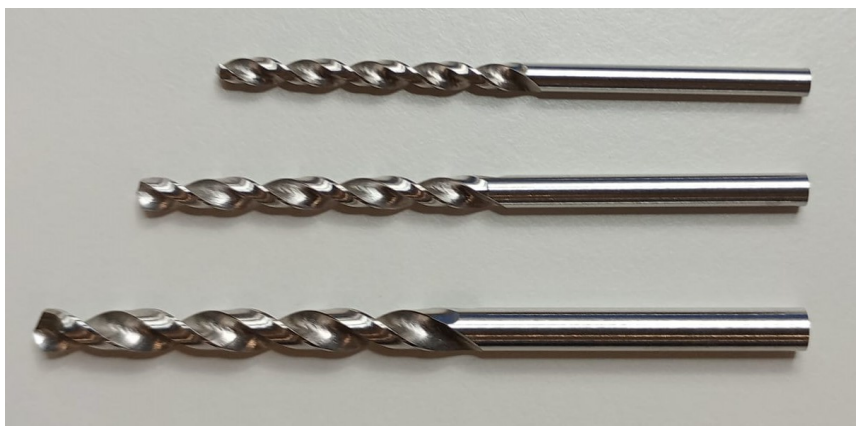


Svrkla proizvođača Ruko, s vršnim kutom od  $118^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$  se nalaze na Slici 40.



**Slika 40.** Industrijska svrdla s vršnim kutom od  $118^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$

Na Slici 41 se nalaze industrijska svrdla proizvođača Ceratizit, s vršnim kutom od  $130^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$ .



**Slika 41.** Industrijska svrdla s vršnim kutom od  $130^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$

Osim industrijskih svrdala za čelik, korištena su i svrdla za staklo i keramiku s dvije oštrice te višenamjenska svrdla s četiri oštrice [Tablica 7]. Navedena svrdla nemaju žljebove.

**Tablica 7.** Parametri svrdala bez žljebova

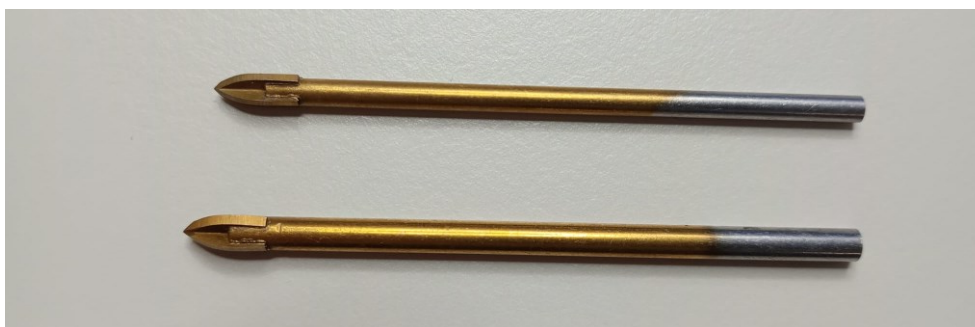
Proizvođač	Promjer svrdla $d_1$ / mm	Broj oštrica	Ukupna duljina svrdla $l_1$ / mm
Dedra	3	2	62
Dedra	4	2	65
Dedra	3	4	61,5
Dedra	4	4	63,5

Prikaz svrdala bez žlijeba, s dvije oštrice se nalazi na Slici 42.



**Slika 42. Svrkla bez žlijeba, s dvije oštrice**

Na Slici 43 se nalaze svrdla s četiri oštrice, također bez žlijeba.



**Slika 43. Svrkla bez žlijeba, s četiri oštrice**

Industrijska i medicinska svrdla opisana u ovom poglavlju su odabrana kako bi se usporedili različiti parametri na reznom dijelu svrdla i njihov utjecaj na mjerljive parametre tijekom postupka bušenja (aksijalna sila, temperatura, vrijeme bušenja).

### **7.1. Oštrenje svrdala**

Dokazano je da dugotrajno korištenje svrdla uzrokuje istrošenost oštrica. Istrošena svrdla mogu uzrokovati veće iznose sila rezanja i time zahtijevati veće vrijednosti aksijalne sile tijekom bušenja. Veća istrošenost svrdala je direktno povezana s većim zagrijavanjem kosti tijekom bušenja [28]. Iz tog razloga su se industrijska i medicinska svrdla oštrila svakih 12 bušenih provrta.

Za oštrenje industrijskih svrdala je korišten alatni stroj Drill Doctor 750X [Slika 44]. Ovaj uređaj može oštriti svrdla s promjerima u rasponu od 2,5 do 19 mm i s vršnim kutovima u rasponu od 115° do 140°.



**Slika 44. Alatni stroj za oštrenje industrijskih svrdala Drill Doctor 750X**

S obzirom na to da navedeni alatni stroj ne može oštriti svrdla s vršnim kutom nižim od  $115^\circ$ , za oštrenje medicinskih svrdala (vršni kut za korištena medicinska svrdla iznosi  $80^\circ$ ) je pripremljen postav za oštrenje [Slika 45]. Postav se sastoji od stolne brusilice proizvođača Herkules i staka za svrdla BGS 3200. Stalak ima mogućnost podešavanja većeg raspona vršnih kutova. U ovom slučaju su medicinska svrdla oštrena na vrijednost vršnog kuta od  $82^\circ$ , jer je ta vrijednost jedna od tvornički postavljenih vrijednosti na staku. Stalak može pridržavati svrdla promjera od 3 do 19 mm, tako da medicinsko svrdlo promjera 2,5 mm nije oštreno.



**Slika 45. Postav za oštrenje medicinskih svrdala**

Treba napomenuti da je medicinsko svrdlo promjera 4,5 mm prije oštrenja imalo konturno brušenu oštricu, odnosno oštrica je bila blago savijena u usporedbi sa medicinskim svrdlom promjera 3,6 mm [Slika 46].



**Slika 46. Medicinska svrdla promjera 3,6 mm (gore) i 4,5 mm (dolje) prije oštrenja**  
Nakon provedenog oštrenja, oštrica svrdla promjera 4,5 mm je sličnija oštrici svrdla promjera 3,6 mm [Slika 47].

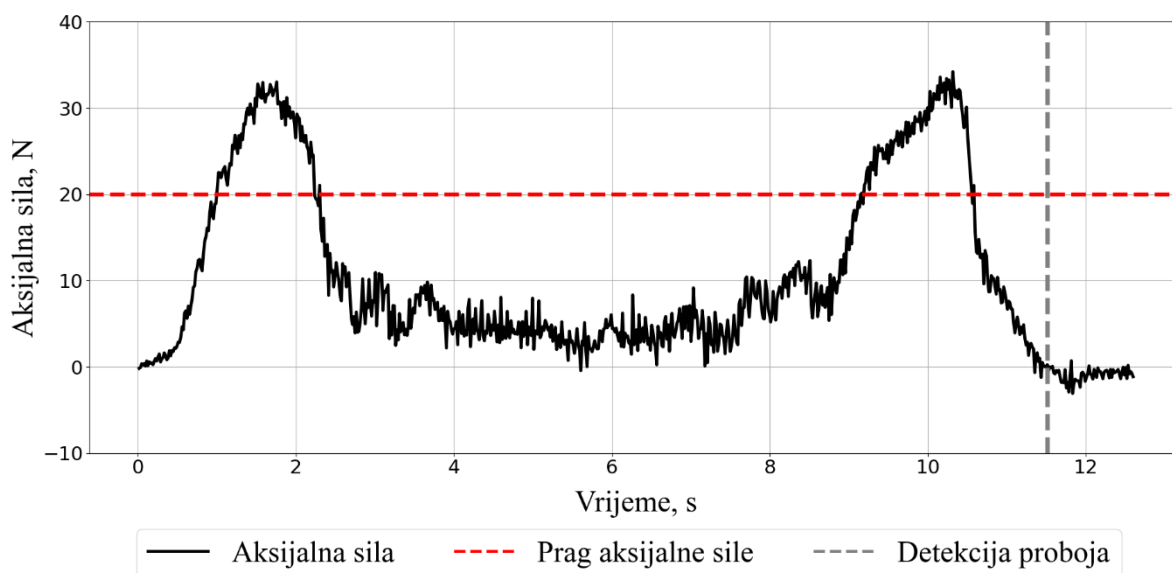


**Slika 47. Oštrica medicinskog svrdla promjera 4,5 mm nakon oštrenja**

## 8. DETEKCIJA PROBOJA

S obzirom na to da svi ispitni uzorci imaju troslojnu strukturu, moguće je na toj osnovi odrediti prag vrijednosti aksijalne sile u svrhu određivanja sloja kosti ili sintetskog uzorka u kojem se vrh svrdla nalazi. Za potrebe većeg dijela ispitivanja, vrijednost praga aksijalne sile je postavljena na 20 N [Slika 48], za sve ispitivane uzorke. Za svrdla promjera 2,5 mm je korištena vrijednost praga aksijalne sile od 15 N.

Na Slici 48 se nalazi primjer bušenja teleće lopatične kosti sa svrdlom proizvođača Ceratizit, promjera 3,5 mm, s vršnim kutom od  $130^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $25^\circ$ . Brzina vrtnje svrdla je iznosila približno 394 o/min, dok je posmična brzina iznosila 1 mm/s.



**Slika 48. Dijagram s prikazanim pragom aksijalne sile i detekcijom proboja**

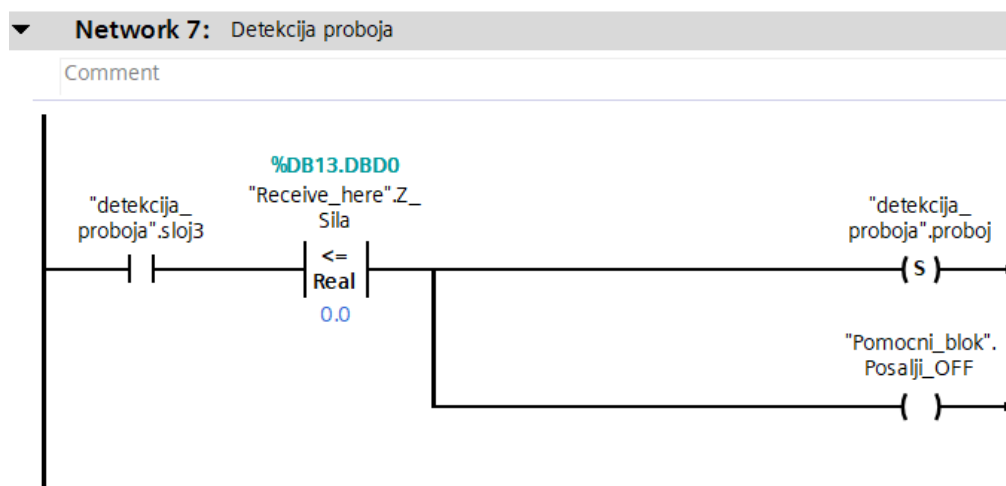
Potreba za postavljanjem praga za aksijalnu silu proizlazi iz toga što proboj treba detektirati kod bušenja posljednjeg (trećeg) sloja, kako se proboj ne bi detektirao u središnjem sloju, gdje se očekuju niže aksijalne sile. Za potrebe detekcije pojedinog sloja i detekcije proboja je napisan LAD kod u TIA Portalu. Kod se nalazi na poveznici u prilogu.

Senzor sile kod proboja svrdla kroz materijal često detektira negativne vrijednosti aksijalne sile, kao što je slučaj na Slici 48. Ova pojava nastaje iz dva razloga:

- Kada svrdlo probije posljednji sloj materijala, naprezanja i deformacije nakupljene u materijalu naglo se oslobađaju. Ovo može rezultirati povratnom reakcijom u suprotnom smjeru od aksijalne sile na svrdlu.

- Svrdlo se nakon detekcije proboja povlači iz materijala. S povlačenjem svrdla, odvojene čestice zaostale u žljebovima mogu dirati stijenku provrta te uzrokovati sile koje djeluju suprotno od smjera aksijalne sile na svrdlu.

Program detektira proboj, barem teoretski, u trenutku kada očitana aksijalna sila padne ispod 0 N [Slika 49]. Na dijagramu prikazanom na Slici 48 može se primijetiti da detekcija proboja malo kasni. Kašnjenje može nastati zbog procesiranja unutar PLC-a, budući da PLC izvršava svoje blokove unutar vremenskog ciklusa obrade. Osim toga, kašnjenje u detekciji proboja može biti posljedica latencije u TCP komunikaciji između PLC-a i računala, kao i visokim opterećenjem radne memorije ili procesora u računalu. Potencijalno rješenje za kasnu detekciju proboja može biti implementacija algoritma koji prati gradijent aksijalne sile tijekom bušenja. Umjesto oslanjanja isključivo na apsolutnu vrijednost sile, algoritam bi detektirao nagle promjene u njenoj brzini opadanja (negativni gradijent), što je često karakteristično za trenutak proboja.



Slika 49. Dio koda za detekciju proboja

S detekcijom proboja se šalje podatak na računalo putem TCP protokola. Računalo, izvršavanjem *Python* skripte, sprema taj podatak u datoteku u CSV formatu zajedno s pripadajućom vremenskom oznakom.

## 9. ISPITIVANJE UTJECAJA POSMIČNE BRZINE NA AKSIJALNU SILU I TEMPERATURU

Prvi režim bušenja koji se provodio je bio režim bušenja istom brzinom vrtnje svrdla kroz sva ispitivanja, uz različite posmične brzine.

Za iznos brzine vrtnje svrdla je odabrana vrijednost od 393,94 o/min, odnosno približno 394 o/min. Ova vrijednost brzine vrtnje svrdla se dobije množenjem zadane vrijednosti na Medtronic sustavu za bušenje od 13000 o/min s vrijednošću prijenosnog omjera koja iznosi 1:33. Vrijednost brzine vrtnje svrdla od 394 o/min je odabrana jer se tijekom ispitivanja pokazalo da većina svrdala pri ovoj brzini vrtnje učinkovito buši sve ispitne uzorke.

Za svaku vrijednost posmične brzine istim svrdlom su se provodila po tri ispitivanja, odnosno dvanaest ispitivanja svakim svrdlom po svakom ispitivanom materijalu.

Dosadašnja istraživanja su pokazala da veća aksijalna sila te veća posmična brzina uzrokuju niže temperature kosti.

Prema [29], veće aksijalne sile i veće posmične brzine uzrokovale su manji porast temperature kosti. Ehrenfreund [17] te Augustin i sur. [30] zaključuju da postoji značajna negativna korelacija između porasta temperature i povećanja posmaka, odnosno posmične brzine. Bachus i sur. [31] zaključuju da se povećanjem aksijalne sile smanjuje trajanje visoke temperature u goveđim kostima. Porast aksijalne sile s 2 kg na 6 ili 12 kg značajno snižava porast temperature tijekom bušenja [13]. Sezek i sur. [32] su zaključili da je temperatura goveđih kostiju niža kod većih posmičnih brzina, pri svim primjenjivanim brzinama vrtnje. Također, veća aksijalna sila rezultira nižom temperaturom kosti.

Tablično su ispisani rezultati mjerenih vrijednosti (prosječna najviša aksijalna sila, prosječno vrijeme bušenja, prosječan porast temperature, prosječna najviša temperatura) za svako svrdlo kojim su se provodila ispitivanja.

Prosječna najveća aksijalna sila (za tri provedena postupka bušenja istim svrdlom i istom posmičnom brzinom) računa se prema izrazu:

$$F_{a,pn} = \frac{F_{an,1} + F_{an,2} + F_{an,3}}{3} \quad (5)$$

Gdje je:

$F_{an,i}$  N najveća zabilježena aksijalna sila za pojedini postupak bušenja

Vrijeme bušenja se u postupcima bušenja računalo kao vrijeme od trenutka u kojem aksijalna sila naraste iznad 0,5 N do trenutka detekcije proboja:

$$t_p = \frac{(t_{dp,1} - t_{0,5N,1}) + (t_{dp,2} - t_{0,5N,2}) + (t_{dp,3} - t_{0,5N,3})}{3} \quad (6)$$

Gdje je:

$t_{dp,i}$  s vrijeme u kojem je zabilježena detekcija proboja u pojedinom postupku bušenja

$t_{0,5N,i}$  s vrijeme u kojem je aksijalna sila prvi put tijekom pojedinog postupka bušenja veća od 0,5 N

Prosječna najviša (maksimalna) temperatura računa se prema jednadžbi:

$$T_{pn} = \frac{T_{n,1} + T_{n,2} + T_{n,3}}{3} \quad (7)$$

Gdje je:

$T_{n,i}$  °C najviša zabilježena temperatura za pojedini postupak bušenja

Prosječno povišenje (porast) temperature računa se prema:

$$\Delta T_p = \frac{(T_{n,1} - T_{p,1}) + (T_{n,2} - T_{p,2}) + (T_{n,3} - T_{p,3})}{3} \quad (8)$$

Gdje je:

$T_{p,i}$  °C početna (prva zabilježena) temperatura uzorka u procesu bušenja

U analizi rezultata provedenih bušenja, prosječna maksimalna temperatura nije uspoređivana s utvrđenom graničnom vrijednošću iznad koje dolazi do pojave termičke osteonekroze (47 °C) jer je bušenim uzorcima početna temperatura bila jednaka temperaturi prostorije (oko 24 °C). Da su uzorci imali početnu temperaturu jednaku tjelesnoj temperaturi čovjeka (oko 37 °C), zabilježene maksimalne temperature bi bile više. Kao validniji parametar za usporedbu korišten je prosječan porast temperature.

Svaka tablica predstavlja skupinu svrdala. Svrdla su grupirana po zajedničkom parametru, kutu uspona žlijeba.

Prvi uzorak na kojem su se provodila ispitivanja bušenjem različitim posmičnim brzinama je teleća lopatična kost. Kost je bušena samo na dijelovima koji imaju troslojnu strukturu. Troslojna struktura se uglavnom nalazi po obodima kosti. Središnji dio teleće lopatične kosti je tanak, debljine svega do 4 mm i čini ga samo kortikalno tkivo.

### **9.1.1. Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°**

Prva skupina svrdala s kojima su se provodila ispitivanja je skupina s kutom uspona žlijeba od 25° [Tablica 8].



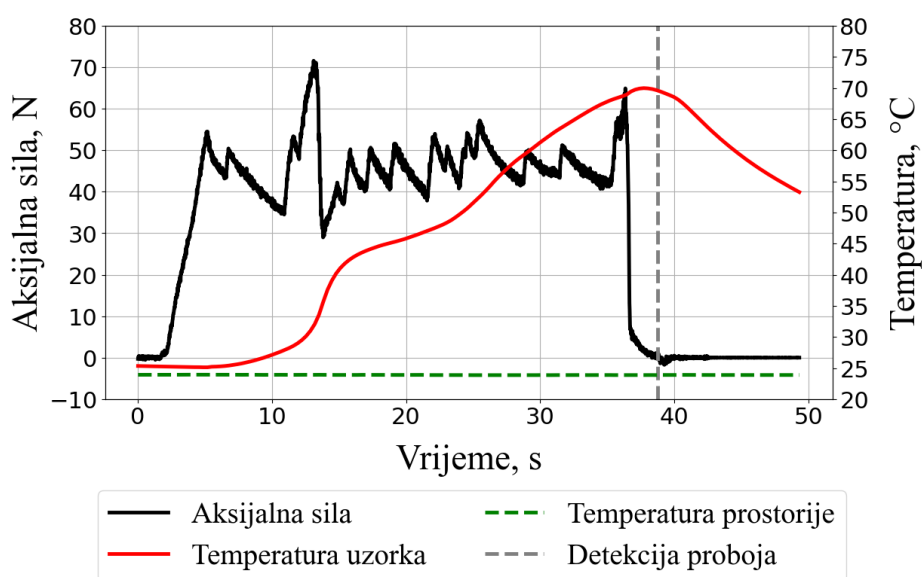
**Tablica 8. Rezultati bušenja teleće kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°, n = 394 o/min**

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C			
				$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C			
				$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s			
				0,5	1	2	3	0,5	1	2	3
Nepoz	3,5	118	2,5	63,59	71,32	68,86	73,81	12,97	16,21	10,28	9,21
				27,38	24,09	15,40	21,80	41,04	40,02	34,78	32,96
Alpen	4,5	118	3	44,08	44,12	42,92	57,86	2,96	2,62	1,9	1,72
				18,25	8,75	5,24	3,03	26,37	24,78	24,25	23,49
Cerazit	2,5	130	2	16,11	32,45	42,43	43,09	5,11	5,24	5,86	5,14
				18,50	12,08	5,59	7,80	27,17	27,99	28,76	25,64
	3,5		3	26,62	33,92	48,06	48,15	8,21	9,44	5,18	3,09
				16,89	11,65	3,78	2,30	29,82	31,11	26,42	24,35
	4,5		3	33,63	56,18	62,48	57,2	8,41	9,7	3,45	2,2
				23,80	14,21	5,59	4,26	31,19	32,13	23,64	22,98
Bosch	2,5	135	1,5	32,71	32,66	52,41	37,18	6,94	7,95	3,5	2,4
				10,71	7,69	3,75	4,23	30,19	31,22	26,72	24,35
	3,5		2,5	25,48	31,76	40,11	37,53	4,79	3,45	2,94	4,08
				11,60	5,05	5,16	3,06	27,06	24,21	23,76	24,52
	4,5		3	24,84	36,09	47,13	55,23	4,21	4,37	3,52	2,39
				15,60	5,41	3,60	2,39	26,21	25,73	25,40	24,11

Iz dobivenih rezultata može se zaključiti da svrdlo nepoznatog proizvođača, promjera 3,5 mm ima najdulje prosječno vrijeme bušenja pri svim posmičnim brzinama. Navedeno svrdlo ima najdulji rezni dio, kao i najveću ukupnu duljinu. Svrdlo proizvođača Alpen, promjera 4,5 mm uz isti vršni kut ima značajno kraća vremena bušenja, kao i značajno niža prosječna povećanja temperature.

Veće posmične brzine uglavnom uzrokuju niža povećanja temperature tijekom bušenja. Postoji manji broj iznimki, gdje je temperatura imala veći porast pri posmičnoj brzini od 1 mm/s nego pri 0,5 mm/s, no treba napomenuti da debljina kosti varira te da je to moguć razlog za ovu pojavu. Bušenje deblje kosti znači dulje vrijeme bušenja, te time i dulji period generiranja topline.

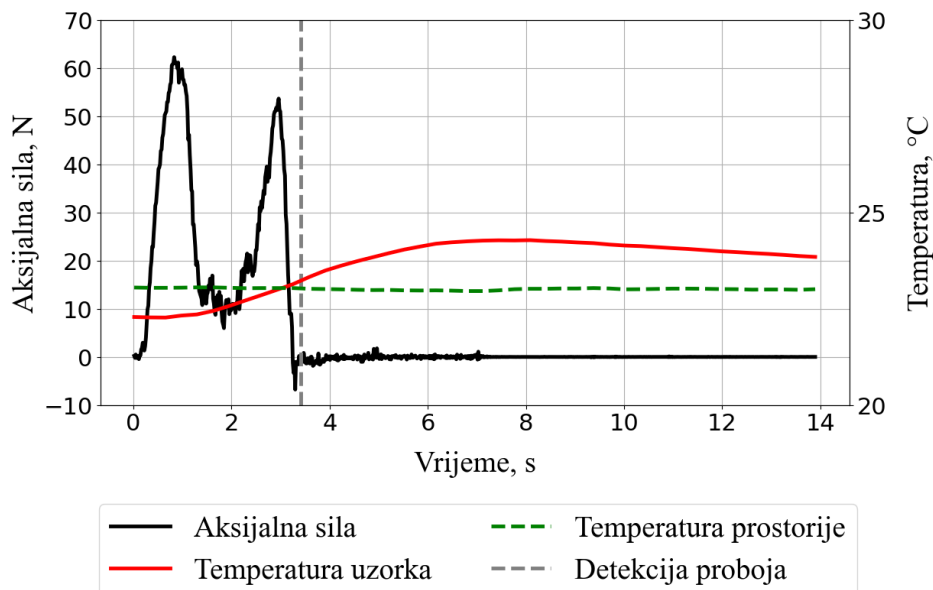
Najveći porast temperature je uzrokovalo svrdlo nepoznatog proizvođača promjera 3,5 mm pri posmičnoj brzini od 1 mm/s [Slika 50].



**Slika 50.** Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $v_f = 1 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )

Na Slici 50 se može uočiti „valoviti“ prikaz aksijalne sile u kortikalnim slojevima kosti. Uz primijenjeno svrdlo nije moguće ostvariti konstantnu posmičnu brzinu. Od svih korištenih svrdala, navedeno svrdlo ima najveću ukupnu duljinu (164 mm). Dugačka svrdla su fleksibilnija, što dovodi do blagog savijanja tijekom bušenja. To smanjuje efikasnost prijenosa sile na rezni dio svrdla. Također se može zaključiti da se najviša temperatura ostvaruje tek nakon detekcije proboja, odnosno nakon završetka bušenja kosti.

Svrdlo proizvođača Alpen, promjera 4,5 mm uzrokuje najmanji prosječni porast temperature kosti, pri posmičnoj brzini od 3 mm/s [Slika 51].



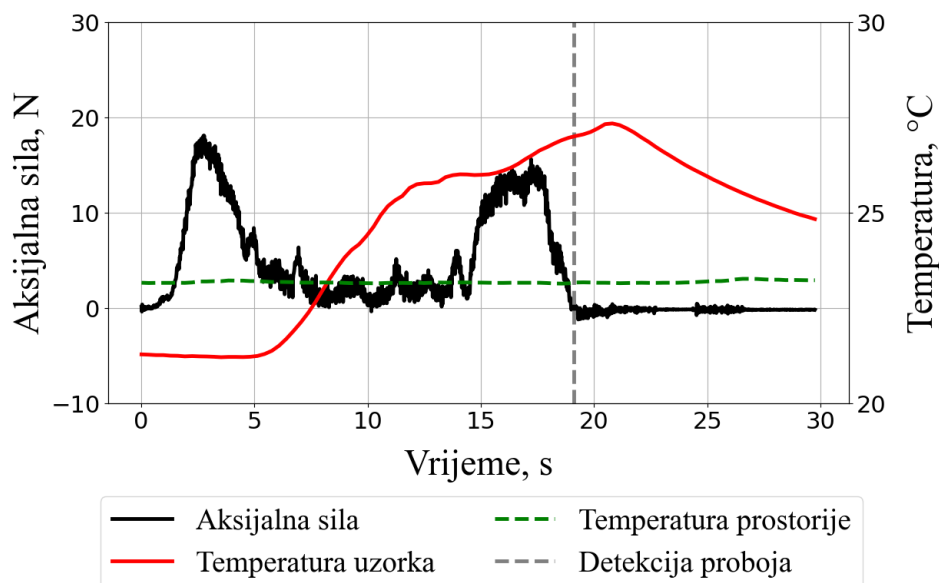
**Slika 51. Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $v_f = 3 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 4,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )**

Svrkla s vršnim kutom od  $135^\circ$  uglavnom uzrokuju nešto niže aksijalne sile i temperature, od svrdala s vršnim kutom od  $130^\circ$ .

Vrijednosti aksijalnih sila uglavnom za sva svrdla rastu s porastom posmične brzine do  $2 \text{ mm/s}$ . S porastom posmične brzina s  $2$  na  $3 \text{ mm/s}$  vrijednosti blago rastu, ostaju približno iste ili čak padaju, ovisno o svrdlu.

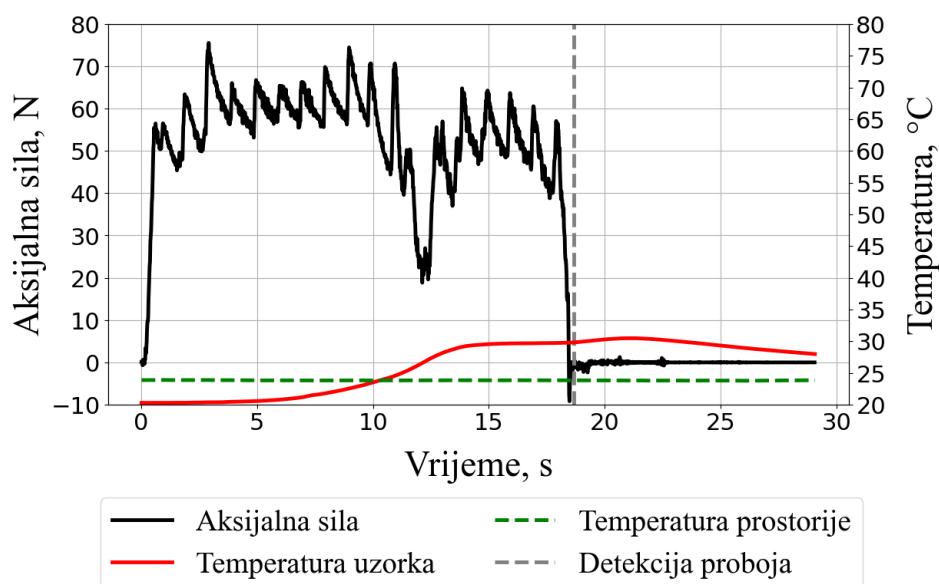
Analizirajući rezultate za svrdla s vršnim kutom od  $135^\circ$  može se zaključiti da je za porast aksijalne sile, osim promjera svrdla, zaslužna i širina žlijeba. Svrdla sa širim žlijebom su ostvarivala niže iznose aksijalnih sila, unatoč većem promjeru svrdla. Širi žlijeb na svrdlu omogućuje učinkovitije odvođenje odvojenih čestica tijekom bušenja.

Najmanja prosječna vrijednost najvećih izmjerenih aksijalnih sila je zabilježena primjenom svrdla promjera  $2,5 \text{ mm}$  s vršnim kutom od  $130^\circ$  [Slika 52].



**Slika 52.** Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 2,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 130^\circ$ )

Najveću prosječnu vrijednost najvećih izmjerenih aksijalnih sila je postiglo svrdlo promjera 3,5 mm s vršnim kutom od  $118^\circ$  [Slika 53].



**Slika 53.** Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $v_f = 3 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )

Valovita linija u kortikalnim slojevima kosti na Slici 53 ukazuje na to da je bušenje moglo proteći brže, da je postav mogao realizirati veće aksijalne sile. Iz tog razloga se u nastavku rada neće posebno analizirati najveći iznosi postignutih aksijalnih sila.

### 9.1.2. Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°

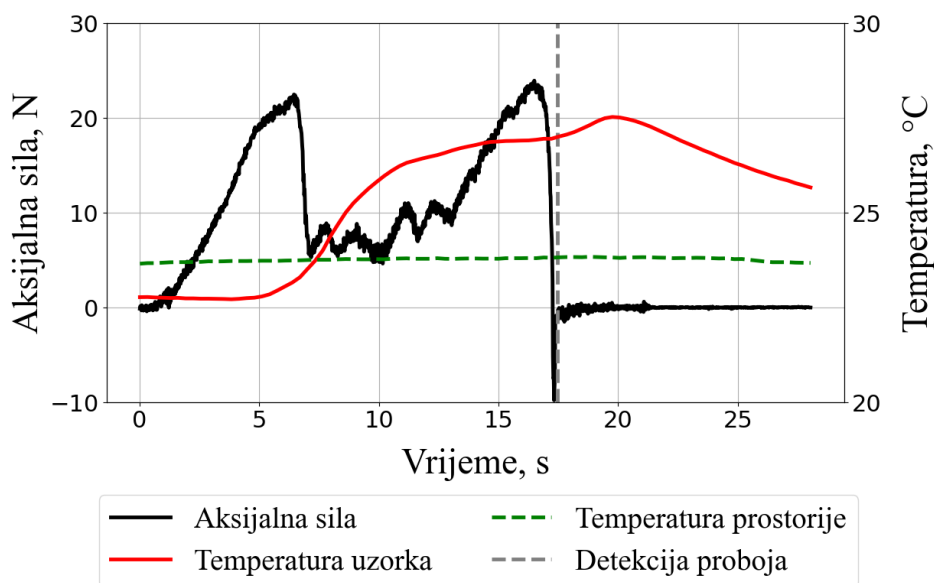
Nakon bušenja industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°, uslijedilo je ispitivanje industrijskih svrdala s kutom uspona žlijeba od 30° [Tablica 9].

**Tablica 9. Rezultati bušenja teleće kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°, n = 394 o/min**

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C			
				$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C			
				$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s			
				0,5	1	2	3	0,5	1	2	3
Ruko	3	118	2	32,06	48,09	53,51	62,40	4,43	3,18	2,35	3,16
				16,76	14,35	7,91	12,79	28,36	25,98	26,65	26,60
	3,5		2,5	33,58	45,40	63,25	60,07	3,22	3,42	3,02	3,10
				23,60	9,77	9,66	6,83	27,17	25,38	26,16	25,32
	4,5		3	39,30	46,04	56,19	39,37	6,71	6,65	2,37	2,28
				10,81	11,40	4,46	2,38	28,44	30,15	26,09	26,76
Cerazit	3	130	2	28,30	54,25	56,06	53,17	5,24	5,93	2,75	2,44
				13,68	7,38	5,32	5,90	28,21	28,48	26,11	25,38
	3,5		2,5	31,48	35,12	51,94	50,32	5,91	3,51	5,10	1,70
				10,60	11,45	4,02	3,45	27,92	26,07	26,89	24,40
	4,5		3	29,94	38,51	53,82	54,37	3,52	2,71	2,02	1,97
				16,64	7,65	4,28	4,93	28,00	25,91	25,56	24,98

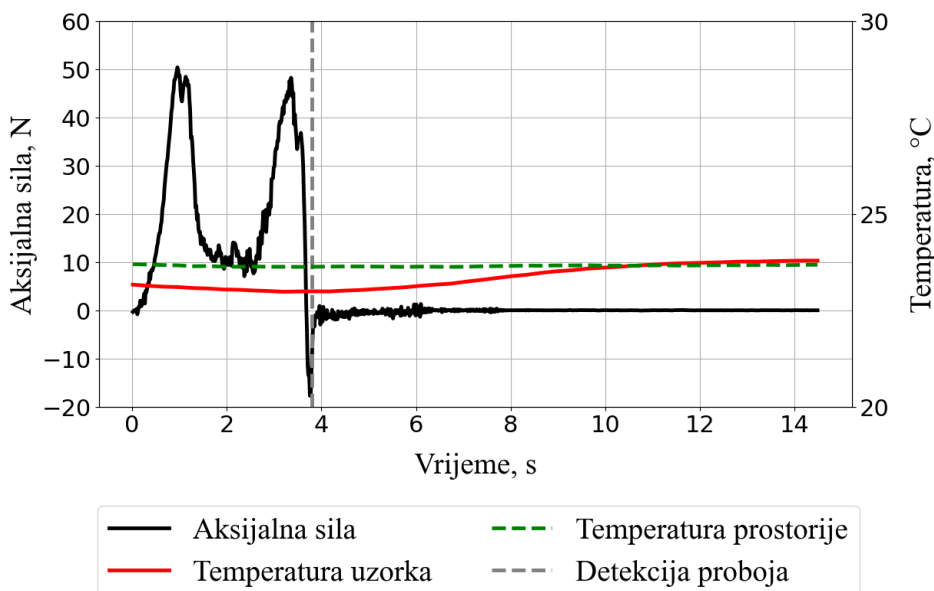
Svrkla s vršnim kutom od 130° uglavnom uzrokuju nešto niže prosječne vrijednosti najveće izmjerene aksijalne sile i prosječnog porasta temperature u odnosu na svrdla s vršnim kutom od 118°. Bušenje većim posmičnim brzinama i u ovom slučaju uzrokuje niže temperature kosti. Svrkla s kutom uspona žlijeba od 30° uzrokuju manji porast temperature kosti u odnosu na svrdla s kutom uspona žlijeba od 25°.

Najmanja prosječna vrijednost najvećih izmjerenih aksijalnih sila je zabilježena primjenom svrdla promjera 3 mm s vršnim kutom od  $130^\circ$  [Slika 54].



**Slika 54.** Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3 \text{ mm}$ ,  $\omega = 30^\circ$ ,  $2\varphi = 130^\circ$ )

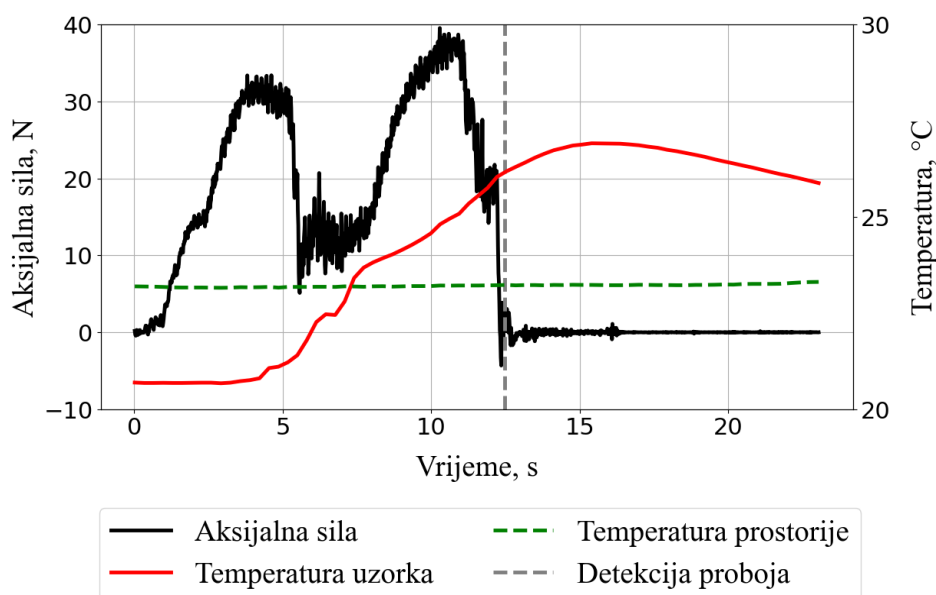
Najmanji porast temperature kod svrdala s kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$  je zabilježen kod svrdla s vršnim kutom od  $130^\circ$ , promjera 3,5 mm, pri posmičnoj brzini od 3 mm/s [Slika 55].



**Slika 55.** Bušenje teleće lopatične kosti industrijskim svrdlom ( $v_f = 3 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 30^\circ$ ,  $2\varphi = 130^\circ$ )

Vrijednosti aksijalnih sila uglavnom za sva svrdla rastu s porastom posmične brzine do 2 mm/s. S porastom posmične brzine s 2 na 3 mm/s uglavnom ne dolazi do značajnije promjene u vrijednosti aksijalne sile. Najviši porast temperature kod svrdala s kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$

je zabilježen kod svrdla promjera 4,5 mm s vršnim kutom od  $118^\circ$ , pri posmičnoj brzini od 0,5 mm/s [Slika 56].



Slika 56. Bušenje teleće lopatične kosti ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 4,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 30^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )

### 9.1.3. Bušenje teleće lopatične kosti medicinskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od $15^\circ$

Rezultati bušenja medicinskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od  $15^\circ$  prikazani su u Tablici 10.

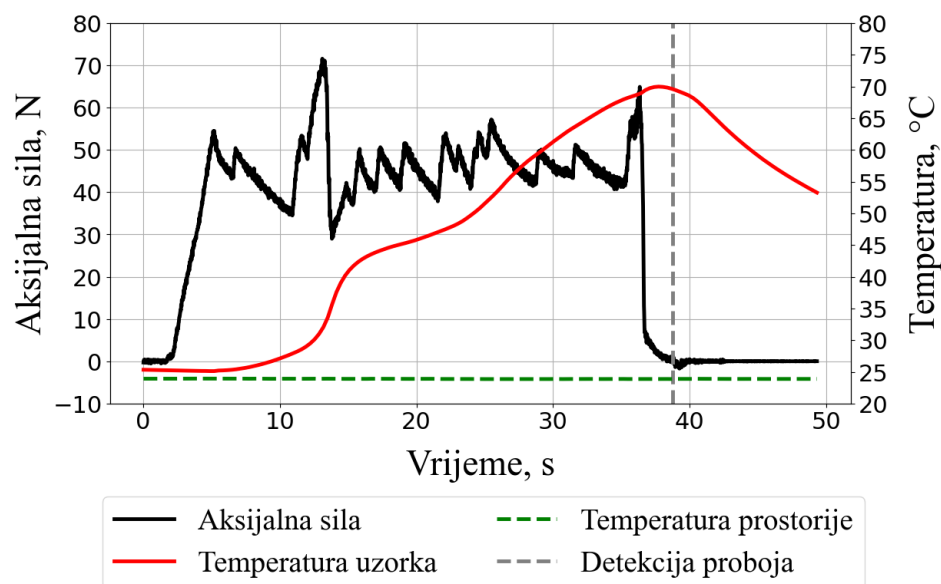
Tablica 10. Rezultati bušenja teleće lopatične kosti medicinskim svrdlima,  $n = 394 \text{ o/min}$

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C			
				$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C			
				$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s			
				0,5	1	2	3	0,5	1	2	3
B. Braun	2,5	80	1,6	74,14	Neučinkovito bušenje.			36,85			
				49,32				63,39			
Nepozna	3,6	82	2,8	54,16	69,04	67,64	62,54	8,64	4,85	11,75	13,83
				16,95	9,93	9,96	10,44	32,44	28,62	35,99	37,6
B. Braun	4,5	80	3	65,23	Neučinkovito bušenje.			24,44			
				81,29				50,77			

Svrkla proizvođača B.Braun, iako potpuno nova, otežano buše kortikalne slojeve kosti. Bušenje teleće kosti nije bilo moguće provesti zadanim posmičnim brzinama (i uz zadanu brzinu vrtnje svrdla), što pokazuje i vrijeme bušenja za navedena svrdla. Jedan od razloga za otežano bušenje je svakako brzina rezanja ( $v_c$ ). Brzina rezanja je, kao što je navedeno u poglavlju 3, definirana kao umnožak brzine vrtnje svrdla  $n$ , matematičke konstante  $\pi$  i promjera svrdla  $d_1$ . S obzirom na to da je vršni kut medicinskih svrdala ( $82^\circ$ ) manji u odnosu na industrijska (od  $118^\circ$  do  $135^\circ$ ), može se zaključiti:

- Poprečna oštrica medicinskog svrdla je udaljenija od punog promjera svrdla u odnosu na industrijska svrdla.
- Medicinsko svrdlo u početku buši niskim brzinama rezanja zbog malih iznosa promjera pri vrhu svrdla.
- Zbog niskih brzina rezanja, za bušenje medicinskim svrdlima su potrebne veće aksijalne sile nego kod industrijskih svrdala.

Svrklu promjera 2,5 mm je za bušenje prolaznog provrta kroz teleću lopatičnu kost trebalo u prosjeku gotovo 50 sekundi [Slika 57].

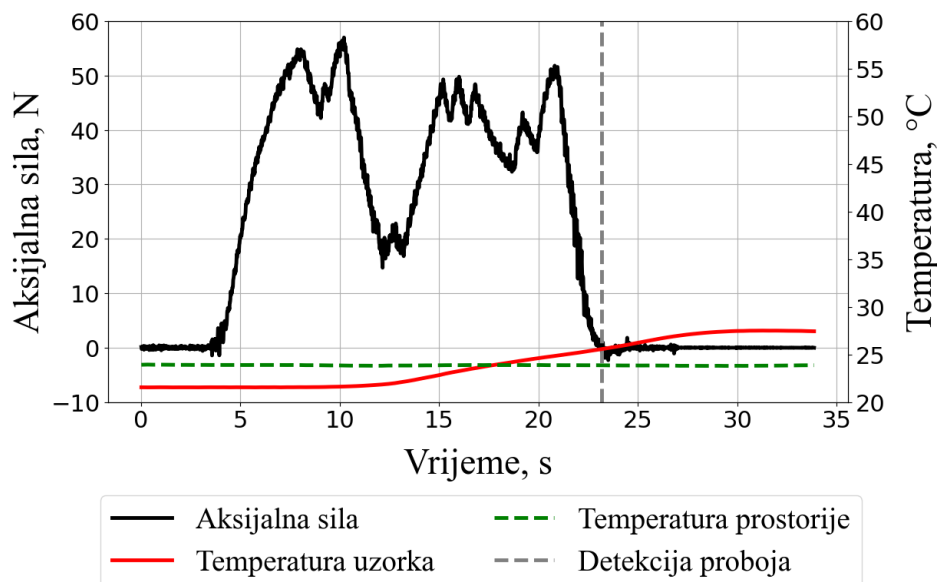


**Slika 57.** Bušenje teleće lopatične kosti medicinskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 2,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 15^\circ$ ,  $2\varphi = 80^\circ$ )

Medicinskom svrdlu promjera 4,5 mm je u prosjeku bilo potrebno više od 80 sekundi za probušiti provrt na telećoj kosti.



Medicinsko svrdlo promjera 3,6 mm, nepoznatog proizvođača učinkovito buši teleću lopatičnu kost pri nižim posmičnim brzinama [Slika 58]. Bušenje navedenim medicinskim svrdlom rezultira značajno nižim temperaturama u odnosu na svrdla proizvođača B. Braun.



Slika 58. Bušenje teleće lopatične kosti medicinskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,6 \text{ mm}$ ,  $\omega = 15^\circ$ ,  $2\varphi = 80^\circ$ )

Pri višim zadanim posmičnim brzinama, 2 i 3 mm/s, medicinsko svrdlo promjera 3,6 mm zadržava isto vrijeme bušenja kao pri nižoj posmičnoj brzini od 1 mm/s, što sugerira da svrdlo manje učinkovito vrši bušenje pri većim posmičnim brzinama (uz zadanu brzinu vrtnje od 394 o/min).

#### 9.1.4. Usporedba medicinskog svrdla promjera 3,6 mm s industrijskim svrdlima sličnog promjera kod bušenja teleće lopatične kosti

Radi bolje preglednosti, ponovo će biti ispisani rezultati ostvareni bušenjem medicinskim svrdlom promjera 3,6 mm te industrijskim svrdlima promjera 3,5 mm. Za usporedbu će poslužiti posmična brzina od 0,5 mm/s [Tablica 11].

Tablica 11. Usporedba rezultata medicinskog i industrijskih svrdala kod bušenja teleće kosti

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijeba $\omega$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N	$\Delta T_p$ / °C
					$t_p$ / s	$T_{pn}$ / °C
					$v_f = 0,5$ mm/s	$v_f = 0,5$ mm/s
Nepoznat	3,6	82	15	2,8	54,16	8,64
					16,95	32,44
Nepoznat	3,5	118	25	2,5	63,59	12,97
					27,38	41,04
Ceratzit	3,5	130	25	3	26,62	8,21
					16,89	29,82
Bosch	3,5	135	25	2,5	25,48	4,79
					11,60	27,06
Ruko	3,5	118	30	2,5	33,58	3,22
					23,60	27,17
Ceratzit	3,5	130	30	2,5	31,48	5,91
					10,60	27,92

Prema rezultatima iznesenim u Tablici 11, najmanje iznose aksijalnih sila ostvaruje svrdlo s vršnim kutom od  $135^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $25^\circ$ . Najmanji prosječan porast temperature nastaje upotrebom svrdla s vršnim kutom od  $118^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$ . Najkraće prosječno trajanje bušenja ostvaruje svrdlo s vršnim kutom od  $130^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$ . Ako se iz kategorije industrijskih svrdala izuzme dugačko svrdlo nepoznatog proizvođača, može se zaključiti da medicinsko svrdlo generira najviše topline tijekom bušenja te da ostvaruje daleko najvišu aksijalnu silu.

## 9.2. Bušenje PETG materijala

Nakon teleće lopatične kosti, uslijedilo je bušenje imitacije kosti načinjene od PETG materijala, opisane u potpoglavlju 5.2.

### 9.2.1. Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°

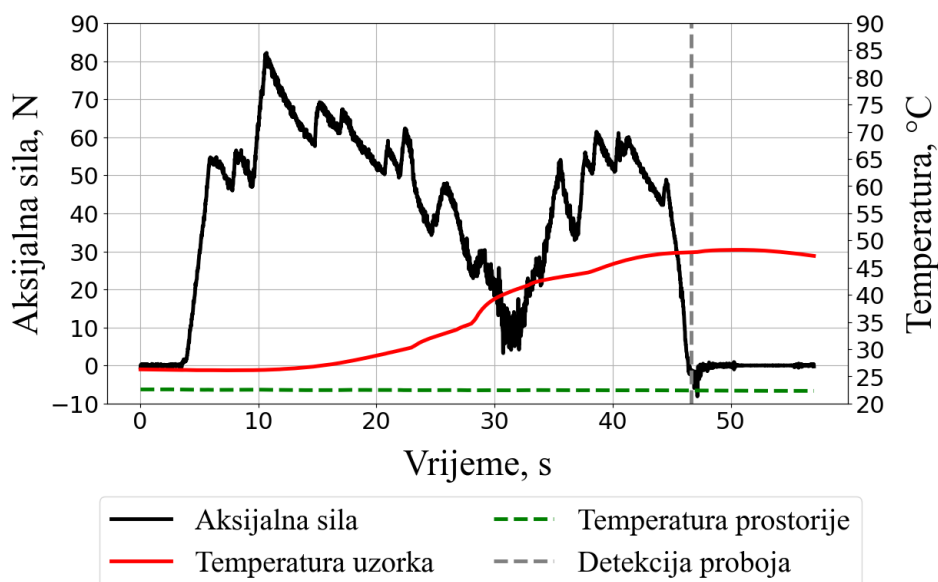
Uzorak je prvo bušen industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25° [Tablica 12].

**Tablica 12. Rezultati bušenja PETG ploče industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°, n = 394 o/min**

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C					
				$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C					
				$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s					
				0,5	1	2	3	0,5	1	2	3		
Nepoznat	3,5	118	2,5	74,52	Neučinkovito bušenje.				27,46				
				45,55					53,00				
Alpen	4,5	130	3	59,26	66,39	70,19	67,74	19,95	15,34	17,07	16,91		
				23,03	14,13	9,44	8,91	45,26	39,89	43,95	43,18		
Ceratizit	2,5	130	2	16,85	21,49	39,18	51,21	30,85	25,31	18,79	19,99		
				21,24	12,15	4,85	3,97	55,34	49,77	45,00	45,75		
	3,5		3	28,21	33,20	46,47	56,96	22,42	22,46	14,48	19,16		
				18,49	9,36	4,63	3,53	48,65	48,34	40,28	44,42		
	4,5		3	40,14	54,45	75,85	94,01	28,81	23,54	19,25	16,58		
				20,30	9,97	5,40	4,29	54,21	49,88	45,51	41,94		
Bosch	2,5	135	1,5	32,54	37,69	54,43	68,12	21,36	22,48	18,30	12,15		
				18,24	9,27	4,93	3,46	46,61	50,22	44,87	39,77		

3,5	2,5	35,66	47,76	64,24	72,08	30,12	19,73	20,14	12,28
		18,92	9,28	5,09	3,52	58,78	46,66	45,98	39,87
4,5	3	48,97	48,86	49,24	57,21	22,97	18,01	15,18	18,02
		19,23	9,33	4,80	3,24	49,83	47,00	42,48	47,41

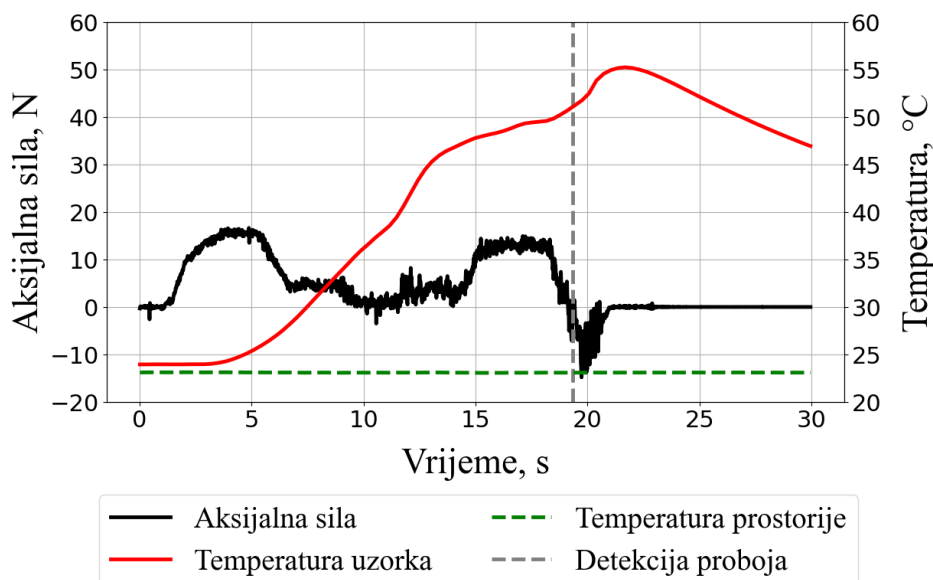
Iz podataka u Tablici 12 se jasno može zaključiti da se polimerni materijal PETG zagrijava znatno više od teleće lopatične kosti. Vrijednosti postignutih aksijalnih sila su slične onima na telećoj lopatičnoj kosti. Svrđlo nepoznatog proizvođača, promjera 3,5 mm je neučinkovito bušilo PETG materijal. Bušenje nije moglo biti izvedeno zadanom posmičnom brzinom, što se prepoznaje po valovitoj strukturi aksijalne sile u kortikalnim slojevima [Slika 59].



**Slika 59.** Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )

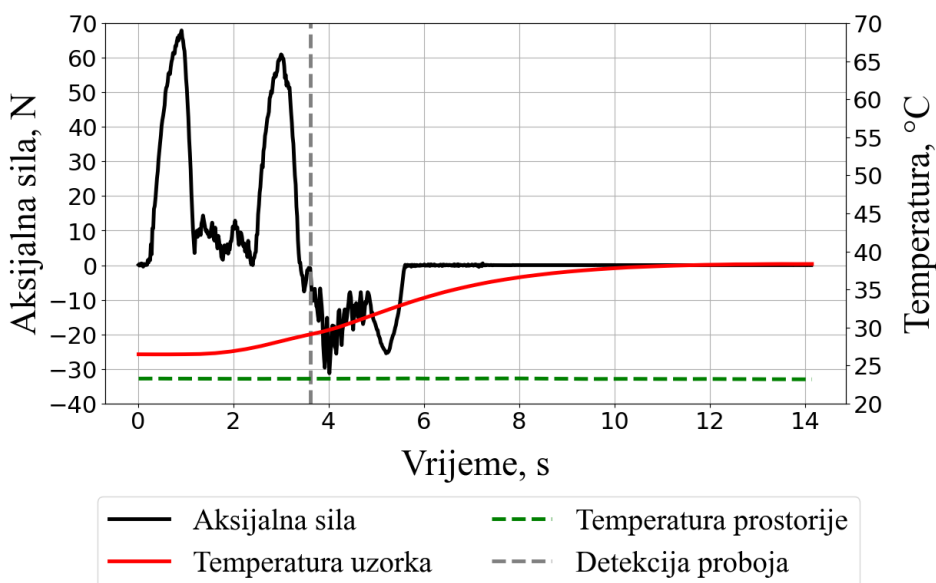
Na Slici 59 se može primijetiti velika ovisnost mehaničkih svojstava PETG materijala o temperaturi. Prvi i treći sloj ispisanog uzorka, koji imitiraju kortikalne slojeve kosti, su napravljeni istima. No, uslijed zagrijavanja materijala tijekom procesa bušenja, treći sloj ispisanog uzorka svrdlu pruža manji otpor, te je za prolazak svrdla kroz treći sloj materijala potrebna manja aksijalna sila i manje vremena.

Svrđla većeg promjera uglavnom uzrokuju veće aksijalne sile, osim kod svrdala proizvođača Bosch za posmične brzine 2 i 3 mm/s. Najmanje vrijednosti aksijalnih sila su zabilježene primjenom svrdla promjera 2,5 mm s vršnim kutom od  $130^\circ$  [Slika 60].



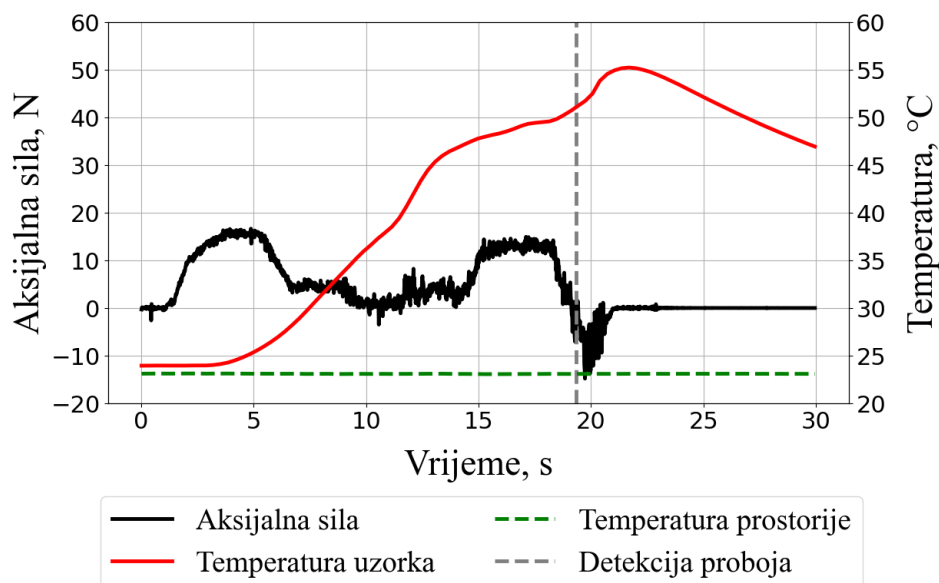
Slika 60. Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 2,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 130^\circ$ )

Materijal PETG se, kao i teleća lopatična kost, više zagrijava bušenjem nižim posmičnim brzinama. Temperatura je najmanje rasla upotrebom svrdla promjera 2,5 mm s vršnim kutom od  $135^\circ$ , pri posmičnoj brzini od 3 mm/s [Slika 61].



Slika 61. Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $v_f = 3 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 2,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 135^\circ$ )

Najveći porast temperature je postiglo svrdlo promjera 2,5 mm s vršnim kutom od  $130^\circ$  [Slika 62].



**Slika 62.** Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 2,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 130^\circ$ )

Značajniji pad sile u negativno područje nakon detekcije proboja, kao što je na Slici 62, se događao vrlo često na PETG materijalu. Razlog je u česticama koje nastaju tijekom bušenja, a koje se često ne odvoje potpuno od materijala. Uslijed povlačenja svrdla iz provrta prema gore, svrdlo povuče takve neodvojene čestice i to senzor registrira kao sile koje djeluju suprotno od aksijalne sile svrdla.

### 9.2.2. Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od $30^\circ$

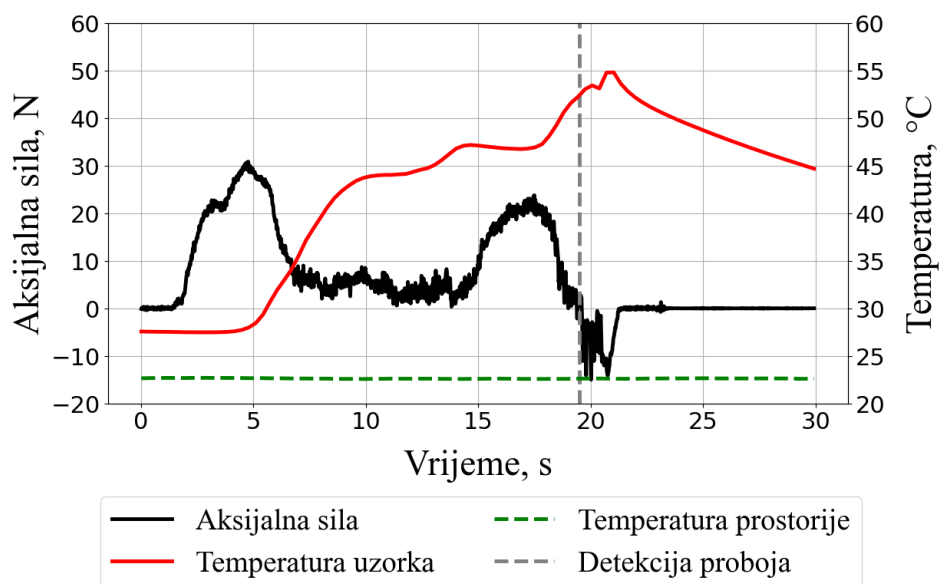
Nakon bušenja svrdlima s kutom uspona žlijeba od  $25^\circ$ , uslijedilo je bušenje svrdlima s kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$  [Tablica 13].

**Tablica 13.** Rezultati bušenja PETG ploče industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$ ,  $n = 394 \text{ o/min}$

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C			
				$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C			
				$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s			
				0,5	1	2	3	0,5	1	2	3
Ruko	3	118	2	32,03	46,36	53,38	61,03	25,90	19,02	13,34	16,07
				18,88	9,78	6,07	4,90	52,99	45,73	38,72	41,47

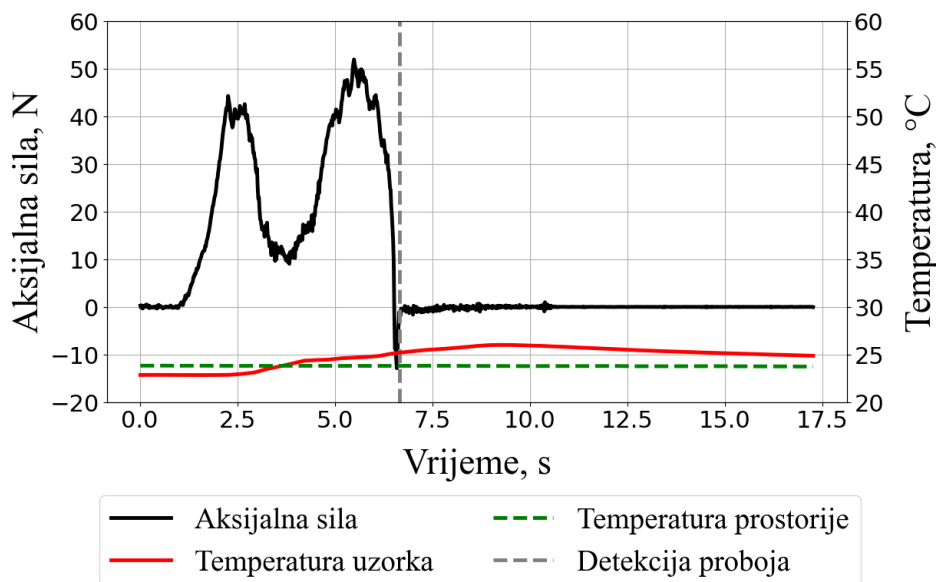
	3,5	2,5	31,60	39,88	58,13	64,66	22,90	23,15	21,43	15,77
			19,44	8,03	5,54	4,45	48,49	50,54	47,97	42,67
	4,5	3	51,81	59,19	63,42	62,09	25,93	23,36	22,13	22,05
			19,36	12,00	8,47	7,53	52,22	48,88	49,05	48,29
Cerazit	3	2	31,77	38,43	55,20	67,14	26,17	19,15	11,37	8,16
			19,40	9,11	4,69	3,65	52,71	46,43	37,11	33,60
	3,5	2,5	46,05	56,08	63,39	83,31	19,01	19,55	7,13	12,12
			19,49	10,30	5,96	4,22	45,42	45,86	33,88	37,24
	4,5	3	49,57	64,75	85,27	95,78	20,61	16,43	15,04	16,56
			19,67	9,82	4,99	3,51	46,60	44,27	41,99	42,92

Najmanja prosječna vrijednost najviših izmjerenih aksijalnih sila je postignuta korištenjem svrdla promjera 3,5 mm s vršnim kutom od  $118^\circ$  [Slika 63].



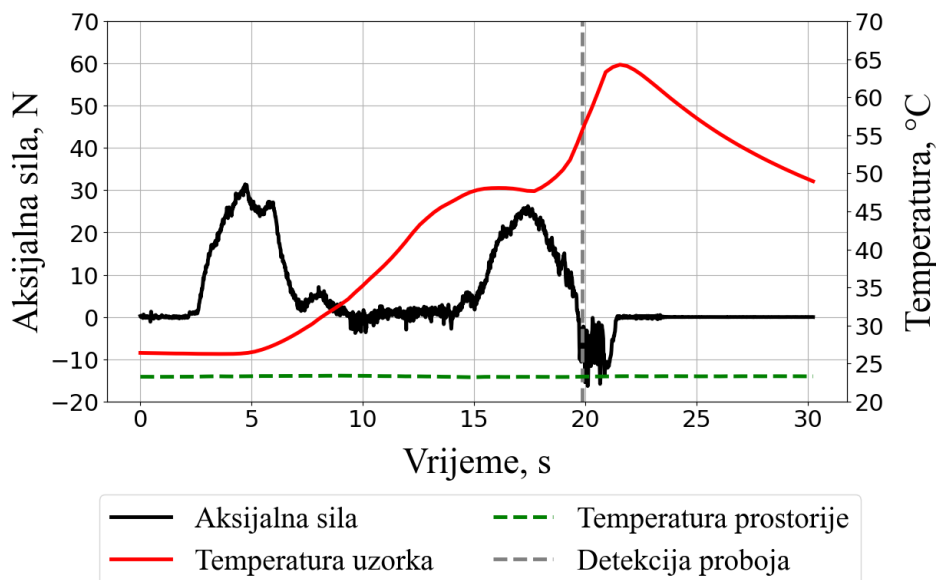
Slika 63. Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 30^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )

Najmanji i najveći prosječan rast temperature je uslijedio primjenom svrdla promjera 3 mm s vršnim kutom od  $130^\circ$ . Najmanji porast temperature je postignut upotrebom posmične sile od 2 mm/s [Slika 64].



Slika 64. Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $v_f = 2 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3 \text{ mm}$ ,  $\omega = 30^\circ$ ,  $2\varphi = 130^\circ$ )

Najveći porast temperature je zabilježen kod upotrebe posmične brzine od 0,5 mm/s [Slika 65].



Slika 65. Bušenje PETG materijala industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3 \text{ mm}$ ,  $\omega = 30^\circ$ ,  $2\varphi = 130^\circ$ )

### 9.2.3. Bušenje PETG materijala medicinskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od $15^\circ$

Nakon provedenih bušenja industrijskim svrdlima za čelik, bušenja su nastavljena medicinskim svrdlima [Tablica 14].

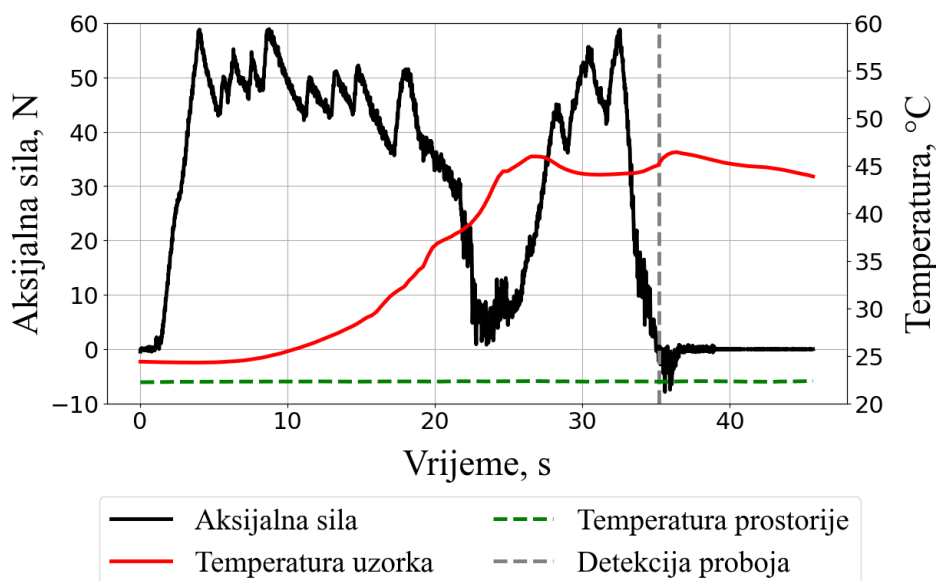


Tablica 14. Rezultati bušenja PETG ploče medicinskim svrdlima,  $n = 394$  o/min

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Širina žlijebe $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C					
				$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C					
				$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s					
				0,5	1	2	3	0,5	1	2	3		
B. Braun	2,5	80	3	76,73 28,23	Neučinkovito bušenje.				25,79 49,76	/			
Nepoznat	3,6	82	2,8	62,83 31,42	71,02 22,55	Neučinkovito bušenje.		21,63 48,89	15,64 39,36				
B. Braun	4,5	80	1,6	76,48 57,18	Neučinkovito bušenje.				26,87 55,15				

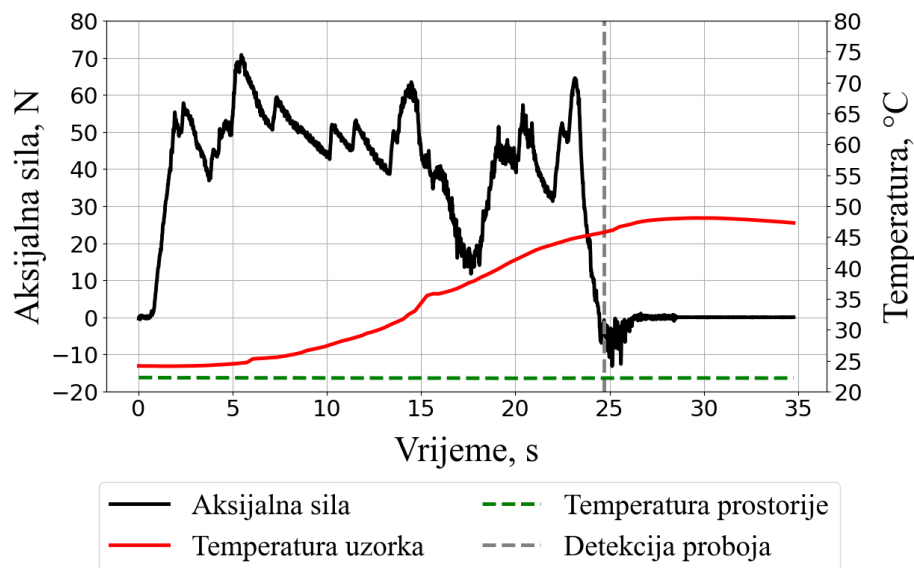
Kao i kod bušenja teleće lopatične kosti, medicinska svrdla i kod PETG materijala imaju značajno dulje prosječno vrijeme bušenja u odnosu na industrijska svrdla.

Najmanja prosječna vrijednost najveće zabilježene aksijalne sile je ostvarena bušenjem posmičnom brzinom od 0,5 mm/s, svrdlom promjera 3,6 mm [Slika 66].



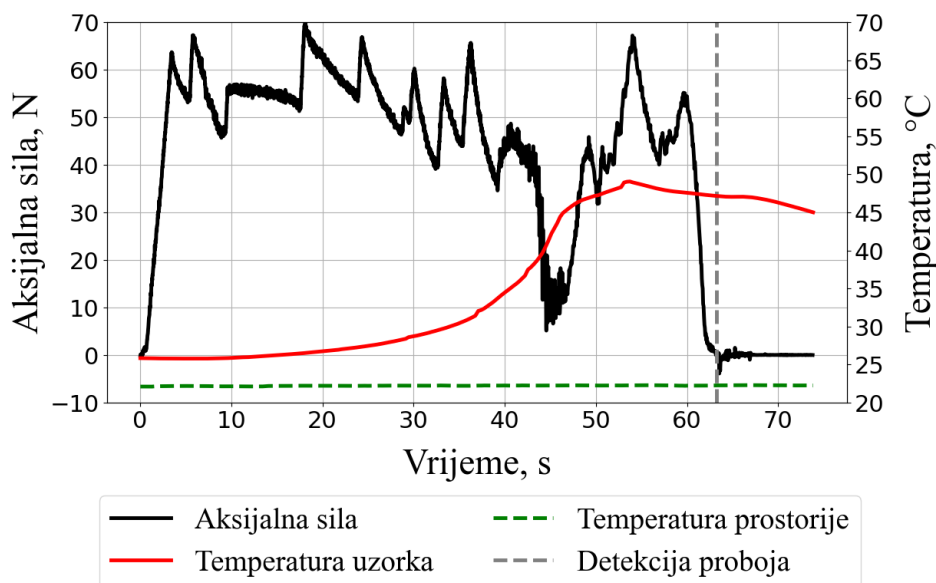
Slika 66. Bušenje PETG materijala medicinskim svrdlom ( $v_f = 0,5$  mm/s,  $d_1 = 3,6$  mm,  $\omega = 15^\circ$ ,  $2\varphi = 80^\circ$ )

Istim svrdlom se pri posmičnoj brzini od 1 mm/s postiže najmanji prosječan rast temperature uzorka [Slika 67].



**Slika 67.** Bušenje PETG materijala medicinskim svrdlom ( $v_f = 1 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,6 \text{ mm}$ ,  $\omega = 15^\circ$ ,  $2\varphi = 80^\circ$ )

Najveći prosječan rast temperature je ostvaren kod svrdla promjera 4,5 mm [Slika 68].



**Slika 68.** Bušenje PETG materijala medicinskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 4,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 15^\circ$ ,  $2\varphi = 80^\circ$ )

#### 9.2.4. Usporedba medicinskog svrdla promjera 3,6 mm s industrijskim svrdlima sličnog promjera kod bušenja PETG materijala

Kao i za teleću lopatičnu kost, i za uzorak od PETG materijala će se radi lakšeg pregleda rezultata ponovo ispisati rezultati za svrdla sličnih promjera [Tablica 15].

**Tablica 15. Usporedba rezultata medicinskog i industrijskih svrdala kod bušenja PETG materijala**

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijeba $\omega$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N		$\Delta T_p$ / °C	
					$t_p$ / s		$T_{pn}$ / °C	
					$v_f = 0,5$ mm/s		$v_f = 0,5$ mm/s	
Nepoznat	3,6	82	15	2,8	62,83		21,63	
					31,42		48,89	
Nepoznat	3,5	118	25	2,5	74,52		27,46	
					45,55		53,00	
Ceratzit	3,5	130	25	3	28,21		22,42	
					18,49		48,65	
Bosch	3,5	135	25	2,5	35,66		30,12	
					18,92		58,78	
Ruko	3,5	118	30	2,5	31,60		22,90	
					19,44		48,49	
Ceratzit	3,5	130	30	2,5	46,05		19,01	
					19,49		45,42	

Medicinsko svrdlo i dugačko industrijsko svrdlo nepoznatog proizvođača uzrokuju najveće prosječne aksijalne sile. Najveći rast temperature je generiralo svrdlo s vršnim kutom od 135° i kutom uspona žlijeba od 25°. Najmanji rast temperature je imalo svrdlo s vršnim kutom od 130° i kutom uspona žlijeba od 30°.

### 9.3. Bušenje Sawbones sintetske kosti

Kao treći uzorak na kojemu su vršena ispitivanja je korištena sintetska kost proizvođača Sawbones, opisana u potpoglavlju 5.3.

#### 9.3.1. Bušenje Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°

Sawbones ploča je, kao i ostali uzorci, prvo bušena industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25° [Tablica 16].

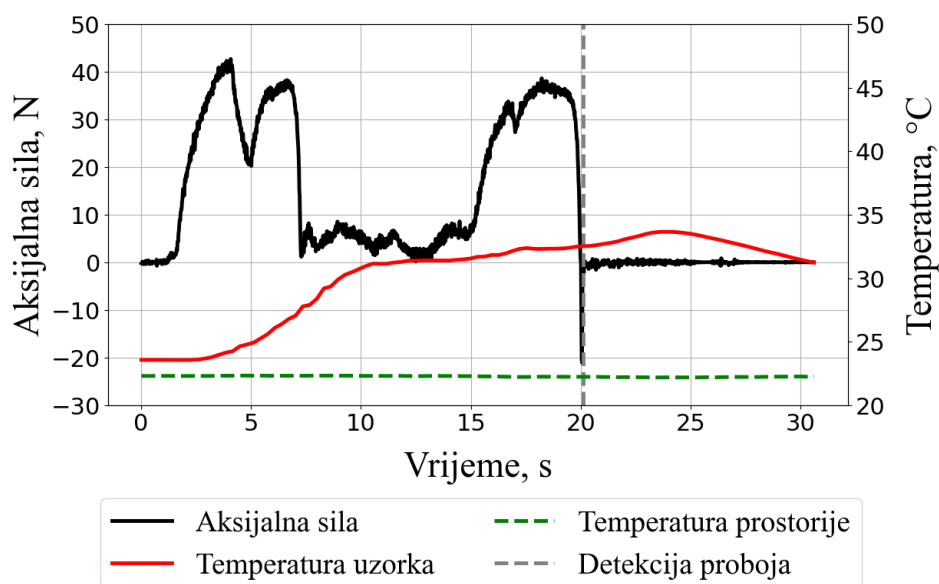
**Tablica 16. Rezultati bušenja Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°, n = 394 o/min**

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C			
				$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C			
				$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s			
				0,5	1	2	3	0,5	1	2	3
Nepoznat	3,5	118	2,5	71,43	72,43	75,22	74,55	16,48	18,24	17,05	16,98
				34,64	26,73	24,82	22,77	40,51	44,06	41,51	42,57
Alpen	4,5	118	3	56,91	64,82	74,41	65,75	10,36	6,87	13,31	13,35
				19,89	12,94	14,58	16,19	35,37	31,16	37,71	38,94
Ceratzit	2,5	130	2	26,00	40,08	64,89	85,87	15,72	11,10	7,42	8,06
				19,72	9,76	5,32	3,63	40,69	36,35	32,49	32,94
	3,5		3	29,87	48,55	84,11	97,24	12,99	11,02	8,60	8,87
				18,80	9,84	4,82	4,43	38,29	36,47	33,96	34,78
	4,5		3	45,91	59,93	79,33	97,94	14,82	12,08	8,85	7,78
				19,65	12,68	7,51	5,51	41,48	38,52	34,92	33,35
Bosch	2,5	135	1,5	69,73	75,50	67,64	66,90	14,70	12,36	13,43	13,43
				30,20	25,98	21,31	21,09	38,22	36,68	39,81	39,84

3,5	2,5	39,63	59,19	69,88	64,71	10,28	8,96	8,20	6,23
		17,95	10,93	7,84	6,82	34,54	32,78	32,39	29,40
4,5	3	42,70	55,76	67,52	72,93	7,26	8,61	8,56	11,06
		18,35	10,09	7,19	7,34	29,60	32,69	32,96	35,87

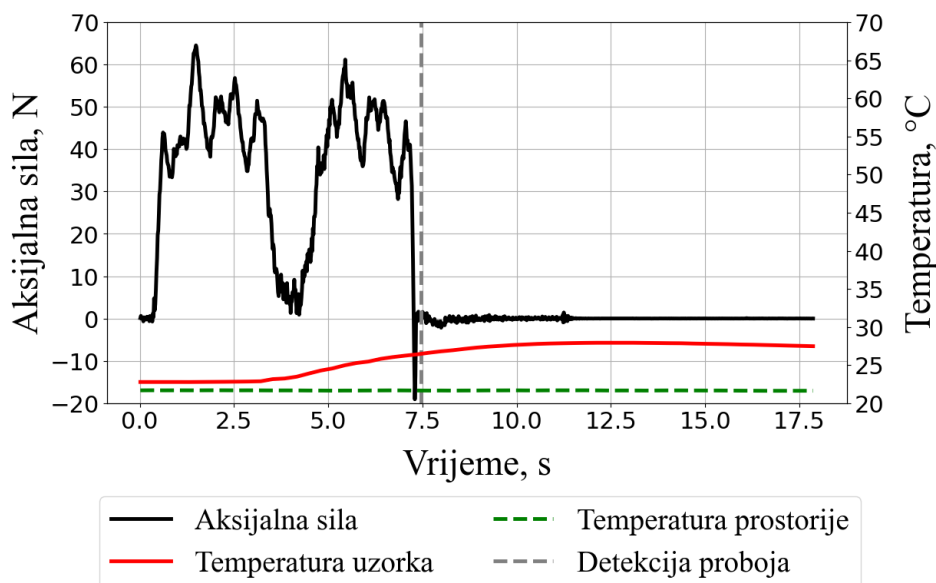
Dobivenim rezultatima se može zaključiti da je po rezultatima prosječne najveće aksijalne sile Sawbones sintetska kost slična PETG materijalu i telećoj kosti. Prosječan porast temperature je veći nego kod teleće lopatične kosti, ali i dosta manji u odnosu na PETG materijal.

Najmanje aksijalne sile je postizalo svrdlo promjera 2,5 mm s vršnim kutom od 130° [Slika 69].



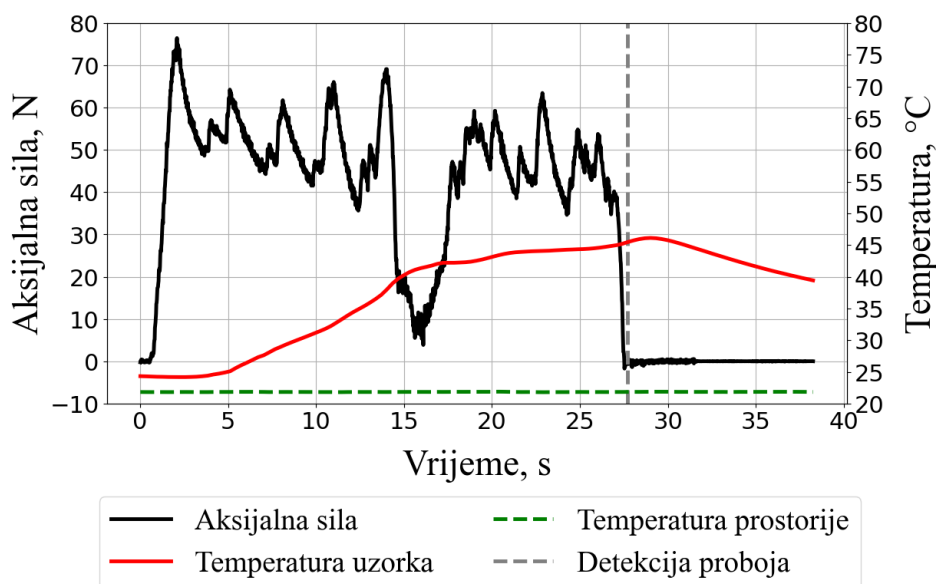
**Slika 69. Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 2,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 130^\circ$ )**

Najmanji porast temperature je postignut korištenjem svrdla promjera 3,5 mm i vršnog kuta od 135° [Slika 70].



Slika 70. Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $v_f = 3 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 135^\circ$ )

Najveći prosječan porast temperature je uzrokovalo svrdlo promjera 3,5 mm i vršnog kuta od  $118^\circ$  [Slika 71]. Navedeno svrdlo je i kod bušenja Sawbones materijala imalo dulja vremena bušenja u odnosu na ostala svrdla.



Slika 71. Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $v_f = 1 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,5 \text{ mm}$ ,  $\omega = 25^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )

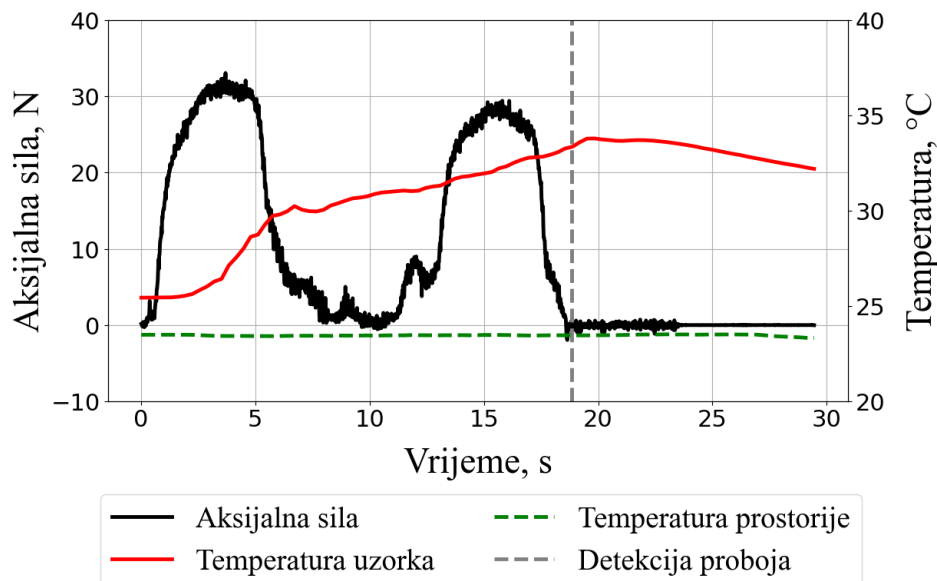
### 9.3.2. Bušenje Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°

Nakon bušenja industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 25°, Sawbones sintetska kost je bušena industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30° [Tablica 17].

**Tablica 17. Rezultati bušenja Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 30°, n = 394 o/min**

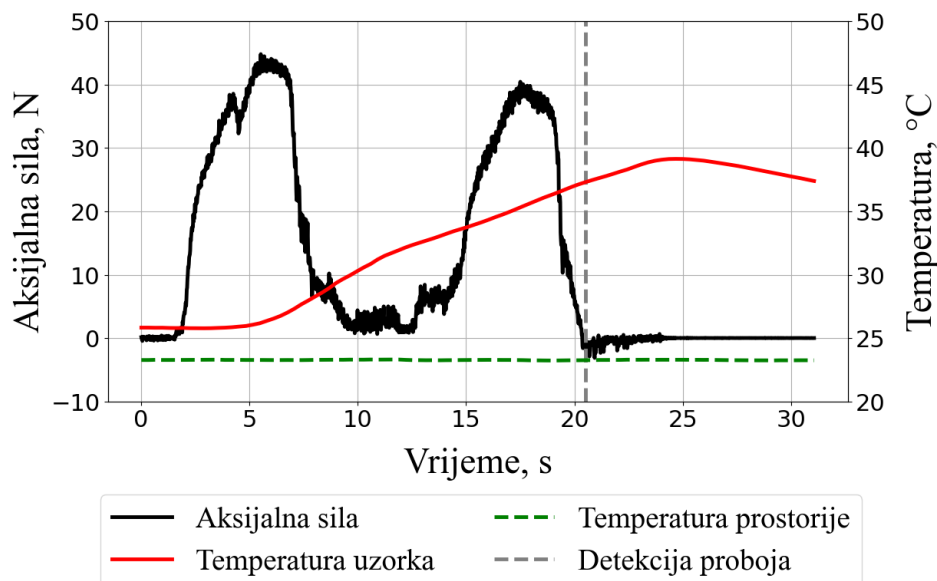
Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C			
				$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C			
				$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s			
0,5	1	2	3	0,5	1	2	3				
Ruko	3	118	2	31,91	48,84	67,79	76,87	6,14	8,44	8,12	9,07
				20,21	11,09	7,38	6,77	31,97	33,28	33,29	34,01
	3,5		2,5	44,34	56,76	65,08	68,88	12,45	10,08	10,55	6,00
				17,95	12,26	8,29	6,31	37,92	34,91	34,94	33,16
	4,5		3	42,44	60,35	60,10	64,35	11,00	14,26	15,42	16,28
				19,88	14,69	13,82	21,49	36,89	39,89	41,98	41,73
Ceratzit	3	130	2	42,65	58,17	64,83	64,73	11,57	10,16	8,45	6,15
				19,15	13,63	9,20	6,67	34,96	34,01	32,13	30,94
	3,5		2,5	46,07	60,92	63,50	66,59	7,20	6,25	4,73	6,85
				20,18	11,13	7,22	7,17	31,60	30,58	29,44	30,35
	4,5		3	47,57	66,24	77,51	72,49	6,15	7,30	7,60	7,50
				19,84	13,04	10,67	10,48	30,71	31,99	31,60	32,61

Najmanju prosječnu vrijednost najvećih zabilježenih aksijalnih sila, kao i najmanji prosječan porast temperature je ostvarilo svrdlo promjera 3 mm s vršnim kutom od 118° [Slika 72].



Slika 72. Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3 \text{ mm}$ ,  $\omega = 30^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )

Najveći porast temperature je ostvaren korištenjem svrdla promjera 3,5 mm s vršnim kutom od  $118^\circ$  [Slika 73].



Slika 73. Bušenje Sawbones ploče industrijskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3 \text{ mm}$ ,  $\omega = 30^\circ$ ,  $2\varphi = 118^\circ$ )

### 9.3.3. Bušenje Sawbones sintetske kosti svrdlima bez žlijeba

S obzirom na to da ne postoji mogućnost oštrenja svrdala s dvije i četiri oštrice, navedena svrdla su ispitivana samo na jednom uzorku, sintetskoj kosti proizvođača Sawbones, i to samo pri posmičnoj brzini od  $0,5 \text{ mm/s}$  [Tablica 18].



**Tablica 18. Rezultati bušenja Sawbones sintetske kosti industrijskim svrdlima bez žlijeba**

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Broj oštrica $z$	$F_{a,pn}$ / N	$\Delta T_p$ / °C
			$t_p$ / s	$T_{pn}$ / °C
			$v_f = 0,5$ mm/s	$v_f = 0,5$ mm/s
Dedra	3	2	34,2	10,26
			25,98	36,09
	4		50,12	10,79
			24,48	37,15
Dedra	3	4	75,55	11,56
			54,33	37,51
	4		61,62	12,99
			37,72	39,87

Dobiveni rezultati ukazuju na to da svrdla bez žlijeba buše sintetsku kost sa smanjenom učinkovitošću. To se očituje u duljem prosječnom vremenu bušenja. Navedena svrdla, osim svrdla promjera 3 mm s dvije oštrice uzrokuju veće aksijalne sile. Porast temperature je sličan industrijskim svrdlima sa žlijebom.

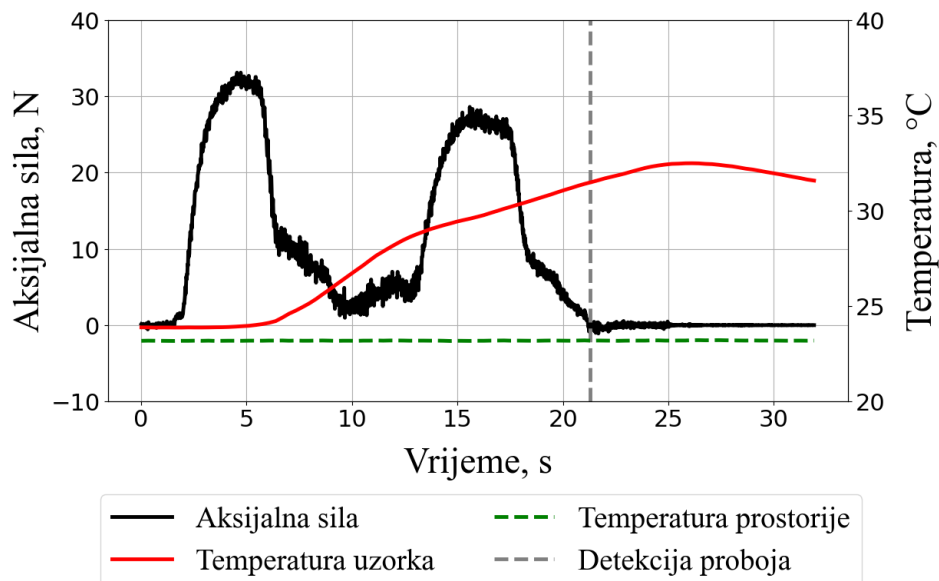
#### **9.3.4. Bušenje Sawbones sintetske kosti medicinskim svrdlima s kutom uspona žlijeba od 15°**

Kao i prethodni uzorci, i Sawbones ploča je bušena medicinskim svrdlima [Tablica 19].

Tablica 19. Rezultati bušenja Sawbones ploče medicinskim svrdlima,  $n = 394$  o/min

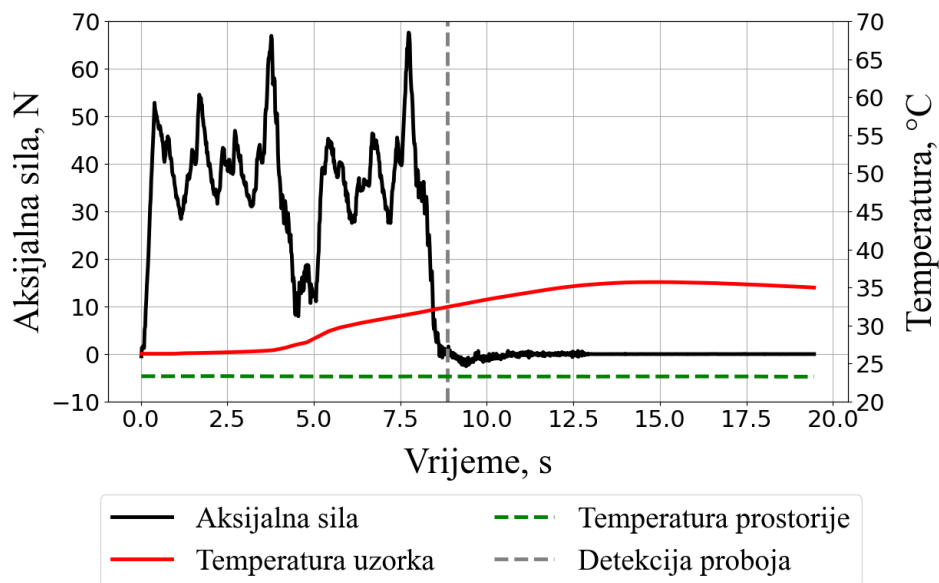
Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijebe $\omega$ / °	Širina žlijebe $s$ / mm	$F_{a, pn}$ / N				$\Delta T_p$ / °C				
					$t_p$ / s				$T_{pn}$ / °C				
					$v_f$ / mm/s				$v_f$ / mm/s				
0,5	1	2	3	0,5	1	2	3						
B. Braun	2,5	80	15	1,6	89,16	84,10	92,04	84,25	30,94	35,87	37,56	35,16	
					34,33	21,14	26,66	40,95	56,09	61,14	64,58	59,60	
Nepozna	3,6	82		2,8	34,51	52,41	53,05	68,64	10,70	13,92	12,78	10,18	
					20,19	12,53	9,62	8,03	35,12	39,75	39,16	35,49	
B. Braun	4,5	80	15	3	88,77	91,75	Neučinkovito		44,66	68,83	/		
					66,69	102,9	bušenje.						69,98
B. Braun (oštre)	4,5	82		3	64,39	Neučinkovito bušenje.			48,02	/			
					90,64								76,03

Medicinska svrdla proizvođača B. Braun su i na sintetskoj kosti pokazala neučinkovitost u bušenju pri zadanim posmičnim brzinama. Navedena svrdla mogu probušiti sintetsku kost, ali uz duga vremena bušenja. Naoštreno svrdlo promjera 4,5 mm nije pokazalo bolji rezultat u odnosu na rezultat prije oštrenja. Prosječna najviša izmjerena aksijalna sila je bila niža, ali je vrijeme bušenja bilo dulje. Svrdlo nepoznatog proizvođača, promjera 3,6 mm, je u odnosu na druga medicinska svrdla postizalo znatno manje vrijednosti aksijalnih sila i temperatura. Najmanja vrijednost bilježene najveće aksijalne sile je postignuta svrdlom promjera 3,6 mm pri najmanjoj zadanoj brzini, 0,5 mm/s [Slika 74].



Slika 74. Bušenje Sawbones ploče medicinskim svrdlom ( $v_f = 0,5 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,6 \text{ mm}$ ,  $\omega = 15^\circ$ ,  $2\varphi = 80^\circ$ )

Isto svrdlo pri najvišoj zadanoj posmičnoj brzini od 3 mm/s uzrokuje najmanji prosječan porast temperature [Slika 75].



Slika 75. Bušenje Sawbones ploče medicinskim svrdlom ( $v_f = 3 \text{ mm/s}$ ,  $d_1 = 3,6 \text{ mm}$ ,  $\omega = 15^\circ$ ,  $2\varphi = 80^\circ$ )

### 9.3.5. Usporedba medicinskog svrdla promjera 3,6 mm s industrijskim svrdlima sličnog promjera kod bušenja sintetske kosti proizvođača Sawbones

Kao i za prethodne uzorke, i za sintetsku kost proizvođača Sawbones će se radi bolje preglednosti rezultata ponovo ispisati rezultati za svrdla sličnih promjera [Tablica 20].

**Tablica 20. Usporedba rezultata medicinskog i industrijskih svrdala kod bušenja sintetske kosti proizvođača Sawbones**

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijeba $\omega$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	$F_{a, pn}$ / N		$\Delta T_p$ / °C	
					$t_p$ / s		$T_{pn}$ / °C	
					$v_f = 0,5$ mm/s		$v_f = 0,5$ mm/s	
Nepoznat	3,6	82	15	2,8	34,51	20,19	10,70	35,12
Nepoznat	3,5	118	25	2,5	71,43	34,64	16,48	40,51
Ceratzit	3,5	130	25	3	29,87	18,80	12,99	38,29
Bosch	3,5	135	25	2,5	39,63	17,95	10,28	34,54
Ruko	3,5	118	30	2,5	44,34	17,95	12,45	37,92
Ceratzit	3,5	130	30	2,5	46,07	20,18	7,20	31,60

Dugačko industrijsko svrdlo nepoznatog proizvođača s vršnim kutom od  $118^\circ$  uzrokuje najveće prosječne aksijalne sile i najviše temperature. Najmanje aksijalne sile je uzrokovalo svrdlo s vršnim kutom od  $130^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $25^\circ$ . Najmanji rast temperature je uzrokovalo svrdlo s vršnim kutom od  $130^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$ .

## 10. ISPITIVANJE UTJECAJA BRZINE VRTNJE SVRDLA NA RAZVOJ AKSIJALNE SILE I TEMPERATURE

Cilj ovog ispitivanja je utvrditi utjecaj viših brzina vrtnje na razvoj aksijalne sile i temperature kosti i umjetnih uzoraka u odnosu na korištenu brzinu vrtnje svrdla u poglavlju 9.

Za provođenje ispitivanja je odabrana posmična brzina od 1 mm/s. Odabrana su sljedeća svrdla, promjera 4,5 mm:

- Industrijsko svrdlo proizvođača Alpen s vršnim kutom od  $118^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $25^\circ$ .
- Industrijsko svrdlo proizvođača Ceratizit s vršnim kutom od  $130^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $30^\circ$ .
- Medicinsko svrdlo proizvođača B. Braun s vršnim kutom od  $80^\circ$  i kutom uspona žlijeba od  $15^\circ$ .

Bušena su sva tri ispitna uzorka; teleća lopatična kost, PETG ploča te Sawbones ploča. Uz brzinu vrtnje svrdla od 394 o/min iz poglavlja 9, u ovom poglavlju će se iznijeti rezultati bušenja za brzine vrtnje svrdla od 697 o/min te 1000 o/min, što je ujedno i ograničenje Jacobs Chuck reduktora. Vrijednosti odabranih brzina vrtnje odgovaraju rasponu primjenjivanih brzina vrtnje svrdla u literaturi iz područja bušenja kostiju [32], [35]. Za svako primjenjivano svrdlo su bušena po tri provrta za svaku brzinu vrtnje svrdla te za svaki materijal. Prva vrijednost (za brzinu vrtnje od 394 o/min) je preuzeta iz poglavlja 9.

Nakon što je ustanovljeno da medicinsko svrdlo B. Braun pri brzini vrtnje svrdla od 696,96 o/min (u tablicama je navedena približna vrijednost od 697 o/min) pri zadanoj posmičnoj brzini od 1 mm/s ne može probušiti kortikalni sloj teleće lopatične kosti, odustalo se od daljnjeg ispitivanja s navedenim svrdlom.

Kada je u pitanju utjecaj brzine vrtnje svrdla na temperaturu kosti, autori nemaju jednoglasan stav.

Prema [10], [17], [33] porast temperature i trajanje povišene temperature opada s povećanjem brzine vrtnje svrdla.

Prema drugim autorima, povećanje brzine vrtnje svrdla dovodi do viših temperatura kosti [28], [30], [34], [35], [36], [37], [38], [39].

### 10.1. Bušenje teleće lopatične kosti većim brzinama vrtnje svrdla

Rezultati bušenja teleće lopatične kosti različitim brzinama vrtnje svrdla su dani u Tablici 21.

**Tablica 21. Rezultati bušenja teleće lopatične kosti različitim brzinama vrtnje svrdla**

Proizvođač	Promjer svrdla $d_1$ /	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijebe	Širina žlijebe $s$ /	$F_{a,pn}$ / N			$\Delta T_p$ / °C		
					$t_p$ / s			$T_{pn}$ / °C		
					$n$ / o/min			$n$ / o/min		
					394	697	1000	394	697	1000
Alpen	4,5	118	25	3	44,12	70,94	63,08	2,62	25,61	12,07
					8,75	25,78	22,85	24,70	49,40	33,43
Cerazit	4,5	130	30	3	38,51	49,62	66,34	2,71	4,01	20,55
					7,65	6,63	47,47	25,90	28,20	43,04

Za svrdlo s vršnim kutom od 118°, prosječna najveća aksijalna sila raste i prosječan porast temperature rastu s porastom brzine vrtnje svrdla s 394 na 697 o/min. S promjenom brzine vrtnje s 697 na 1000 o/min prosječna najveća aksijalna sila i prosječan porast temperature se smanjuju.

Kod svrdla s vršnim kutom od 130° prosječna najveća zabilježena aksijalna sila i prosječan porast temperature rastu s povećanjem brzine vrtnje.

### 10.2. Bušenje PETG materijala većim iznosima brzine vrtnje svrdla

Nakon teleće lopatične kosti, istim brzinama vrtnje svrdla je bušena i ploča od PETG materijala [Tablica 22].

**Tablica 22. Rezultati bušenja PETG materijala različitim brzinama vrtnje svrdla**

Proizvođač	Promjer svrdla $d_1$ /	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijebe	Širina žlijebe $s$ / mm	$F_{a,pn}$ / N			$\Delta T_p$ / °C		
					$t_p$ / s			$T_{pn}$ / °C		
					$n$ / o/min			$n$ / o/min		
					394	697	1000	394	697	1000
Alpen	4,5	118	25	3	66,39	57,28	47,24	13,54	20,40	19,35
					14,13	12,12	10,37	39,89	47,07	45,58

Ceratzit	4,5	130	30	3	64,75	57,70	58,14	16,43	24,24	14,80
					9,82	19,37	13,12	44,27	50,07	39,73

Primjenom svrdla s vršnim kutom od  $118^\circ$  se smanjuju najviši iznosi aksijalnih sila. Temperatura raste povećanjem brzine vrtnje svrdla s 394 na 697 o/min. Daljnje povećanje brzine vrtnje svrdla sa 697 na 1000 o/min rezultira manjim porastom temperature. Korištenjem većih brzina vrtnje, uz primjenu svrdla s vršnim kutom od  $118^\circ$ , snižava se vrijeme trajanja bušenja.

Vrijednosti aksijalnih sila su za svrdlo s vršnim kutom od  $130^\circ$  uz brzinu vrtnje svrdla od 697 o/min niže u odnosu na brzinu vrtnje svrdla od 394 o/min. Povećanjem brzine vrtnje sa 697 na 1000 o/min vrijednosti aksijalnih sila su u blagom porastu. Porast temperature je veći kod brzine vrtnje od 697 o/min u odnosu na nižu brzinu vrtnje. Uz najveću brzinu vrtnje je primjetan najmanji porast temperature uzorka.

### 10.3. Bušenje Sawbones sintetske kosti većim iznosima brzine vrtnje svrdla

Nakon PETG materijala je uslijedilo ispitivanje utjecaja većih brzina vrtnje svrdla na sintetsku kost Sawbones [Tablica 23].

Tablica 23. Rezultati bušenja sintetske kosti različitim brzinama vrtnje svrdla

Proizvođač	Promjer svrdla $d_1$ /	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijeba	Širina žlijeba $s$ /	$F_{a,pn}$ / N			$\Delta T_p$ / °C		
					$t_p$ / s			$T_{pn}$ / °C		
					$n$ / o/min			$n$ / o/min		
					394	697	1000	394	697	1000
Alpen	4,5	118	25	3	64,82	49,27	61,47	6,87	9,05	20,07
					12,94	10,08	16,16	31,16	35,07	44,83
Ceratzit	4,5	130	30	3	66,24	48,90	49,93	7,30	7,79	10,48
					13,04	11,47	10,00	31,99	33,13	36,10

Vrijednost aksijalnih sila za oba korištena svrdla prvo pada povećanjem brzine vrtnje s 394 na 697 o/min, dok je daljnje povećanje brzine vrtnje na 1000 o/min rezultiralo većim iznosima aksijalnih sila u odnosu na brzinu vrtnje od 697 o/min. Porast temperature je veći s upotrebom većih brzina vrtnje svrdla. Vrijeme bušenja za svrdlo s vršnim kutom od 118° pada povećanjem brzine na 697 o/min, ali raste daljnjim povećanjem na 1000 o/min. Vrijeme bušenja za navedeno svrdlo je najdulje pri brzini vrtnje svrdla od 1000 o/min. Vrijeme bušenja se kod svrdla s vršnim kutom od 130° smanjuje s povećanjem brzine vrtnje svrdla.



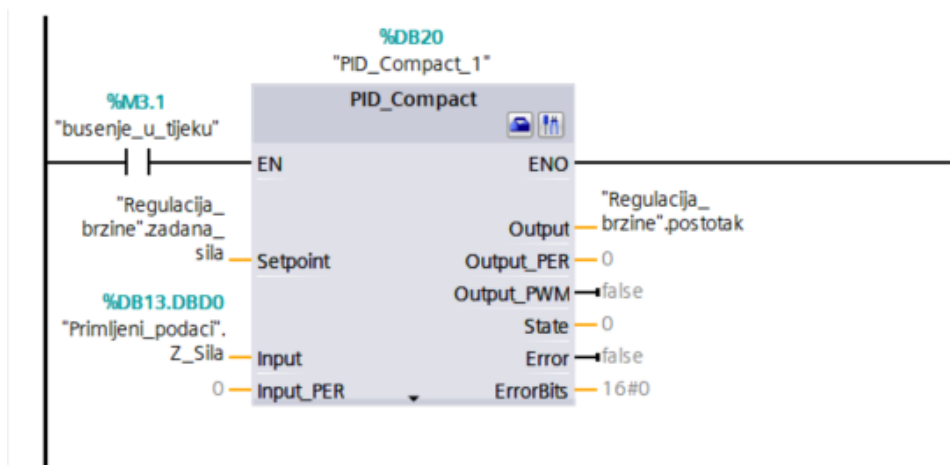
## 11. BUŠENJE KONSTANTNOM AKSIJALNOM SILOM

Nakon bušenja zadanim posmičnim brzinama, uvedena je regulacija posmične brzine kako bi se ostvarila konstantna aksijalna sila u kortikalnim slojevima bušenih uzoraka.

U režimu bušenja konstantnom aksijalnom silom su bušeni isti uzorci kao u prethodnim ispitivanjima; teleća lopatična kost, imitacija kosti načinjena od PETG materijala te sintetska kost proizvođača Sawbones. Svrđlo koje je korišteno u ovom režimu bušenja je industrijsko svrdlo proizvođača Bosch, promjera 2,5 mm, s vršnim kutom od 135° i kutom uspona žlijeba od 25°.

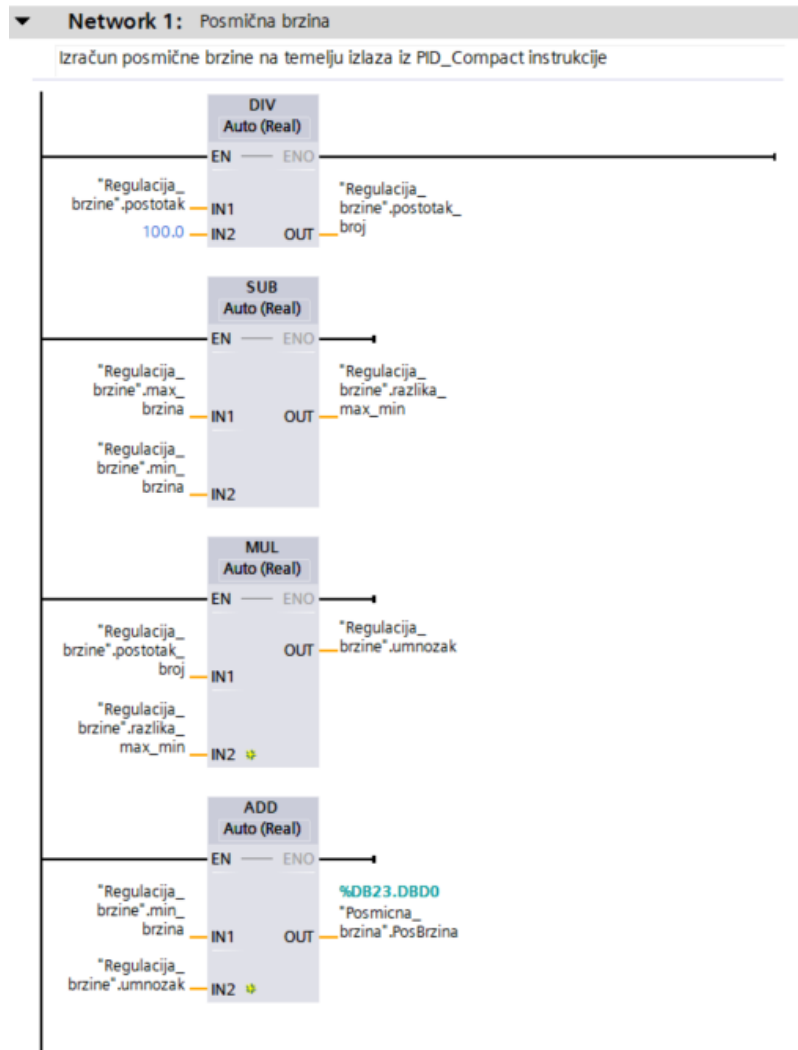
Ciljana vrijednost aksijalne sile je za teleću lopatičnu kost iznosila 40 N, dok je za polimerne materijale iznosila 25 N. Za sve uzorke je gornja granična vrijednost za posmičnu brzinu iznosila 3 mm/s, dok je donja granična vrijednost iznosila 0,00375 mm/s. Donja granična vrijednost je ujedno pomak koji koračni motor obavi nakon primitka jednog impulsa. Parametri regulacije su podešavani ručno, nakon većeg broja eksperimentalnih bušenja.

Regulacija se ostvaruje korištenjem ugrađene instrukcije *PID\_Compact* unutar TIA Portala [Slika 76].



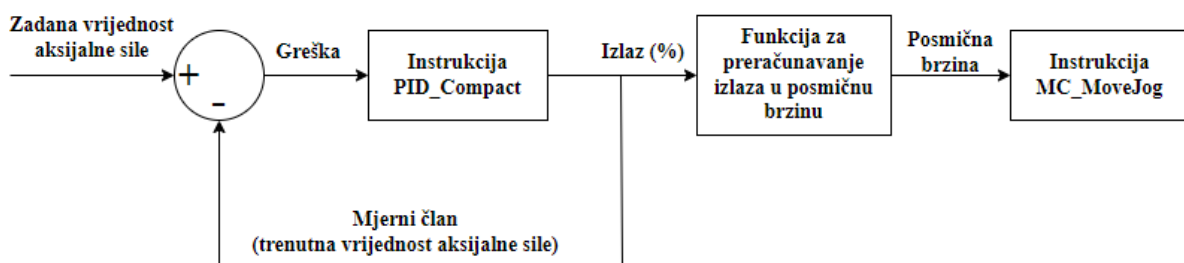
Slika 76. Instrukcija *PID\_Compact*

Izlaz iz instrukcije *PID\_Compact* je postotak koji ukazuje na to koliko je ulazna vrijednost daleko od zadane vrijednosti aksijalne sile. Izlaz je potrebno preračunati u vrijednost posmične brzine. Izračunata vrijednost posmične brzine se zadaje kao brzina kretanja linearnog aktuatora u instrukciji *MC\_MoveJog*. Za izračun posmične brzine je kreirana funkcija unutar TIA Portala [Slika 77].



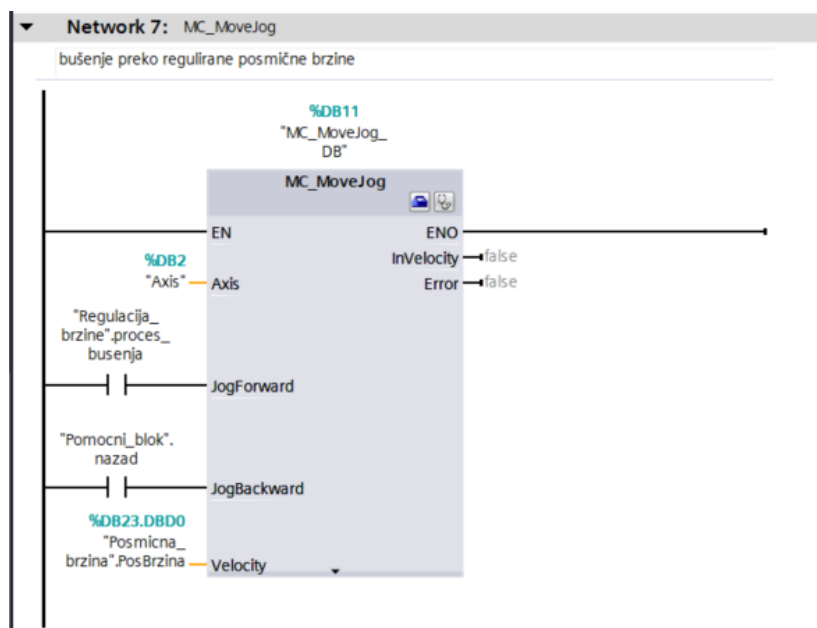
Slika 77. Funkcija za izračun vrijednosti posmične brzine

*PID\_Compact* instrukcija sa Slike 76, kao i funkcija sa Slike 77, se izvršavaju unutar *Cyclic interrupt* bloka, koji se izvršava svakih 5 milisekundi. Ovaj blok se izvršava neovisno o drugim organizacijskim blokovima. Shematski prikaz regulacije se nalazi na Slici 78.



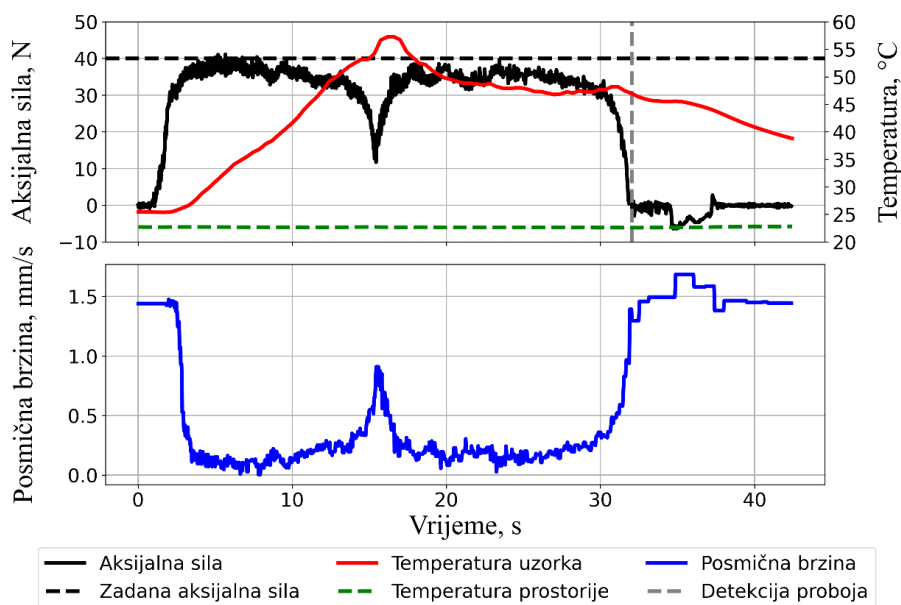
Slika 78. Shematski prikaz regulacije

Instrukcija *MC\_MoveJog* omogućuje kretanje vodilice promjenjivom brzinom tijekom izvršavanja programa [Slika 79].



Slika 79. Instrukcija *MC\_MoveJog*

Prvo je provedeno bušenje kroz troslojni dio teleće lopatične kosti [Slika 80]. Korišten je P regulator s proporcionalnim pojačanjem ( $K_p$ ) od 1,4.

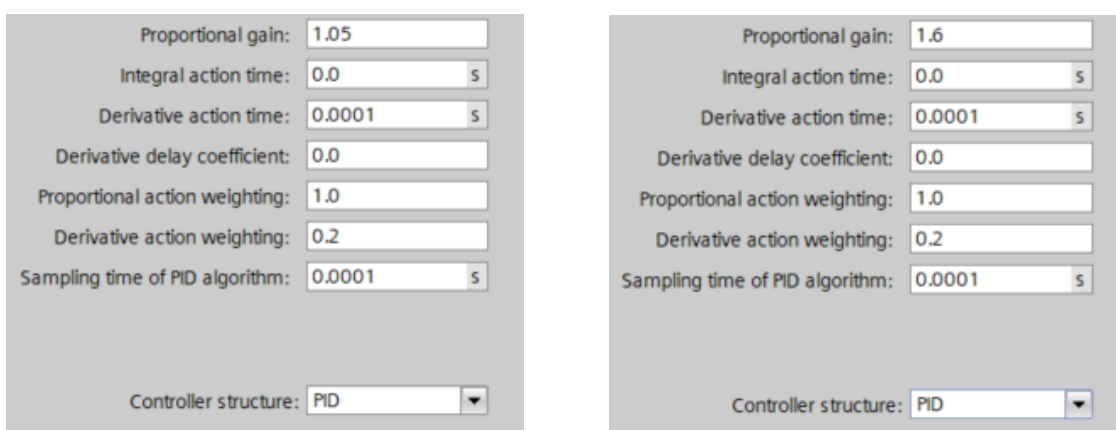


Slika 80. Bušenje troslojnog dijela teleće lopatične kosti s P regulatorom

Na Slici 80 se može uočiti veći pad sile u jednom trenutku. Pad sile je nastao zbog prolaska svrdla kroz trabekularni, središnji sloj. Trabekularni sloj je šupljikav i pruža manji otpor svrdlu.

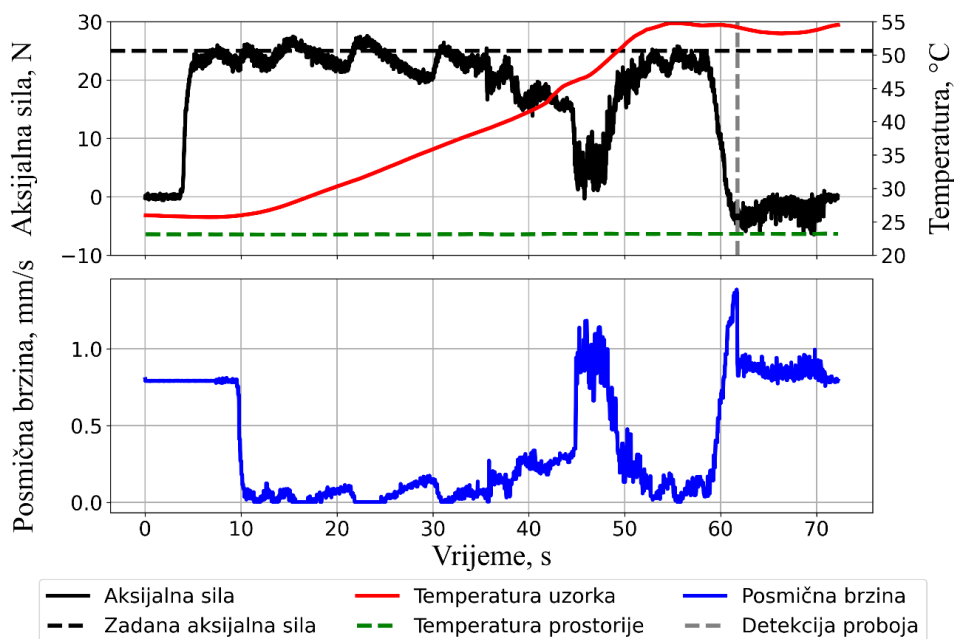
Nakon teleće lopatične kosti, uslijedilo je bušenje polimernih uzoraka, imitacije kosti od PETG materijala te imitacije proizvođača Sawbones. Kako je izneseno u poglavlju 9, karakteristike polimernih materijala uveliko ovise o temperaturi. Materijal i svrdlo se do trećeg sloja zagriju te se u trećem sloju postiže nešto niža aksijalna sila nego u prvom kortikalnom sloju. Iz tog razloga je za prvi i treći sloj uzorka bilo potrebno uvesti regulatore s različitim parametrima regulacije.

Za bušenje uzorka načinjenog od PETG materijala korišteni su PD regulatori [Slika 81]. Prvi regulator (lijevo na Slici 81) je aktivan od početka bušenja do pada sile ispod 15 N, kada regulaciju preuzima drugi regulator (desno na Slici 81).



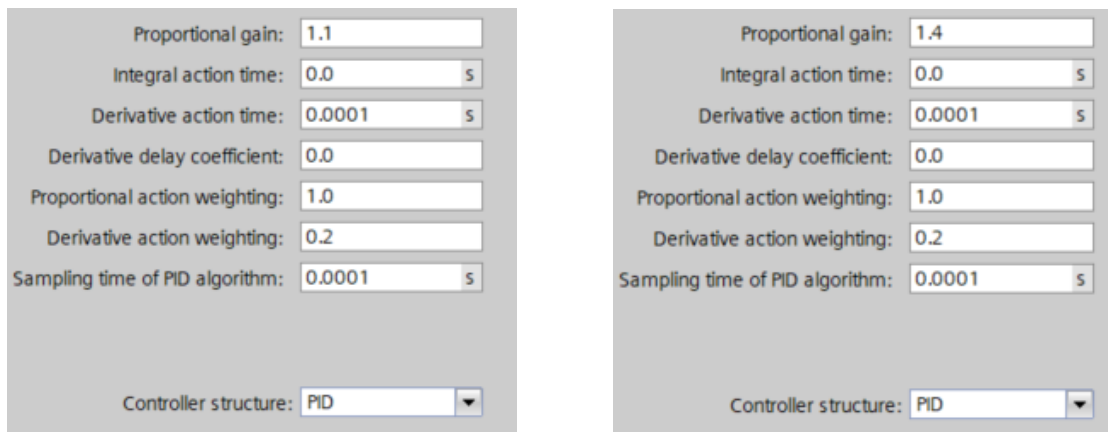
Slika 81. Parametri PD regulatora za prvi sloj (lijevo) i treći sloj (desno) kod bušenja PETG materijala

Rezultat bušenja PETG materijala je prikazan na Slici 82.



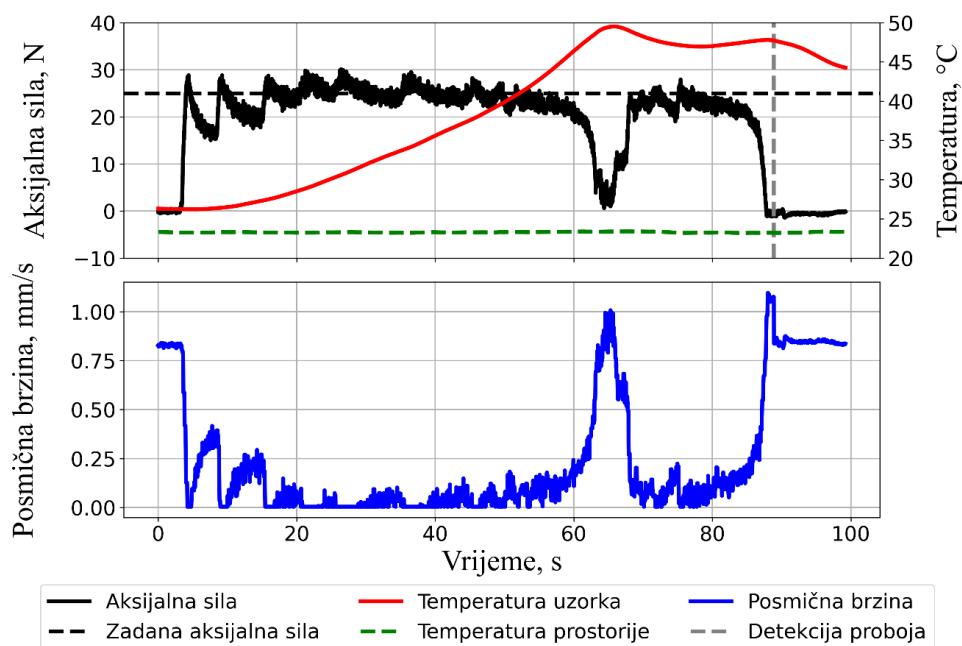
Slika 82. Bušenje uzorka od PETG materijala s PD regulatorom

Za bušenje Sawbones sintetske kosti su također korištena dva odvojena PD regulatora [Slika 83]. Kao i za PETG materijal, i ovdje je prvi regulator (lijevo na Slici 83) aktivan od početka bušenja do pada sile ispod 15 N. Kada sila padne ispod 15 N, regulaciju preuzima drugi regulator (desno na Slici 83).



**Slika 83. Parametri PD regulatora za prvi sloj (lijevo) i treći sloj (desno) kod bušenja sintetske kosti proizvođača Sawbones**

Dobiveni rezultat bušenja sintetske kosti je prikazan na Slici 84.



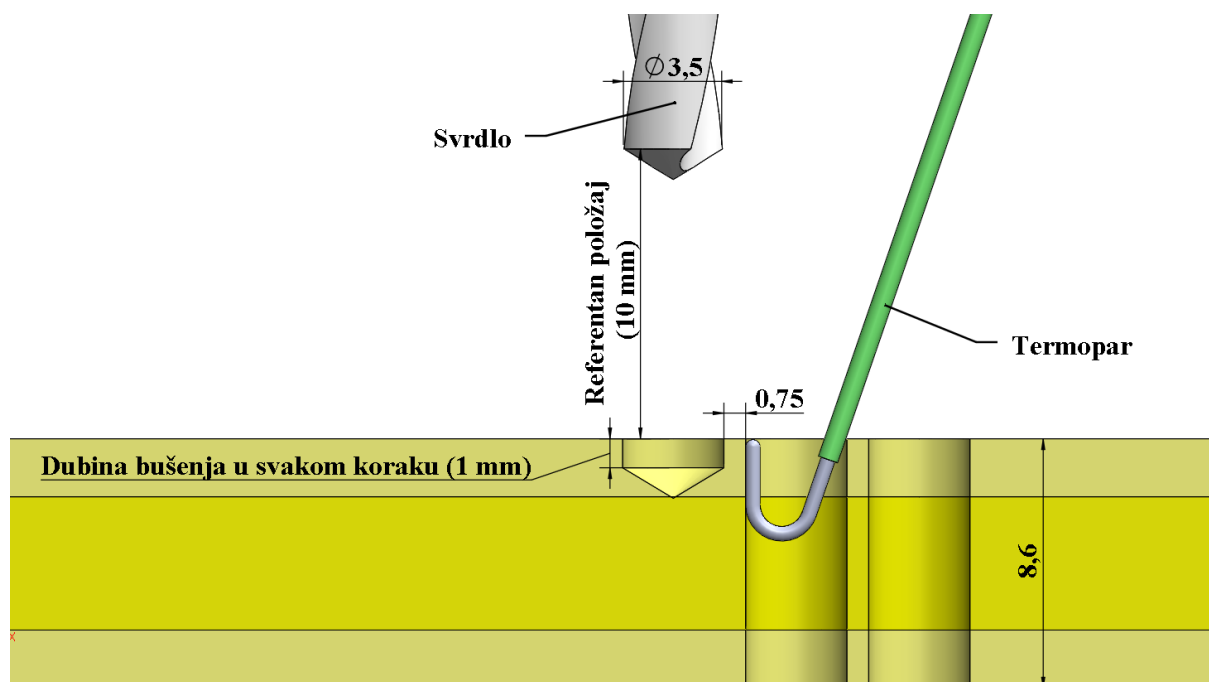
**Slika 84. Bušenje Sawbones sintetske kosti s PD regulatorom**

## 12. BUŠENJE U INTERVALIMA (BUŠENJE S PREKIDIMA)

Posljednji, ispitivani režim bušenja u ovom radu je režim bušenja u intervalima, odnosno bušenje s prekidima. Cilj ovakvih postupaka bušenja je smanjiti porast temperature kosti tijekom bušenja. Ovakvi postupci bušenja su ispitani i u literaturi [40].

Za ispitne uzorke su odabrani polimerni uzorci, 3D ispisani PETG materijal te sintetska kost tvrtke Sawbones. Ovi uzorci su konstantne debljine (8,6 mm) te su pogodniji za pisanje LAD koda, odnosno jednostavnije je odrediti broj potrebnih koraka bušenja.

Prvi korak u pisanju koda za režim bušenja s prekidima je bio odrediti referentnu, odnosno početnu poziciju vrha svrdla. Za ovaj slučaj je odabrana udaljenost od 10 mm između svrdla i površine ispitnog uzorka [Slika 85].



**Slika 85. Shematski prikaz referentnog položaja svrdla u odnosu na bušeni uzorak**

Posmična brzina kojom svrdlo buši uzorke u ovom režimu je postavljena na 1 mm/s, dok je brzina vrtnje svrdla postavljena na 394 o/min. Odabrana dubina bušenja u svakom koraku je 1 mm. Nakon što svrdlo probuši 1 mm materijala, vraća se u referentnu (početnu) poziciju brzinom od 4 mm/s. U referentnoj poziciji se svrdlo zadržava pet sekundi zbog hlađenja bušenog uzorka i samog svrdla. S duljim periodom stanke između koraka bušenja, moglo bi se uvesti i čišćenje žljebova svrdla od odvojene čestice, no s obzirom na to da se u ovom slučaju mjeri aksijalna sila, ovdje to nije rađeno kako se slučajno ne bi dotaknuo materijal te se time zabilježili krivi podaci za aksijalnu silu. Nakon što završi stanke od pet sekundi, svrdlo ponovo

kreće u bušenje materijala posmičnom brzinom od 1 mm/s. Koraci bušenja se ponavljaju do desetog koraka u kojem se detektira proboj padom aksijalne sile ispod 0 N te se program bušenja, nakon izvlačenja svrdla u referentnu poziciju, zaustavlja. Teoretski je potrebno devet koraka bušenja po 1 mm, s obzirom na to da su oba materijala debljine 8,6 mm, no u praksi se pokazalo da postav ne može potpuno točno izvesti zadano gibanje te je iz tog razloga bilo potrebno dodati dodatan korak bušenja. Projekt izrađen u TIA Portalu za ovaj režim bušenja se nalazi na poveznici u prilogu.

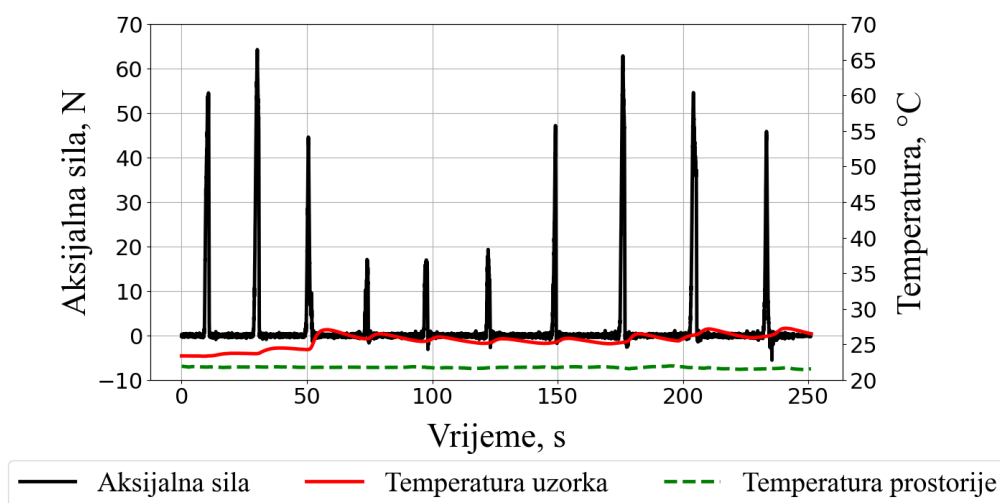
Korišteno svrdlo u svim postupcima bušenja s prekidima je svrdlo proizvođača Ruko, promjera 3,5 mm, s vršnim kutom od 118° te kutom uspona žlijeba od 30°. Za oba ispitivana materijala su provedena po tri bušenja. Dobiveni rezultati za pojedini uzorak će se usporediti s rezultatima dobivenim u postupcima bušenja konstantnom zadanom posmičnom brzinom (poglavlje 9). U obzir će se uzeti podaci za isti materijal, isto svrdlo i istu zadanu posmičnu brzinu, koja u ovom slučaju iznosi 1 mm/s. Rezultati za oba ispitivana uzorka su uspoređeni tablično [Tablica 24].

**Tablica 24. Usporedba rezultata dobivenih klasičnim bušenjem konstantnom posmičnom brzinom i postupkom bušenja s prekidima (KPB = klasičan postupak bušenja, BSP = bušenje s prekidima)**

Proizvođač	Promjer $d_1$ / mm	Vršni kut $2\varphi$ / °	Kut uspona žlijeba $\omega$ / °	Širina žlijeba $s$ / mm	Bušeni materijal	$F_{a,pn}$ / N		$\Delta T_p$ / °C	
						$t_p$ / s		$T_{pn}$ / °C	
						$v_f = 1$ mm/s, $n = 394$ o/min		$v_f = 1$ mm/s, $n = 394$ o/min	
		KPB	BSP	KPB	BSP				
Ruko	3,5	118	30	3	PETG	39,88	64,07	23,15	5,22
						8,03	234,88	50,54	28,28
					Sawbones	56,76	61,41	10,08	16,37
						12,26	239,89	34,91	42,54

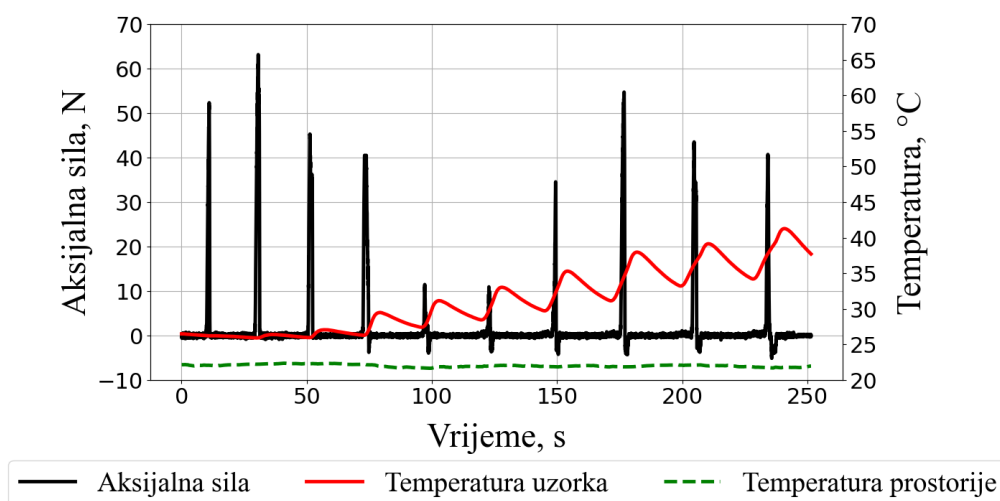
Kao što se može iščitati iz podataka prikazanim u Tablici 24, postupkom bušenja s prekidima se za PETG materijal značajno smanjio prosječan porast temperature, dok se za Sawbones sintetsku kost prosječan porast temperature povećao. U oba slučaja je postignut veći prosjek

najviših izmjerenih sila kod postupka bušenja s prekidima, u odnosu na klasičan postupak bušenja. Primjer bušenja s prekidima za PETG materijal se nalazi na Slici 86.



**Slika 86. Bušenje PETG materijala s prekidima**

Primjer bušenja s prekidima za sintetsku kost proizvođača Sawbones se nalazi na Slici 87.



**Slika 87. Bušenje Sawbones sintetske kosti s prekidima**

S obzirom na to da dva različita uzorka imaju oprečne rezultate, ne može se donijeti konkretan zaključak o učinkovitosti postupka bušenja s prekidima. U svrhu donošenja sigurnijeg zaključka, postupak bušenja s prekidima bi se mogao provesti na životinjskim kostima te s više različitih parametara bušenja, odnosno različitim dubinama bušenja u svakom koraku, različitim posmičnim brzinama, različitim brzinama vrtnje svrdla, kao i s više različitih svrdala. Nedostatak postupka bušenja u intervalima je značajno dulje prosječno vrijeme bušenja u usporedbi s klasičnim postupkom. Zbog toga je upitna prikladnost primjene postupka bušenja u intervalima u stvarnim uvjetima.



### 13. OPRAVDANOST PRIMJENE ZAMJENSKIH MATERIJALA ZA KOST

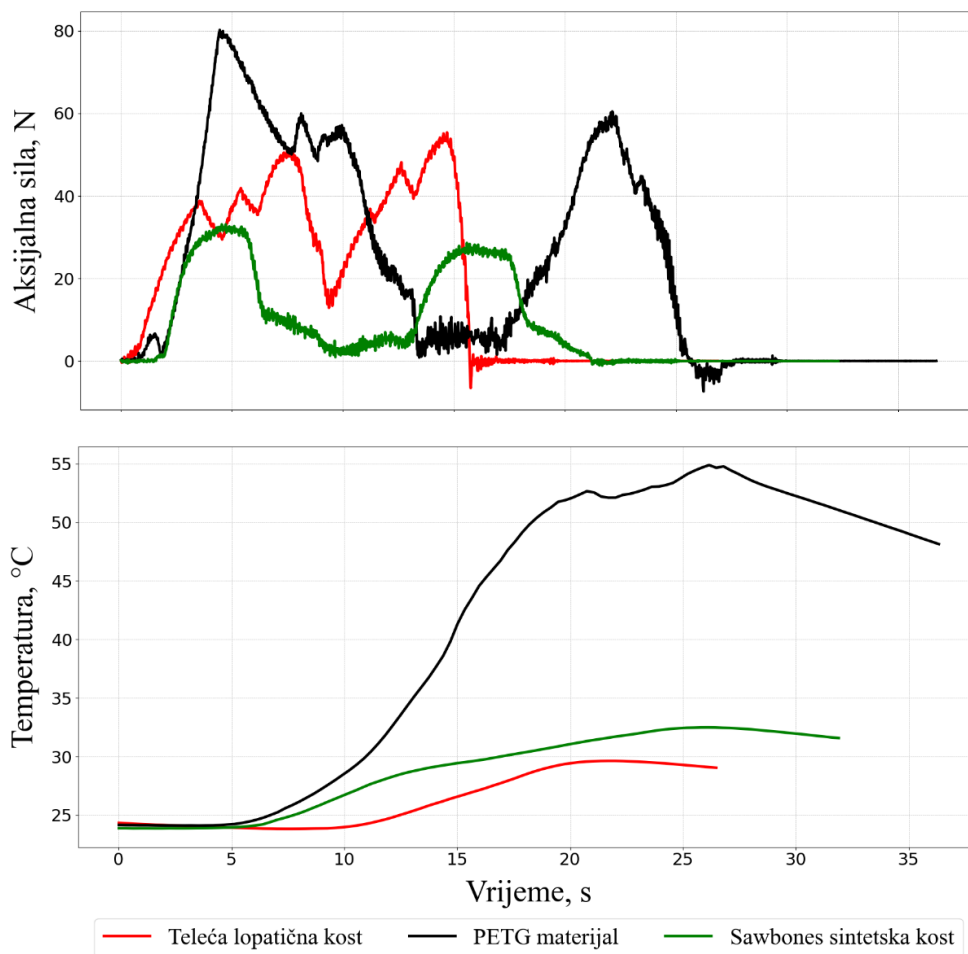
U ovom poglavlju će se razmotriti postoji li opravdanost primjene zamjenskih materijala za kost, kao što su u ovom radu bili 3D ispisani PETG materijal te Sawbones ploča. Za usporedbu će poslužiti rezultati iz poglavlja 9.

Za usporedbu je odabrano medicinsko svrdlo promjera 3,6 mm, nepoznatog proizvođača, s vršnim kutom od 82° i kutom uspona žlijeba od 15°. U svrhu usporedbe su odabrani rezultati kod bušenja posmičnom brzinom od 0,5 mm/s i brzinom vrtnje svrdla od 394 o/min [Tablica 25].

**Tablica 25. Usporedba rezultata na ispitnim uzorcima**

Uzorak	Debljina uzorka $b / \text{mm}$	Posmična brzina $v_f / \text{mm/s}$	Brzina vrtnje svrdla $n / \text{o/min}$	$F_{a,pn} / \text{N}$ $t_p / \text{s}$	$\Delta T_p / ^\circ\text{C}$ $T_{pn} / ^\circ\text{C}$
Teleća lopatična kost	od 5 do 20	0,5	394	54,16 16,95	8,64 32,44
Imitacija od PETG materijala	8,6			62,83 31,42	21,63 48,89
Imitacija proizvođača Sawbones	8,6			34,51 20,19	10,70 35,12

Pogledom na podatke iznesene u Tablici 25, može se zaključiti da medicinsko svrdlo najmanje aksijalne sile postiže kod Sawbones sintetske kosti. Kod PETG materijala su aksijalne sile nešto veće u odnosu na teleću lopatičnu kost [Slika 88]. Vrijednosti su prikazane do trenutka detekcije proboja.



**Slika 88. Usporedba rezultata na bušenim uzorcima**

Iz dijagrama sa Slike 88 može se zaključiti da sintetska kost tvrtke Sawbones najviše odstupa po iznosima sila od prave kosti. Kada su u pitanju aksijalne sile, uzorak načinjen od PETG materijala bolje oponaša pravu kost u kortikalnom sloju kosti. U trabekularnom sloju kosti postoji značajno odstupanje iznosa aksijalnih sila u odnosu na teleću lopatičnu kost. Uzorak proizvođača Sawbones razvija sličnije temperature pravoj kosti.

S obzirom na to da PETG materijal, koji u središnjem sloju ima ispunjenost od 30%, ostvaruje značajno niže aksijalne sile u trabekularnom sloju od teleće lopatične kosti, mogli bi se izraditi uzorci s većim postotkom ispunjenosti u središnjem, trabekularnom sloju. Na uzorcima s većom ispunjenošću bi se trebala ponoviti ispitivanja te donijeti zaključak o utjecaju ispunjenosti PETG materijala na ostvarenu aksijalnu silu u središnjem sloju uzorka.

### 13.1. Usporedba odvojene čestice

S obzirom na teoriju rezanja, stvaranje odvojene čestice ovisi o smičnoj čvrstoći i lomnoj žilavosti materijala. Prema [16], potencijalni zamjenski materijal za kost bi 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 bušenja goveđih kostiju dolazi i do kontinuiranih i do diskontinuiranih odvojenih čestica. Tijekom bušenja PETG materijala se uglavnom stvara kontinuirana odvojena čestica. Do nastanka diskontinuirane odvojene čestice dolazi u središnjem šupljikavom sloju i na samom početku bušenja. Razlog promjene oblika odvojene čestice u kontinuirani oblik je promjena temperature tijekom bušenja. Svojstva polimernih materijala uveliko ovise o temperaturi. Kod bušenja Sawbones sintetskog materijala dolazi do stvaranja kontinuirane, diskontinuirane i praškaste odvojene čestice. Kontinuirane i diskontinuirane čestice nastaju na kompaktnim slojevima, dok se tijekom bušenja središnjeg, šupljikavog sloja stvaraju praškaste odvojene čestice [Slika 89].



**Slika 89. Odvojene čestice nastale bušenjem telećih kostiju (lijevo), PETG materijala (u sredini) i sintetske kosti proizvođača Sawbones (desno)**

S obzirom na odvojene čestice, može se zaključiti kako materijal proizvođača Sawbones prilično dobro oponaša pravu kost.

## 14. ZAKLJUČAK

Da bi se smanjio rizik od pojave termičke osteonekroze i osiguralo učinkovito bušenje, ključno je pažljivo odabrati parametre bušenja.

Nakon provedenih eksperimentalnih bušenja, zaključeno je da veće posmične brzine rezultiraju manjim porastima temperature u bušenim uzorcima, što je u skladu sa zaključcima autora iz literature navedenih u poglavlju 9.

Bušenje industrijskim svrdlima u prosjeku uzrokuje niže aksijalne sile i manje poraste temperature u usporedbi s medicinskim svrdlima. Razlog tomu leži u geometriji svrdla: industrijska svrdla imaju veće kutove uspona žlijeba ( $25^\circ$  i  $30^\circ$ ) u odnosu na medicinska svrdla ( $15^\circ$ ), što omogućuje učinkovitije uklanjanje odvojenih čestica tijekom bušenja. Općenito, bušenje svrdlima s većim kutovima uspona žlijeba rezultira nižom temperaturom.

Kako je opisano u poglavlju 9, medicinska svrdla zbog manjeg vršnog kuta u odnosu na industrijska svrdla, u početnim fazama bušenja ostvaruju manje brzine rezanja, što rezultira duljim vremenom bušenja. Za postizanje veće učinkovitosti medicinskih svrdla bilo bi potrebno primijeniti veće aksijalne sile. Međutim, eksperimentalni postav korišten u ovom radu nije mogao isporučiti dovoljno velike iznose aksijalnih sila za učinkovitije bušenje medicinskim svrdlima. Eksperimentalnim bušenjima se pokazalo da granična vrijednost za aksijalnu silu koju postav može ostvariti iznosi oko 70 N. Pri iznosima aksijalnih sila iznad 70 N, dolazi do smanjenja posmične brzine, odnosno postav ne može održavati zadanu posmičnu brzinu konstantnom.

Manji vršni kut, osim već navedenih nedostataka, ima i svoju prednost. Manji vršni kut omogućuje bolje usmjeravanje svrdla i smanjuje rizik od proklizavanja svrdla u kontaktu s uzorkom. Ova pojava je primijećena kod bušenja teleće lopatične kosti. Površina teleće lopatične kosti nije ravna kao što je to slučaj kod polimernih uzoraka. Medicinska svrdla su preciznije bušila teleću lopatičnu kost u odnosu na industrijska svrdla, odnosno manje su klizala po površini kosti. Preciznost je u stvarnim kirurškim postupcima iznimno važna.

Svrdla s vršnim kutom od  $130^\circ$  su u gotovo svim ispitivanjima s različitim posmičnim brzinama imala zabilježenu najmanju prosječnu vrijednost najveće aksijalne sile. Što se tiče utjecaja vršnog kuta na postignutu temperaturu tijekom bušenja, ne može se donijeti siguran zaključak jer uglavnom nema značajne razlike u postignutim vrijednostima među industrijskim svrdlima s različitim vršnim kutovima. Općenito se može zaključiti, što se tiče parametara na reznom dijelu svrdla, da je poželjan vršni kut svrdla od  $130^\circ$  te što veći kut uspona žlijeba, kako bi se

što bolje odvodila odvojena čestica. U literaturi iz područja bušenja kostiju je prilično zanemaren utjecaj širine žlijeba, no u ispitivanjima na telećoj lopatičnoj kosti se pokazalo da svrdla s istim kutom uspona žlijeba i sa širim žlijebom, unatoč većem promjeru svrdla, mogu ostvariti niže vrijednosti aksijalnih sila.

Na temelju dobivenih podataka u eksperimentalnim bušenjima nije moguće iznijeti konkretan zaključak o utjecaju brzine vrtnje svrdla na iznose aksijalnih sila i na razvijenu temperaturu. Rezultati se razlikuju ovisno o bušenom uzorku i korištenom svrdlu. Također, ni postupak bušenja u intervalima nije dao rezultate uz koje bi se mogao iznijeti sigurniji zaključak.

Imitacija kosti izrađena od PETG materijala dobro oponaša pravu kost u vrijednostima aksijalnih sila u kortikalnom sloju uzorka. Međutim, u trabekularnom sloju rezultati aksijalne sile značajno odstupaju u odnosu na teleću lopatičnu kost. S druge strane, sintetska kost proizvođača Sawbones pokazuje odstupanja od prave kosti u svim slojevima uzorka u pogledu aksijalnih sila. Ipak, u usporedbi s PETG imitacijom, Sawbones sintetska kost ima sličnije vrijednosti temperature bilježene tijekom bušenja, kao i sličniju odvojenu česticu pravoj kosti.

Za detaljnije ispitivanje potencijala umjetnih materijala, posebno onih izrađenih metodom 3D ispisa, potrebno je izraditi više različitih uzoraka s varijabilnim debljinama slojeva te različitim ispunama u središnjem, šupljikavom dijelu. Takav pristup omogućio bi bolju evaluaciju i prilagodbu materijala za specifične primjene u oponašanju svojstava prave kosti.

U budućim bi istraživanjima bilo korisno uzeti u obzir i učinak hlađenja tijekom bušenja. Primjena hlađenja mogla bi značajno utjecati na smanjenje temperature generirane tijekom procesa bušenja. Također, moglo bi se razmotriti i zagrijavanje ispitnih uzoraka (prije svega kostiju životinjskog porijekla) prije postupka bušenja, do tjelesne temperature čovjeka (oko 37 °C), kako bi se moglo zaključiti prelaze li dobivene maksimalne vrijednosti temperature kritičnu vrijednost temperature iznad koje dolazi do pojave termičke osteonekroze (47 °C).

## LITERATURA

- [1] Kovačić, I. Ispitivanje robotskog alata za bušenje kosti lubanje [završni rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2023.
- [2] Medtronic. Integrated Power Console (IPC™). Service Manual Console and Attachments.
- [3] Predavanja iz kolegija Proizvodne tehnologije I. Obrada odvajanjem čestica. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2019.
- [4] Kraut, B. Krautov strojarski priručnik. Zagreb: Sajema d.o.o.; 2009.
- [5] Rebec, B. Rezni alati. Zagreb: Tehnička knjiga; 1972.
- [6] Katalog Walter Titex. The Drilling Tools. 2006.
- [7] Staroveški, T. Modeliranje trošenja medicinskog svrdla. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2013.
- [8] Žižak, T. Utjecaj visokobrzinske obrade na dinamiku bušenja medicinskim svrdlom [diplomski rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2018.
- [9] Ekinović, S. Postupci obrade rezanjem, Zenica: Mašinski fakultet u Zenici, 2003.
- [10] Balder, D. Utjecaj parametara obrade na temperaturu kosti kod postupka bušenja [diplomski rad]. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2008.
- [11] Krmpotić-Nemanić J, Marušić A. Anatomija čovjeka, 2., korigirano izdanje. Zagreb: Medicinska naklada; 2007.
- [12] Matthews LS, Hirsch C. Temperature measured in human cortical bone when drilling. J Bone Joint Surg 1972; 54A:297-308.
- [13] Augustin, G. Termičko oštećenje kosti tijekom bušenja dvostupnjevanim svrdlom i svrdlom s protočnim hlađenjem [disertacija]. Zagreb: Medicinski fakultet; 2011.
- [14] Openstax. Struktura kosti:  
<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 9. studenog 2024.
- [15] Hillery MT, Shuaib I. Temperature effects in drilling of human and bovine bone. J Mater Process Technol. 1999; 92-93:302-8.
- [16] Muramoto Y. Study of Drilling Properties in Bone Biomechanical Model [disertacija]. Lyon: Universite de Lyon; 2020.

- [17] Ehrenfreund T. Razvoj topline u zoni bušenja kosti – usporedba utjecaja svrdla vođenoga rukom ili strojno [disertacija]. Zagreb: Medicinski fakultet; 2019.
- [18] 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.
- [19] 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.
- [20] Fondi C, Franchi A. Definition of bone necrosis by the pathologist. *Clin Cases Miner Bone Metab.* 2007 Jan;4(1):21-6. PMID: 22460748.
- [21] Definicija sekvestra: <https://medicinski.lzmk.hr/clanak/sekvestar>, Pristupljeno: 24. studenog 2024.
- [22] 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
- [23] 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.
- [24] 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.
- [25] Kolucaçik, S., Can, M. i Bahçe, E. Experimental Investigation of Delamination Formed by Bone Drilling. *Tehnički vjesnik,* 2020; 27 (3), 711-717.
- [26] Toplinska provodljivost polimera: <https://ctherm.com/resources/newsroom/blog/the-thermal-conductivity-of-unfilled-plastics/>, Pristupljeno: 26. studenog 2024.
- [27] Toplinska provodljivost PETG polimera: [https://www.matweb.com/search/datasheet\\_print.aspx?matguid=4de1c85bb946406a86c52b688e3810d0](https://www.matweb.com/search/datasheet_print.aspx?matguid=4de1c85bb946406a86c52b688e3810d0), Pristupljeno: 26. studenog 2024.
- [28] 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.
- [29] 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.

- [30] 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.
- [31] 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.
- [32] Sezek S, Aksakal B, Karaca F. Influence od drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments. *Computational Materials Science,* 2012, 60: 13-18.
- [33] 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.
- [34] 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.
- [35] 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.
- [36] 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.
- [37] 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
- [38] Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg (Chic).* 1958 Jan;16(1):22-30. PMID: 13492103.
- [39] 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.
- [40] Feldmann A, Wandel J, Zysset P. Reducing temperature elevation of robotic bone drilling. *Medical Engineering and Physics.* 2016; 38(12), 1495–1504. doi: 10.1016/j.medengphy.2016.10.001 .



## PRILOZI

- I. Poveznica na *Python* skripte, TIA Portal projekte, dobivene rezultate eksperimentalnih bušenja te CAD modele: <https://github.com/ik225856/Experimental-setup-for-bone-drilling>