

Sveučilište u Zagrebu  
Prirodoslovno-matematički fakultet  
Biološki odsjek

Goran Augustin

TERMIČKO OŠTEĆENJE KOSTI TIJEKOM  
OPERATIVNOG ZAHVATA

**Magistarski rad**

Zagreb, 2004.

Sveučilište u Zagrebu  
Prirodoslovno-matematički fakultet  
Biološki odsjek

Goran Augustin

TERMIČKO OŠTEĆENJE KOSTI TIJEKOM  
OPERATIVNOG ZAHVATA

**Magistarski rad**

predložen Biološkom odsjeku  
Prirodoslovno-matematičkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu  
radi stjecanja akademskog stupnja  
magistra prirodnih znanosti biologije

Zagreb, 2004.

# Sažetak

Sveučilište u Zagrebu  
Prirodoslovno-matematički fakultet  
Biološki odsjek

Magistarska teza

## TERMIČKO OŠTEĆENJE KOSTI TIJEKOM OPERATIVNOG ZAHVATA

Goran Augustin

Klinika za kirurgiju Kliničkog bolničkog centra Zagreb

**Sažetak:** Tijekom bušenja kosti, u svrhu operativnog zbrinjavanja prijeloma, dolazi do porasta temperature kosti na mjestu bušenja. Temperatura kosti iznad 47°C uzrokuje ireverzibilnu nekrozu kosti, a posljedica je resorpcija kosti. Zbog toga, stvoreni kanal tijekom bušenja naknadno se proširuje resorpcijom kosti, a umetnuti osteosintetski materijal nije u čvrstom kontaktu sa koštanom strukturom. Posljedica je gubitak apsolutnog mirovanja ulomaka koji je osnovni uvjet uspješnog cijeljenja prijeloma. U istraživanju su analizirani parametri (promjer svrdla, brzina vrtnje svrdla, posmak, hlađenje i vršni kut svrdla) koji utječu na porast temperature kosti mjerene brzoreagirajućim termometrom. Rezultati pokazuju da apsolutno najutjecajniji parametar koji snizuje porast temperature kosti je hlađenje. Povećanje promjera svrdla i broja okretaja svrdla uzrokuju i viši porast temperature. Promjene vršnog kuta svrdla nisu pokazale značajan utjecaj na povećanje temperature kosti. Povećanjem posmaka (brzine prodiranja svrdla) smanjuje se porast temperature kosti. Termografskim zapisom također se mjerio porast temperature kosti, a prednost je u prikazu trodimenzionalnog širenja porasta te temperature. Termografski prikaz pokazuje širenje porasta temperature duž kortikalisa kosti koji je ujedno najtvrdi dio kosti i stvara najveći otpor, odnosno trenje tijekom bušenja. Medularni kanal zbog rahle strukture pridonosi isključivo raspršenju topline.

Rad je pohranjen u Nacionalnoj i sveučilišnoj knjižnici, Hrvatske Bratske Zajednice 4

**Ključne riječi:** termička osteonekroza, temperatura kosti, bušenje, hlađenje, svrdlo, infracrvena termografija

**Mentor:** doc.dr.sc. Slavko Davila

**Ocjenjivači:** prof.dr.sc. Vasilije Nikolić  
doc.dr.sc. Slavko Davila  
prof.dr.sc. Dušan Volf  
prof.dr.sc. Aljoša Matejčić

**Rad prihvaćen** 10.11. 2004. na sjednici vijeća Biološkog odsjeka, PMF

## Abstract

University of Zagreb  
Faculty of Science  
Department of Biology

Master of Science Thesis

# THERMAL BONE IMPAIRMENT DURING SURGICAL PROCEDURE

Goran Augustin

Department of Surgery, University Hospital Center Zagreb

**Abstract:** During bone drilling, as a part of surgical treatment of fractures, bone temperature increases at drilling site. Bone temperature above 47°C causes irreversible bone necrosis, with bone resorption at drilling site. As a consequence, a canal formed during drilling is subsequently widened, as a result of bone resorption. Final result is weakened contact of implants with bone and loss of rigid fixation which is basic condition of successful fracture healing. This experiment analyses factors (drill diameter, drilling speed, drilling force, irrigation and drill point angle) that influence on increase of bone temperature measured by thermocouple. Irrigation is the most important cooling factor that causes minimal increase in bone temperature. Increase in drill diameter and increase in drilling speed cause increase in bone temperature. Changes in drill point angle did not show significant influence in increase of bone temperature. Increase in drilling force causes lesser increase in bone temperature. Thermography was used to measure bone temperatures, and advantage is presentation of three-dimensional spread of increase in bone temperature. Thermography showed that increase in bone temperature spreads through cortical bone which is most compact and dense part, and generates highest frictional heat during drilling. Medullar cavity because of its gelatinous structure contributes only to thermal dissipation.

Thesis deposited in National and University Library, Hrvatske Bratske Zajednice 4

**Keywords:** thermal osteonecrosis, bone temperature, drilling, irrigation, drill, infrared thermography

**Supervisor:** Slavko Davila, Ph.D, Ass. Professor of Surgery

**Reviewers:** Vasilije Nikolić, Ph.D, Professor of Anatomy  
Slavko Davila, Ph.D, Ass. Professor of Surgery  
Dušan Volf, Ph.D, Professor of Biology  
Aljoša Matejčić, Ph.D. Professor of Surgery

**Thesis accepted:** 10. November 2004.

---

Ovaj magistarski rad izrađen je u Zavodu za Alatne strojeve Fakulteta Strojarsstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu pod vodstvom doc. dr. sc. Slavka Davile sa Zavoda za traumatologiju Kirurške klinike Rebro KBC Zagreb, prof. dr. sc. Tomislava Udiljaka sa Zavoda za Alatne strojeve Fakulteta Strojarsstva i brodogradnje i u sklopu Sveučilišnog poslijediplomskog studija pri Biološkom odsjeku Prirodoslovno-matematičkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

---

## ZAHVALA

Iskrenu zahvalnost dugujem svom učitelju i voditelju doc. dr. sc. Slavku Davili na pomoći i sugestijama tijekom izrade ovog rada bez čije pomoći ovo istraživanje ne bi bilo uspješno dovršeno

Također posebnu zahvalnost dugujem svim članovima Katedre za alatne strojeve Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu pod vodstvom prof. dr. sc. Tomislava Udiljaka kao i Kristijana Mihocija, dipl. ing., čija su znanja o strojnom bušenju pridonijela pouzdanosti, preciznosti, a time i kvaliteti ovog rada

Zavod bez kojeg bi kvaliteta ovog rada bila upitna je Zavod za mjerenja i automatsko vođenje procesa Fakulteta kemijskog inženjerstva i tehnologije, pod vodstvom prof. dr. sc. Juraja Božičevića, i Denisa Stjepana Vedrine, dipl. ing. koji su moju ideju o termografskoj analizi zagrijavanja kosti tijekom bušenja sprovedli u djelo

Bez statistike nema napretka znanosti, a bez dr. sc. Miljenka Košičeka ne bi bilo statistički obrađenih rezultata ovog istraživanja. Ne trebam posebno isticati koliko toga dugujem upravo tom gospodinu

Zahvalnost dugujem i svim članovima Kirurške klinike Rebro koji su mi na bilo koji način pomogli da uspješno završim ovaj rad

Na kraju, ali zato ne manje važno, hvala roditeljima i sestri koji su podnosili sve oblike mog raspoloženja kao i dugotrajna izbivanja, tijekom izrade i kompletiranja ovog rada

# SADRŽAJ

<b>1. UVOD</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Građa i funkcija koštanog sustava</b>	
1.1.1 Građa koštanog sustava	2
1.1.1.1 Koštane stanice	2
1.1.1.2 Koštani (ekstracelularni) matriks	3
1.1.2 Mineralizacija kosti	4
1.1.3 Pregradnja i rast kosti	5
1.1.4 Čimbenici funkcije koštanog sustava	7
1.1.4.1 Kalcij	7
1.1.4.2 Fosfor	8
1.1.4.3 Vitamin D	8
1.1.4.4 Parathormon (PTH)	9
1.1.4.5 Peptid sličan PTH-u (PTH-rP)	9
1.1.4.6 Kalcitonin	9
1.1.4.7 Faktori rasta	9
1.1.4.8 Ostali faktori i hormoni	10
<b>1.2 Normalno koštano cijeljenje</b>	
1.2.1 Biomehanika prijeloma	12
1.2.1.1 Istezanje ( <i>tension</i> )	15
1.2.1.2 Kompresija ( <i>compression</i> )	15
1.2.1.3 Smicanje ( <i>shear</i> )	15
1.2.1.4 Savijanje ( <i>bending</i> )	15
1.2.1.5 Torzija ( <i>torsion</i> )	15
1.2.1.6 Apsorpcija energije	16
1.2.1.7 Uloga mekih tkiva	16
1.2.2 Primarno koštano cijeljenje	17
1.2.2.1 Kontaktno	18
1.2.2.2 Pukotinasto	18
1.2.3 Sekundarno koštano cijeljenje	19
1.2.4 Čimbenici koji utječu na cijeljenje prijeloma	21
1.2.4.1 Lokalni	21
1.2.4.2 Opći	23
1.2.5 Mehanička okolina cijeljenja prijeloma	24
1.2.6 Procjena cijeljenja prijeloma	26
<b>1.3 Poremećeno koštano cijeljenje</b>	
1.3.1 Produženo koštano cijeljenje	28
1.3.2 Pseudoartroza (lažni zglob)	28
1.3.2.1 Biološki vitalne pseudoartroze	28
1.3.2.2 Biološki avitalne pseudoartroze	28
1.3.3 Loše srasli prijelomi	30
1.3.4 Sudeckov sindrom	30
<b>1.4 Termičko oštećenje kosti</b>	
1.4.1 Uvodne napomene	38

1.4.2 Definicija termičkog oštećenja kosti .....	31
1.4.3 Bušenje .....	32
1.4.3.1 Kinematika svrdla tijekom bušenja .....	32
1.4.3.2 Elementi režima obrade .....	35
1.4.4 Parametri koji utječu na porast temperature tijekom bušenja kosti .....	36
1.4.4.1 Debljina kortikalisa .....	36
1.4.4.2 Geometrija svrdla .....	36
1.4.4.3 Brzina vrtnje svrdla .....	37
1.4.4.4 Promjer svrdla .....	37
1.4.4.5 Sila pritiska na svrdlo tijekom bušenja kosti .....	37
1.4.4.6 Nova ili istrošena svrdla .....	38
1.4.4.7 Vodilica za svrdlo .....	38
1.4.4.8 Hlađenje svrdla .....	39
1.4.4.9 Predrilling .....	39
1.4.4.10 Vršni kut svrdla .....	39
1.4.5 Metode za određivanje oštećenja kosti .....	40
1.4.5.1 Histologija .....	40
1.4.5.2 Histokemija .....	40
1.4.5.3 Vitalna mikroskopija .....	41
1.4.6 Infracrveno (IC) zračenje .....	41
1.4.6.1 Povijest infracrvenog zračenja .....	41
1.4.6.2 Elektromagnetski spektar .....	42
1.4.6.3 Prijenos topline zračenjem .....	43
1.4.6.4 Karakteristike zračenja površina krutih tijela .....	43
1.4.6.5 Zračenje crnog tijela .....	44
1.4.6.6 Zračenje necrnih tijela .....	45
1.4.6.7 Pirometrija zračenja .....	45
1.4.6.8 Optički sustavi .....	46
1.4.7 Termografsko snimanje i infracrvena (IC) kamera .....	47
1.4.7.1 Parametri rada termografskih sustava .....	47
1.4.7.2 Termografski instrumenti .....	49
1.4.7.3 Uvod u primjenu .....	51
<b>2. CILJ ISTRAŽIVANJA .....</b>	<b>52</b>
<b>3. MATERIJALI I METODE .....</b>	<b>53</b>
<b>4. REZULTATI .....</b>	<b>60</b>
<b>5. RASPRAVA .....</b>	<b>79</b>
<b>6. ZAKLJUČAK .....</b>	<b>84</b>
<b>7. LITERATURA .....</b>	<b>85</b>
<b>8. POPIS OZNAKA I KRATICA .....</b>	<b>90</b>
<b>9. ŽIVOTOPIS .....</b>	<b>91</b>



# UVOD

# 1

Stoljetnim razvojem traumatologije uspostavljena su dva osnovna pristupa zbrinjavanja prijeloma: konzervativni i operativni. Osnovni princip konzervativnog zbrinjavanja je uspostavljanje prvobitnog fiziološkog položaja frakturnih ulomaka različitim tehnikama bez direktnog pristupa na kost, dakle bez daljnjeg traumatiziranja tkiva. Operativni pristup je invazivan terapijski pristup. Prilikom rješavanja prijeloma traumatolog upotrebljava razna dlijeta, pile, bušilice, vijke i pločice koje, iako neophodne za stabilizaciju prijeloma, oštećuju tkivo bolesnika. Kako je takvo oštećenje tkiva prilikom operativnog zahvata nemoguće izbjeći, jedan od glavnih ciljeva je minimalizirati oštećenje tkiva, što rezultira manjim brojem komplikacija i bržim oporavkom.

Jedan od bitnih elemenata koji otežava i prolongira normalno cijeljenje kosti je termička nekroza kosti. Radi se o oštećenju kosti stvaranjem povišene temperature tijekom bušenja. Oštećenje kosti oko mjesta bušenja u vidu nekroze uzrokuje nestabilnost elemenata korištenih upravo za fiksaciju frakturnih ulomaka što rezultira pomakom ulomaka i time onemogućuje međusobno prilijeganje i mirovanje frakturnih ulomaka. Kao krajnji rezultat usporeno je cijeljenje kosti na mjestu prijeloma.

Mnogo je parametara koji utječu na porast temperature kosti tijekom bušenja, ali ti parametri nisu sustavno ispitivani tijekom bušenja kosti. Kompleksnost tog problema moguće je uvidjeti iz kompleksnosti strukture i funkcije samog koštanog sustava koji nije samo mehanička potpora tijela nego sustav sa mnogobrojnim metaboličkim funkcijama koje mogu biti poremećene povišenom temperaturom.

Postavlja se pitanje da li je moguće smanjiti porast temperature tijekom bušenja kosti čime bi se smanjili metabolički poremećaji kosti i ujedno smanjio broj komplikacija vezanih uz termičko oštećenje? Koji su to parametri odgovorni za povišenje temperature tijekom bušenja i da li je moguće utjecati na te parametre da bi povišenje temperature tijekom bušenja kosti bilo minimalno?

## 1.1 Građa i funkcija koštanog sustava

### 1.1.1 Građa koštanog sustava

Koštani sustav omogućuje mehaničku potporu i zaštitu tijela te sudjeluje u regulaciji metabolizma kalcija, magnezija fosfora, natrija i acidobazne ravnoteže. Sadržava 99% sveukupnog tjelesnog kalcija, 90% fosfora, oko 50% magnezija i oko 30% natrija, a koristi 10% ukupnog protoka krvi. To sve zajedno upućuje na njegovu aktivnu metaboličku funkciju, a ne kako se nekad mislilo, da kosti imaju isključivo pasivnu potpornu ulogu. Kost se sastoji od celularnog dijela, tj. koštanih stanica i ekstracelularnog dijela koji se sastoji od minerala odloženih u organskom matriksu.

#### 1.1.1.1 Koštane stanice

Koštano tkivo sadrži tri vrste stanica: osteoblaste, osteocite i osteoklaste.

*Osteoblasti* nastaju iz vezivne strome i uvijek su smješteni na površini koštanog tkiva, poredani u nizu, poput stanica jednoslojnog epitela. Sadržavaju koštani izoenzim alkalne fosfataze i receptore za parathormon (PTH) i vitamin D<sub>3</sub> (1,25-dihidroksikolekalciferol). Uz osnovnu bjelančevinu – kolagen tip I, izlučuju i druge bjelančevine: osteokalcin, GLA-protein matriksa, sialoproteine I i II, proteoglikane, osteonektin i fosfoprotein (58). Tijekom sinteze organskog matriksa, sastojci matriksa izlučuju se na staničnoj površini koja se dodiruje sa starijim koštanim matriksom i nastaje sloj novog, još nemineraliziranog matriksa između osteoblasta i prethodno stvorene kosti. Ta izgradnja kosti završava odlaganjem kalcijevih soli u netom stvoreni organski matriks (osteoid). U tom procesu sudjeluju i osteoblasti koji svojim citoplazmatskim izdancima međusobno komuniciraju (31).

Kada se osteoblast potpuno okruži tek izlučenim matriksom postaje *osteocit* (najbrojnije stanice koštanog sustava) koji je smješten u lakunama između lamela matriksa i međusobno je povezan citoplazmatskim izdancima okolnih osteocita te okružen ekstracelularnom tekućinom. Svaka lakuna sadrži samo jedan osteocit. Citoplazmatski nastavci su u međusobnoj komunikaciji putem tijesnih spojeva (engl. *tight junctions*) putem kojih hranjive tvari dolaze u stanice. Izmjena nekih molekula između osteocita i krvnih žila obavlja se i putem male količine ekstracelularne tekućine. Takvom se izmjenom može prehraniti petnaestak stanica. U usporedbi sa osteoblastima, osteociti su spljošteni i manje aktivni od osteoblasta, a svojim metabolizmom održavaju koštani matriks. Nakon propadanja osteocita matriks se resorbira. Funkcija mreže povezanih osteocita nije jasna. Pretpostavlja se da ima ulogu u prenošenju informacije o veličini mehaničke sile koja djeluje na površinu kosti, što bi trebalo biti važno za odabir aktivnosti točno određenih jedinica pregradnje kosti.

*Osteoklasti*, stanice potrebne za resorpciju kosti, nastaju spajanjem mononuklearnih fagocita porijeklom iz matičnih stanica hematopoeze (13). Zbog toga su to velike stanice koje sadržavaju 5-50 pa i više jezgara. Brojni faktori kao što su granulocitno/makrofagni faktor rasta (GM-CSF), interleukin 1 i 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub> sudjeluju u procesu sazrijevanja osteoklasta (28). Sposobnost izazivanja resorpcije ovisi o pokretljivosti osteoklasta i njihovoj sposobnosti stvaranja kisele sredine u okolini stanice. U aktivnih osteoklasta od površine kojom dodiruju koštani matriks odlaze nepravilni, često razgranati izdanci koji čine tzv. nabrani rub. Taj rub znatno povećava aktivnu resorpcijsku površinu i ujedno obuhvaća male čestice koje se razgrađuju enzimima. Kisela sredina površine ispod nabranog ruba osteoklasta (Howshipove lakune) omogućuje

optimalne uvjete brojnim enzimima (kolagenaze, proteoglikanaze i druge metaloproteinaze, lizosomske kisele hidrolaze/proteolitički katepsin, tiolproteaze) koji sudjeluju u razgradnji koštanog matriksa. Osteoklasti stvaraju i izlučuju vodikove ione uz pomoć enzima karboanhidraze i specifičnih transportnih mehanizama (uključivši i izmjenu natrijevih i vodikovih iona putem  $N^+/H^+$  kontratransporta), te ATP-ovisnih protonskih pumpi. Posebnost osteoklasta je prisutnost enzima kisele fosfataze, te receptora za kalcitonin i vitronektin na površini stanice (32).

#### 1.1.1.2 Koštani (ekstracelularni) matriks

*Anorganska tvar* čini oko 50% suhe mase koštanog matriksa. Najviše ima kalcija i fosfora koji tvore kristale hidroksiapatita, sastava  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ , ali ima i dosta amornog (nekristalinog) kalcij-fosfata. Kristali hidroksiapatita vide se elektronskim mikroskopom kao pločice veličine  $40 \times 25 \times 3$  nm. One leže duž kolagenih vlakana, a okružene su amornom osnovnom tvari. Ioni na površini hidroksiapatita su hidratirani, te se oko kristala nalazi sloj vode i iona. To je hidratacijska ljuska koja olakšava izmjenu iona između kristala i tjelesnih tekućina (36).

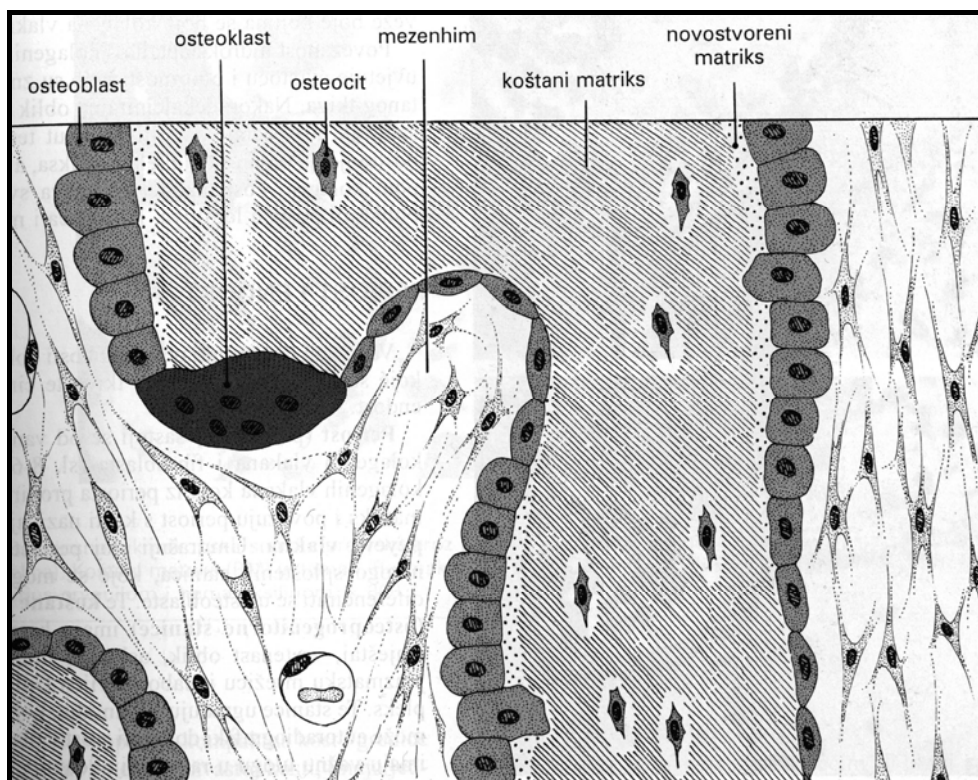
*Organsku tvar* čini kolagen tipa I i amorfna osnovna tvar, koja sadržava glikozaminoglikane udružene sa proteinima. Kolagen je osnovna ekstracelularna bjelančevina u kostima. Poznato je 19 tipova kolagena s različitim rasporedom i različitom ulogom u tkivima. Najviše kolagena tipa I ima u kostima, tetivama, dentinu, ligamentima i koži (dermis). U kostima se može naći mala količina kolagena tipa V, dok se u tetivama, ligamentima i dermisu nalaze male količine kolagena tipa III-VII. Molekula kolagena građena je od tri polipeptidna  $\alpha$ -lanca međusobno isprepletana u spiralu. Tip I sastoji se od dva  $\alpha_1$  i jednog  $\alpha_2$  lanca. Sinteza kolagena počinje sintezom pojedinačnih  $\alpha$ -lanaca, nizanjem aminokiselina na poliribosomima vezanim za hrapavu endoplazmatsku mrežicu. Enzimskom razgradnjom iz preprokolagena nastaje prokolagen koji se izlučuje iz stanice. Izvan stanice prokolagen-peptidaze odcjepljuju registracijske peptide i tako nastala bjelančevina naziva se tropokolagen čijim udruživanjem nastaju kolagena vlakna. Čvrstoća vlakana povećava se stvaranjem kovalentnih poprečnih veza između molekula tropokolagena koje katalizira enzim lizil-oksidaza. Kolagena vlakna mogu se dalje udruživati u vlakna, pa u snopove vlakana i time dobivati na čvrstoći. Budući da nisu elastična, a zbog molekularnog ustroja otpornija su prema vlaknu (istezanju) od čelika, to je ujedno i osnovna funkcija kolagena tipa I (36).

*Glikozaminoglikani* (stariji naziv kiselih mukopolisaharidi) su ravni polipeptidni lanci sastavljeni od disaharidnih jedinica, koje se sastoje od uronske kiseline i heksozamina. Heksozamin može biti glukozamin ili galaktozamin, a uronska kiselina može biti glukuronska ili iduronska kiselina. S izuzetkom hijaluronske kiseline, ravni glikozaminoglikanski lanci su kovalentno vezani za središnji bjelančevinski lanac s kojim tvore molekulu proteoglikana. To je trodimenzionalna tvorba koja se može usporediti sa četkicom za pranje epruveta, na kojoj bi žica u sredini bila središnja bjelančevina, a dlačice su glikozaminoglikani. U hrskavici se molekule proteoglikana vežu za lanac hijaluronske kiseline pa tvore još veće molekule, proteoglikanske agregate. U proteoglikanima prevladava ugljikohidratni dio molekule i čini 80-90% mase makromolekule. Zbog tih svojstava proteoglikani mogu vezati na sebe velik broj kationa (najčešće natrija) pomoću elektrostatskih (ionskih) veza, što ih čini izrazito hidratiziranim molekulama sa slojem vezane vode oko sebe. U tom stanju ispunjavaju mnogo veći prostor nego u nehidratiziranom. Nalaze se u kostima u maloj količini i čine otprilike 1% suhe mase kosti. Od nekoliko vrsta glikozaminoglikana, u kostima je najčešći hondroitin 4-sulfat (35).

*Osteokalcin* je polipeptid koji čini otprilike 1-2% ukupnih bjelančevina kostiju. Na polipeptid su vezane dvije gamakarboxiglutaminske kiseline. Stoga se osteokalcin naziva i koštani GLA protein (GLA, od engl. gamma-carboxyglutamic acid). Za sintezu osteokalcina potreban je vitamin K, a stvaranje osteokalcina se povećava pod utjecajem  $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$ . Osteokalcin se veže s kalcijem pa je moguće da ima fiziološku ulogu u procesu mineralizacije koštanog matriksa, a možda i u posredovanju koštane resorpcije. Osteokalcin se stvara samo u osteoblastima i nakon lučenja iz stanice odlaže se u ekstracelularnom koštanom matriksu. Otprilike 15% stvorenog osteokalcina odlazi u cirkulaciju. Postoje radioimunološke metode kojima se može odrediti njegova razina u krvi, a koja upućuje na stupanj aktivnosti osteoblasta odnosno na brzinu stvaranja nove kosti (53).

### 1.1.2 Mineralizacija kosti

U procesu mineralizacije kosti hidroksiapatit se odlaže na organski matriks (osteoid) koji izlučuju osteoblasti. Time dolazi do ovapnjenja koštanog matriksa i postizanja čvrstoće same kosti. Brzina odlaganja minerala ovisi o koncentraciji kalcija i fosfora u ekstracelularnoj tekućini. Koncentracija kalcija i fosfora kakva se nalazi u ultrafiltratu plazme dovoljna je za uredan proces mineralizacije. Smatra se da koštane stanice (osteoblasti, osteociti) mogu utjecati na lokalnu koncentraciju iona kalcija i fosfora. Kolagen koji izlučuju osteoblasti katalizira početno odlaganje minerala iz ekstracelularne tekućine (slika 1).



**Slika 1.** Prikaz procesa okoštavanja. Osteoblasti sintetiziraju kolagen čime nastaje tračak matriksa koji postupno okružuje osteoblaste i oni se postupno diferenciraju u osteocite. (Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO (1995) Osnove histologije, Školska knjiga, Zagreb, 143)

### 1.1.3 Pregradnja i rast kosti

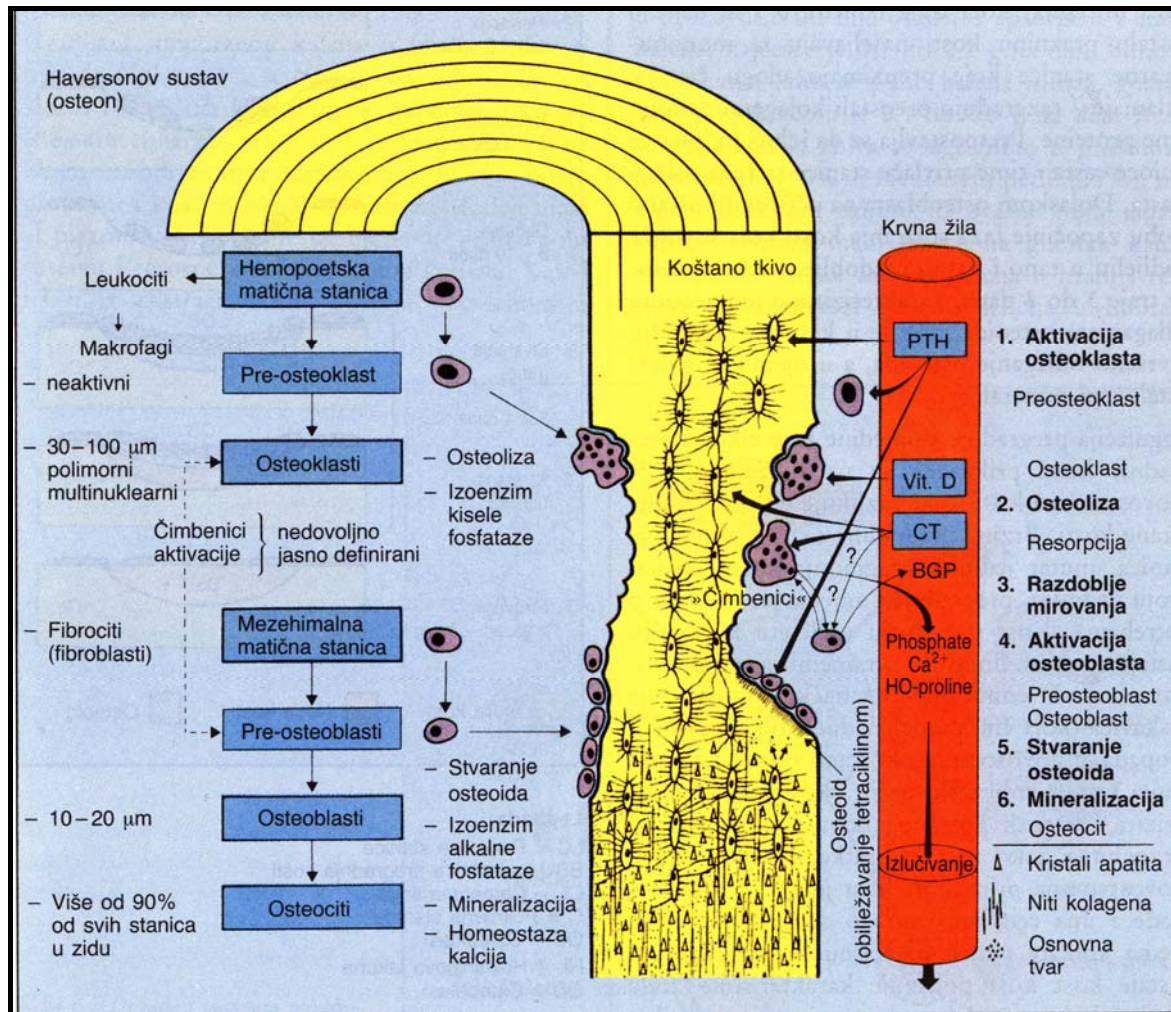
Proces pregradnje kosti osigurava funkcionalnu cjelovitost koštanog tkiva, a važan je i za njegovu metaboličku ulogu. Kost neprestano mijenja svoju unutrašnju građu; stara se kost razgrađuje, a umjesto nje stvara se nova kost (27). Procesi razgradnje i stvaranja kosti su povezani i odvijaju se unutar tzv. jedinica pregradnje kosti. U takvim jedinicama pregradnje aktivnost osteoklasta usklađena je s aktivnošću osteoblasta. Mehanizam aktivacije pregradnje djelomično je poznat, a počinje podražajem osteoblasta lokalnim ili sistemskim činiteljima. Najčešće spominjani sistemski činitelji su PTH,  $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$  i  $\text{PgE}_2$  (prostaglandin  $\text{E}_2$ ).

**Faza aktivacije** traje od nekoliko sati do tri dana. U tom razdoblju osteoblasti povećavaju stvaranje enzima kolagenaze i aktivatora plazminogena, a vjerojatno i određene tvari (citokina) zasad nepoznate kemijske građe koja potiče osteoklastičnu aktivnost. Aktivirani osteoklasti započinju razdoblje resorpcije koje traje nekoliko dana. Osteoklasti u tom vremenu stvaraju Howshipove lakune u spužvastoj kosti, a Haversove kanale u kortikalnoj kosti. Praznina kosti nastala djelovanjem osteoklasta poprima oblik stožca.

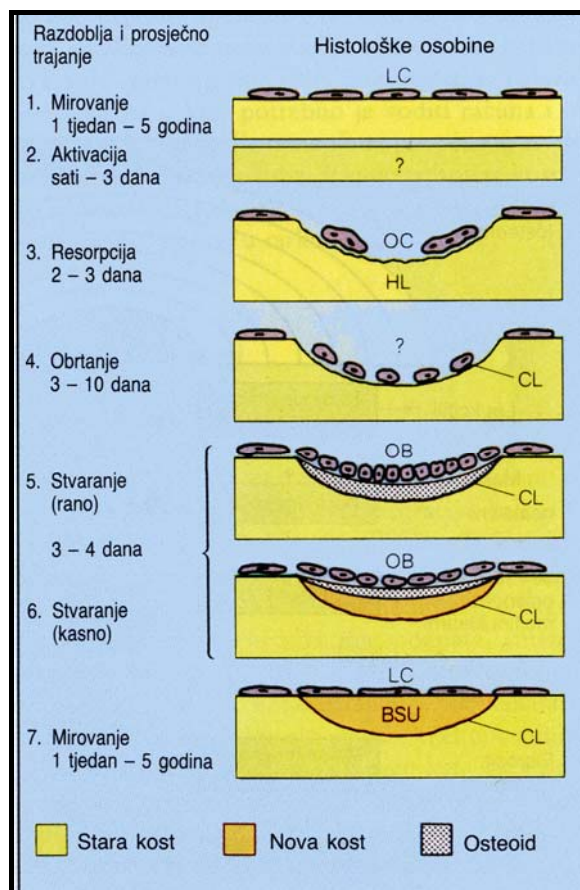
U slijedećem razdoblju (**faza obrtanja**) koja traje između 3 i 10 dana, u nastalu prazninu kosti naseljavaju se mononuklearne stanice koje preuzimaju ulogu čistača, uklanjajući/razgrađujući preostali kolagen i nekolagene proteine. Pretpostavlja se da izlučuju lokalne činitelje rasta i time privlače osteoblaste.

Dolaskom osteoblasta na očišćenu koštanu plohu započinje **faza stvaranja kosti** koja se može podijeliti u rano i kasno razdoblje. Rano razdoblje traje 3-4 dana, a karakterizirano je početnim odlaganjem osteoida, dok je u kasnom razdoblju završeno odlaganje osteoida, a u njemu se nalazi i istaloženi mineral.

Regulacija i pojedine faze ciklusa pregradnje kosti prikazane su na slikama 2 i 3. Novostvorena kost ne razlikuje se od stare kosti.



**Slika 2.** Porijeklo koštanih stanica i prikaz njihovih funkcija. Preuzeto iz Koršić M (1993) Građa i funkcija koštanog sustava. Medicus, Vol 1, Broj 2, Str. 7



### Legenda

- LC – pokrovne stanice
- BSU – jedinica pregradnje kosti
- CL – cementna linija
- OC – osteoklast
- HL – Howshipova lakuna
- OB – osteoblast

**Slika 3.** Grafički prikaz pojedinih faza pregradnje kosti. Preuzeto iz Koršić M (1993) Građa i funkcija koštanog sustava. Medicus, Vol 1, Broj 2, Str. 8

## 1.1.4 Čimbenici funkcije koštanog sustava

### 1.1.4.1 Kalcij

U organizmu se nalazi ukupno 1-2 kg kalcija, a razina kalcija u ekstracelularnoj tekućini održava se između 2,2-2,6 mmol/L. Kalcij se u plazmi nalazi u tri oblika: 40% kalcija vezano je za proteine plazme (uglavnom albumin), 10% difuzibilnog kalcija čini komplekse sa različitim anionima (citrati, fosfati, bikarbonati), a preostalih 50% odnosi se na ionizirani kalcij. Kalcij sudjeluje u mnogim procesima organizma. Ionizirani kalcij potreban je za stanične funkcije kao što su pokretljivost, egzocitoza, endocitoza, fagocitoza (54). Koncentracija ioniziranog kalcija u stanici je niska, otprilike 0,1  $\mu\text{mol/L}$ . Gradijent ioniziranog kalcija ekstracelularne tekućine (plazme) i staničnog slobodnog kalcija iznosi 10.000 : 1. Koncentracija ioniziranog kalcija u ekstracelularnoj tekućini je konstantna. Važnu ulogu u održavanju homeostaze kalcija imaju probavni i koštani sustav, te bubrezi. Kalcij ulazi u plazmu apsorbiranjem iz hrane u probavnom sustavu i resorpcijom iz koštanog sustava. Iz ekstracelularne tekućine izlazi ekskrecijom u probavni sustav, taloženjem u kost i gubi se u mokraći i znoju. Pojedinačni doprinos navedenih sustava mijenja se u raznim stanjima. Unos kalcija hranom varira od 0,2 do 2,5 g na dan. Najviše kalcija se apsorbira u proksimalnom dijelu tankog crijeva gdje dominira aktivni transport. Apsorpcija se pojačava u doba rasta, trudnoće i dojenja. Za normalnu apsorpciju kalcija potrebno je djelovanje aktivnog metabolita vitamina D. Djelotvornost apsorpcije obrnuto je proporcionalna količini kalcija u hrani; ako je unos kalcija 0,5 g/dan, u crijevu će se

apsorbirati 0,25 g (50%), a ako je unos 1,5 g, apsorbirat će se 0,5 g (33%). Gubitak kalcija lučenjem u probavni trakt nije ovisan o apsorpciji i unosu kalcija i najčešće iznosi 0,1-0,2 g/dan. Iako se puno kalcija filtrira, gubitak mokraćom iznosi 0,1-0,3 g/dan. Reapsorpcija kalcija zbiva se uglavnom u proksimalnom tubulu (60%) i Henleovoj petlji (25%), manje u distalnom tubulu. U većine ljudi sadržaj kalcija u hrani malo utječe na njegov gubitak mokraćom. U stanju ravnoteže količina kalcija koja se odlaze u kost jednaka je količini koja iz nje izlazi. Negativnu ravnotežu kalcija izazvat će smanjeni unos, manjak PTH, manjak vitamina D, bolesti crijevne sluznice (bubrežni mehanizam nije dostatan za čuvanje kalcija). U stanjima negativne ravnoteže kalcija povećana resorpcija kosti održava normalnu koncentraciju kalcija u ekstracelularnoj tekućini, naravno uz cijenu progresivnog gubitka kosti.

#### 1.1.4.2 Fosfor

Odrasla osoba sadržava otprilike 1 kg fosfora, a najveći dio (85-90%) nalazi se u kostima. Fosfor je potreban za odvijanje gotovo svih metaboličkih procesa. Koncentracija fosfora u plazmi je između 0,9 i 1,3 mmol/L. Apsorpcija fosfora u crijevu je 70-90%, a ovisi o njegovoj količini u hrani. Apsorpcija je veća kada je sadržaj fosfora manji. Razina fosfora u krvi najviše ovisi o funkciji bubrega. Fosfor filtriran u glomerulima, velikim se dijelom reapsorbira u proksimalnim tubulima tako da se normalno izluči 10-15% filtrirane količine. Kada se smanji količina filtriranog fosfora, povećava se reapsorpcija i obrnuto (54). Količina fosfora u mokraći odražava količinu fosfora u prehrani. Negativna ravnoteža vrlo je rijetko uzrokovana nedovoljnom apsorpcijom fosfora iz probavnog trakta, jer održavanje normalne ravnoteže ovisi o djelotvornosti bubrežnog mehanizma.

#### 1.1.4.3 Vitamin D

Iako je poznat kao vitamin, tj. tvar koja se mora nalaziti u prehrani, vitamin D nastaje u koži djelovanjem UV svjetla. Ultraljubičasto svjetlo cijepa B-prsten 7-dehidrokolesterola iz kojeg nastaje previtamin D<sub>3</sub>. Nakon rotacije A-prstena iz previtamina D<sub>3</sub> nastaje *vitamin D<sub>3</sub> (kolekalciferol)*. Cirkulacijom kolekalciferol dolazi u jetru gdje se pomoću mitohondrijskih i mikrosomalnih enzima hidroksilira u hidroksikolekalciferol 25(OH)D<sub>3</sub>. U fiziološkoj koncentraciji je bez učinka. Daljnje metaboličke promjene odvijaju se u bubregu gdje dolazi do hidroksilacije na 1 ili 24 C atomu, pa nastaje 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub>. 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub> metabolizira se u 1,24,25(OH)<sub>3</sub>D<sub>3</sub>. U krvi cirkulira α<sub>1</sub> globulin – proteinski nosač za vitamin D koji posjeduje veliki afinitet vezanja za 25(OH)D<sub>3</sub> i 24,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub>, a malen afinitet za 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub>.

Glavno biološko djelovanje 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub> je stimulacija apsorpcije kalcija. Vitamin D<sub>3</sub> veže se za steroidni receptor u stanici. Kompleks vitamin D-receptor aktivira transkripciju gena: u stanici sluznice crijeva povećava se sinteza mRNA za bjelančevinu koja veže kalcij, a u osteoblastima mRNA za osteokalcin. Bjelančevina koja veže kalcij ima važnu ulogu u regulaciji transporta kalcija kroz stanice sluznice crijeva. 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub> povećava aktivnost enzima koji metaboliziraju 25(OH)D<sub>3</sub> u biološki neaktivne metabolite i time skraćuje vrijeme polueliminacije 25(OH)D<sub>3</sub>. Pretpostavlja se da je to mehanizam kojim se organizam čuva od intoksikacije vitaminom D kod prekomjernog sunčanja. 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub> povećava resorpciju kosti vjerojatno u sinergizmu sa PTH-om. Zreli osteoklasti nemaju receptor za PTH i 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub>; prema nekim opažanjima PTH i 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub> mogu izazvati resorpciju kosti tako da stimuliraju sazrijevanje nezrelih predstadija osteoklasta, odnosno povećavaju aktivnost zrelih osteoklasta posredno, poticanjem lučenja citokina iz osteoblasta (54).



*Ergokalciferol (vitamin D<sub>2</sub>)* je tvar koja se dobiva iz ergosterola, a dodaje se prehranbenim namirnicama. U organizmu prolazi sve metaboličke promjene kao i kolekalciferol. Vitamin D<sub>2</sub> i vitamin D<sub>3</sub> su ekvivalentne biološke djelotovornosti.

#### 1.1.4.4 Parathormon (PTH)

Parathormon (PTH) je hormon paratiroidnih žlijezda koji se izlučuje u krvotok kada je koncentracija kalcija u krvi niža od normalnih fizioloških vrijednosti. Time paratiroidne žlijezde putem PTH održavaju koncentraciju ekstracelularnog ioniziranog kalcija u krvi unutar fizioloških vrijednosti. Postoji nekoliko mehanizama pomoću kojih PTH održava jednoliku količinu kalcija u ekstracelularnoj tekućini (54):

1. povećava reapsorpciju kalcija u proksimalnim tubulima bubrega
2. utječe na aktivnost enzima – hidrosilaze i tako određuje količinu aktivnog oblika vitamina D, što je važno za veličinu apsorpcije kalcija iz probavnog sustava
3. povećava resorpciju kosti (receptori za PTH nalaze se na osteoblastima, osteoblasti luče citokine koji aktiviraju osteoklaste)
4. smanjuje se reapsorpcija fosfata u bubrežnim tubulima

#### 1.1.4.5 Peptid sličan PTH-u (PTH-rP)

Peptid sličan PTH-u (PTH-rP, od engl. *PTH-related peptide*) produkt je epitelnih stanica. Molekula tog peptida veća je od molekule PTH. Oba peptida homologna su samo u malom području N-terminalnog dijela molekule. PTH-rP se veže na iste receptore kao i PTH. Biološko djelovanje se razlikuje, jer PTH-rP potiče koštanu resorpciju, bez bitnijeg utjecaja na stvaranje kosti, za razliku od PTH koji sudjeluje u oba procesa. PTH-rP je možda potreban za osiguranje dovoljnog sadržaja kalcija u mlijeku dojilje (18). Izaziva relaksaciju miškulature crijeva, krvnih žila, uterusa, pa se pretpostavlja da sudjeluje u fiziološkoj, parakrinoj regulaciji. PTH-rP može se smatrati i fetalnim hormonom jer sudjeluje u regulaciji prolaza kalcija kroz placentu.

#### 1.1.4.6 Kalcitonin

Kalcitonin je hormon koji luče C-stanice štitnjače. Podražaj za lučenje kalcitonina je porast koncentracije kalcija u krvi. Te se stanice razlikuju od ostalih stanica štitnjače, jer potječu iz neuralnog grebena i naseljavaju štitnjaču za vrijeme embriogeneze. Lučenje kalcitonina za vrijeme obroka bogatog kalcijem važno je za održavanje jednolične i stabilne koncentracije kalcija u krvi. Osim povišene razine kalcija u krvi, lučenje kalcitonina mogu izazvati i drugi hormonski podražaji (gastrin). Kalcitonin se veže za receptore na površini zrelih osteoklasta i aktivira staničnu adenilciklazu. Posljedica je mijenjanje morfologije osteoklasta, čiji se rubovi uvlače i istodobno prestaje osteoklastična aktivnost (50). Kako je zaustavljen proces resorpcije kosti, zaustavljen je i izlazak kalcija iz kostiju što je osnova hipokalcemičnog djelovanja kalcitonina. 1,25(OH)<sub>2</sub>D<sub>3</sub> je važan za poticanje stvaranja kalcitoninskih receptora u nezrelim osteoklastima. Kalcitonin povećava gubitak kalcija mokraćom, djelovanjem koje je suprotno djelovanju PTH na bubrežne tubule što pojačava hipokalcemični učinak.

#### 1.1.4.7 Faktori rasta

*Faktori rasta slični inzulinu I i II* (IGF I i II, od engl. *Insulin-like growth factor*) najčešće su prisutni faktori rasta u kosti. Povećavaju staničnu diobu preosteoblasta i sintezu kolagena u osteoblastima tako da se povećava količina koštanog kolagenog matriksa (16). Stvaranje IGF I pod kontrolom je hormona PTH, a i drugi hormoni koji dovode do porasta cAMP-a u osteoblastima potiču lučenje IGF I (npr. estradiol). Kortizol smanjuje koncentraciju IGF I i II u kulturi koštanih stanica načinom koji se razlikuje za

IGF I i IGF II. Koštane stanice luče i proteine koji vežu IGF I i II različitim afinitetom (IGF-BPs, od engl. *IGF binding proteins*) i treba ih smatrati regulatorima njihove biološke djelotvornosti. Do sada je otkriveno 6 IGF-BP-a.

*Faktori rasta fibroblasta* (FGFs, od engl. *fibroblast growth factors*) grupa su polipeptida s izraženom djelotvornošću na fibroblaste i osteoblaste. Postoje kiseli i bazični oblici FGF-a. Važni su u vrijeme embrionalnog razvoja, u enhondralnoj osifikaciji i u nekim patološkim stanjima. Bazični FGF je snažan inhibitor sinteze kolagena tip I i mRNA za IGF I u kulturi osteoblasta (66).

*Epidermalni faktor rasta* (EGF, od engl. *epidermal growth factor*) i *transformirajući faktor rasta  $\alpha$*  (TGF  $\alpha$ , od engl. *transforming growth factor  $\alpha$* ) razlikuju se u primarnoj strukturi, ali se vežu za isti receptor na stanici i imaju slične učinke. Oba faktora se stvaraju u koštanom tkivu, snažno potiču resorpciju kosti, uglavnom povećanjem sinteze prostaglandina (33). *Transformirajući faktor rasta  $\beta$*  (TGF  $\beta$ ) je polipeptid homodimer koji postoji u tri izoforme (TGF  $\beta$  1, 2, 3). Biološki učinak svih oblika je sličan. TGF  $\beta$  stimulira sintezu sastojaka ekstracelularnog matriksa: kolagena tipa I i fibronektina. Izaziva proliferaciju osteoblasta i stanica vezivnog tkiva. TGF  $\beta$  potiče zaraštavanje rane, izaziva bujanje veziva i angiogenezu. TGF  $\beta$  se luči u latentnom obliku, te u procesu koštane resorpcije utjecaj kiselosti sredine izaziva njegovu aktivaciju.

#### 1.1.4.8 Ostali faktori i hormoni

*Beta<sub>2</sub>-mikroglobulin* stimulira sintezu DNK te kolagena u kulturi koštanih stanica. Pod utjecajem  $\beta_2$ -mikroglobulina osteoklasti razlažu koštani mineral (47). Stvaraju ga sve stanice u organizmu i smatra se važnim regulatorom rasta.

*Faktori stimulacije kolonija* (CSF, od engl. *colony stimulating factors*) neobično su važni za normalnu hematopoezu. Osteoblasti stvaraju faktor stimulacije kolonija granulocita i makrofaga (GM-CSF) te faktor stimulacije makrofaga (M-CSF). Oba faktora mogu izazvati koštanu resorpciju *in vivo*. Učinak se pripisuje djelovanju na diferencijaciju osteoklasta (45,46).

*Interleukin 1* (IL-1) postoji u  $\alpha$  i  $\beta$  obliku, ovisno radi li se o kiselom ili neutralnom peptidu. U tkivima se relativni omjer  $\alpha$  i  $\beta$  oblika razlikuje, dok su biološki učinci vrlo slični. Stanice slične osteoblastima na podražaj IL-1 luče enzime koji razgrađuju vezivno tkivo košanog matriksa. IL-1 je citokin koji stimulira koštanu resorpciju *in vivo* i *in vitro* (30). Pretpostavlja se da je jedan od glavnih medijatora nastanka osteoporoze u bolesnika sa manjkom estrogena. IL-1 može izazvati stvaranje drugih citokina u osteoblastima (IL-6, IL-8, TNF, PDGF). Također uzrokuje vrlo snažan učinak na stvaranje bjelančevina košanog matriksa (kolagen, osteokalcin, proteoglikani).

*Interleukin 6* (IL-6) nastaje u brojnim tkivima. Stvaraju ga fibroblasti, monociti, koštane i hrskavične stanice i čini se da ima najvažniju ulogu u sazrijevanju osteoklasta (1). Gubitak koštane mase u menopauzi može biti posljedica prisutnosti većeg broja osteoklasta, što je rezultat nesmetanog lučenja IL-6 zbog nedostatka estrogena.

*Faktor nekroze tumora* (TNF, od engl. *tumor necrosis factor*) postoji u  $\alpha$  i  $\beta$  obliku. Učinak na koštano tkivo sličan je djelovanju IL-1. Povećana je sinteza prostaglandina, enzima metaloproteinaza te dolazi do resorpcije kosti i hrskavice (67). U određenim prilikama TNF i IL-1 djeluju sinergistički. TNF stimulira stvaranje drugih citokina. Za lokalni učinak u tkivu uz količinu TNF-a važna je i količina drugih prisutnih citokina i njihov međusobni omjer.

*Glukokortikoidi* inhibiraju stvaranje nove kosti najvjerojatnije izravnim učinkom na osteoblaste i njihove predstadije suprimiranjem sinteze RNK i time bjelančevina. Smanjenoj aktivnosti osteoblasta pridonosi i snižena razina testosterona (u žena i muškaraca), što je česta posljedica primjene glukokortikoida. Inhibitorni utjecaj na

osteoblaste također je izazvan promjenama u broju receptora za  $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$  što dovodi do poremećaja metabolizma  $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$  (20). Lučenje PTH je povećano posrednim mehanizmom. Visoke doze glukokortikoida izazivaju malapsorpciju kalcija, hiperkalciuriju i hipokalcemiju što je poticaj za lučenje PTH. Glukokortikoidi imaju utjecaj na povećanje resorpcije kosti posrednim mehanizmom putem osteoklasta. Glukokortikoidi mogu povećati broj receptora za  $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$  na osteoklastu i time pojačati resorptivni učinak  $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$ . Ukratko, glukokortikoidi izravno i neizravno djeluju na koštanu pregradnju. Neizravno povećavaju koštanu resorpciju, a izravno smanjuju stvaranje kosti. Posljedica tih učinaka je veliki gubitak koštane mase.

*Hormoni štitnjače* stimuliraju pregradnju koštanog tkiva. Dugotrajni suvišak hormona štitnjače praćen je značajnim smanjivanjem koštane mase, što je posljedica direktnog poticaja resorpcije (3). Hormoni štitnjače i hormon rasta/somatomedin C imaju sinergistički učinak na linearni rast kosti.

*Estrogeni* djeluju izrazito povoljno na očuvanje koštane mase. Nekoliko mehanizama se međusobno nadopunjuje. Estrogeni izazivaju lučenje kalcitonina (tako smanjuju koštanu resorpciju), a povišena je i resorpcija kalcija iz crijeva pod utjecajem  $1,25(\text{OH})_2\text{D}_3$  (74). Estrogeni inhibiraju lučenje IL-1, IL-6, TNF i  $\text{PgE}_2$ , poznatih aktivatora koštane resorpcije. Pod utjecajem estrogena nije samo zaustavljena/usporena koštana resorpcija, nego hormon izaziva proliferaciju osteoblasta i povećava sintezu koštanog matriksa. Učinak na osteoblaste je posredan – estrogeni povećavaju lučenje IGF-1, TGF  $\beta$ , stimulatora staničnih mitozu i stvaranja koštanog matriksa.

*Prostaglandini* su važni činioci koštanog metabolizma. Najvažniji prostaglandin kosti je prostaglandin  $\text{PgE}_2$ , karakteriziran izraženim bifazičnim djelovanjem na resorpciju kosti. Osteoklastična aktivnost je u početku inhibirana, a nakon 12 do 24 sati je povećana. PTH stimulira stvaranje koštanog  $\text{PgE}_2$ , dok su glukokortikoidi snažni inhibitori stvaranja prostaglandina. Estrogeni također inhibiraju produkciju prostaglandina, koji bi mogli imati važnu ulogu u prilagodbi kosti na mehanički stres (62).

## 1.2 Normalno koštano cijeljenje

### 1.2.1 Biomehanika prijeloma

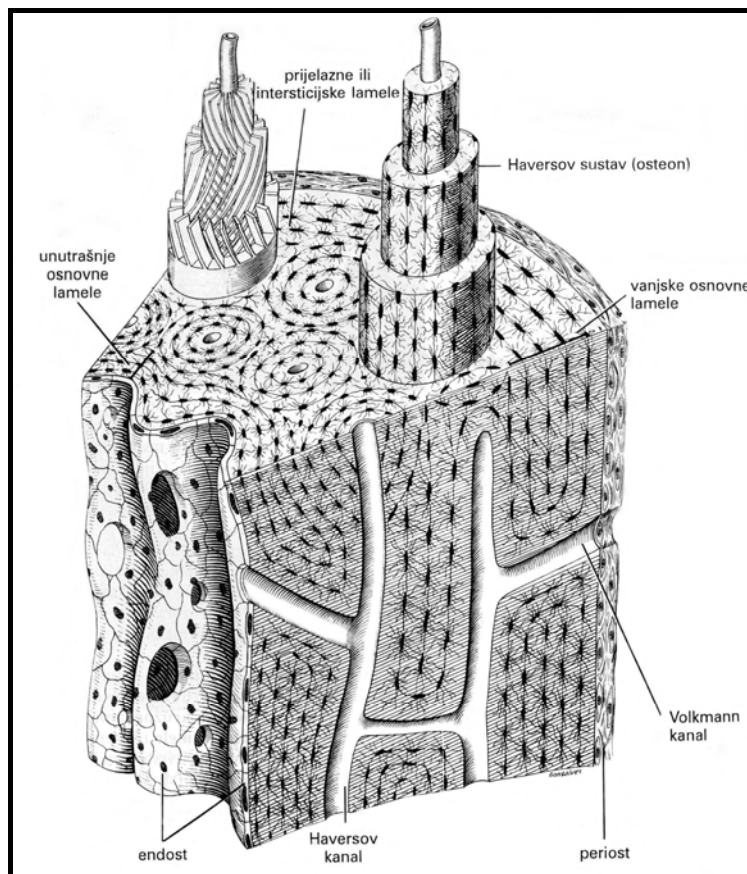
Kost je specifičan materijal sa kompleksnim mehaničkim svojstvima i jedinstvenom sposobnošću samo-obnavljanja (engl. *self-repair*). Tijekom preopterećenja kosti dolazi do prijeloma, nakon čega slijede biomehanički događaji cijeljenja i uspostave prvobitne funkcije kosti. Upravo stoga postoje tri ključna aspekta biomehanike i zbrinjavanja prijeloma:

- biomehanički čimbenici koji određuju kako i kada dolazi do prijeloma
- biomehanički čimbenici koji utječu na cijeljenje prijeloma
- kontrola biomehaničke okoline liječenjem prijeloma

Biomehanički faktori koji određuju kada i kako dolazi do prijeloma ovisi o samoj strukturi kosti, strukturi okolnih mekih tkiva, kao i o silama koje djeluju u datom trenutku na kost. 2/3 težine (1/2 volumena) kortikalne kosti sastoji se od anorganske tvari, tzv. hidroksiapatita. Ostatak kortikalne kosti čini organska tvar, od koje 90% čini kolagen, a preostalih 10% proteoglikani i nekolageni proteini. Kolagena vlakna imaju karakterističnu orijentaciju ovisno o tipu kosti. Postoje dva tipa kosti kod ljudi: primarno (vlaknasto), sekundarno (lamelarno).

Strukturu primarne, nezrele ili vlaknaste kosti (engl. *woven bone*) čine kolagena vlakna razbacana nasumično, u svim smjerovima; veliki, brojni, nepravilno oblikovani osteociti; i mala mineralna gustoća. Takvom strukturom primarna kost zauzima relativno veliku površinu u kratkom vremenskom razdoblju (59). Primarna kost se pojavljuje tijekom embrionalnog razvoja, a kod odraslih privremeno nastaje tijekom stanja ubrzanog stvaranja kosti: tijekom stvaranja kalusa, u osteointegraciji implantata. Nastaje i u nekim patološkim stanjima kao što su Pagetova bolest, renalna osteodistrofija i hiperparatireoidizam. Potom ga nadomješta sekundarno, lamelarno koštano tkivo. Primarna kost trajno ostaje na vrlo malo mjesta u tijelu: u blizini šavova među pločastim kostima lubanje, u ležištima zuba i na mjestima hvatišta nekih tetiva.

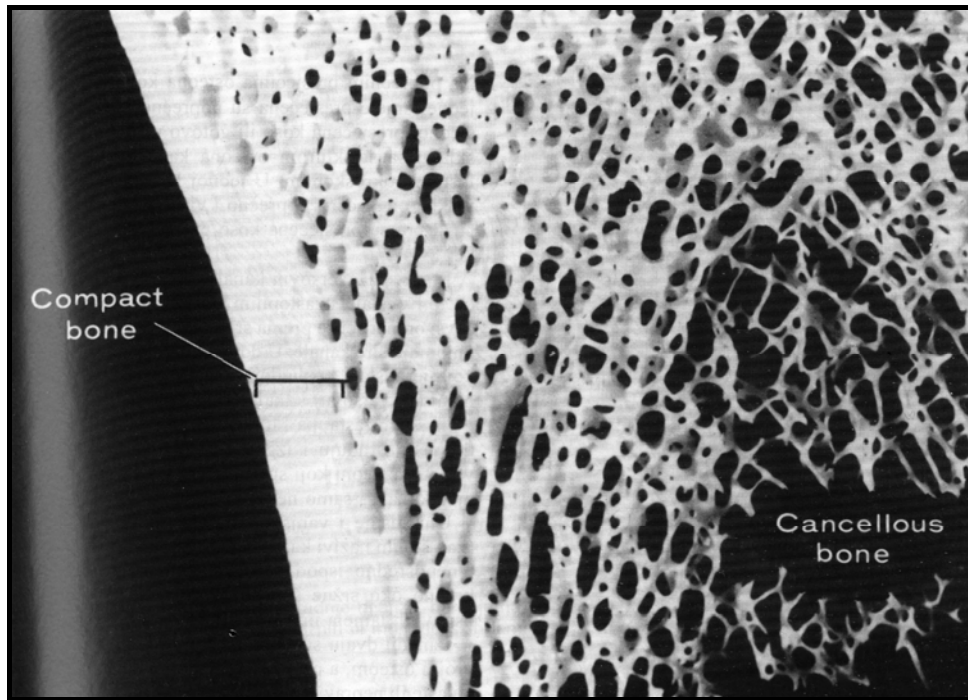
Sekundarno, lamelarno koštano tkivo sadrži kolagena vlakna koja teku paralelno u lamelama debljine 3-7  $\mu\text{m}$ . Paralelna kolagena vlakna u susjednim lamelama su postavljena pod pravim kutom. Cijeli sustav koncentričnih koštanih lamela, oko kanala koji sadržava krvne žile, živce i rahlo vezivno tkivo naziva se Haversov sustav ili osteon. Unutrašnje i vanjske osnovne ili kružne lamele raspoređene su kružno oko sržne šupljine kao središta. Između dvaju sustava osnovnih lamela nalaze se brojni osteoni, a prostore između njih ispunjavaju trokutaste ili nepravilno oblikovane skupine usporednih lamela koje se nazivaju intersticijske (prijelazne) lamele. One su ostaci osteona razgrađenih tijekom rasta i pregradnje kosti (slika 4).



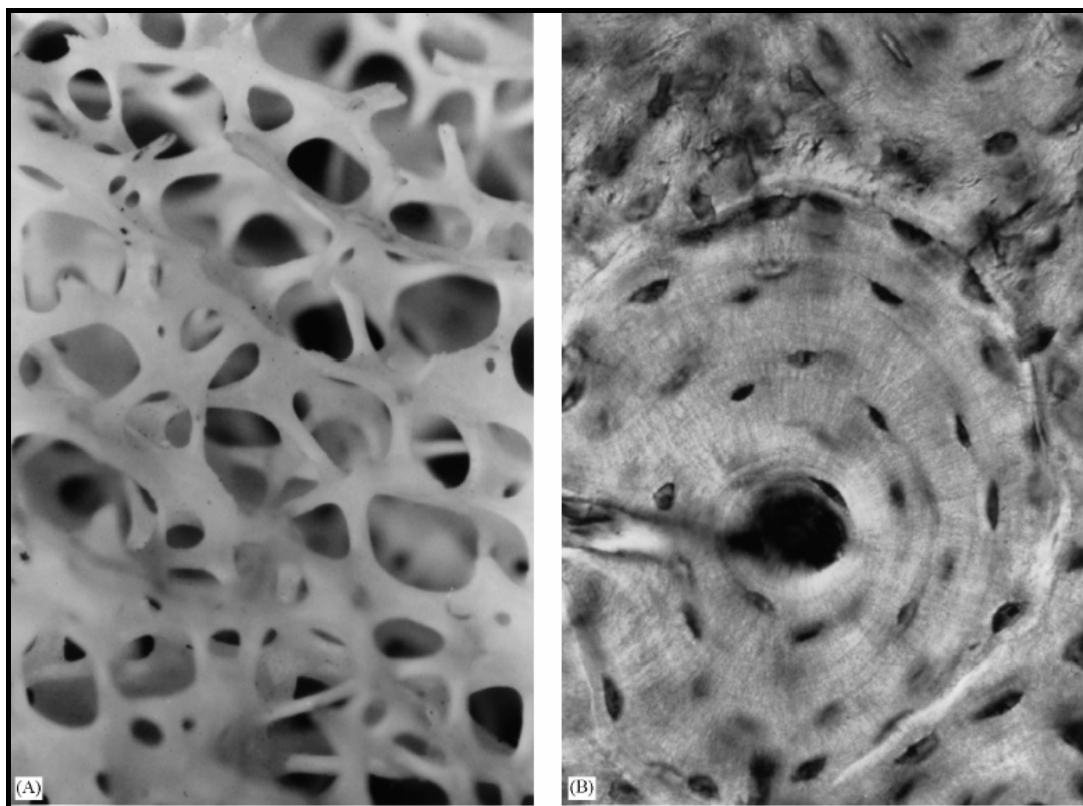
**Slika 4.** Shematski prikaz stijenke dijafize duge kosti. Prikazane su četiri vrste koštanih lamela: Haversov sustav, vanjske i unutrašnje osnovne lamele i prijelazne ili intersticijske lamelle. Preuzeto iz Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO (1995) Osnove histologije, Školska knjiga, Zagreb, 146

Općenito, kost je dobar kompozitni materijal, koji ima čvrstoću veću od obje građevne komponente: hidroksiapatita i kolagena. Mekši kolagen sprečava kruti hidroksiapatit od mrvljenja i drobljenja, dok se hidroksiapatit ponaša kao kruti podupirač koji sprečava kolagen od popuštanja.

Makroskopski gledano, poprečno presiječena kost sastoji se od homogenog područja bez šupljina – kompaktno koštano tkivo (korteks, kortikalis, engl. *compact, cortical bone*) i područja s brojnim, međusobno povezanim šupljinama – spužvasto koštano tkivo (spongiozno tkivo, engl. *cancellous, trabecular bone*) prikazana na slikama 5 i 6.



**Slika 5.** Segment goljenične kosti (tibija) sa prikazom kompaktnog (*compact bone*) i gredicama spužvastog (*cancellous bone*) koštanog tkiva. Preuzeto iz Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO (1995) Osnove histologije, Školska knjiga, Zagreb, 147



**Slika 6.** Prikaz gredica spužvastog (A) i kompaktnog koštanog tkiva (B) pod mikroskopom. Preuzeto iz Fyhrie DP, Kimura JH (1999) Cancellous bone biomechanics. J Biomech 32:1139-1148

Sile koje djeluju na kost mogu djelovati u raznim smjerovima s obzirom na osovinu kosti, što rezultira različitim deformacijama same kosti. U daljnjem tekstu navedeni su osnovni tipovi biomehaničkih deformacija kosti s obzirom na djelovanje sile, s time da je važno napomenuti da djelovanje sile nije uvijek u jednom smjeru što rezultira kombinacijama biomehaničkih deformacija kosti.

#### **1.2.1.1 Istezanje (*tension*)**

Sila istezanja uzrokuje elongaciju i sužavanje strukture. Maksimalne sile istezanja nastaju u ravnini okomitoj na primjenjeno opterećenje (slika 7).

#### **1.2.1.2 Kompresija (*compression*)**

Kompresivne sile nastoje skratiti i proširiti strukturu na koju djeluju. Maksimalna sila djeluje na ravninu okomitu na djelovanje opterećenja. Kada je kost prelomljena zbog kompresije, puca duž ravnina koje nose najviše smičnog opterećenja, koje prve dostižu razinu popuštanja. Te ravnine su tipično pod kutem od  $45^\circ$  u odnosu na opterećenje (slika 7).

#### **1.2.1.3 Smicanje (*shear*)**

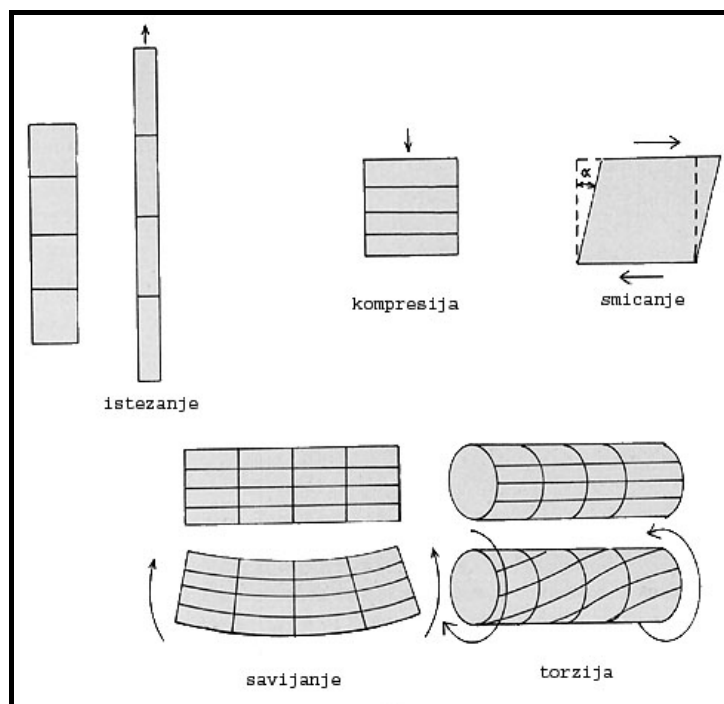
Sile istezanja i kompresije djeluju okomito na površinu kosti, dok sile smicanja djeluju paralelno sa površinom kosti. Sile smicanja uzrokuju kutnu (angularnu) deformaciju. Tako npr. kvadrati i četverokuti pod utjecajem sila smicanja postaju paralelogrami. Prijelom nastala djelovanjem sile smicanja nastaje prilikom prijeloma lateralnog kondila distalnog humerusa (slika 7).

#### **1.2.1.4 Savijanje (*bending*)**

Kada se kost savija, najveća opterećenja su sile istezanja na koveksnoj strani i sile kompresije na konkavnoj strani; popuštanje počinje na strani istezanja i širi se prema strani kompresije. Kad pukotina uđe u komprimirani dio i dalje ima tendenciju putovanja duž ravnine od  $45^\circ$  u odnosu na smjer maksimalne sile, uzrokujući razdvajanje (engl. *splitting*), krhotine u obliku leptira (engl. *butterfly chips*) ili druge tipove kominucije (slika 7).

#### **1.2.1.5 Torzija (*torsion*)**

Torzija nastaje protusmjernom rotacijom krajeva kosti oko uzdužne osovine. Kao i kod sile savijanja gdje se najveće opterećenje nalazi na površini kosti, jednako je i kod torzije gdje je opterećenje najveće duž cijele površine kosti i smanjuje se prema njezinoj osovini tj. centru (slika 7).



**Slika 7.** Grafički prikaz djelovanja sile na materijal (kost) i oblici deformacije materijala u ovisnosti o smjeru djelovanja sile

#### 1.2.1.6 Apsorpcija energije

Porastom energije veća je vjerojatnost da će kost pucati u više dijelova. Energija se širi kroz kost kao val opterećenja (slično kao zvučni val) i što je veća amplituda tog vala, veća je vjerojatnost da će više dijelova kosti doseći prag popuštanja. Brzina tog vala opterećenja kosti iznosi oko 3000 m/s. Začuđujuće zvuči da je energija potrebna za pucanje kosti mala u usporedbi sa energijom koju kost prima tijekom dnevnih aktivnosti. Npr. potrebno je 15 J energije za pucanje dijafize tibije ili femura u odrasle osobe. Energija oslobođena kada osoba od 70 kg padne na zemlju iz stojećeg stava je oko 500 J. Sposobnost apsorpcije energije koristeći ekcentrične kontrakcije mišića i deformacije mekih tkiva sprečavaju nastanak fraktura u beznačajnim, manjim padovima. Ako je ta sposobnost oštećena, prijelomi lako nastaju. Sklonost starijih osoba za nastankom prijeloma odražava njihovu slabost kosti i slabost mišića i ligamenata koji ne uspijevaju adekvatno apsorbirati energiju, koja se umjesto toga prenosi na kost.

#### 1.2.1.7 Uloga mekih tkiva

Deformacija mekih tkiva apsorbira energiju tijekom nezgode na dva načina. Prvo, opterećenje koje djeluje okomito na tkiva uzrokuje kompresiju i širenje vala opterećenja okomito na smjer djelovanja sile. Tkiva koja u tome sudjeluju su koža, masno tkivo i mišići (kao i krzno na životinjama, odnosno, odjeća na ljudima). Drugo, tkiva kao fascije, tetive, ligamenti, zglobne čahure i kontrahirani mišići učvršćuju kost i prenose na sebe dio vlačnih sila (engl. *tensile stress*) i time sprečavaju savijanje kosti. Ta tkiva apsorbiraju energiju tako da se rastežu, ali moraju biti čvrsta kao kost da budu efikasna. Npr. kod fraktura visoke energije, stupanj oštećenja mekih tkiva prati stupanj oštećenja kosti. To je također problem, jer cijeljenje kosti djelomično ovisi o okolnom mekanom tkivu (63).

Bitno je napomenuti da veličina sile koja uzrokuje biomehaničke deformacije nije jednaka kod različitih oblika te deformacije što je vidljivo iz tablice 1. Istraživanja su



pokazala da je kortikalna kost čvršća u longitudinalnom smjeru (predominantna orijentacija osteona) u odnosu na transverzalnu orijentaciju (70).

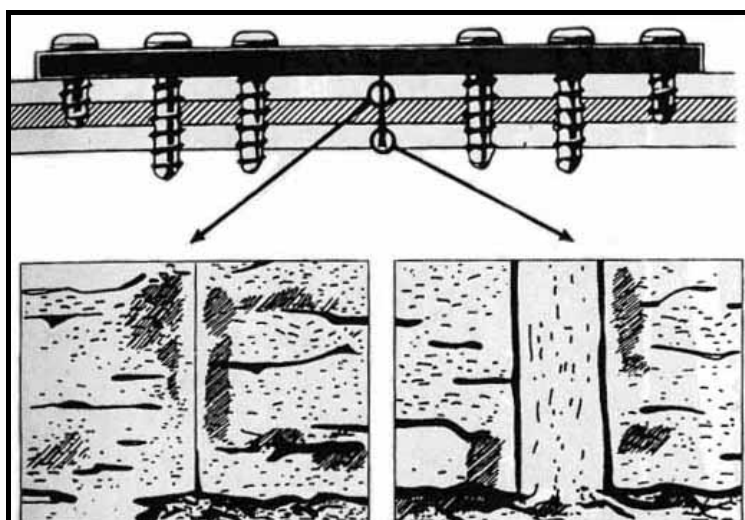
**Tablica 1.** Maksimalna opterećenja koja podnosi kortikalna kost femura odrasle osobe prije nastanka prijeloma. Preuzeto iz Reilly DT, Burstein AH (1975) The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech 8:393-405

Smjer djelovanja sile	Naprezanje (MPa)
Longitudinalno (uzdužno)	
Tenzija	135 ± 15,6
Kompresija	205 ± 17,3
Smicanje	71 ± 2,6
Transverzalno (poprečno)	
Tenzija	53 ± 10,7
Kompresija	131 ± 20,7

### 1.2.2 Primarno koštano cijeljenje

Ovisno o stupnju mirovanja koštanih ulomaka, kost će cijeliti primarno ili sekundarno ili uopće neće zacijeliti. Primarno koštano cijeljenje moguće je u prisutnosti savršene apozicije (prilijeganja) frakturnih ulomaka i rigidne fiksacije (apsolutnog mirovanja) kada ne postoje niti mikrokretnje unutar frakturne pukotine. Mikrokretnje su prisutne čak i kod rigidne fiksacije. Ako takvih mikrokretnji nema postoje uvjeti za primarno koštano cijeljenje. Takvo je koštano cijeljenje u životinja prvi opazio Krompecher, 1935. i nazvao ga primarnim ili angiogenim koštanim cijeljenjem. Schenk i Willenegger su 1963. g. dokazali primarno koštano cijeljenje u eksperimentalnih životinja i čovjeka (60).

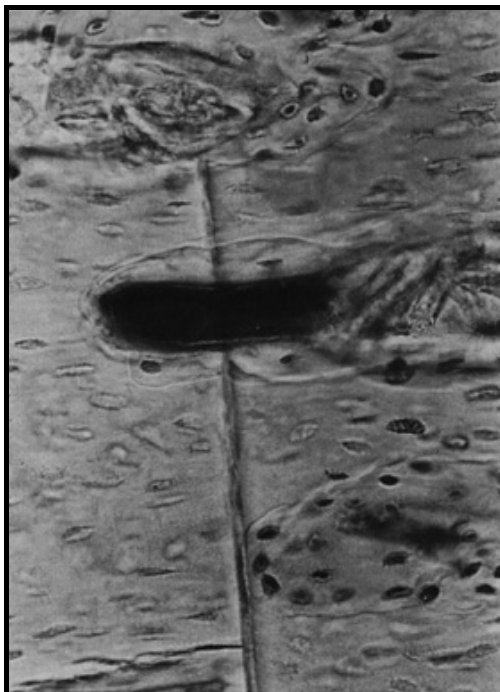
Ovisno o tome jesu li koštani ulomci u kontaktu ili među njima postoji pukotina, primarno koštano cijeljenje može biti kontaktno ili pukotinsko (slika 8). Bez obzira na tip primarnog koštanog cijeljenja osnovna karakteristika koja razlikuje primarno koštano cijeljenje od sekundarnog je izostanak stvaranja kalusa, te izostanak resorpcije prijelomne površine.



**Slika 8.** Primarno koštano cijeljenje sa i bez potpunog kontaktna prijelomnih ulomaka. Preuzeto iz Pećina M. i sur (1996) Ortopedija, Naprijed, Zagreb, 82

### 1.2.2.1 Kontaktno primarno koštano cijeljenje

Kontaktno primarno koštano cijeljenje progredira kao normalno osteonalno koštano remodeliranje. Drugim riječima sastoji se od izravnog urastanja osteona iz jednog koštanog ulomka u drugi (slika 9).

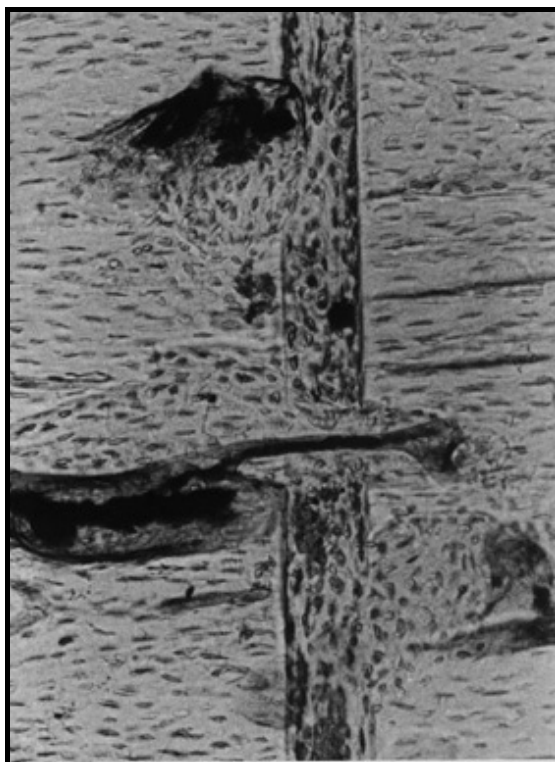


**Slika 9.** Kontaktno primarno koštano cijeljenje. Osteon prelazi mjesto osteotomije i spaja oba fragmenta kosti. Preuzeto iz Rahn BA, Gallinaro P, Baltensperger A (1971) Primary bone healing: An experimental study in the rabbit. *J Bone Joint Surg* 4:783-786

Osteon nastaje uzajamnim djelovanjem osteoblasta i osteoklasta i uvjet je za normalno koštano cijeljenje. Osteoklasti, koji se nalaze na vrhu osteona otapaju koštano tkivo i stvaraju kanal u koji uraštava krvna kapilara. Iz pratećeg pluripotentnog vezivnog tkiva diferenciraju se osteoblasti koji stvaraju osteoid u koji se odlažu mineralne soli i stvara se lamelarna kost (vidi str. 28). Takvo se koštano cijeljenje naziva Haversovom pregradnjom, a sastoji se u istodobnom spajanju i rekonstrukciji kosti.

### 1.2.2.2 Pukotinasto primarno koštano cijeljenje

Pukotinasto primarno koštano cijeljenje moguće je također samo u uvjetima "apsolutnog" mirovanja koštanih ulomaka. U tom slučaju pukotina se ispunjava koštanim tkivom, a zatim pregrađuje po principu Haversove pregradnje kao i prilikom kontaktnog primarnog koštanog cijeljenja (slika 10).



**Slika 10.** Pukotinasto primarno koštano cijeljenje. Na mjestu pukotine kod rigidne fiksacije prvo dolazi do urastanja novih krvnih žila i ispunjavanja pukotine koštanim tkivom, a potom slijedi Haversova pregradnja. Preuzeto iz Rahn BA, Gallinaro P, Baltensperger A (1971) Primary bone healing: An experimental study in the rabbit. *J Bone Joint Surg* 4:783-786

U tom je slučaju proces koštanog cijeljenja to duži što je pukotina među koštanim ulomcima veća. Zbog toga treba težiti anatomskej repoziciji ulomaka, kako bi među njima bilo što manje pukotina, a što više zona kontakta. Prema tome, brzina koštanog cijeljenja jednog prijeloma ili jedne osteotomije u uvjetima "apsolutnog" mirovanja prilikom primarnog koštanog cijeljenja ovisit će o odnosu površina zona kontakta i zona pukotina.

Iako je prema nekim autorima primarno koštano cijeljenje cilj liječenja prijeloma, ono ne predstavlja osobitu prednost u odnosu na cijeljenje posredovano kalusom. Vrlo je sporo, osobito kod odraslih. Drugi potencijalni nedostatak primarnog cijeljenja kosti je da ne progredira u anaerobnim uvjetima za razliku od cijeljenja posredovanog stvaranjem kalusa (51).

### 1.2.3 Sekundarno koštano cijeljenje

Sekundarno koštano cijeljenje naziva se i cijeljenje posredovano stvaranjem kalusa. To je prirodni način cijeljenja kosti. Osnovna je značajka sekundarnog koštanog cijeljenja da koštani ulomci nisu u stanju mirovanja već su međusobno pomični. O veličini te nestabilnosti ovisi daljnja sudbina prijeloma. Ako je nestabilnost minimalna, kost će na nestabilnost reagirati pojačanim stvaranjem kalusa – to je sekundarno koštano cijeljenje. Stvaranje kalusa omogućuje mirovanje frakturnih ulomaka, što omogućuje proces osteonalnog remodeliranja kao i kod primarnog koštanog cijeljenja kroz mjesto prijeloma, nakon čega slijedi resorpcija periostalnog kalusa (52). Ako je nestabilnost veća i ako je ta

nestabilnost iznad bioloških granica imobilizacije i cijeljenja, kost će na takvo stanje reagirati resorpcijom krajeva koštanih ulomaka, što će prvobitnu nestabilnost još više povećati. Ako takvo stanje potraje duže, izgledi su za koštano cijeljenje minimalni i takav prijelom ili osteotomija prelazi u pseudoartrozu (vidi str. 28). Sekundarno cijeljenje kosti se prema Cruess-u i Dumont-u (1975) odvija u tri preklapajuće faze (21): inflamatorne, reparativne i faze remodeliranja koje se temelje na deskriptivnoj histologiji (slika 11).

**Inflamatorna faza** počinje inflamatornom reakcijom koja imobilizira prijelom: bol uzrokuje da bolesnik štiti ozljeđeni dio, a oticanje djeluje hidrostatski kao udloga. Vaskularno oštećenje je od najveće važnosti za tijek cijeljenja. Osteociti ostaju bez metaboličkog supstrata i odumiru. Time oba kraja prijelomne pukotine odumiru jer ne sadrže žive stanice. Teško oštećeni periost i koštana moždina, kao i okolna meka tkiva mogu doprinjeti stvaranju dodatne količine nekrotičnog materijala. Upravo prisutnost obimnog nekrotičnog materijala potiče akutni upalni odgovor. Na tkivnoj razini, inflamatorna faza jednaka je tipičnom inflamatornom odgovoru većine tkiva na traumatski događaj. Vazodilatacija i hiperemija, posredovani histaminom, prostaglandinima i raznim citokinima prati invaziju mjesta ozljede neutrofilima, bazofilima i fagocitima koji sudjeluju u čišćenju nekrotičnog debrisa. Fraktorni hematomi organizira se kao razvijajuća fibrinska mreža koja stvara puteve za staničnu migraciju. Također se pretpostavlja da se tijekom inflamatorne faze razni nekolagen-proteinski faktori rasta, koji reguliraju staničnu migraciju i diferencijaciju i koji su normalno zarobljeni u koštanom matriksu oslobađaju, gdje postaju aktivni. Vršak inflamatorne faze je unutar 48 sati i gotovo potpuno nestaje tjedan dana nakon prijeloma.

**Reparativna faza** aktivira se unutar nekoliko dana nakon prijeloma i perzistira nekoliko mjeseci. Glavna značajka ove faze je stvaranje reparativnog tkivnog kalusa unutar i oko mjesta prijeloma koji se postepeno transformira u kost. Kalus se sastoji od hrskavice, vezivnog tkiva, osteoida, nezrele, vlaknaste kosti i krvnih žila.

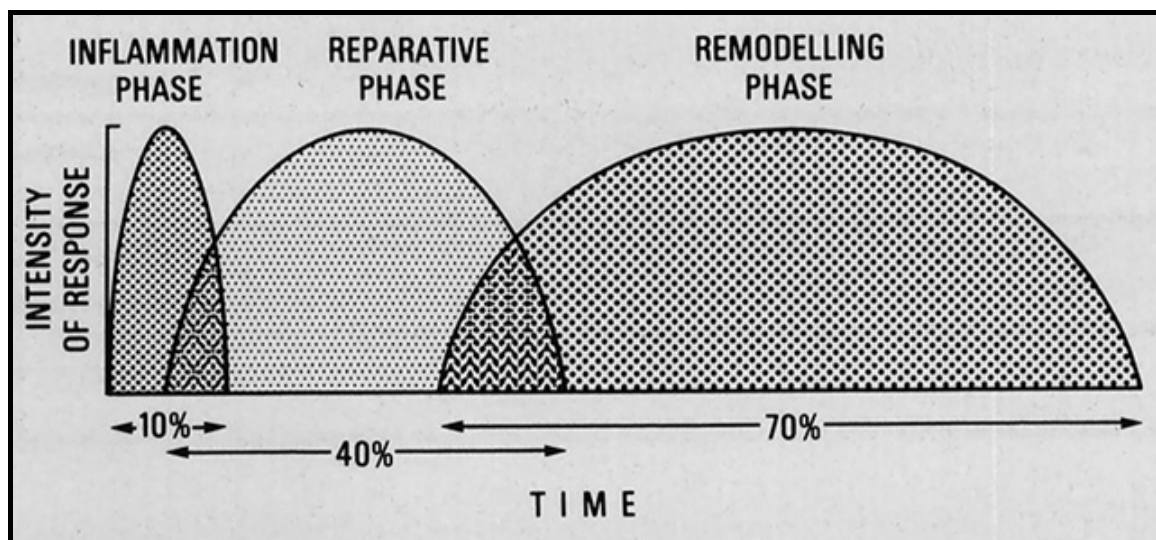
Primarni kalusni odgovor (engl. *primary callus response*) izravan je odgovor kosti na lokalnu upalu, bez obzira da li je uzrok prijelom, infekcija, strano tijelo ili neoplastični proces. Dvije su važne značajke primarnog kalusnog odgovora. Prva je da je odgovor relativno nezavisan o mehaničkim čimbenicima, što je pokazano stvaranjem primarnog kalusnog odgovora na strano tijelo, ili na kraju amputacijskog bataljka ili stvaranje kalusne kape (engl. *cap of callus*) koja se može pojaviti na protrudirajućem kraju šupljeg intramedularnog čavla. Druga značajka je da primarni kalusni odgovor ne traje beskonačno dugo. Ako primarni kalus (engl. *provisional callus*) nije uspio ujediniti dvije strane prijeloma unutar nekoliko tjedana, može prestati rasti i resorbirati se kao što se to može naći kod kalusa amputacijskog bataljka ili na jednoj strani velikog segmentalnog defekta.

Ako je primarni kalus uspješno povezoao fraktorne krajeve kosti, proces cijeljenja progredira do stadija premošćujućeg kalusa (engl. *bridging callus*) ili tvrdog kalusa (engl. *hard callus*). Kalcifikacija kalusa teče od osteoblasta kao direktna koštana formacija ili kao enhondralna osifikacija što ovisi o koncentraciji i količini kisika. Tipično, rast velikog kalusa brži je od rasta urastajućih krvnih žila što uzrokuje da prevladava enhondralna osifikacija. Kod malih, mehanički stabilnih defekata kao kod rupe nakon bušenja kosti, prevladava primarna intramembranozna vlaknasta (nezrela) formacija kosti.

Celularne komponente kalusa uglavnom potječu od koštane moždine i periosta. Broj osteoblasta i osteocita pristunih u trenutku prijeloma nije dovoljan da zadovolji visoke anaboličke zahtjeve rastućeg kalusa. Diferencijacija pluripotentnih mezenhimalnih stanica, fibroblasta i hondroblasta glavni je izvor kalusnih stanica.

Kako kalus kalcificira i postaje krut, prijelom postaje imobilizirana iznutra. Inicijalna kalcifikacija se remodelira putem osteoblasta i osteoklasta, čime se kalcificirana

hrskavica i vlaknasta, nezrela kost zamjenjuju lamelarnom kosti u krajnjoj, **remodelirajućoj fazi** cijeljenja prijeloma. Ova faza predstavlja normalnu remodelirajuću aktivnost kosti, iako može biti ubrzana u području prijeloma tijekom nekoliko godina nadomještajući određeni volumen nekoliko puta. Kod djece faza remodeliranja odvija se brže i uključuje *modeliranje* (nezavisna resorpcija i formacija) i *remodeliranje* (formacija vezana uz resorpciju). Rezultat remodelirajuće faze je postepena modifikacija frakturnog područja pod utjecajem mehaničkog opterećenja dok ne dostigne optimalni oblik koji je sličan obliku koji je kost imala prije prijeloma. 1892. g., Wolff je uočio da arhitektura koštanog sustava ovisi o mehaničkim potrebama tog sustava. Radioizotopne studije pokazale su pojačanu aktivnost u tibiji 6-9 godina nakon prijeloma.



**Slika 11.** Aproximacija relativnog trajanja pojedinih faza cijeljenja kosti. Preuzeto iz Cruess RL, Dumont J (1975) Healing of bone, tendon and ligament. U: Rockwood CA, Green DP (ed.), Fractures, Philadelphia JB Lippincot

## 1.2.4 Čimbenici koji utječu na cijeljenje prijeloma

### 1.2.4.1 Lokalni čimbenici

**Stupanj lokalnog oštećenja.** Za cijeljenje prijeloma potrebna je diferencijacija mezenhimalnih stanica. Obimno oštećenje kosti i okolnih mekih tkiva otežava cijeljenje zbog smanjenog ukupnog broja mezenhimalnih stanica. Mekim čestimama koje okružuju kost također je potrebna određena količina mezenhimalnih stanica za njihovo vlastito cijeljenje.

**Stupanj koštanog gubitka.** Konačni ishod metaboličkih funkcija ovisi o sposobnosti stanica da izvrše sve potrebne metaboličke radnje. Ako kapacitet stanica nije dovoljan za obavljanje tih metaboličkih potreba, metabolički zahtjev neće biti ispunjen ili će se ispunjavati mnogo sporije. Takav slučaj nalazimo kod velikog gubitka koštanog tkiva ili kod izrazitog razdvajanja koštanih ulomaka kada je otežano povezivanje prijelomne pukotine.

**Tip kosti.** Kortikalna i spongiozna kost malo se razlikuju prema načinu cijeljenja. Spongiozna kost cijeli brzo na mjestu direktnog kontakta. Ako fragmenti spongiozne kosti

nisu potpuno u kontaktu, praznina se ispunjava stvaranjem i širenjem nove kosti sa mjesta kontakta (19). Cijeljenje prijeloma spongiozne kosti je brzo jer su mjesta kontakta bogata stanicama i krvnom opskrbom.

**Tip koštane moždine.** Po rođenju, većina kosti ima crvenu koštanu moždinu. U djetinjstvu, crvena (hematopoetska) moždina se izvan aksijalnog skeleta zamjenjuje žutom (masnom) moždinom, počevši sa prstima na nogama i rukama, nastavljajući proksimalnije (centralnije). Kod odraslih, crvena moždina je ograničena uglavnom na aksijalni skelet, sa malom količinom crvene moždine preostalom u proksimalnom femuru. Crvena moždina je izrazito osteogena i kosti sa crvenom moždinom (os ilium, tijela kralješaka, rebra) općenito cijele brže u usporedbi sa koštanim dijelovima koja sadrže žutu moždinu (npr. dijafiza tibije).

**Stupanj imobilizacije.** Poznato je da uz opseg ozljede mekih tkiva imobilizacija igra najvažniju ulogu u cijeljenju prijeloma. Svaka nemogućnost postizanja imobilizacije i zadržavanja (retencije) ulomaka u kontaktu opterećena je produženim koštanim cijeljenjem ili stvaranjem pseudoartroze.

**Infekcija.** Bez obzira da li se infekcija pojavila nakon prijeloma ili je infekcija uzrokovala prijelom, dolazi do mobilizacije lokalnih obrambenih mehanizama koji usporavaju ili čak onemogućavaju cijeljenje prijeloma.

**Lokalna maligna bolest.** Prisutnost primarne ili sekundarne maligne bolesti onemogućava cijeljenje prijeloma. Mikroskopski je potvrđeno subperiostalno stvaranje nove kosti i kalusa, međutim prisutnost malignih stanica onemogućava imobilizaciju, a time i cijeljenje prijeloma. Osobito je to prisutno kod brzo ekspanzivnih malignih tvorbi koje prvo onemogućuju imobilizaciju, a drugo, šire se u područja iz kojih bi cijeljenje trebalo početi i napredovati.

**Radijacijska nekroza kosti.** Iradirana (ozračena) kost cijeli mnogo sporije i u mnogim slučajevima cijeljenje uopće ne nastupa. To je posljedica otočaste smrti stanica, tromboze krvnih žila i fibroze koštane moždine, faktorima koji interferiraju sa urastanjem kapilara u područje stvaranja nove kosti.

**Avaskularna nekroza.** U normalnim uvjetima cijeljenje prijeloma napreduje s obje strane frakturne pukotine. Međutim, ako je jedan od ulomaka avaskularan (bez krvožilne opskrbe), napredovanje cijeljenja prijeloma ovisno je o urastanju kapilara samo sa živuće strane prijelome pukotine.

**Intra-artikularni prijelomi.** Kod intra-artikularnih prijeloma prva faza cijeljenja je produžena, jer sinovijalna tekućina sadrži fibrinolizine koji imaju sposobnost razgradnje inicijalnog ugruška, koji je neophodan za počeni stadij cijeljenja kosti (40).

**Temperatura.** *Tople kosti* (aksijalni skelet) cijele brže nego *hladne kosti* (apendikularni skelet). Aksijalne kosti sadrže crvenu moždinu, i to je činjenica koja je djelomično odgovorna za brže cijeljenje. Međutim, temperatura je također čimbenik koji potiče cijeljenje prijeloma: pokazalo se da prijelomi tijela kralješaka miša cijele mnogo brže ako su izložena višim temperaturama.

### 1.2.4.1 Opći čimbenici

**Krvna opskrba.** Arterijski sustav (aferentna vaskularizacija) dugih kostiju obuhvaća tri sustava koji se mogu međusobno spajati (anastomozirati). *Medularni sustav*, koji uglavnom opskrbljuje dijafizu, dolazi od arterije nutricije. *Metafizni sustav* uglavnom opskrbljuje trabekularnu, spongioznu kost proksimalnih i distalnih metafiza i spaja se sa medularnim sustavom. Kod djece epifize i metafize imaju odvojenu krvnu opskrbu. Nakon zatvaranja epifiznih zona rasta ta se dva vaskularna sustava spajaju tvoreći metafizni sustav.

*Periostalna vaskularizacija* kosti polazi iz krvnih žila periosta (ovojnice kosti), osobito u područjima fascijalnih i tetivnih hvatišta. Te krvne žile penetriraju i opskrbljuju krvlju vanjsku trećinu kortikalne kosti. Tamo gdje je površina kosti prekrivena zglobnom hrskavicom, periostalna vaskularizacija nedostaje. Dijelovi kosti čiji je veći dio površine zglojni, kao npr. talus (gležanjaska kost), navikularna (skafoidna) kost karpusa i glava bedrene kosti, imaju visok rizik od ishemijskog oštećenja nakon traume zbog nedostatka periostalne vaskularizacije.

Venski sustav (eferentna vaskularizacija) kosti uključuje medularnu venu koja drenira većinu medularne i endostalne kortikalne kosti prije izlaska kroz isti otvor (foramen nutritium) gdje ulazi arterija nutricija, kao i sustav periostalne vene. Spoj između aferentnog i eferentnog kraka vaskularnog sustava je kroz sinusoide koštane moždine u medularnom području ili putem malih arteriola unutar sustava haversovih kanala. Ne postoji kapilarna mreža *per se*. Glavni smjer toka krvi je centrifugalan, od endosta prema periostu (55-57).

Utjecaj prijeloma na krvnu opskrbu kosti ovisi o prirodi i težini prijeloma. U prijelomu s minimalnim pomakom, male krvne žile kortikalne kosti su prekinute, što rezultira ishemijskom smrću osteocita blizu prijelomne linije, ali većina medularnih i periostalnih krvnih žila mogu biti dovoljno elastične da ostanu neoštećene. Medularni sustav je vjerojatno primarni izvor vaskularne hiperplazije koja opskrbljuje kalus.

Sa većim stupnjem dislokacije i disrupcije medularnog vaskularnog sustava, metafizni ili periostalni sustav može igrati važniju ulogu u vaskularizaciji kalusa. Rhinelander smatra da *četvrti aferentni vaskularni sustav*, koji polazi od okolnih mekih tkiva, osobito mišića, može služiti kao primarni izvor novog vaskularnog rasta nakon prijeloma s pomakom ulomaka kod koje je oštećen medularni i periostalni vaskularni sustav. Podrška tom konceptu je poboljšanje cijeljenja prijeloma uporabom mišićnih režnjeva.

Vazodilatacija i angiogeneza započinju brzo nakon prijeloma. U eksperimentalnim frakturama psećih tibija (goljeničnih kostiju) regionalni krvni protok je dostigao maksimum (šest puta više od normale) 10 dana nakon ozljede i ostao povišen 4 mjeseca. Krvni protok u istoj tibiji, ali na mjestu udaljenom od prijeloma dostigao je vrhunac 1-3 tjedna nakon ozljede i kasnije se postepeno smanjivao. Gupta je pokazao da se krvne žile križaju i prelaze prijelomnu liniju nakon 3 tjedna kod prijeloma tibija pasa. Kod ljudi, nestvaranje tih tzv. transfrakturnih krvnih žila duže od 10 tjedana, što je indicirano koštanom flebografijom, smatra se znakom pretećeg nesrašavanja (engl. *impending nonunion*) (29).

Interna fiksacija sa pločicom i vijcima može uzrokovati periostalnu ishemiju direktno ispod pločice, ali sam proces inače ne interferira sa regionalnom revaskularizacijom. Postavljanjem intramedularnog čavla sa prethodnim proširenjem intramedularnog kanala bušenjem (engl. *reamed intramedullary nail*), prekida se medularna krvna opskrba, čime se prebacuje izvor krvnog urastanja na metafizni, periostalni i sustav mekih tkiva. Nebušeni intramedularni čavao (engl. *non reamed* ili

*tight-fitting intramedullary nail*) koji je žljebast, ostavlja kanale u medularnoj šupljini koji se brzo ispunjavaju medularnim arterijama.

**Dob.** Poznato je da prijelomi cijele mnogo brže u djece nego u odraslih i npr. normalno cijeljenje u 75-godišnjaka prema definiciji predstavlja odgođeno cijeljenje u mlade osobe. Čini se da sporo cijeljenje nije svojstveno staničnom starenju jer osteoblasti iz trabekularne kosti u kulturi pokazuju slične metaboličke karakteristike bez obzira na dob davatelja stanica.

**Godišnje doba.** Cirkulirajuće razine metabolita vitamina D, kod prijeloma osoba starije životne dobi, pokazuju jaku sezonsku varijaciju, sa najvišim razinama tijekom ljeta, kad je sunčevo zračenje najjače. Nedostatno uzimanje vitamina D kod starijih osoba uvjetuje da razina vitamina D ovisi uglavnom o endogenom stvaranju koje ovisi o izloženosti sunčevu zračenju.

**Životinjska vrsta.** Cijeljenje prijeloma ovisi o vrsti životinje, tako prijelomi kod štakora i zečeva cijele vrlo brzo. Mnogo eksperimentalnog rada o cijeljenju prijeloma i koštanoj indukciji na glodavcima ne može se izravno primijeniti na ljude.

**Endokrini i autokrini čimbenici.** Detaljno su opisani u poglavlju 1.1.4 Čimbenici funkcije koštanog sustava.

**Metaboličke bolesti kostiju.** Prijelomi kod bolesnika sa rahitisom i osteomalacijom cijele normalno, ali rezultirajuće koštano tkivo je deficitarno i ima manju mineralnu gustoću kosti zbog osnovnog patofiziološkog procesa.

## 1.2.5 Mehanička okolina cijeljenja prijeloma

Općenito, čvrstoća ili krutost bilo koje strukture ovisi o umnošku geometrijskog faktora (koji djelomično ovisi o volumenu) i čvrstoće ili krutosti materijala od kojeg je isti izgrađen. Ako je geometrijski faktor veći, struktura može biti izgrađena od slabijeg materijala da bude jednako čvrsta. Tako kalus koji je izgrađen od materijala slabijeg od okolne kosti može imati snagu zdrave (intaktne) kosti ako ima veći promjer.

Taj princip je neobično važan kod cijeljenja prijeloma: snaga i čvrstoća potrebni za funkcionalno spajanje postižu se bržim stvaranjem kalusa lošijeg materijala, ali velikog promjera. Vlknasta, nezrela kost i kalcificirana hrskavica, iako slabije od lamelarne kosti, mogu se proizvesti dva do pet puta brže, čime priroda kompenzira mehaničku inferiornost kalusnog materijala. Tako kalusni materijal može biti od 1/2 - 1/3 čvrstoće intaktne kortikalne kosti, ali nekoliko puta većeg volumena da bi postigao normalnu snagu i čvrstoću.

Klinička intervencija za stabilizacijom mehaničke okoline prijeloma jedan je od principa liječenja prijeloma. Danas je poznato da apsolutno mirovanje ulomaka nije cilj mehaničke intervencije (51), jer nosi dva potencijalna nedostatka: zaštita od opterećenja sa uređajima za fiksaciju može uzrokovati resorpciju kosti, a nedostatak kretanja na mjestu prijeloma sprečava stvaranje kalusa. Cijeljenje prijeloma ima koristi od određene količine kontroliranog aksijalnog opterećenja i mikropokreta, ali veličina mikropokreta nije još definirana. Rebra cijele usprkos relativno velikim pokretima; goljenična kost tolerira puno manje. Uporaba manje krutih (rigidnih) materijala (titan umjesto nehrđajućeg čelika) i intramedularno postavljanje fiksacijskih uređaja umjesto kortikalnog povećavaju količinu



mikropokreta na mjestu prijeloma. Uthoff je dokazao na psećim natkoljениčnim kostima da gubitak kortikalne kosti zbog zaštite od opterećenja ispod titanskih pločica iznosi 1/3 u odnosu na pločice od nerđajućeg čelika koje su bile 50% kruće (64). Kako prijelom cijeli, bilo bi idealno da raste opterećenje same kosti, a smanjuje se opterećenje fiksacijskih uređaja. Ta postepena promjena može se postići korištenjem intramedularnih sustava osteosinteze ili dinamizacijom ukotvljenih intramedularnih čavala ili vanjskih fiksatora. Resorptivni implantati koji se pojavljuju na tržištu imaju velik potencijal za efektivni postepeni prijelaz opterećenja sa fiksacijskih uređaja na kost, s time da njihova kinetika resorpcije mora biti adekvatno regulirana. Pločice i vijci puno su manje podložni postupnom povećanju opterećenja same kosti.

Uthoff je sustavno podijelio sve danas poznate čimbenike koji utječu na cijeljenje prijeloma (tablica 2a i 2b).

**Tablica 2a.** Sustavni čimbenici koji utječu na cijeljenje prijeloma

Sustavni čimbenici
Dob
Razina aktivnosti uključujući:
Opća imobilizacija
Svemirski letovi
Nutricijski status
Hormonski status:
Hormon rasta
Kortikosteroidi (mikrovaskularna avaskularna nekroza)
Ostalo (tiroidni h., paratiroidni h., estrogen, androgeni, kalcitonin, prostaglandini)
Dijabetes melitus
Anemija
Neuropatije
Tabes
Deficijencije vitamina A, C, D, K
Lijekovi:
Nesteroidni antiinflamatorni lijekovi
Antikoagulansi
Faktor VIII
Blokatori kalcijjskih kanala
Citotoksini
Difosfonati
Fenitoin
Natrij-fluorid
Tetraciklini
Nikotin
Alkohol
Hiperoksija
Sistemske faktori rasta
Temperatura okoline
Trauma CNS-a

Iz: Uthoff HK (1993) Fracture healing. U: Gustilo RB, Kyle RF, Templeman DC: Fractures and dislocations. Mosby, St. Louis

**Tablica 2b.** Lokalni čimbenici koji utječu na cijeljenje prijeloma

Lokalni čimbenici
<i>Čimbenici nezavisni o ozljedi, terapiji i komplikacijama</i>
Tip kosti
Abnormalna kost:
Radijacijska nekroza
Infekcija
Tumori i druga patološka stanja
Denervacija
<i>Čimbenici ovisni o ozljedi</i>
Stupanj lokalnog oštećenja:
Otvorena fraktura
Kominutivna fraktura
Brzina ozljede
Niska razina vitamina K <sub>1</sub> u krvi
Opseg disrupcije vaskularne opskrbe kosti, njenih fragmenata ili mekih tkiva
Tip i lokalizacija frakture
Gubitak kosti
Interpozicija mekih tkiva
Lokalni faktori rasta
<i>Čimbenici ovisni o terapiji</i>
Opseg kirurške traume
Promijenjen tok krvi uzrokovan implantatima
Stupanj i vrsta rigiditeta interne ili eksterne fiksacije i utjecaj vremena
Stupanj, trajanje i smjer deformacije uzrokovane opterećenjem kostiju i mekih tkiva
Opseg kontakta između fragmenata (procjep, dislokacija, distrakcija)
Faktori koji stimuliraju posttraumatsku osteogenezu (koštani graftovi, koštani morfogenetski proteini (BMP), električna stimulacija, kirurška tehnika, intermitentna venska staza)
<i>Čimbenici povezani s komplikacijama</i>
Infekcija
Venska staza
Alergija na metale

Iz: Uthoff HK (1993) Fracture healing. U: Gustilo RB, Kyle RF, Templeman DC: Fractures and dislocations. Mosby, St. Louis

### 1.2.6 Procjena cijeljenja prijeloma

Cijeljenje prijeloma kontinuirani je proces koji može trajati i nekoliko godina. Iako je kriterij nedovoljno precizno definiran, smatra se da je prijelom zacijelio kada kost tolerira opterećenja prisutna u svakodnevnom životu. Tradicionalno, cijeljenje se određuje dokazom premošćujućeg kalusa na rentgenogramima i krutošću u području prijeloma prilikom kliničke manipulacije. Te mjere dostatne su za potrebe terapije prijeloma. Ipak, za potrebe eksperimentalnih studija ili precizne procjene uređaja ili tehnika, potrebno je preciznije odrediti napredovanje cijeljenja prijeloma. Trenutno su dostupne tri metode.

Micanje kosti na mjestu prijeloma kao odgovor na poznato opterećenje može se mjeriti; to je poboljšanje u odnosu na klinički subjektivni osjećaj krutosti prilikom manipulacije mjesta prijeloma. Najčešće se upotrebljava mjerni instrument pričvršćen za vanjski fiksator koji mjeri kretnje goljenične kosti u odgovoru na poznato opterećenje.

Druga tehnika za mjerenje cijeljenja prijeloma je poticanje vibriranja prelomljene kosti čekićem ili uređajem koji izaziva vibracije (engl. *shaker*), nakon čega mjerimo rezonantnu frekvenciju kosti kao cjeline ili mjerimo pojačanje (atenuaciju) impulsa tijekom prolaza preko mjesta prijeloma. Cijeljenje se procjenjuje u odnosu na kost zdravog simetričnog ekstremiteta (kontralateralnu kost).

Treća metoda mjerenja cijeljenja kosti ovisi o brzini ultrazvučnog vala kroz mjesto prijeloma. Kako prijelom cijeli, brzina ultrazvučnog vala se povećava. Kao i kod vibracijskog testa cijeljenje se procjenjuje i uspoređuje sa zdravom kosti kontralateralne strane.

## 1.3 Poremećeno koštano cijeljenje

### 1.3.1 Produženo koštano cijeljenje

Ako proces koštanog cijeljenja traje duže od prosječnog vremena cijeljenja prijeloma ovisno o regiji, odnosno traje 4-6 mjeseci, tada govorimo o produženom koštanom cijeljenju. Uzroci takvog produženog cijeljenja mogu biti različiti:

- mehanički (nemir u području prijelomne pukotine zbog nestabilnosti)
- devitalizirani ulomci (nekroza)
- loša lokalna vaskularizacija
- prijelomi s defektom kosti
- lokalne infekcije (nakon otvorenog prijeloma ili osteosinteze)

### 1.3.2 Pseudoartroza (lažni zglob)

Ako nakon 8 mjeseci od ozljede ili kirurškog zahvata nije nastupilo koštano cijeljenje, tada govorimo o pseudoartrozi. Izgledi da će doći do koštanog cijeljenja su minimalni, pa su takva stanja indikacija za kirurško liječenje.

Prema biološkom potencijalu kosti, pseudoartroze dijelimo, prema Weberu i Cechu, u dvije velike skupine: biološki vitalne i biološki avitalne pseudoartroze (72).

#### 1.3.2.1 Biološki vitalne pseudoartroze

Za ovu skupnu pseudoartroza karakterističan je zatvoren medularni kanal. Između koštanih ulomaka nalazi se vezivno i hrskavično tkivo koje omogućava veću ili manju gibljivost ulomaka na atipičnim mjestima. Oko takve tvorevine može se naći neka vrsta zglobne čahure sa sinovijalnom tekućinom, te deformiranim 'zglobnim' plohama prekrivenim fibrokartilaginoznom hrskavicom. Radiološki, vidljiva je nepravilna zglobna pukotina s koštanim krajevima različita oblika. Klinički, takav je ekstremitet nestabilan i pri opterećenju bolan.

Prema izgledu koštanih krajeva, vitalne pseudoartroze morfološki se dijele na tri skupine:

- *hipertrofične pseudoartroze* s obilnim kalusom, tzv. slonovsko stopalo (slika 12a);
- *hipotrofične pseudoartroze* s oskudnim kalusom, tzv. konjsko stopalo (slika 12b);
- *oligotrofične pseudoartroze*, bez kalusa (slika 12c).

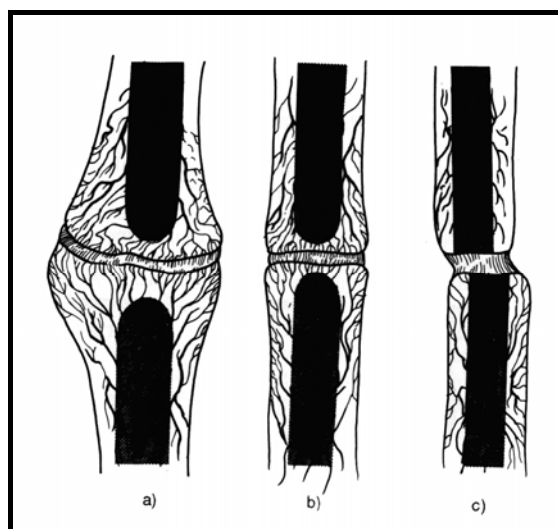
Oba tipa hipertrofičnih pseudoartroza posjeduju adekvatnu vaskularizaciju kao i stvaranje kalusa. Nastaju zbog neadekvatne mehaničke stabilnosti sa stalnim pomicanjem na mjestu frakturne pukotine.

Oligotrofične pseudoartroze posjeduju adekvatnu vaskularizaciju, ali nema adekvatnog kalusnog odgovora. Nastaju zbog neadekvatne redukcije sa posljedičnom dislokacijom (pomakom) na mjestu frakturne pukotine.

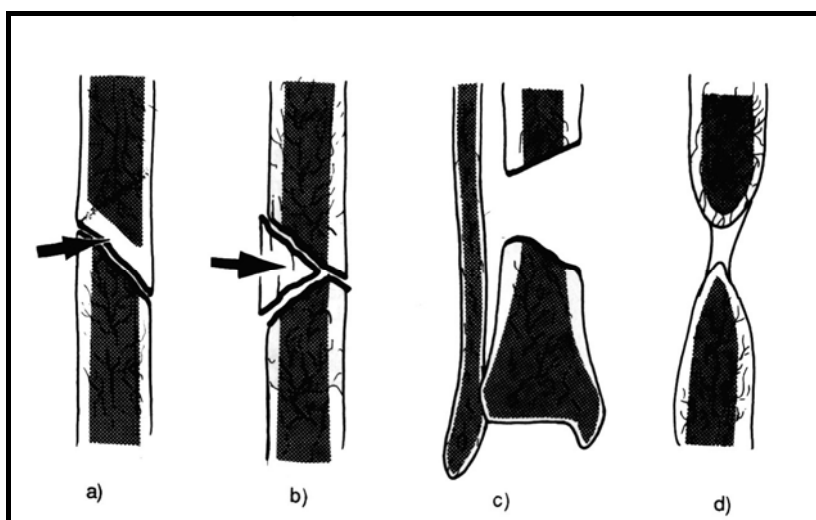
#### 1.3.2.2 Biološki avitalne pseudoartroze

Morfološki se također dijele u tri skupine:

- *distrofične pseudoartroze* - morfološki slične oligotrofičnim pseudoartrozama i često nastaju zbog uništene cirkulacije, nakon operacijskog liječenja pločicom i vijcima. Često su prisutni znakovi infekcije (slika 13d);
- *nekrotične pseudoartroze* karakterizira prisutnost jednog ili više koštanih ulomaka koji su isključeni iz cirkulacije (slika 13b), kao i prisutnost trokutastog ulomka sa djelomičnom nekrozom (slika 13a). Također nastaju kao posljedica kirurškog liječenja prijeloma;
- *defekt-pseudoartroze* karakterizira nedostatak čitavog koštanog segmenta. Takvo stanje može nastati nakon osteomijelitisa tijekom kojeg su pojedini koštani ulomci odstranjeni, zatim spontano, ili operativno, kao sekvestri. To je i najčešća etiologija defekt-pseudoartroza. Takva stanja mogu nastati i nakon odstranjenja (resekcije) koštanih tumora (slika 13 c).



Slika 12. Biološki vitalne pseudoartroze (vidi tekst)



Slika 13. Biološki avitalne pseudoartroze (vidi tekst)

### 1.3.3 Loše srasli prijelomi

Loše srasli prijelomi, kao i loše srasle osteotomije, najčešće nastaju kao posljedica neadekvatnog konzervativnog ili operativnog liječenja.

Klinički i radiološki loše srasli prijelomi u predjelu dijafiza očituju se devijacijama osi u sve tri ravnine, kao i skraćanjem udova. Ako se radi o loše sraslim intraartikularnim prijelomima (prijelomi unutar zgloba), tada u pitanje dolazi i funkcija zahvaćenog zgloba.

### 1.3.4 Sudeckov sindrom (simpatička distrofija)

Posrijedi je patološki poremećen proces lokalnog cijeljenja praćen distrofijom i atrofijom kosti i okolnih mekih česti. Smatra se da u nastajanju ovog poremećaja može sudjelovati velik broj različitih čimbenika: poremećaj neurovegetativnog i endokrinog sustava, upale, poremećaj lokalne cirkulacije (npr. prejako stegnut sadreni zavoj), poremećaji acido-bazne ravnoteže, bol, inaktivnost itd.

Klinička slika može se podijeliti u tri stadija, o kojima ovisi i terapija: I. stadij je stadij upale, II. je stadij distrofije i III. je stadij atrofije (71).

## 1.4 Termičko oštećenje kosti

### 1.4.1 Uvodne napomene

Operativni pristup je invazivan terapijski pristup, jer tijekom zbrinjavanja prijeloma traumatolog upotrebljava razna dlijeta, pile, bušilice, svrdla, vijke i pločice, kojima stabilizira prijelom. Takav kirurški pribor oštećuje kost tijekom bušenja odnosno piljenja, jer nastalo trenje između kosti i kirurškog pribora uzrokuje povišenje temperature na mjestu kontakta. U anglosaksonskoj literaturi za takav mehanizam nastanka povišene temperature koristi se termin *frictional heat*. Jedan od ciljeva uspješnog operativnog zbrinjavanja prijeloma je minimalno oštećenje tkiva što rezultira manjim brojem komplikacija i bržim oporavkom. Brži oporavak tijekom operativnog zbrinjavanja prijeloma postiže se tzv. *stabilnom osteosintezom* i tada moraju biti ispunjena dva uvjeta: prvi, da su ulomci dovoljno blizu jedan drugome i drugi, da nema pomaka među ulomcima. Ako jedan od navedenih uvjeta nije ispunjen, neće doći do pravilnog cijeljenja kosti na mjestu prijeloma, a time niti do normalne funkcije kosti i okolnih struktura. Međutim, istraživanja su pokazala da čak i uz ispunjenje oba prethodno navedena uvjeta za postizanje stabilne osteosinteze mogu nastupiti dvije vrste komplikacija: oštećeno stvaranje kalusa i termička nekroza kosti.

Stvaranje kalusa fiziološki je proces cijeljenja kosti, koji se u kasnijoj fazi resorbira pa kost ostaje normalne širine. Za normalno stvaranje kalusa, bez kojeg nema pravilnog cijeljenja kosti, potrebna je *periostalna cirkulacija* (cirkulacija uz površinu kosti). Postavljanjem pločica sa vijcima na periost dolazi do prekida cirkulacije djelovanjem mehaničke sile pritiska pločice i vijaka. Takav prekid periostalne cirkulacije onemogućava normalno, fiziološko stvaranje kalusa, a time i normalno, fiziološko cijeljenje kosti.

### 1.4.2 Definicija termičkog oštećenja kosti

Bušenjem kosti 2/3 energije pretvara se u toplinu čime dolazi do porasta temperature kosti uslijed trenja između svrdla i same kosti. Povišena temperatura oštećuje kost sa svim strukturama koje su nosioci stvaranja nove i obnavljanja postojeće kosti. Upravo je to razlog nastanka oštećenja kosti u obliku termičke nekroze kosti neposredno uz mjesto bušenja, čime kost gubi čvrstoću. Gubitkom čvrstoće kosti neposredno uz mjesto bušenja, onemogućen je čvrsti dodir između kosti i vijaka. Upravo to rezultira povećanom gibljivošću vijaka. Takva gibljivost vijaka uzrokuje nestabilnost (gibljivost) pločice postavljene na mjesto prijeloma. Time se gubi osnovni uvjet stabilne osteosinteze koji kaže da ne smije biti pomaka među ulomcima. Pokretljivost pločice u početku je minimalna i postupno se povećava, što konačno dovodi do izrazitog pomicanja pločice i eventualno njezinog loma. Lom pločice najnepoželjniji je ishod takve nestabilnosti pločice koji zahtijeva ponovni operativni zahvat sa zamjenom pločice.

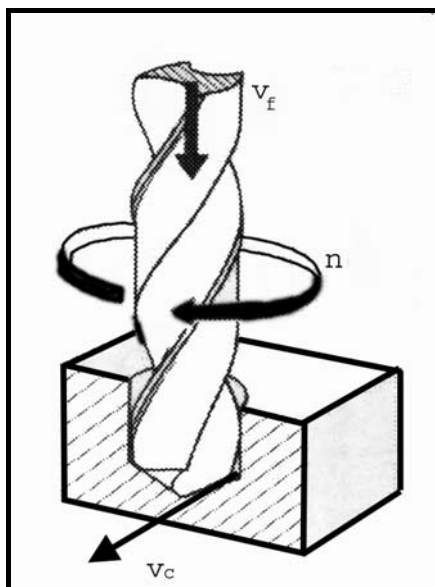
Poznato je da temperatura koja prelazi 42°C uzrokuje poremećaj metabolizma kosti (42), a temperatura od 47°C tijekom 1 minute izaziva ireverzibilne (trajne, nepovratne) promjene kako građe tako i funkcije kosti (22). Drugi autori navode 50°C kao kritičnu temperaturu za ireverzibilno termičko oštećenje kosti na temelju histoloških i

histokemijskih metoda (9). U literaturi su zabilježene temperature od 89-185°C na udaljenosti od 0,5 mm od mjesta bušenja kosti (25, 38, 43, 44).

### 1.4.3 Bušenje

Bušenje je postupak kojim se u materijalu, korištenjem odgovarajućeg alata-svrkla, izrađuju prolazni i neprolazni provrti (slika 14). Glavno i pomoćno gibanje pri tome vrši svrdlo. Glavno gibanje predstavlja kružno (rotacijsko), a pomoćno (posmično) gibanje - pravolinijsko gibanje svrdla u smjeru osovine svrdla.

Postupak bušenja spiralnim svrdlom naziva se obično ili klasično bušenje. Spiralna svrdla su cilindrično-rotacijski alati koji imaju dvije rezne oštrice simetrične u odnosu na os svrdla. Karakteristika bušenja je da se tijekom obrade ne mijenja poprečni presjek odvojene čestice. Samo promjenom posmaka prije početka obrade moguće je mijenjati presjek odvojene čestice. Klasičnim bušenjem naziva se bušenje pri kojem dužina provrta ne prelazi 5-8 promjera svrdla, iz razloga što kod prekoračenja ovog odnosa dolazi do otežanog odvođenja odvojene čestice uzdužnim žljebovima na svrdlu (koji inače služe za odvođenje odvojene čestice iz zone rezanja).



#### Legenda

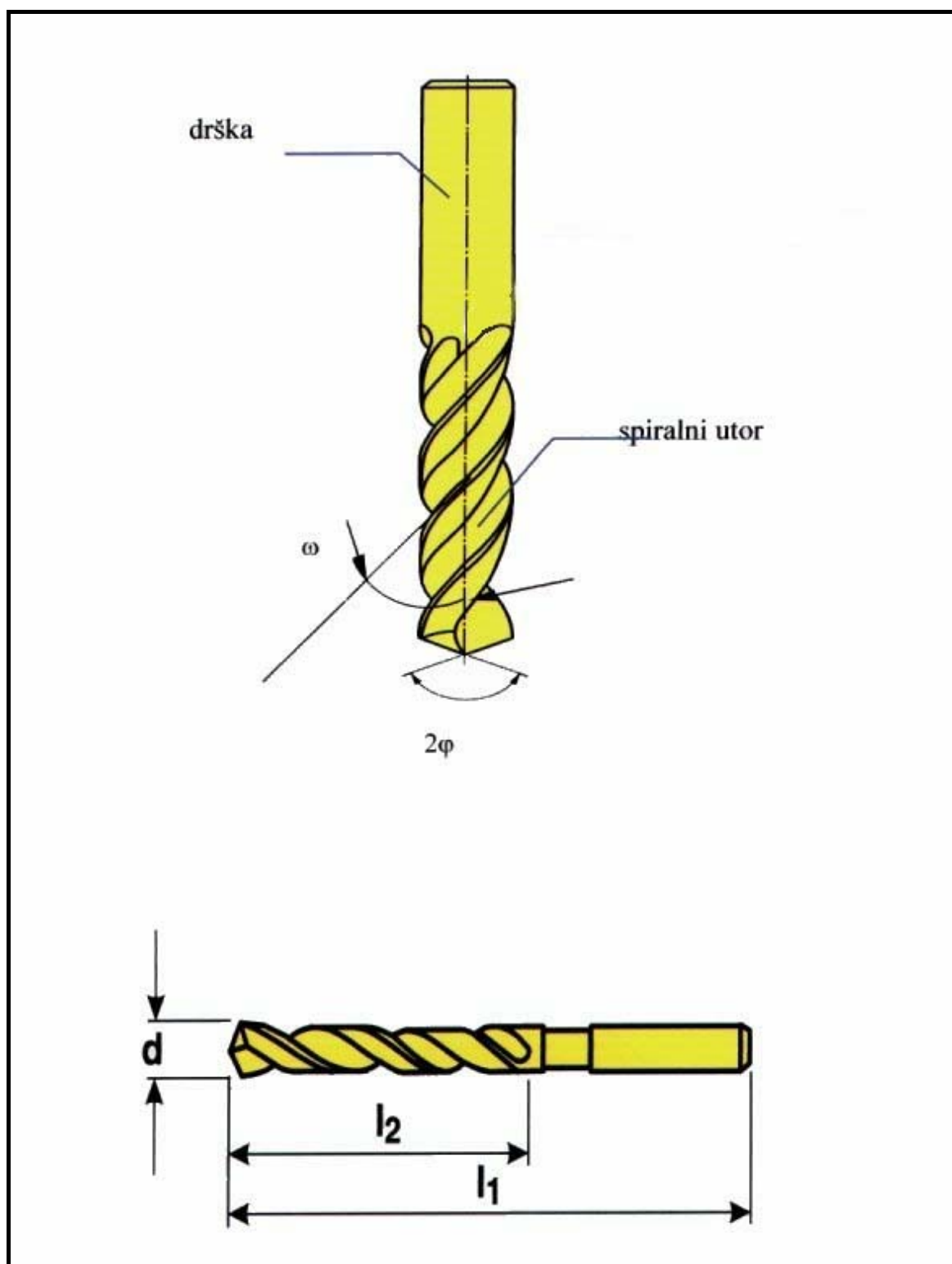
- $v_f$  – posmak (brzina prodiranja svrdla)
- $n$  – broj okretaja svrdla
- $v_c$  – brzina rezanja (obodna brzina)

Slika 14. Shematski prikaz bušenja spiralnim svrdlom

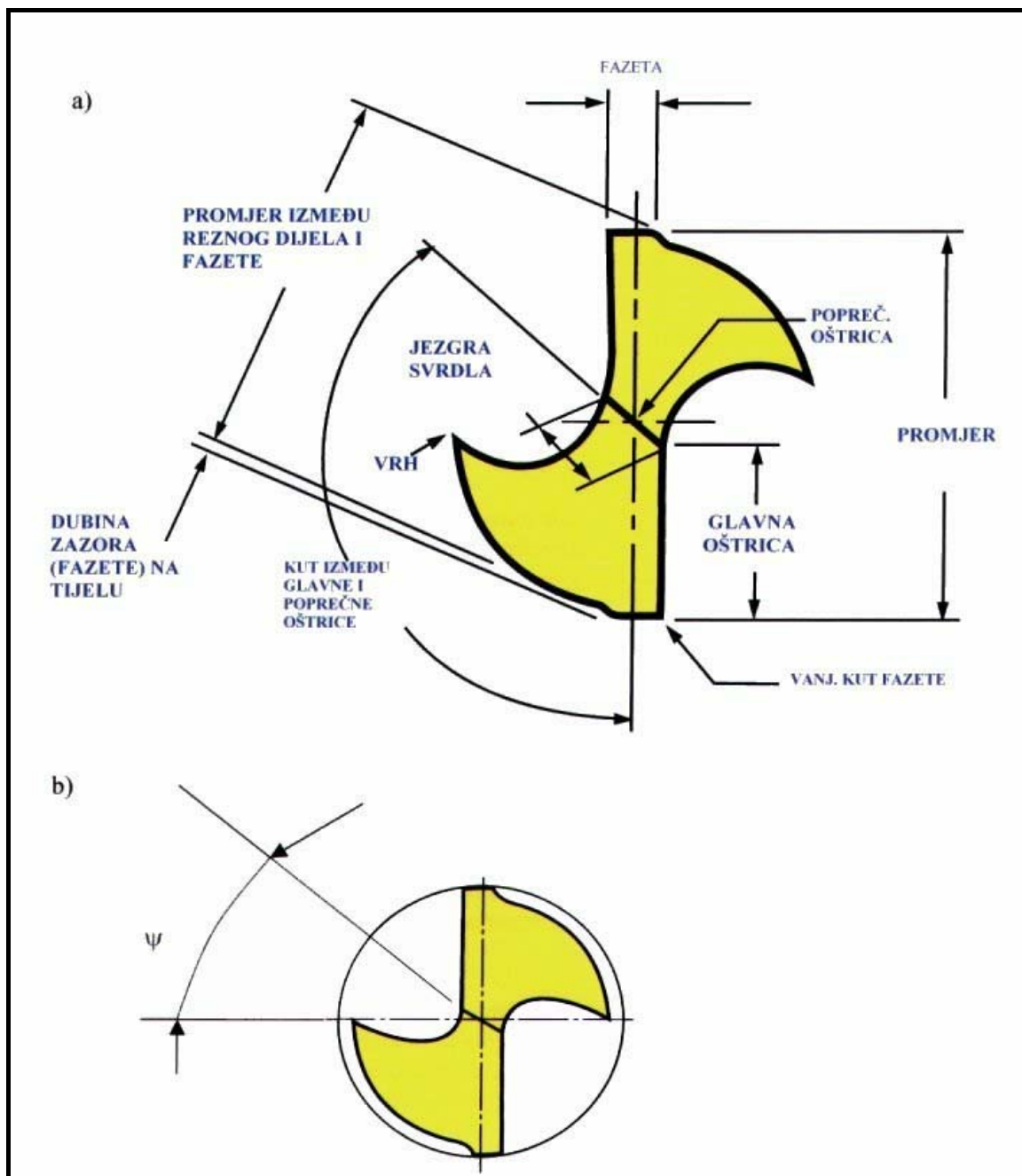
#### 1.4.3.1 Kinematika svrdla tijekom bušenja

Osnovni elementi spiralnog svrdla prikazani su na slikama 15 i 16.





Slika 15. Građa spiralnog svrdla (vidi tekst)



**Slika 16.** Presjek spiralnog svrdla (vidi tekst)

Glavna i poprečna oštrica su *rezne oštrice*.

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

*Poprečna oštrica* nastaje presjekom ploha dvaju stožaca čiji su vrhovi na suprotnim stranama, tj. to je linija koja se dobije kod presijecanja dviju stražnjih površina. Poprečna oštrica čini 15% ukupne dužine oštrice, a na njoj djeluje do 65% aksijalne sile (ovisno o promjeru svrdla). Kut na poprečnoj oštrici kreće se od 48-55°. Skraćanjem poprečne oštrice poboljšavaju se uvjeti rezanja.

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

*Stražnja površina* je površina okrenuta prema površini rezanja.

*Kut vrha svrdla*  $2\varphi$  je kut kojeg određuju dvije glavne rezne oštrice. Navedeni kut odabire se prema materijalu koji se obrađuje, jer vrši važan utjecaj na prednji geometrijski kut  $\gamma$ , stražnji geometrijski kut  $\alpha$ , kao i na otpornost jezgre svrdla. S povećanjem kuta  $2\varphi$  povećava se i otpor rezanja, a time i naprezanje svrdla na uvijanje i izvijanje. Kod tvrdih materijala on iznosi 140-160°, a kod mekših 80-110°.

*Kut zavojnice utora*  $\omega$  je kut između osi svrdla i razvijenog brida utora. Navedeni kut određuje veličinu prednjeg geometrijskog kuta  $\gamma$ . Povećanjem kuta uspona zavojnice  $\omega$  povećava se kut  $\gamma$ , ujedno se popravljaju uvjeti rezanja, smanjuje se moment uvijanja kao i otpori rezanja. Istovremeno se smanjuje krutost svrdla i trajnost oštrice, osobito kod manjih svrdla.

*Kut poprečne oštrice*  $\psi$  je kut što ga zatvara poprečna oštrica s ravninom, koja prolazi glavnom oštricom paralelno sa smjerom osi svrdla. Kut poprečne oštrice daje veću silu posmaka što dovodi do većeg utroška snage.

### 1.4.3.2 Elementi režima obrade

*Dubina rezanja* ovisi o namjeni materijala koji se buši.

*Posmak* (slika 17) je put koji obavi svrdlo u pravcu osi alata za jedan okretaj. Posmak za jednu oštricu spiralnog svrdla ( $f=2$ ) jednak je:  $f_z=f/2$  (64). Pri bušenju dubokih provrta, uslijed otežanog odvođenja čestica materijala i smanjenja krutosti svrdla s povećanjem dubine bušenja, posmak treba smanjiti. Osim toga potrebno je kod dubokih provrta povremeno izvlačiti svrdlo radi čišćenja njegovih utora. Izbor posmaka u načelu se vrši s obzirom na otpornost elemenata mehanizma za posmično kretanje, s obzirom na stabilnost sustava alat-alatni stroj-obradak i kad se vrši obrada veće dubine s obzirom na mogućnost odvođenja čestica materijala.

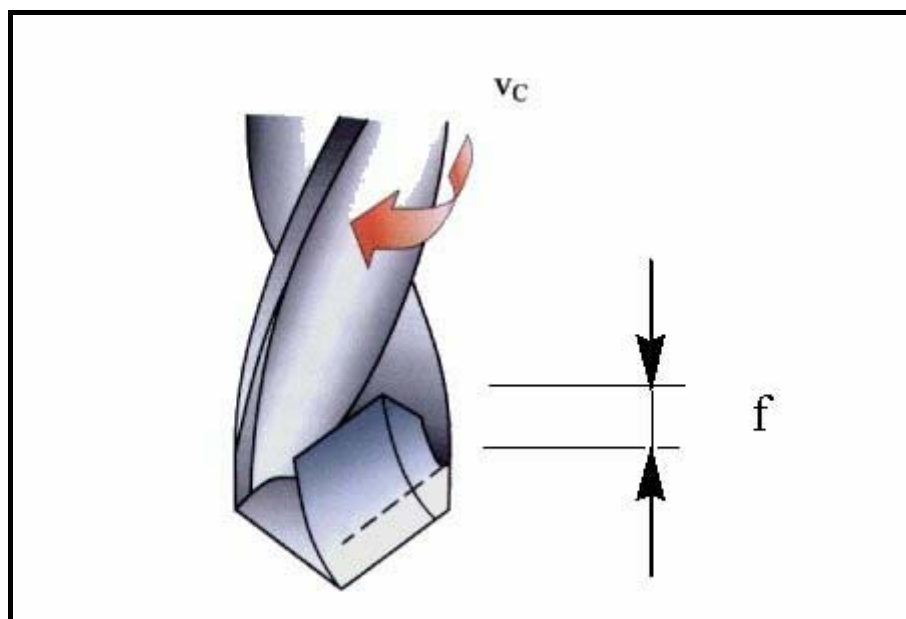
*Brzina rezanja* različita je u pojedinim reznim oštricama svrdla. U osi svrdla brzina je jednaka nuli, dok je na obodu maksimalna. Kao brzina rezanja uvijek se uzima maksimalna brzina, jer ona određuje vijek trajanja svrdla. Brzina rezanja izračunava se prema sljedećoj formuli:

$$v = d \cdot \pi \cdot n$$

$d$  - promjer svrdla (mm),

$n$  - broj okretaja obratka (okr/min)

$\pi$  - 3,14



**Slika 17.** Brzina rezanja (posmak) odnosno brzina prodiranja svrdla ( $f$ )

Pojam brzine rezanja: poznato je da svrdlo vrši složeno gibanje, tj. okreće se i istovremeno aksijalno pomiče. Okrećući se, njegove oštrice zahvaćaju materijal i režu ga u obliku strugotine. Brzina kojom se pokreće oštrica nije brzina rezanja. To bi bilo točno kad bi se oštrice svrdla gibale pravocrtno. Međutim, budući se oštrice svojim položajem prostiru od središta prema rubu, pri okretanju neke će točke imati nejednoliku brzinu. Prema tome, za brzinu rezanja usvojena je ona brzina kojom se pokreću krajnje točke na oštricama svrdla odnosno pod pojmom brzine rezanja podrazumijevamo obodnu brzinu rezanja najvećeg promjera svrdla.

## 1.4.4 Parametri koji utječu na porast temperature tijekom bušenja kosti

### 1.4.4.1 Debljina kortikalisa

Kortikalis je najčvršći dio kosti i upravo o trajanju prolaska svrdla kroz kortikalis ovisi vrijeme bušenja kosti. Problem debljine kortikalisa postaje veći kad se zna da za postavljanje pločice s vijcima treba probiti svrdlom oba kortikalisa. Tako npr. debljina kortikalisa femura zeca iznosi prosječno 1,5 mm, a prosječno trajanje bušenja kosti 5 s. Debljina kortikalisa femura psa iznosi prosječno 3,5 mm, a prosječno trajanje bušenja kosti 15 s. Debljina kortikalisa femura čovjeka iznosi 6-6,5 mm, a prosječno trajanje bušenja kosti 18 s (24).

### 1.4.4.2 Geometrija oštrice svrdla

Geometrija oštrice svrdla pokazala se kao značajan faktor koji utječe na porast temperature tijekom bušenja kosti. Eksperimenti (43) su pokazali da svrdla tipa *modified half drill* i *half drill* imaju najmanji porast temperature kosti tijekom bušenja u odnosu na ostale vrste svrdla (*trochar*, *spade*, *Hoffmann*). Mehanizam takvog manjeg porasta temperature je efikasnije odstranjenje sitnih komadića kosti nastalih bušenjem (engl. *cutting chips*). Osim što su gore navedena svrdla tijekom bušenja razvijala nižu temperaturu i samo povišenje temperature je trajalo kraće u odnosu na ostala svrdla. Na

slici 18 prikazano je standardno svrdlo promjera 4,5 mm tvrtke *Synthes*, specijalizirane za izradu alata u traumatologiji.



**Slika 18.** Standardno spiralno svrdlo u traumatologiji (*Synthes*)

#### 1.4.4.3 Brzina vrtnje svrdla

Brzina vrtnje svrdla ovisi o otporu. Svrdlo se bez otpora okreće tijekom vrtnje u zraku (engl. *free running speed*) dok tijekom bušenja kosti nailazi na otpor. Ovisno o veličini otpora tijekom bušenja, brzina vrtnje se smanjuje te je teško održavati konstantnom brzinu vrtnje svrdla.

Postoje dva načina mjerenja brzine vrtnje svrdla. Jedan način je u eksperimentalnim uvjetima kada se koristi uređaj koji vrši pritisak na svrdlo jednakom silom, a o sili pritiska djelomično ovisi brzina svrdla (vidi 1.4.4.5 Sila pritiska na svrdlo tijekom bušenja kosti). Drugi način je bušenje u kliničkim uvjetima, kada se eksperimentalni uvjeti ne mogu postići, jer je sila pritiska na svrdlo tijekom bušenja određena upravo silom kojom operater pritišće na bušilicu, a time posredno i na samu kost.

Mjerenje brzine vrtnje svrdla u eksperimentalnim uvjetima pokazalo je da porast temperature tijekom bušenja ovisi o brzini vrtnje svrdla. Istraživanja su pokazala da porastom vrtnje svrdla raste i porast temperature okolne kosti. Drugim rječima, što je manja brzina okretanja svrdla manje je i termičko oštećenje kosti. Dosadašnja istraživanja govore o brzini okretanja svrdla od 300 okr/min (43) i 345 okr/min (44) kao brzini sa najmanjim porastom temperature okolne kosti. Međutim, druga istraživanja su pokazala da je trajanje vrijednosti temperature iznad 50 °C duže što je brzina okretanja svrdla niža (44).

Danas postoje bušilice sa regulatorom brzine, odnosno sa mogućnošću postavljanja nekoliko tvornički definiranih brzina koje se konstantne tijekom cijelog procesa bušenja. Tim načinom je lakše dobiti ujednačene rezultate i međusobno ih uspoređivati.

#### 1.4.4.4 Promjer svrdla

Porast temperature tijekom bušenja kao i trajanje povišene temperature kosti ovisi o promjeru svrdla. Veći je promjer svrdla tijekom rotacije u dodiru sa većom površinom okolne kosti. Veća dodirna površina uzrokuje jače trenje, što rezultira višim porastom temperature korištenjem svrdla većeg promjera (43).

#### 1.4.4.5 Sila pritiska na svrdlo tijekom bušenja kosti

Poznato je da je sila pritiska obrnuto proporcionalna brzini vrtnje svrdla osim kod bušilica sa regulatorom brzine gdje je brzina vrtnje konstantna. Tako porast sile pritiska sa 2 kg na 6 ili 12 kg značajno snižuje maksimalni porast temperature tijekom bušenja kao i trajanje vrijednosti temperature iznad 50 °C. Porast temperature na udaljenosti od 0,5 mm značajno je viši korištenjem sile od 6 kg u odnosu na silu od 12 kg dok nema značajne razlike u trajanju povišene temperature iznad 50 °C (44). Osim toga, kod visokih brzina

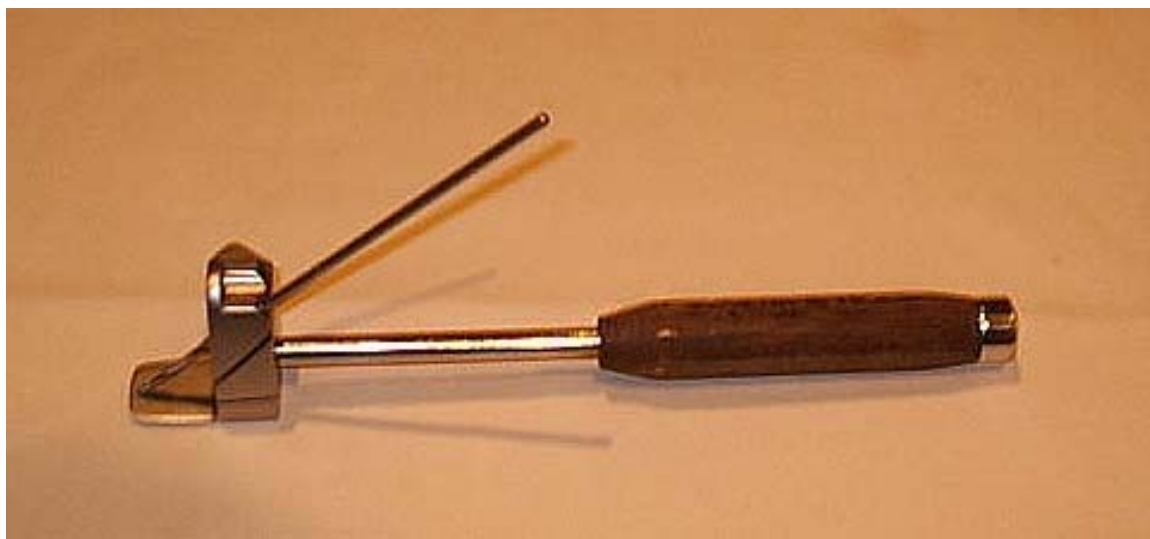
vrtnje svrdla rezultati su slijedeći: ako je slobodna brzina vrtnje svrdla veća od 50.000 okr/min tada brzina vrtnje pada povećanjem sile pritiska na svrdlo tijekom bušenja (do 50%), dok kod brzina vrtnje ispod 50.000 okr/min, brzina vrtnje tijekom bušenja blago ili neznatno raste porastom sile pritiska na svrdlo (2, 7).

#### 1.4.4.6 Nova ili istrošena svrdla

Pod novim svrdlima podrazumijevaju se svrdla na kojima nema znakova istrošenosti odnosno uporaba svrdla do 40 puta. Istraživanja su pokazala da postoji značajna razlika u postignutoj maksimalnoj temperaturi na udaljenosti od 0,5 mm od mjesta bušenja tijekom bušenja novim (75 °C) i istrošenim svrdlom (105 °C). Jednako tako postoji značajna razlika u vremenu trajanja povišene temperature iznad 50 °C kod novih (6 s) i istrošenih svrdla (20 s) (44).

#### 1.4.4.7 Vodicica za svrdlo

Uporaba vodicica (slika 19a, 19b) omogućuje prolaz svrdla kroz kortikalis najčešće pod pravim kutem. Time je omogućen najkraći prolaz svrdla kroz kost što rezultira i najkraćim vremenom bušenja. Kraće vrijeme bušenja, uzrokuje i manji porast temperature kosti. Drugi tipovi vodicica izrađeni su tako da ne ulaze kroz kortikalis pod pravim kutem nego da ulaze pod određenim kutem kao kod prijeloma gornjeg dijela natkoljениčne kosti. Prednost vodicice u takvim slučajevima je bušenje u smjeru osovine bez ponavljanja, jer ponovljena bušenja produljuju trajanje bušenja, a i dodatno oštećuju kost zbog promjena smjera bušenja.



**Slika 19a.** Vodicica za svrdlo (prijelomi proksimalnog femura)



**Slika 19b.** Vodilica za svrdlo (stereotaksija)

#### 1.4.4.8 Hlađenje svrdla

Sredstvo za hlađenje ima važnu ulogu u procesu odvajanja čestica. Uloga sredstva za hlađenje:

- podmazuje površinu alata na kojoj se razvija trenje,
- kontaktno sprečava povišenje temperature,
- odstranjuje odvojene čestice,
- smanjuje djelovanje sile rezanja.

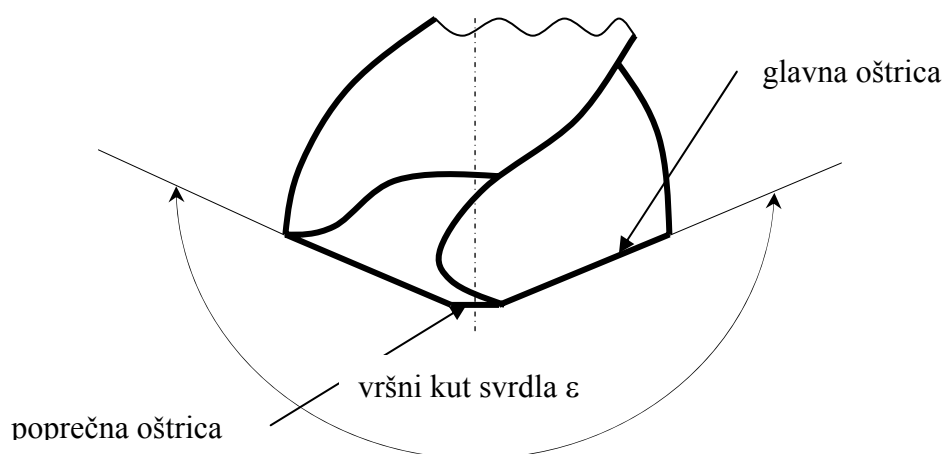
Hlađenje svrdla moguće je različitim otopinama kao i različitim temperaturama tih otopina. U kliničkoj praksi najpogodnijom se pokazala fiziološka otopina zbog svoje dostupnosti, cijene kao i svojstava. Omjerom vode i elektrolita odgovara plazmi, pa ne može uzrokovati elektrolitske poremećaje.

#### 1.4.4.9 Predrilling

Pojedini autori dokazali su da prethodno bušenje svrdlom manjeg promjera, potom svrdlom većeg promjera produljuje sam proces bušenja (dva bušenja), ali je maksimalni porast temperature na udaljenosti od 0,5 mm od mjesta bušenja oko 50% niži nego kod bušenja svrdlom većeg promjera (34). Takav način bušenja pokazao se osobito koristan kod postavljanja vanjskih fiksatora, gdje infekcija često komplicira prijelom i u takvim slučajevima je ponovna operacija vrlo rizična.

#### 1.4.4.10 Vršni kut svrdla

Parametar koji može utjecati na maksimalnu temperaturu bušenja je vršni kut svrdla (slika 20).



**Slika 20.** Presjek kroz vrh svrdla sa prikazom vršnog kuta i glavnih oštrica

O njemu ovisi ponajprije aksijalna sila bušenja. Smanjenjem ovog kuta produžuje se glavna rezna oštrica. Pošto je oštrica duža, za očekivati je da će temperatura rasti, ali sa smanjenjem aksijalne sile pritiska na svrdlo temperatura bi trebala padati. Dakle, pretpostavka je da će temperatura sa smanjenjem vršnog kuta ipak rasti. Kut se ne smije previše smanjivati jer će izbušeni provrt imati eliptični oblik (73).

## 1.4.5 Metode za određivanje oštećenja kosti

### 1.4.5.1 Histologija

Konvencionalna histologija često se koristila za procjenu oštećenja koštanih stanica u eksperimentalnim uvjetima (11, 15, 26, 49). Prazne osteocitne lakune interpretirane su kao znak koštane smrti, dok se pod *preživljenjem* kosti smatrala prisutnost staničnih elemenata. S vremenom se pokazalo da su histološki kriteriji vijabilnosti kosti nepouzdaniji (17). Dokazano je da osteocitne lakune sadrže stanične elemente čak do 16 tjedana nakon autoradiografijom utvrđene koštane smrti (37). Tako postoji mogućnost određivanja manjeg opsega koštane nekroze od stvarno prisutne. Drugi nedostatak histologije je što u trenutku termičke ozljede kosti pokazuje opseg (promjer) oštećenog dijela puno manjim nego što je to kod određivanja termičkog oštećenja kosti npr. histokemijom. Tako pri istim eksperimentalnim uvjetima histološki preparat pokazuje 200  $\mu\text{m}$  zonu praznih osteocitnih lakuna kao dokaz koštane smrti, dok isti koštani preparat histokemijski pokazuje 500  $\mu\text{m}$  zonu bez aktivnosti enzima što upućuje na koštanu smrt (25).

### 1.4.5.2 Histokemija

Princip histokemijske metode zasniva se na prisutnosti ili odsutnosti aktivnosti oksidativnih enzima, npr. diaforaze – intracelularnog enzima metabolički aktivnih osteoblasta. Pokazalo se da je histokemija pouzdanija metoda od histologije u smislu procjene oštećenja koštanih stanica (6). I histologija i histokemija su indirektno metode i ne daju informacije o dinamici događaja u kostima nakon termičkog oštećenja.



### 1.4.5.3 Vitalna mikroskopija

Za vitalnu mikroskopiju potreban je šuplji titanski implantat koji prolazi kroz cijelu širinu kosti. Nakon 8 tjedana pristupa se kosti sa titanskim implantatom, koji je spojen sa metalnom kapsulom koja se zagrijava. Bilježenje tkivnih reakcija odvija se snimanjem mikroskopskog nalaza na filmsku traku, kao i fotografskim slikanjem u boji. Time je omogućeno praćenje tkivnih reakcija nakon termičkog oštećenja kosti tijekom razdoblja čije trajanje možemo sami odrediti.

Tijekom zagrijavanja kosti na temperaturu od 50°C zapažen je porast krvnog protoka. Kada se postigne temperatura od 50°C, protok se smanji u manjim krvnim žilama, dok je ostaje nepromjenjen u većim. Dva do tri dana nakon termičke ozljede masne stanice postaju tamnije, nakon čega slijedi njihova resorpcija. Reakcija kosti počinje se pojavljivati 2-3 tjedna nakon termičke ozljede. Na fazu resorpcije nastavlja se faza urastanja novih masnih stanica, koje su s vremenom mnogo brojnije nego prije termičke ozljede.

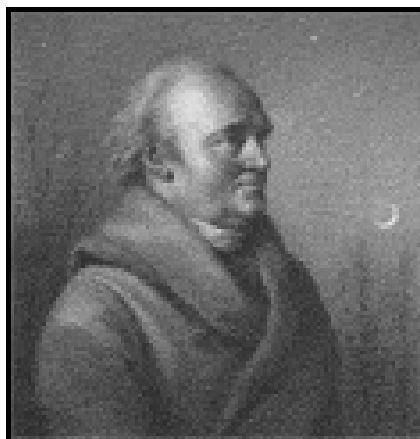
Vitalna mikroskopija pokazala je pri istim eksperimentalnim uvjetima (50°C) veće tkivno oštećenje (parcijalna vaskularna nekroza, resorpcija koštanih i masnih stanica) u odnosu na histologiju i histokemiju (5, 10, 14).

Kao direktna metoda za analizu, vitalna mikroskopija osjetljivija je od indirektnih metoda, histologije i histokemije, za detekciju oštećenja koštanog tkiva uzrokovanog povišenom temperaturom.

## 1.4.6 Infracrveno (IC) zračenje

### 1.4.6.1 Povijest infracrvenog zračenja

Astronom William Herschel (slika 21) otkrio je infracrvene (IC) zrake 1800. god. Izradio je svoj vlastiti teleskop pri čemu je dobro upoznao leće i ogledala. Znao je da sunčevo svjetlo sadrži cijeli spektar boja i istovremeno je izvor topline. Pokušao je pronaći boju odgovornu za zagrijavanje objekata, zbog čega je izradio uređaj koristeći prizmu, papirnatu ploču i termometar s crnim završetkom, kojim je mjerio temperaturu različitih boja u spektru. Opazio je povećanje temperature pri pomicanju termometra od ljubičaste prema crvenoj, u duginom spektru stvorenom prolaskom sunčeva svjetla kroz prizmu. Otkrio je da je najviša temperatura bila u crvenom svjetlu. Zračenje koje uzrokuje zagrijavanje nije bilo vidljivo te ga je nazvao *toplinsko zračenje* koje danas zovemo *infracrveno (IC) zračenje*.



Slika 21. Sir William Herschel, otkrivač infracrvenih (IC) zraka

### 1.4.6.2 Elektromagnetski spektar

Prema klasičnoj Maxwelllovoj teoriji toplinsko je zračenje u obliku elektromagnetskih valova, a prema Plancku u obliku čestica energije zvanih fotoni (ili kvanti, čestice bez mase). Ova pojava naziva se dvojnomo prirodom svjetlosti. Tipovi elektromagnetskog zračenja mogu biti podijeljeni prema njihovim valnim duljinama u vakuumu (12) ili u frekvencijama od  $10 \cdot 10^{25}$  Hz. Raspon valnih duljina je  $3 \cdot 10^9$  cm za najdulje elektrovalove, do  $3 \cdot 10^{-15}$  cm za najkraće kozmičke valove (slika 22). Elektromagnetsko zračenje svih valnih duljina odvija se prema istim osnovnim fizikalnim zakonima, a jedina razlika je u valnoj duljini, a time i energiji.

Sva tijela kontinuirano emitiraju zračenje, ali toplinski utjecaj može biti djelotvoran samo ako valna duljina zračenja tog tijela pada unutar spektra od 0,1 do 100  $\mu\text{m}$ . Vidljivo područje svjetla je unutar jako uskog raspona od 0,38 - 0,76  $\mu\text{m}$ .

Infracrveno područje naziv je za dio elektromagnetskog spektra s valnim duljinama između 2 i 13  $\mu\text{m}$ . Područje između 13  $\mu\text{m}$  i 1 mm naziva se udaljenim infracrvenim područjem i predstavlja zračenje male energije. Toplinsko se zračenje pojavljuje kao dominantno u spektru elektromagnetskih valova u području valnih duljina od 0,76 - 360  $\mu\text{m}$ , dok se vidljivo zračenje pojavljuje u području valnih duljina od 0,4 - 0,8  $\mu\text{m}$ . Na slici 22 prikazan je spektar elektromagnetskog zračenja iz kojeg je uočljivo da je vidljivo zračenje veće energije od toplinskog.



Slika 22. Elektromagnetski spektar zračenja

Uobičajena podjela infracrvenog područja temelji se upravo na energiji zračenja, a pripadajuće srednje vrijednosti valnih duljina i frekvencija ovih područja prikazane su u tablici 3.

**Tablica 3.** Uobičajena podjela infracrvenog područja elektromagnetskog spektra

Infracrveno područje	Prosječna valna duljina	Prosječna frekvencija
dugovalno	$\lambda = 10 \mu\text{m}$	$\nu = 3 \cdot 10^{13} \text{ Hz}$
srednjevalno	$\lambda = 5 \mu\text{m}$	$\nu = 6 \cdot 10^{13} \text{ Hz}$
vidljivo	$\lambda = 0.5 \mu\text{m}$	$\nu = 6 \cdot 10^{14} \text{ Hz}$

### 1.4.6.3 Prijenos topline zračenjem

Toplina prelazi s tijela više temperature na tijelo niže temperature na tri načina: vođenjem topline (kondukcijom), strujanjem (konvekcijom) i prijelazom topline zračenjem (radijacijom). Bitno je naglasiti da prijenos topline zračenjem za razliku od prijenosa topline konvekcijom i kondukcijom ne treba sredstvo za prijenos topline, tj. toplinsko se zračenje može širiti i u vakuumskom prostoru. Prijenos topline u tijelu odvija se tako da dijelovi tijela miruju, a toplinska se energija prenosi sudarima molekula od mjesta više temperature na mjesto niže temperature sve dok se temperature ne izjednače. Strujanje je prijelaz toplinske energije pri kojem materija posreduje gibanjem.

Svaka tvar temperature veće od 0 K zrači toplinsku energiju, koja se prenesena na okolinu pretvara u toplinu. Intenzitet toplinskog zračenja povećava se s porastom temperature tijela odnosno tvari koja zrači toplinu.

Osim o temperaturi, toplinsko zračenje ovisi i o agregatnom stanju tvari koja zrači. Krutine i tekućine zrače i primaju zračenje u kontinuiranom spektru svih valnih duljina dok troatomni i višeatomni plinovi zrače i apsorbiraju samo u određenom području valnih duljina.

Prijenos topline zračenjem obično se odvija između dva ili više tijela. Pri tome ne zrači samo toplije tijelo hladnijem nego toplinsku energiju zrači i hladnije tijelo k toplijem, ali izmjenjeni toplinski tok, prema II. zakonu termodinamike, uvijek ide s toplijeg na hladnije tijelo i jednak je razlici apsorbiranih udjela zračenja. Prijenos topline zračenjem ovisi o sposobnosti zračenja samog tijela, o sposobnosti drugog tijela da to zračenje apsorbira, ali i o međusobnom položaju tih tijela u prostoru (65).

### 1.4.6.4 Karakteristike zračenja površina krutih tijela

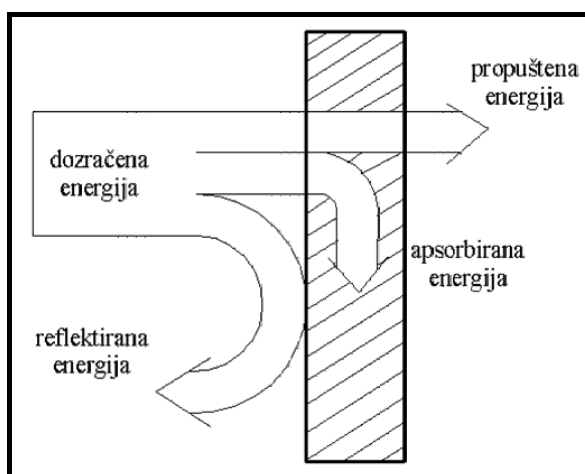
Ako na površinu nekog tijela zračenjem dospije energija  $\Phi$  (slika 23), tada će se od površine nekog tijela dio reflektirati,  $r\Phi$ , dio apsorbirati,  $a\Phi$  dok će se preostali dio  $d\Phi$ , propustiti kroz promatrano tijelo:

$$\Phi = a\Phi + r\Phi + d\Phi$$

tako da vrijedi jednadžba:

$$a + r + d = 1$$

Faktor  $a$  naziva se faktor apsorpcije,  $r$  faktor refleksije dok se  $d$  naziva faktorom propusnosti.



**Slika 23.** Shematski prikaz djelovanja energije zračenja na objekt

Ako je apsorpcijski faktor jednak jedan, takvo tijelo potpuno apsorbira svu dozračenu energiju i nazivamo ga *crnim tijelom*. Ako bi za neko tijelo refleksijski faktor bio jednak jedan, to bi značilo da promatrano tijelo potpuno reflektira cjelokupnu dozračenu energiju. Ako je refleksija pravilna, tada se takvo tijelo naziva *zrcalno*, a ako je difuzna, govori se o *bijelom tijelu*. *Propusnim* nazivamo tijelo koje u potpunosti propusti cjelokupnu dozračenu energiju te za njega vrijedi da je faktor propusnosti jednak jedan. Svi navedeni slučajevi su teorijski granični slučajevi. Najčešća tijela su tzv. *siva tijela*, koja apsorbiraju jednak udio dospjelog zračenja na svim valnim duljinama odnosno *obojena tijela* koja apsorbiraju zračenje različitih valnih duljina.

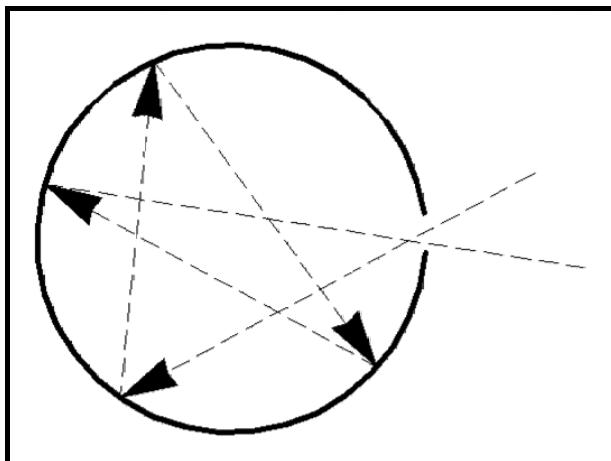
Krute tvari i tekućine gotovo su nepropusne za toplinsko zračenje (faktor propusnosti jednak je nuli), te za njih vrijedi jednadžba:

$$a + r = 1$$

#### 1.4.6.5 Zračenje crnog tijela

Ranije je spomenuto da zračenje tijela ovisi o njegovoj temperaturi, ali i o sposobnosti zračenja samog tijela. U prirodi ne postoji tijelo koje bi zračilo najveću moguću energiju pri danoj temperaturi. Stoga je uveden pojam *crnog tijela* za koje su izvedene jednadžbe koje opisuju njegovo zračenje, kako bi služilo kao standard za određivanje snage zračenja i mjerenja temperature tijela.

Crno tijelo prima svu dozračenu energiju, tj. faktor apsorpcije je jedan. Istovremeno crno tijelo emitira količinu energije koja je jednaka dozračenoj energiji. Zračenje crnog tijela može se simulirati malim otvorom izotermne šupljine, čija unutarnja površina ima velik faktor apsorpcije (slika 24). Zraka koja je ušla kroz otvor, poslije velikog broja reflektiranja i apsorbiranja u šupljini može se smatrati potpuno apsorbiranom, pa je intenzitet reflektirane zrake kroz otvor gotovo sveden na nulu. To znači da uhvaćeno zračenje kroz otvor šupljine označava upravo zračenje crnog tijela za zadanu temperaturu šupljine. To će zračenje biti utoliko bliže zračenju crnog tijela što je otvor šupljine manji, a veći njezin faktor apsorpcije.



Slika 24. Model idealnog crnog tijela (vidi tekst)

#### 1.4.6.6 Zračenje necrnih tijela

Necrna tijela mogu biti siva ili obojena. Necrna tijela imaju apsorpcijski faktor manji od jedan, što znači da za zadanu temperaturu apsorbiraju, a time i zrače manje energije od crnog tijela iste temperature. Faktor zračivosti ovisi o vrsti materijala tijela, o svojstvima njegove površine i temperaturi. Obično se za pojedine materijale u funkciji navedenih veličina može naći u tablicama.

#### 1.4.6.7 Pirometrija zračenja

Za projektiranje ili za odabir pirometrijskog sustava za mjerenje temperature površine određenog objekta važno je poznavati četiri zahtjeva:

1. temperaturno područje površine objekta čija se temperatura želi odrediti
2. željena preciznost mjerenja temperature
3. željena preciznost u određivanju položaja površine objekta
4. željena preciznost u određivanju vremena mjerenja temperature

Senzor, a potom i optički sustav treba tako odabrati da odgovaraju na četiri temeljna zahtjeva. Ukoliko se temperatura objekta brzo mijenja ili kada se objekt brzo kreće, mjerenja će biti uvjetovana vremenom odziva (engl. *lag time*) senzora na kojem se temelji instrument. Vrijeme putovanja zračenja od površine objekta do senzora je zanemarivo, tako da je efektivno vrijeme odziva jednako vremenu odziva senzora.

Željena preciznost određivanja temperature ovisi o pragu osjetljivosti senzora zračenja odnosno o najmanjoj promjeni energije zračenja za koju će senzor proizvesti promjenu izlaznog signala.

Ukoliko se na površini objekta pojavljuju temperaturni gradijenti, određivanje lokalnih temperatura zahtjevat će ograničavanje površine izvora zračenja odnosno površina mora biti dovoljno mala kako bi se ovi gradijenti mogli uočiti. Navedeno se postiže složenim optičkim sustavima koji su važan element svakog sustava za mjerenje temperature.

Faktor prijenosa zračenja definiran je kao omjer apsorbirane snage zračenja na površini senzora i ukupne snage zračenja u poluprstor promatranog objekta.

### 1.4.6.8 Optički sustavi

Svrha optičkih sustava je sakupljanje i usmjeravanje na senzor najveće moguće količine energije koju objekt zrači. Mogu se sastojati od sustava leća, ogledala ili od kombinacije leća i ogledala. Slika površine objekta može biti manja od površine senzora s najvećom osjetljivošću ili veća.

Elementi optičkih sustava izrađuju se od materijala koji propuštaju dio infracrvenog spektra kojeg se želi iskoristiti za mjerenje temperature. Materijali od kojih se izrađuju leće, prizme i prozori, kroz koje prolazi zračenje, apsorbiraju dio energije zračenja, pri čemu je faktor apsorpcije ovisan o valnoj duljini zračenja. Izbor materijala ovisiti će o sposobnosti senzora za bilježenjem zračenja pojedinih valnih duljina.

Dozvoljena gornja granica valnih duljina (engl. *long-wavelength cutoff*), iznad koje elementi optičkog sustava apsorbiraju zračenje u mjeri koja utječe na stabilan rad senzora, određuje se prema temperaturnom području odnosno prema minimalnim temperaturama koje treba odrediti.

Prozor ili leća koja je neprozirna izvan stanovitog područja valnih duljina može služiti kao filter za ograničavanje zračenja koje dolazi do površine osjetila. U području propusnom za zračenje, gubici se javljaju prvenstveno uslijed refleksije na površini.

Osim propusnosti infracrvenog zračenja, na izbor materijala utječu i njihova druga svojstva, kao što su tvrdoća, otpornost na vlagu, povišenu temperaturu, kemijske reagense ili abrazivne materijale. Sastav materijala koji se koriste za izradu elemenata optičkih sustava koji propuštaju infracrveno zračenje su: optičko staklo, pyrex 7740, safir, fluorit, servofrax, kamena sol, srebrni klorid presvučen stibnitom i kalij bromid.

Kromatsko odstupanje (engl. *chromatic aberration*) pojava je kada se zrake različitih valnih duljina (boja) različito lome u leći i ne fokusiraju sve u istoj točki-fokusu. Posljedica je mutna slika okružena šarolikim koncentričnim krugovima što može biti uzrokom mjernih pogrešaka.

Proizvođači optičkih sustava otklanjaju taj problem ugradnjom leća koje ispravljaju ove nedostatke (engl. *color-corrective lenses*), što se postiže ugradnjom više optičkih elemenata u samu leću.

Površine zrcala moraju imati velik i stalan faktor refleksije u području valnih duljina koje bilježimo. U infracrvenom području zračenje najbolje reflektiraju materijali velike električne vodljivosti, kao što su zlato, srebro i bakar. Zlato posjeduje najbolja reflektivna svojstva, a ujedno i najsporije tamni. Srebro i bakar mogu se presvući zaštitnim slojem propusnim za infracrveno zračenje. Materijali postojanih zaštitnih slojeva, kao i leće, propuštaju samo zračenje određenih valnih duljina, što ograničava primjenu takvih zrcala.

Površine s velikim faktorom apsorpcije i minimalnim gubitkom upadnog zračenja refleksijom mogu se dobiti depozicijom čestica ugljika ili metala. Ugljik se nanosi u obliku boje, a metali crne boje isparavanjem u vakuumu.

Tijekom vremena na površini elemenata optičkog sustava nastaju filmovi i taloži se prašina, uslijed čega se mijenja propusnost odnosno refleksivnost tih elemenata. Ti filmovi mogu selektivno utjecati na propusnost pojedinih valnih duljina, što može uzrokovati značajne mjerne pogreške.

Osjetljivost senzora zračenja može se definirati prema intenzitetu zračenja ili prema ukupnoj snazi zračenja apsorbiranoj na površini senzora. Osjetljivost nije jednolika po cijeloj površini senzora, što ne ovisi o jednolikosti (uniformnosti) zračenja objekta koji se motri. No ukoliko su na površini objekta prisutne velike razlike u temperaturama, posljedica nejednolike osjetljivosti može rezultirati nejasnim rezultatima. Omjer

povećanja slike, kao i mjesto na površini senzora na koje se fokusira toplinsko zračenje također igraju veliku ulogu u kvaliteti mjerenja.

### 1.4.7 Termografsko snimanje i IC kamera

Termografija je metoda određivanja prostorne raspodjele temperature objekta, pri čemu se kao rezultat mjerenja dobiva temperaturna slika tijela. Termografski instrumenti su nekontaktni mjerni uređaji za mjerenje temperature u kojima se koriste osjetila zračenja čija načela su opisana u prethodnim poglavljima.

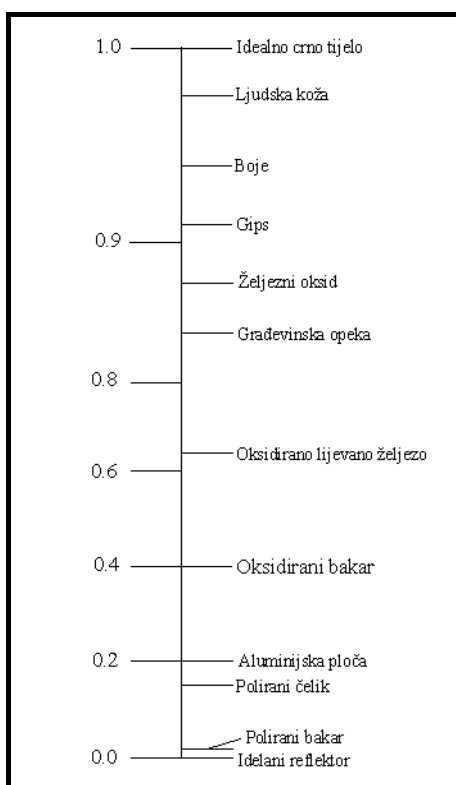
IC kamera je nekontaktni uređaj koji registrira IC energiju i pretvara ju u elektronički signal koji se potom obrađuje kako bi se proizvela toplinska slika na video monitoru i izvršila toplinska kalkulacija.

#### 1.4.7.1 Parametri rada termografskih sustava

Parametri rada termografskih sustava su: zračivnost, reflektirano zračenje okoline, udaljenost tijela od instrumenta i relativna vlažnost. Njihovo poznavanje je nužno pri kvantitativnim mjerenjima, a služe za ispravljanje neidealnosti sustava.

##### *Zračivnost (emisivnost)*

Zračivnost je najvažniji parametar, koji predstavlja odstupanje tijela od idealnog crnog tijela. Zračivnost materijala se kreće od  $<0.1$  za visoko polirane metalne površine (zrcala), do  $>0.95$  za pojedine uljne premaze ili grafitne prevlake. Oksidirane i obojene površine imaju znatno višu zračivnost nego površine neoksidiranih metala, koje odlikuje velika reflektivnost.



Slika 25. Karakteristične zračivosti odabranih materijala

Zračivnosti mnogih materijala nalazi se u tablicama (slika 25), a kako zračivnost materijala ovisi o temperaturi i stanju površine (različiti stupnjevi hrapavosti, korozija, zaprljanost ili vlaga) potrebno je za precizna mjerenja odrediti zračivnost mjerenjem.

Mjerenju zračivosti površine tijela može se pristupiti na dva načina, mjerenjem temperature površine tijela pomoću termopara ili nekog drugog osjetila temperature, ili usporedbom rezultata mjerenja površine tijela i premaza poznate zračivosti.

- **Uporaba termopara:** U stanovitoj, referentnoj točki tijela mjeri se temperatura pomoću termopara. Na instrumentu se namješta parametar zračivosti sve dok se ne podudaraju temperature koje pokazuju termopar i kamera. Dobiveni parametar zračivosti predstavlja pravu vrijednost zračivosti površine objekta.
- **Uporaba referentne zračivosti:** Na tijelu jednolike temperature, dio površine prekrije se trakom ili premazom poznate zračivosti. Prvo se mjeri temperatura prekrivenog dijela tijela, kojoj je poznata zračivnost, a zatim se na instrumentu namješta parametar zračivosti dok se vrijednost temperature tijela ne poklopi s vrijednošću izmjerene temperature dijela prekrivenog premazom poznate zračivosti.

#### **Zračenje okoline (pozadinsko zračenje)**

Navedeni parametar koristi se za kompenzaciju zračenja koje dolazi iz okoline i reflektira se na promatranom objektu. Ukupna snaga zračenja dobiva se iz Stefan-Boltzmannovog zakona:

$$M = \varepsilon \cdot \sigma \cdot T_T^4 + \rho \cdot \sigma \cdot T_S^4$$

gdje je  $T_T$  temperatura mjerenog tijela,  $T_S$  je efektivna temperatura okoline,  $\varepsilon$  je koeficijent zračivosti,  $\rho$  je koeficijent refleksije, a  $\sigma$  je Stefan-Boltzmannova konstanta.

Zračenje koje dolazi sa svih objekta iz okoline nije moguće mjeriti. Objekti su različitog oblika i orijentacije, udaljenosti, zračivosti i temperature. Zračenje tih objekata se zbraja i naziva ekvivalentnim zračenjem sa crnog tijela temperature  $T_S$ . Prilikom mjerenja moguća je pojava pogrešaka uslijed energije zračenja koja dopijeva do osjetila od strane komponenata unutar kamere, kao što su leće, filtri i drugo. Svaki proizvođač ima svoj pristup rješavanju ovog problema, a većinom se radi o sofisticiranim algoritmima ugrađenim u kameru koji obrađuju sakupljene podatke ovisno o temperaturi unutrašnjosti kamere.

Poznavanje pozadinskog zračenja osobito je važno u slučaju niske zračivosti objekta, velike udaljenost objekta i male temperaturne razlike između mjerenog objekta i njegove okoline. Pri mjerenju su moguća tri osnovna stanja:

1. **Razlika temperatura objekta i okoline je mala:** Za točno mjerenje temperature potrebno je poznavanja svih parametara, pogotovo zračivosti i zračenja okoline, ali treba navesti se da povećanjem zračivosti objekta utjecaj okolnog zračenja smanjuje. Poželjno je da se, gdje je to moguće, poveća zračivnost objekta uporabom crnih boja, traka ili grafita.
2. **Temperatura objekta je vrlo velika u usporedbi s okolinom:** U ovom slučaju utjecaj okoline je minimalan. Za manje precizna mjerenja mogu se zanemariti svi parametri osim zračivosti objekta.
3. **Objekt je hladniji od okoline:** Kako se količina zračenja koju objekt zrači smanjuje, utjecaj okolnog zračenja koje se reflektira s objekta raste. U ovom slučaju treba osobitu pažnju posvetiti preciznom određivanju zračivosti, jer i



mala pogreška u određivanju zračivosti može dovesti do velike pogreške u određivanju temperature.

#### ***Udaljenost između objekta i kamere, relativna vlažnost zraka***

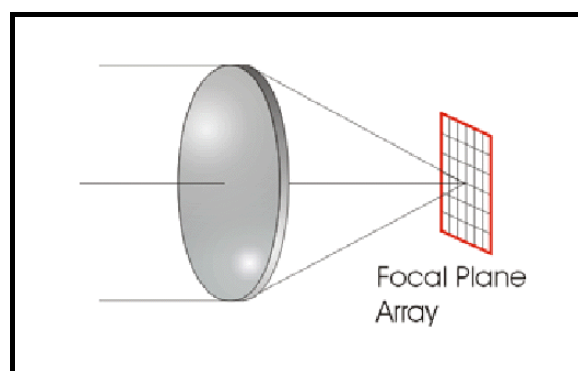
Navedenim parametrom kompenziramo dio zračenja koje apsorbira atmosfera između objekta i objektiva. Molekule poput CO<sub>2</sub> i H<sub>2</sub>O apsorbiraju dio elektromagnetskog zračenja, što može biti uzrokom mjerne pogreške. Propusnost atmosfere opada s povećanjem udaljenosti između objektiva i objekta, a za male udaljenosti propusnost atmosfere može se smatrati potpunom. Unošenjem vrijednosti ovoga parametra, kao i vrijednosti o relativnoj vlažnosti, moguće je kompenzirati utjecaje apsorpcije toplinskog zračenja od strane atmosfere.

#### **1.4.7.2 Termografski instrumenti**

Prvi termografski sustavi razvijeni su u vojne svrhe, a koristili su se za otkrivanje meta. To su bili linijski skeneri, koji su mogli bilježiti zračenje samo u smjeru okomitim na osjetilo. Prvi skeneri sadržavali su samo jedno osjetilo, a skenirali su točku po točku vidnoga polja uz pomoć mehaničkih dijelova. Kasnije su se pojavili skeneri s više osjetila, raspoređenih u liniju.

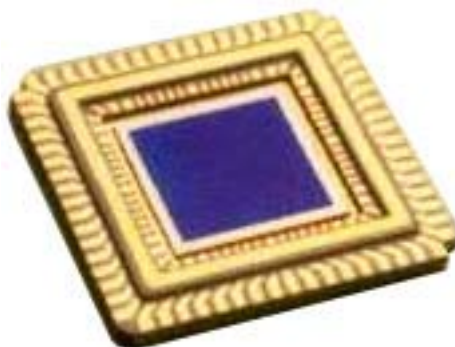
#### ***Instrumenti sa žarišnom plošnom matricom osjetila***

Razvojem elektroničkih tehnologije i novih materijala postalo je moguće razviti sustave s više osjetila na relativno maloj površini, koji su nazvani žarišnim plošnim matricama (engl. *Focal Plane Arrays*, skraćeno FPA), koji su u mogućnosti mjeriti temperaturu objekata u realnom vremenu (slika 26). Pojavom ovih sustava nastala je prava revolucija u primjeni termografije.



**Slika 26.** Model žarišne plošne matrice osjetila

Plošna matrica osjetila pojam je koji označava osjetilo koje se sastoji od najmanje dva reda i dva stupca i koje se postavlja se u žarište optičkog sustava kako bi moglo osjetiti što više elektromagnetskog zračenja. Prvi suvremeni FPA sustavi sadržavali su matricu od 256 x 256 osjetila.



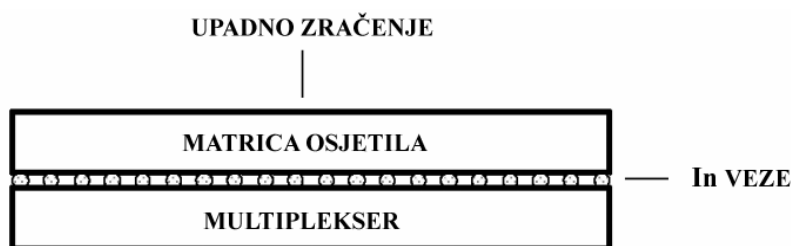
**Slika 27.** Karakteristični izgled plošne matrice osjetila

Termografski instrumenti s plošnom matricom osjetila imaju znatno veću prostornu rezoluciju nego instrumenti koji se temelje na skeniranju, a osjetljivi su i na zračenje koje nije u smjeru okomitom na osjetilo. Bez mehanizma za skeniranje, navedeni sustavi manjih su dimenzija i stoga manje potrošnje energije od instrumenata sa skenirajućim komponentima (slika 27).

Površina osjetila u instrumentima s plošnom matricom osjetila nije u cjelosti osjetljiva na elektromagnetsko zračenje. Oko svakog osjetila nalazi se neaktivna površina, koja služi kao izlazni kanal električnom signalu. Omjer aktivne i neaktivne površine naziva se *faktor pokrivenosti*. Idealni bi pretvornik bio s faktorom pokrivenosti jednakim jedinici, jer se s većom površinom detekcije može prikupiti više fotona i tako dobiti preciznija slika objekta. Suvremene kamere imaju faktor pokrivenosti veći od 90%. Kamera s velikim faktorom pokrivenosti posjeduje veću osjetljivost i bolju kvalitetu slike, a također je i hlađenje pretvornika djelotvornije, što rezultira manjom potrošnjom energije.

Dvije su vrste izvedbe plošne matrice osjetila: monolitička i hibridna. Kod *monolitičkih matrica* površina osjetljiva na zračenje i vodovi signala izvedeni su u istom sloju. Nevedene matrice jednostavne su za izradu, stoga i jeftinije, ali posjeduju relativno malu vrijednost faktora pokrivenosti (do 55 %) što rezultira termografskim slikama lošije kvalitete, što se osobito primjećuje u slučajevima kada je temperatura objekta bliska temperaturi okoline.

*Hibridna matrica osjetila* ima matricu osjetila i površinu za prijenos električnog signala u različitim slojevima. Navedena dva sloja međusobno su povezani malim slojevima elementarnog indija (slika 28), koji služi za prijenos signala između slojeva. Faktor pokrivenosti kod hibridnih osjetila znatno je veći od monolitičkih (75-90 %), što rezultira znatno većom osjetljivošću pretvornika ( $\sim 0.02^{\circ}\text{C}$  i manja).



**Slika 28.** Struktura hibridne matrice

Multiplekser je uređaj koji naizmjenice preuzima električni signal sa svakog pojedinačnog osjetila i predaje ga signalnom procesoru preko jednog ili više izlaza. U suvremenim FPA sustavima rabe se dvije osnovne vrste ovih uređaja: *Charge-Coupled-Device (CCD)* i *Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS)*.

CCD uređaji rade na način da se signal svakog pojedinačnog osjetila kreće od jednog do drugog osjetila duž pojedinog reda osjetila. Na krajnjem stupcu signali se prikupljaju i odvođe na čitanje u procesor. Navedenim načinom prijenosa dio signala se gubi, a prilikom mjerenja visoke temperature može doći do zasićenja osjetila fotonima i do preljevanja elektrona u okolna osjetila. CCD pretvornici zahtjevaju veću količinu energije u odnosu na CMOS pretvornike, pa tako i veću količinu energije za hlađenje. CCD pretvornici rabe se u kvalitativnoj termografiji, gdje nije potrebna velika preciznost.

Kod CMOS uređaja, prijenos signala odvija se preko serije metal-oksid-silicij tranzistora, koji omogućavaju procesoru izravan pristup pojedinom osjetilu. Signali s osjetila očitavaju se red po red i stupac po stupac, što omogućava ulaz pravog vrijednosti signala u procesor. CMOS pretvornici idealni su za mjerenja malih energija elektromagnetskog zračenja odnosno posjeduju veću preciznost nego CCD pretvornici.

### 1.4.7.3 Uvod u primjenu

Termografski sustavi idealni su za objekte koji su nedostupni (npr. električni vodovi) ili za objekte koji se gibaju (npr. rotori elektromotora), gdje je mjerenje s kontaktnim termometrima gotovo nemoguće (tablica 4).

**Tablica 4.** Pregled primjene termografije

Praćenje stanja	Električni pregled	Dalekovodi Razvodne kutije
	Mehanički pregled	Ležajevi Kočnice Zupčanici
	Pregled zgrada i struktura	Betonski zidovi Krov Prozori i vrata
	Generičke primjene	Raslojavanje, Razina kapljevine u spremnicima
Vođenje procesa	Industrija	Regulacija jačine plamena Procesi sušenja Procesi miješanja
	Vojna	Raketa s navođenjem
Jamstvo kvalitete	Industrija	Pregled strukture kompozita Određivanje udjela vode u proizvodu

# CILJ ISTRAŽIVANJA

## 2

Tijekom bušenja kosti u traumatologiji dolazi do znatnog povišenja temperature kosti. Za to su odgovorni određeni parametri (vidi 1.4.4 Parametri koji utječu na porast temperature tijekom bušenja kosti). Cilj ovog istraživanja je odrediti u kojoj mjeri pojedini parametri tijekom bušenja utječu na porast temperature kosti. Poznavanjem utjecaja pojedinih parametara moguće je određenim postupcima (ovisno o pojedinom parametru) smanjiti njihov utjecaj na porast temperature tijekom bušenja kosti.

Poznato je da temperatura koja prelazi 42°C uzrokuje poremećaj metabolizma kosti, a temperatura iznad 47°C tijekom 1 minute izaziva ireverzibilne (trajne, nepovratne) promjene kako građe tako i funkcije kosti (22). Prema nekim autorima, ta kritična temperatura iznosi 50°C (9). U literaturi su zabilježene temperature od 89-185°C na udaljenosti od 0,5 mm od mjesta bušenja kosti (25, 38, 43, 44) što upućuje da porast temperature tijekom bušenja ovisi o više parametara.

Ovim radom žele se istražiti bitni parametri, koji tijekom bušenja kosti, utječu na razvijanje visokih temperatura kosti, te odrediti optimalne uvjete pri kojima bi porast temperature bio minimalan. Cilj istraživanja je određivanje **OPTIMALNE METODE RADA TIJEKOM BUŠENJA KOSTI**, koja bi zadovoljavala postavljeni kriterij u traumatologiji, što znači temperaturu kosti nižu od 47°C tijekom cijelog procesa bušenja kosti.

Time bi se smanjio broj komplikacija koje produžuju hospitalizaciju pacijenata, (koja i sama donosi novi niz mogućih komplikacija) ili uvjetuju ponovne operativne zahvate (pseudoartroze, refrakture, prijelomi osteosintetskog materijala). Smanjenjem broja komplikacija stvaraju se preduvjeti za bržim oporavkom bolesnika, a ujedno se smanjuju troškovi liječenja.

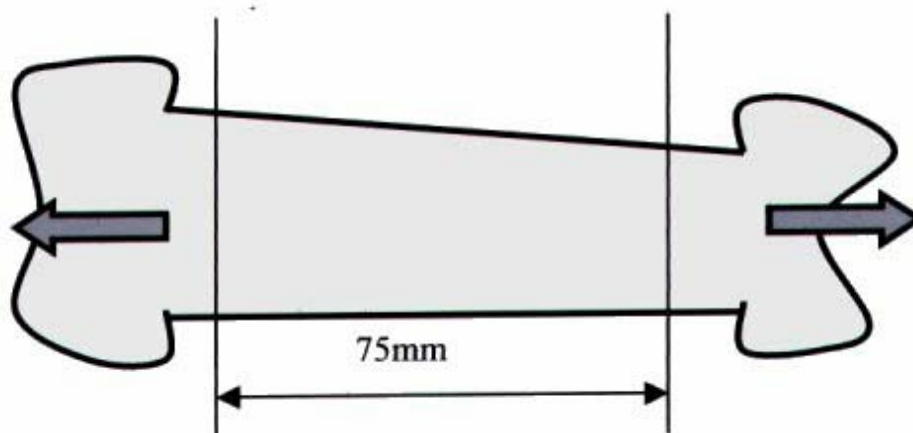
# MATERIJALI I METODE

## 3

S obzirom na izabrani model pokusa i odabir utjecajnih parametara pokus je izveden u Laboratoriju za alatne strojeve Fakulteta strojarstva i brodogradnje u Zagrebu. Od mjerne opreme korišteni su brzoreagirajući termometar i termografska kamera. Od ostale opreme korišteni su preparati kosti, svrdla, stezne naprave i vodilica svrdla te alatni stroj koji osigurava određeni posmak i broj okretaja svrdla.

### Preparat kosti

Kao eksperimentalni model korištena je svinjska kost koja je uz pseću kost najbližnja ljudskoj s obzirom na mineralnu gustoću kosti i silu koja uzrokuje deformaciju kosti (engl. *fracture stress*) (4). Korišten preparat bila je natkoljениčna svinjska kost žrtvovanih jedinki jednake starosti, od istog dobavljača čime je dobiven relativno unificiran uzorak. Bušenje je izvedeno istog dana kada su životinje žrtvovane. Uporabljene kosti bile su kosti jednakih duljina te je za potrebe eksperimenta korištena dijafiza u duljini od 75 mm (slika 29). Minimalna debljina kortikalisa iznosila je 4 mm, a maksimalna 5 mm. Sva mjerenja izvedena su pri temperaturi kosti i okolnog zraka od 26 °C.



**Slika 29.** Shematski prikaz natkoljениčne kosti s prikazom dijafize (75mm) korištne u istraživanju

### Svrdla

Uporabljena su originalna svrdla tvrtke *Synthes*, koja se koriste u traumatologiji. Svrdla promjera 2,5 mm, 3,2 mm i 4,5 mm imala su vršni kut 100°, a kod svrdla promjera 4,5 mm vršni kutovi brušeni su i na 80° i 120° zbog potrebe ovog rada. Sva svrdla imaju jednaku geometriju vrška svrdla. Svrdla su korištena 40 puta do zamjene novim svrdlom.

### Brzoreagirajući termometar

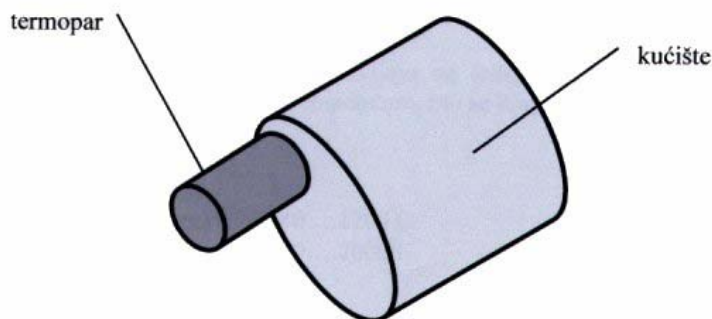
Termopar je osjetilo temperature što se temelji na Seebeckovom efektu (8). Seebeck je uočio da se u zatvorenom krugu što ga čine dva različita metala stvara kontinuirana električna struja kad su spojišta ovih metala na različitim temperaturama. Pomoću ampermetra beskonačno malog unutrašnjeg otpora mjeri se nastala termoelektrična struja (napon). Termoelektrični naponi rastu porastom temperature, što se koristi za mjerenje.



**Slika 30.** Termometar kratkog vremena reagiranja (Control Company)

Mjerno područje termopara *Control Company* (slika 30) je od  $-40$  do  $+1200$  °C, a vrijeme reagiranja  $<0,1$  s. Uređaj reagira na malu količinu razvijene topline. Razlučivost mu je  $1^{\circ}\text{C}$  što je za potrebe točnosti mjerenja u ovom istraživanju dovoljno. Originalni uređaj sadrži dvije izolirane žice koje su bez izolacije na kraju suprotnom od mjernog uređaja u dužini od 1 cm. Termopar se postavlja na udaljenost od 0,5 mm od mjesta bušenja i dubinu od 3 mm u posebno izbušen otvor. Te su vrijednosti u literaturi standardizirane kako bi se rezultati mogli uspoređivati (7, 44, 48).

Na mjestu izlaska iz kosti, na termopar je postavljen plastični cilindar (slika 31) koji sprečava ulazak sredstva za hlađenje ili čestica kosti, koje nastaju tijekom bušenja, u otvor u kojem se nalazi termopar (vidi Vodilica za bušenje).



**Slika 31.** Vrh termopara sa plastičnim cilindrom (kućište) kojim je osigurano mjerenje temperature kosti tijekom bušenja, bez vanjskih utjecaja na porast temperature

### Alatna glodalica ALG-100

Sva mjerenja izvedena su alatnom glodalicom ALG-100 (slika 32) kojom je moguće regulirati različite brzine vrtnje svrdla i posmake u području potrebnom za izvedbu istraživanja.

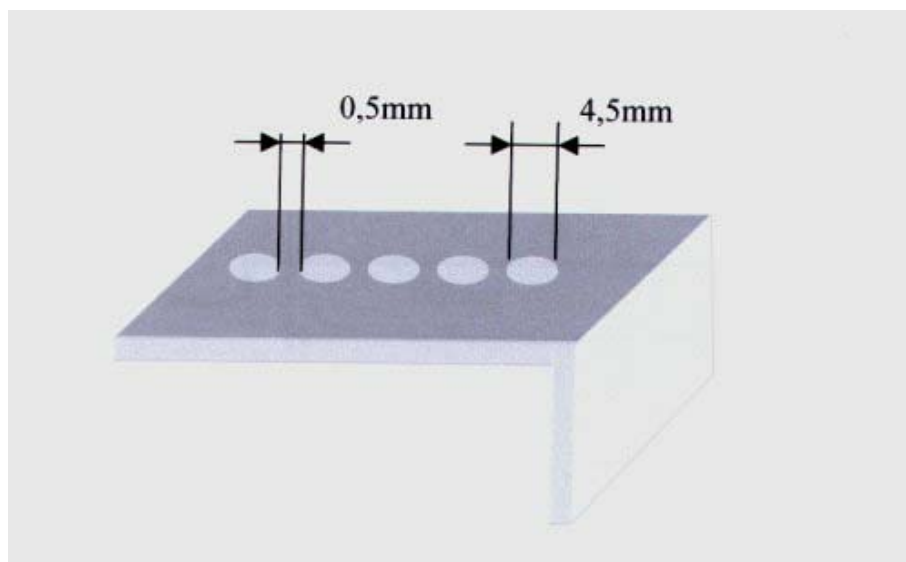


Slika 32. Alatna glodalica ALG-100

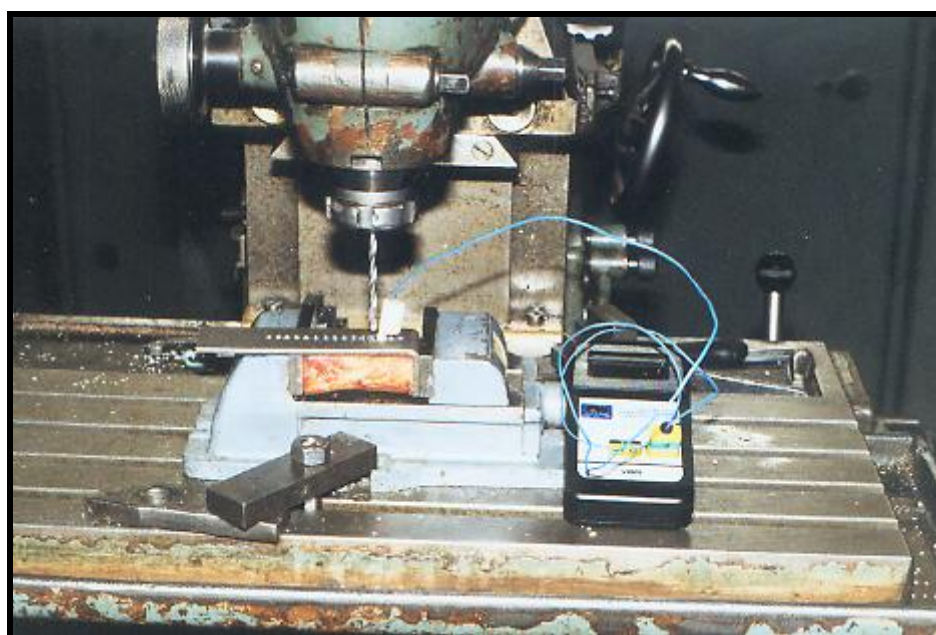
### Vodilica za bušenje

Za izvedbu pokusa potrebno je bilo izraditi specijalnu napravu (vodilicu) koja će osigurati vođenje svrdla i točnu poziciju vrha termopara. Slika 33 shematski prikazuje izgled vodilice. Razmak između otvora za prolaz svrdla iznosi 0,5 mm, što je ujedno i udaljenost svrdla od termopara kojim se mjeri porast temperature kosti. Promjer otvora za svrdlo je 4,5 mm što omogućava i prolaz svrdla najvećeg promjera korištenog u eksperimentu. Termopar se postavlja u otvor pored otvora u kojem se vrši bušenje i time mjeri porast temperature (vidi Brzoreagirajući termometar). Vodilica za bušenje (vodilica za svrdlo) omogućava prolaz svrdla kroz kortikalis pod pravim kutem čime je postignut najkraći put svrdla kroz samu kost.

Vrh termopara ekscentrično je smješten (slika 31) čime je udaljenost vrha termopara točno 0,5 mm od mjesta bušenja kosti. U protivnom bi se udaljenost od mjesta bušenja kosti povećala za polovicu promjera kućišta koje oblaže vrh termopara.



**Slika 33.** Vodilica za bušenje sa prikazom veličine promjera otvora za prolaz svrdla (4,5 mm), te razmaka između dva otvora (0,5 mm)



**Slika 34.** Prikaz izvođenja pokusa

### **Izvođenje pokusa**

Izvođenje eksperimenta prikazano je na slici 34. Sva mjerenja izvedena su pri temperaturi kosti i okolnog zraka od  $26^{\circ}\text{C}$ . Početna temperatura kosti i svrdla kao značajan parametar može se zanemariti. U literaturi (61) se navodi da povišenje temperature od sobne temperature na tjelesnu temperaturu ne mijenja značajno svojstva kosti. Stoga je pokus izveden na sobnoj temperaturi.

Dubina na koju se stavlja termopar regulirana je na 3 mm (44, 75).

Tijekom bušenja kosti temperatura je očitavana direktno sa uređaja vizualnom detekcijom. Termopar reagira sa početne temperature na maksimalnu unutar jedne



sekunde. Za očitavanje se uzima maksimalno postignuta temperatura. Slijedeće bušenje izvedeno je nakon što se temperatura kosti mjerena termoparom vratila na početnu vrijednost od 26°C.

Brzine rezanja (brzine rotacije svrdla) odabrane su tako da se mogu postići na alatnoj glodalici ALG-100, a ujedno uključuju pojedine brzine rezanja koje se koriste u traumatologiji. Pri tome se vodilo računa i o preporukama u prethodnim istraživanjima drugih autora (2).

Eksperimentalni dio sastojao se od tri dijela. Prvi dio istraživanja izveden je sa vršnim kutom od 100° i svrdlima promjera 2,5 mm, 3,2 mm te 4,5 mm. Sva svrdla imala su jednaku geometriju vrška svrdla. Brzine vrtnje svrdla određene na alatnom stroju, bile su konstantne tijekom cijelog procesa bušenja i iznosile su 188, 462, 1440, 1820 okretaja u minuti. Posmak (brzina prodiranja svrdla) je u cijelom eksperimentu bio konstantan i iznosio je 84 mm/min. Ovaj dio eksperimenta podijeljen je u dvije skupine mjerenja: u prvoj skupini, mjerenja su izvođena bez hlađenja svrdla tijekom bušenja, a u drugoj je primjenjeno hlađenje svrdla vodom temperature 26°C kao i u prethodnim istraživanjima drugih autora (2, 44).

U drugom dijelu istraživanja mjerio se porast temperature tijekom bušenja kosti svrdlom promjera 4,5 mm u ovisnosti o vršnom kutu svrdla. Tijekom izvođenja pokusa korištene su 2 brzine vrtnje svrdla (462 i 1140 okretaja/min), te 4 različita posmaka tj. brzine prodiranja svrdla (24, 56, 84 i 196 mm/min). Vršni kutevi svrdla iznosili su 80°, 100° i 120° sa jednakom geometrijom vrška svrdla. Za svaku od 12 kombinacija parametara izvršeno je po 9 mjerenja. Inače se u tehnologiji obrade odvajanjem mjerenje ponavlja tri puta. Budući je temperatura jako osjetljiv parametar u obradi bušenjem, broj mjerenja je višestruko uvećan.

U trećem dijelu istraživanja za termografska snimanja korištena je *ThermaCAM® PMIC* kamera (slika 36) slijedećih karakteristika:

- toplinska preciznost: 0,08-30 °C,
- tip detektora: FPA nehlađeni mikrobolometar 320 x 240 piksela,
- mjerno područje: -40 do +2000 °C,
- mjerna nesigurnost: ±2 °C (±2 %),
- automatska emisijska korekcija: 0,1-1,0 ili selektiranje listanjem iz unaprijed definirane liste materijala,
- atmosferska transmisijska korekcija: automatska, bazirana na unosu razdaljina, atmosferske temperature i relativne vlažnosti,
- vlažnost okruženja, uporabljivost i skladištenje: 10-95 %, nekondenzirajuće,
- operativni temperaturni raspon okruženja: -15 do +50 °C,

### Priprema kosti za termografska snimanja

Za svako mjereno tijelo potrebno je znati njegovu emisivnost. Kako je emisivnost kosti nepoznata potrebno je na nju nanijeti tanak sloj materijala poznate emisivnosti i tako omogućiti termografsko snimanje. U tu svrhu obično se koristi grafit otopljen u organskom otapalu, u spreju, kako bi se dobio što tanji i ravnomjerno raspoređeni grafitni sloj po površini mjenog tijela. Za ovaj eksperiment, kost je potrebno dobro očistiti i zatim ravnomjerno nanijeti sloj grafita po njenoj površini (slika 35). Nakon kratkog vremena organsko otapalo ishlapi, a na površini ostane čisti grafit koji daje emisivnost površine 0,95.



**Slika 35.** Ravnomjerno nanošenje sloja grafita na očišćenu površinu kosti

#### **Priprema kamere za termografska snimanja**

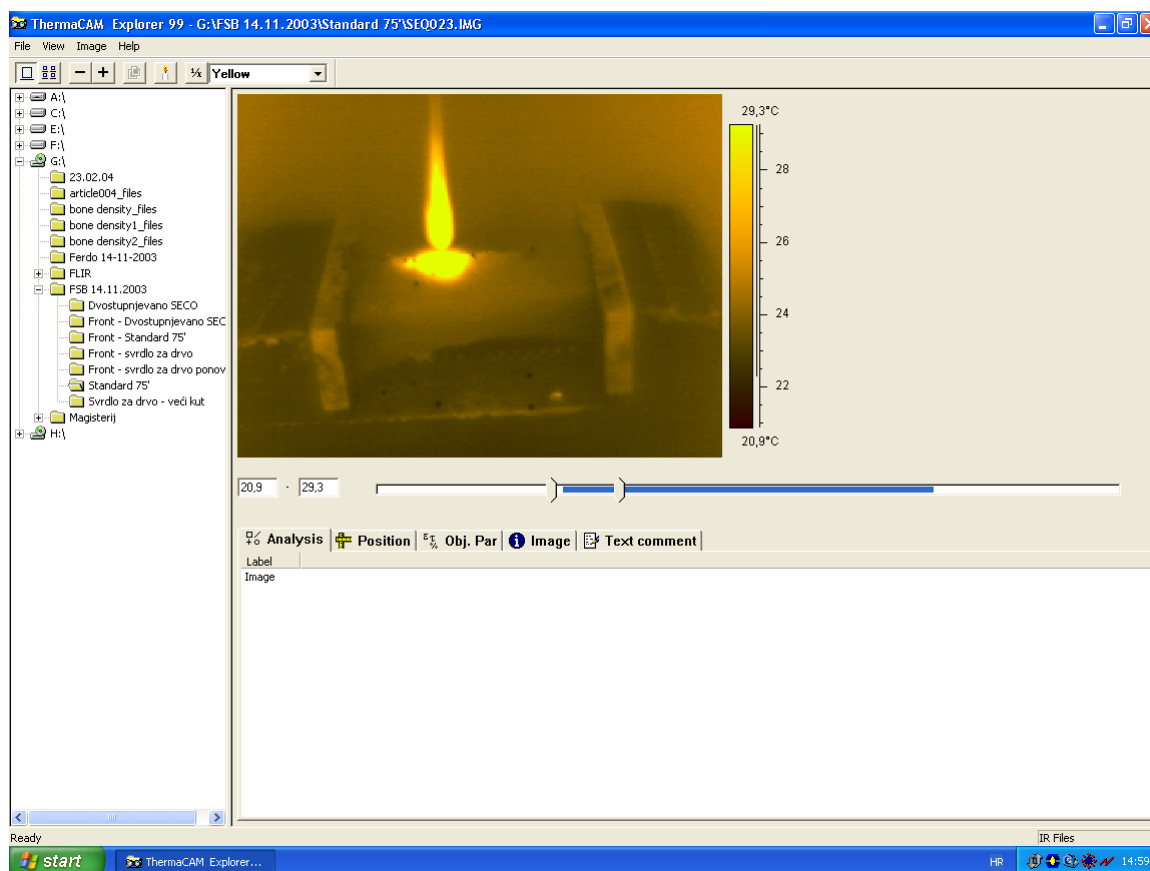
Prije početka snimanja potrebno je unijeti podatak o udaljenosti kamere od predmeta koji se snima (u ovom slučaju 50 cm). Taj podatak kameri omogućava automatsku korekciju utjecaja pojedinih elemenata iz medija u kojem se vrši snimanje. Također je potrebno zaštititi snimani predmet od utjecaja ostalih predmeta iz okoline (slika 36).



**Slika 36.** Snimanje procesa bušenja kosti termovizijskom kamerom

### Obrada termografskih snimaka

Snimke dobivene termografskom kamerom analizirane su programom *ThermaCAM Explorer 99* (izdanje 2003) proizvođača FLIR Systems ([www.flir.com](http://www.flir.com)). Pojedine temperature odnosno raspon temperatura prikazan je na dobivenim slikama različitim bojama, što je vidljivo uz termografsku sliku kao stupac u nijansama raznih boja (slika 37). Raspon boja i same boje mogu se mijenjati, ovisno o potrebi i detaljima koji se analiziraju, čime je omogućena analiza pojedinih dijelova termografske slike. Svrđlo korišteno u trećem dijelu eksperimenta bilo je promjera 4,5 mm sa vršnim kutom od  $100^\circ$  i posmakom 84 mm/min. Snimke su učinjene u dva smjera kako bi se mogao dobiti uvid u trodimenzionalno širenje temperature kosti, a provedeno je bušenje samo jednog korteksa kosti.



Slika 37. Prikaz radnog dijela programa ThermaCAM Explorer 99.

# REZULTATI

# 4

## Prvi dio eksperimenta

Prvi dio eksperimenta, izveden je sa svrdlima vršnog kuta  $100^\circ$  i promjera 2,5 mm, 3,2 mm i 4,5 mm. Brzine vrtnje svrdla bile su konstantne tijekom cijelog procesa bušenja i iznosile su 188, 462, 1140 i 1820 okr/min. Posmak je također bio konstantan i iznosio je 84 mm/min.

Ovaj dio eksperimenta podijeljen je u dvije skupine mjerenja: prvo su sva mjerenja učinjena bez hlađenja svrdla (tablice 5, 6 i 7), a zatim uz hlađenje vodom temperature  $26^\circ\text{C}$  (tablice 8, 9 i 10). Za svaku kombinaciju parametara učinjeno je 31 mjerenje, a dobiveni podaci statistički su obrađeni (tablica 11) i prikazani box-plot dijagramom (slike 38 i 39).

Iz dobivenih podataka svih kombinacija mjerenja i njihove statističke obrade, vidljivo je da je **utjecaj hlađenja** apsolutno najvažniji parametar koji utječe na sniženje temperature kosti tijekom bušenja. Pojedinačne temperature mjerenja, kao i njihove srednje vrijednosti i gornje 95%-tne granice pouzdanosti pokazuju značajno niže temperature kosti prilikom hlađenja svrdla vodom temperature  $26^\circ\text{C}$  (tablica 11). Kod svih kombinacija promjera svrdla i brzine vrtnje svrdla uz hlađenje temperatura kosti bila je daleko ispod kritične od  $47^\circ\text{C}$  ( $29,9\text{--}33,9^\circ\text{C}$ ).

**Utjecaj promjera svrdla** (2,5 mm, 3,2 mm i 4,5 mm) na povećanje temperature kosti prilikom bušenja, promatran je pri konstantnim brzinama vrtnje svrdla (188, 462, 1140, 1820 okr/minuti). Pri svim brzinama vrtnje, veći promjer svrdla proizveo je veći porast temperature kosti na razini značajnosti  $p=0,05$  (tablica 11). Temperatura kosti nije prelazila kritičnu temperaturu od  $47^\circ\text{C}$  uporabom svrdla promjera 2,5 i 3,2 mm, dok je svrdlo promjera 4,5 mm pri većim brzinama vrtnje svrdla (1140, 1820 okr/min), u dijelu eksperimenta bez hlađenja, izazvalo porast temperature kosti iznad kritične granice od  $47^\circ\text{C}$  (95% granica pouzdanosti iznosi  $50,9^\circ\text{C}$ , odnosno  $55,5^\circ\text{C}$ ).

**Povećanjem broja okretaja svrdla** (188, 462, 1140, 1820 okr/min), uz konstantan promjer svrdla (za sva tri promjera svrdla), postoji statistički značajna razlika u porastu temperature kosti (tablice 5-10). Porast temperature je viši što je broj okretaja svrdla veći uz konstantan promjer svrdla ( $p<0,05$ ). Kod manjih brzina vrtnje svrdla (188 i 462 okr/min) temperatura kosti nije prelazila kritičnu ( $47^\circ\text{C}$ ) čak i bez primjene hlađenja ( $29,9\text{--}43,0^\circ\text{C}$ ). Uporaba svrdla promjera 4,5 mm kod većih brzina vrtnje svrdla (1140, 1820 okr/min), bez hlađenja, izazvala je povećanje temperature kosti iznad kritične razine ( $47^\circ\text{C}$ ) na nivou značajnosti  $p<0,05$  ( $50,9$  i  $55,5^\circ\text{C}$ ).

Duncanovim testom kojim se uspoređuju pojedine kombinacije parametara na razini značajnosti od  $p=0,05$  potvrđeni su navedeni rezultati (tablica 14).

**Tablica 5.** Izmjerene vrijednosti temperatura kosti (*bez hlađenja*) uz konstantantne vrijednosti vršnog kuta svrdla ( $100^\circ$ )

Redni broj mjer.	f = 84			
	Ø 4,5			
	n=1820	n=1140	n=462	n=188
1	50	43	40	32
2	53	44	38	33
3	50	43	38	33
4	45	46	40	31
5	51	46	39	34
6	45	43	42	33
7	52	43	41	32
8	57	44	41	31
9	53	45	39	35
10	48	47	40	35
11	53	47	40	35
12	46	44	39	34
13	52	44	37	34
14	51	47	37	33
15	48	48	37	33
16	45	46	37	32
17	47	43	40	35
18	54	46	37	37
19	48	47	43	35
20	50	49	40	37
21	45	50	41	35
22	48	48	43	36
23	45	47	38	34
24	48	49	40	34
25	51	45	37	35
26	45	49	38	33
27	51	44	38	33
28	49	52	38	34
29	50	48	42	32
30	49	47	40	33
31	47	48	40	35
<b>sr. vrij.</b>	<b>49,2</b>	<b>46,2</b>	<b>39,4</b>	<b>33,8</b>

Legenda:

Ø – promjer svrdla (mm)

n – broj okretaja svrdla (okr/min)

f – posmak (mm/min)

**Tablica 6.** Izmjerene vrijednosti temperatura kosti (*bez hlađenja*) uz konstantantne vrijednosti vršnog kuta svrdla ( $100^\circ$ )

Redni broj mjer.	f = 84			
	Ø 3,2			
	n=1820	n=1140	n=462	n=188
1	41	36	32	31
2	41	36	35	32
3	44	36	37	33
4	44	36	34	32
5	39	35	32	32
6	38	36	35	33
7	39	37	34	32
8	45	36	35	31
9	44	36	34	32
10	40	40	33	31
11	39	37	35	32
12	38	36	35	31
13	39	35	34	31
14	38	37	35	31
15	44	38	34	32
16	43	38	34	31
17	40	38	35	32
18	41	37	35	32
19	41	38	32	33
20	40	38	35	31
21	43	37	36	31
22	40	40	34	33
23	38	41	36	33
24	40	41	35	32
25	42	41	34	31
26	41	36	36	32
27	40	38	34	30
28	42	36	34	30
29	41	38	34	31
30	40	42	35	32
31	41	40	35	30
<b>sr. vrij.</b>	<b>40,8</b>	<b>37,6</b>	<b>34,5</b>	<b>31,6</b>

Legenda:

Ø – promjer svrdla (mm)

n – broj okretaja svrdla (okr/min)

f – posmak (mm/min)

**Tablica 7.** Izmjerene vrijednosti temperatura kosti (*bez hlađenja*) uz konstantantne vrijednosti vršnog kuta svrdla ( $100^\circ$ )

Redni broj mjer.	f = 84			
	Ø 2,5			
	n=1820	n=1140	n=462	n=188
1	36	39	33	28
2	38	36	33	30
3	39	38	34	31
4	37	38	33	30
5	38	37	31	29
6	39	37	32	29
7	42	35	34	29
8	37	37	35	31
9	36	37	33	32
10	35	40	34	29
11	39	39	32	29
12	39	41	33	30
13	40	37	33	29
14	37	37	34	30
15	39	38	32	28
16	40	37	34	30
17	40	38	34	30
18	39	38	34	30
19	38	39	35	29
20	36	35	34	28
21	36	36	32	30
22	38	39	33	28
23	36	39	33	31
24	38	40	33	30
25	39	39	34	29
26	38	40	34	29
27	41	39	34	30
28	39	35	34	29
29	38	35	33	29
30	39	38	34	30
31	40	40	34	29
<b>sr. vrij.</b>	<b>38,3</b>	<b>37,8</b>	<b>33,4</b>	<b>29,5</b>

Legenda:

Ø – promjer svrdla (mm)

n – broj okretaja svrdla (okr/min)

f – posmak (mm/min)

**Tablica 8.** Izmjerene vrijednosti temperatura kosti (*hladenje vodom temperature 26°C*) uz konstantantne vrijednosti vršnog kuta svrdla (100°)

Redni broj mjer.	f = 84			
	Ø 4,5			
	n=1820	n=1140	n=462	n=188
1	32	1	32	1
2	31	2	31	2
3	33	3	33	3
4	33	4	33	4
5	31	5	31	5
6	32	6	32	6
7	33	7	33	7
8	31	8	31	8
9	31	9	31	9
10	32	10	32	10
11	33	11	33	11
12	34	12	34	12
13	33	13	33	13
14	33	14	33	14
15	32	15	32	15
16	33	16	33	16
17	31	17	31	17
18	33	18	33	18
19	32	19	32	19
20	32	20	32	20
21	32	21	32	21
22	32	22	32	22
23	30	23	30	23
24	32	24	32	24
25	33	25	33	25
26	32	26	32	26
27	31	27	31	27
28	31	28	31	28
29	33	29	33	29
30	31	30	31	30
31	31	31	31	31
<b>sr. vrij.</b>	<b>32,0</b>	<b>31,0</b>	<b>30,2</b>	<b>28,9</b>

Legenda:

Ø – promjer svrdla (mm)

n – broj okretaja svrdla (okr/min)

f – posmak (mm/min)



**Tablica 9.** Izmjerene vrijednosti temperatura kosti (*hladenje vodom temperature 26°C*) uz konstantantne vrijednosti vršnog kuta svrdla (100°)

Redni broj mjer.	f = 84			
	Ø 3,2			
	n=1820	n=1140	n=462	n=188
1	30	29	29	29
2	30	30	29	28
3	31	30	30	29
4	30	29	29	30
5	30	30	30	30
6	31	31	30	29
7	30	30	29	29
8	29	29	31	30
9	30	29	29	30
10	30	30	28	28
11	29	29	29	29
12	30	28	30	29
13	30	29	28	29
14	30	30	28	30
15	29	29	29	31
16	29	30	29	30
17	30	30	30	30
18	30	30	29	30
19	31	30	30	30
20	30	31	30	29
21	31	29	31	28
22	31	29	30	29
23	30	30	30	29
24	30	30	29	30
25	31	31	30	28
26	30	30	28	29
27	29	30	29	28
28	31	30	28	30
29	31	32	29	30
30	30	30	30	29
31	30	29	29	29
<b>sr. vrij.</b>	<b>30,1</b>	<b>29,8</b>	<b>29,3</b>	<b>29,3</b>

Legenda:

Ø – promjer svrdla (mm)

n – broj okretaja svrdla (okr/min)

f – posmak (mm/min)

**Tablica 10.** Izmjerene vrijednosti temperatura kosti (*hladenje vodom temperature 26°C*) uz konstantantne vrijednosti vršnog kuta svrdla (100°)

Redni broj mjer.	f = 84			
	Ø 2,5			
	n=1820	n=1140	n=462	n=188
1	31	29	29	29
2	30	29	29	28
3	29	28	29	28
4	29	30	28	29
5	29	29	28	29
6	30	28	29	29
7	29	29	29	29
8	30	29	29	28
9	30	28	28	28
10	29	29	29	28
11	29	29	28	29
12	30	30	28	28
13	29	28	29	29
14	28	28	30	29
15	31	29	28	29
16	30	28	29	29
17	29	29	29	28
18	30	29	30	30
19	29	28	28	29
20	30	29	28	29
21	31	30	29	28
22	29	28	28	29
23	29	31	30	29
24	30	28	29	29
25	29	28	30	30
26	30	29	29	29
27	31	29	28	28
28	29	30	28	29
29	29	28	28	28
30	30	29	29	28
31	30	29	28	28
<b>sr. vrij.</b>	<b>29,6</b>	<b>28,8</b>	<b>28,7</b>	<b>28,7</b>

Legenda:

Ø – promjer svrdla (mm)

n – broj okretaja svrdla (okr/min)

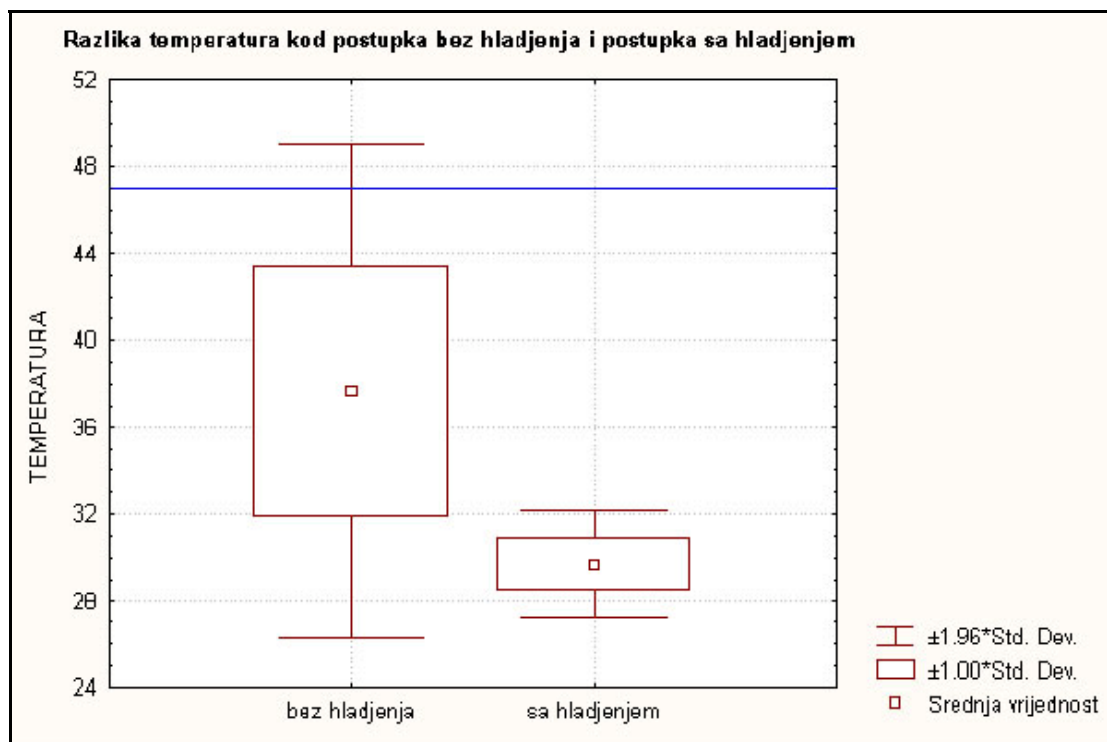
f – posmak (mm/min)

**Tablica 11.** Deskriptivna statistika za varijablu Temperatura (*bez hlađenja i sa hlađenjem*) po pojedinim kombinacijama parametara (vrijednosti iz tablica 5-10)

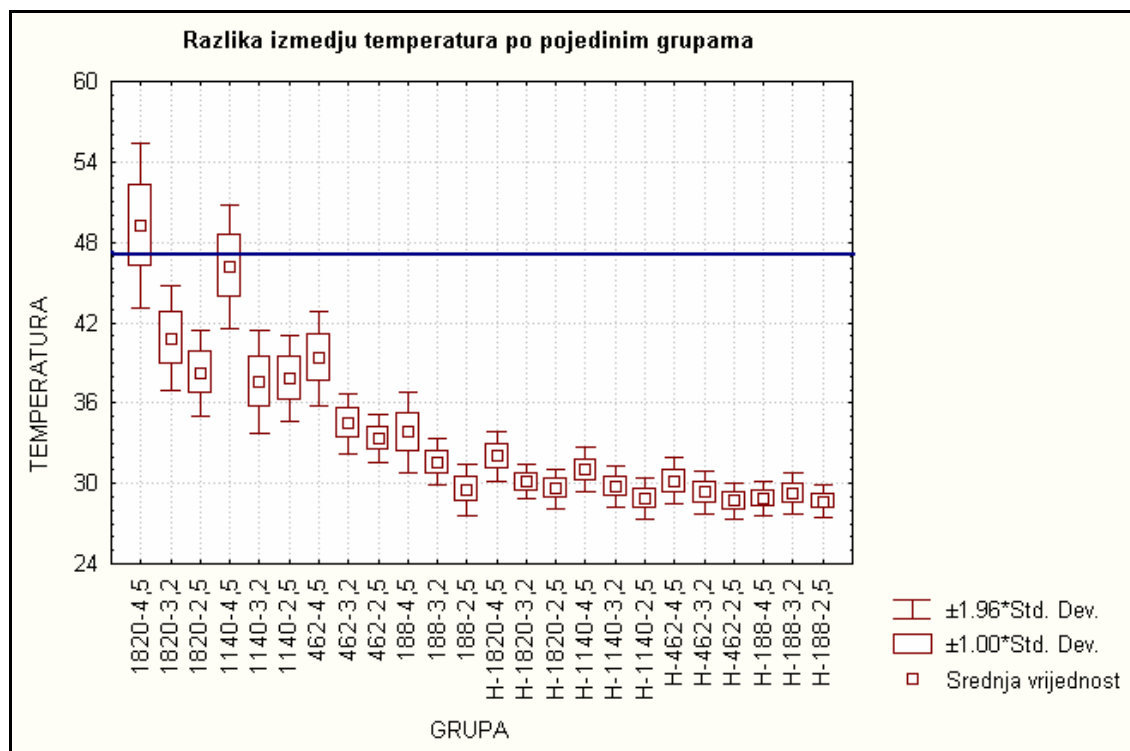
Promjer svrdla (mm)	Statistika	Brzina vrtnje svrdla (okr/min)			
		1820	1140	462	188
4,5	Sr. vrijed.	49,2	46,2	39,4	33,8
	Std dev.	3,12	2,36	1,80	1,54
	<b>95% gornja granica</b>	<b>55,5</b>	<b>50,9</b>	<b>43,0</b>	<b>36,9</b>
3,2	Sr. vrijed.	40,8	37,6	34,5	31,6
	Std dev.	2,00	1,94	1,15	0,88
	<b>95% gornja granica</b>	<b>44,8</b>	<b>41,5</b>	<b>36,8</b>	<b>33,4</b>
2,5	Sr. vrijed.	38,3	37,8	33,4	29,5
	Std dev.	1,63	1,66	0,92	0,96
	<b>95% gornja granica</b>	<b>41,5</b>	<b>41,2</b>	<b>35,2</b>	<b>31,4</b>
4,5-H	Sr. vrijed.	32,0	31,0	30,2	28,9
	Std dev.	0,95	0,84	0,87	0,67
	<b>95% gornja granica</b>	<b>33,9</b>	<b>32,7</b>	<b>31,9</b>	<b>30,2</b>
3,2-H	Sr. vrijed.	30,1	29,8	29,3	29,3
	Std dev.	0,65	0,80	0,83	0,78
	<b>95% gornja granica</b>	<b>31,4</b>	<b>31,4</b>	<b>31,0</b>	<b>30,9</b>
2,5-H	Sr. vrijed.	29,6	28,8	28,7	28,7
	Std dev.	0,76	0,78	0,69	0,60
	<b>95% gornja granica</b>	<b>31,1</b>	<b>30,4</b>	<b>30,1</b>	<b>29,9</b>

Legenda:

**H** – hlađenje vodom 26°C



**Slika 38.** Box-plot prikaz rezultata mjerenja svih kombinacija parametara sa hlađenjem i bez hlađenja (plava linija označava temperaturu od 47°C, a predstavlja temperaturu pri kojoj dolazi do ireverzibilne nekroze kosti)



**Slika 39.** Box-plot prikaz rezultata kod pojedinih kombinacija parametara sa i bez hlađenja (plava linija označava temperaturu od 47°C, a predstavlja temperaturu pri kojoj dolazi do ireverzibilne nekroze kosti)

**Tablica 12.** Multivarijntna regresijska analiza utjecaja na temperaturu (*bez hlađenja*), učinjena u programskom paketu *Statistica 6.0*

	Beta	Partial Cor.	Semipart. Cor.	Tolerance	R-square	t(369)	p-level
N	0,731862	<b>0,872109</b>	0,730901	0,997374	0,002626	34,23727	0,00
Ø	0,508039	<b>0,777729</b>	0,507372	0,997374	0,002626	23,76660	0,00
<b>R= 0,91204788</b>				F(2,369)=912,61			

**Tablica 13.** Multivarijntna regresijska analiza utjecaja na temperaturu (*sa hlađenjem*), učinjena u programskom paketu *Statistica 6.0*

	Beta	Partial Cor.	Semipart. Cor.	Tolerance	R-square	t(369)	p-level
N	0,489725	<b>0,572339</b>	0,489081	0,997374	0,002626	13,40739	0,0000
Ø	0,494307	<b>0,575924</b>	0,493658	0,997374	0,002626	13,53285	0,0000
<b>R= 0,71342746</b>				F(2,369)=191,25			

Regresijska analiza pokazala je vrlo visok stupanj korelacije ( $R = 0,91$ ) između povećanja broja okretaja svrdla i porasta promjera svrdla na porast temperature bez korištenja hlađenja (tablica 12). Parcijalna regresija pokazala je visok utjecaj oba parametra na porast temperature kosti kao pojedinačnih čimbenika. Porast broja okretaja svrdla ima veći utjecaj na porast temperature kosti,  $R(\text{okretaj})_{\text{part}} = 0,87$ , od povećanja promjera samog svrdla,  $R(\text{promjer})_{\text{part}} = 0,77$ .

Isti odnosi dobiveni su u dijelu eksperimenta uz primjenu hlađenja, premda su stupnjevi korelacije nešto niži. Stupanj korelacije između povećanja broja okretaja svrdla i porasta promjera svrdla na porast temperature kosti iznosio je  $R = 0,71$ , a parcijalne korelacije pojedinačnih parametara bile su jednake i iznosile su  $R_{\text{part}} = 0,57$ .

**Tablica 14.** Značajnost razlike izmjerene temperature kosti (*bez hlađenja i sa hlađenjem*) između pojedinih kombinacija ispitivanih parametara na nivou značajnosti  $p=0,05$

Duncan test; TEMPERATURA																									
Br.okret-promjer	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}	{9}	{10}	{11}	{12}	{13}	{14}	{15}	{16}	{17}	{18}	{19}	{20}	{21}	{22}	{23}	{24}	
1820-4,5 {1}		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
1820-3,2 {2}	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
1820-2,5 {3}	0,000	0,000		0,000	<b>0,080</b>	<b>0,229</b>	0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
1140-4,5 {4}	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
1140-3,2 {5}	0,000	0,000	<b>0,080</b>	0,000		<b>0,517</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
1140-2,5 {6}	0,000	0,000	<b>0,229</b>	0,000	<b>0,517</b>		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
462-4,5 {7}	0,000	0,000	0,002	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
462-3,2 {8}	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,003	<b>0,064</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
462-2,5 {9}	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,003		<b>0,229</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
188-4,5 {10}	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,064</b>	<b>0,229</b>		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
188-3,2 {11}	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	<b>0,229</b>	0,000	0,000	<b>0,096</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
188-2,5 {12}	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	<b>0,130</b>	<b>0,781</b>	0,000	<b>0,489</b>	<b>0,083</b>	<b>0,083</b>	<b>0,578</b>	0,041	<b>0,091</b>	<b>0,545</b>	0,036	
<b>H-1820-4,5 {13}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,229</b>	0,000		0,000	0,000	0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
<b>H-1820-3,2 {14}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,130</b>	0,000		<b>0,192</b>	0,010	<b>0,354</b>	0,001	<b>0,781</b>	0,046	0,000	0,001	0,041	0,000	0,000
<b>H-1820-2,5 {15}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,781</b>	0,000	<b>0,192</b>		0,000	<b>0,643</b>	<b>0,050</b>	<b>0,130</b>	<b>0,436</b>	0,023	<b>0,056</b>	<b>0,406</b>	0,019	0,000
<b>H-1140-4,5 {16}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,096</b>	0,006	0,010	0,000		0,001	0,000	0,016	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
<b>H-1140-3,2 {17}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,489</b>	0,000	<b>0,354</b>	<b>0,643</b>	0,001		0,018	<b>0,259</b>	<b>0,242</b>	0,007	0,021	<b>0,223</b>	0,006	0,000
<b>H-1140-2,5 {18}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,083</b>	0,000	0,001	<b>0,050</b>	0,000	0,018		0,000	<b>0,210</b>	<b>0,711</b>	<b>0,926</b>	<b>0,224</b>	<b>0,666</b>	0,000
<b>H-462-4,5 {19}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,083</b>	0,000	<b>0,781</b>	<b>0,130</b>	0,016	<b>0,259</b>	0,000		0,026	0,000	0,001	0,023	0,000	0,000
<b>H-462-3,2 {20}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,578</b>	0,000	0,046	<b>0,436</b>	0,000	<b>0,242</b>	<b>0,210</b>	0,026		<b>0,119</b>	<b>0,224</b>	<b>0,926</b>	<b>0,107</b>	0,000
<b>H-462-2,5 {21}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,041	0,000	0,000	0,023	0,000	0,007	<b>0,711</b>	0,000	<b>0,119</b>		<b>0,666</b>	<b>0,130</b>	<b>0,926</b>	0,000
<b>H-188-4,5 {22}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,091</b>	0,000	0,001	<b>0,056</b>	0,000	0,021	<b>0,926</b>	0,001	<b>0,224</b>	<b>0,666</b>		<b>0,229</b>	<b>0,620</b>	0,000
<b>H-188-3,2 {23}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	<b>0,545</b>	0,000	0,041	<b>0,406</b>	0,000	<b>0,223</b>	<b>0,224</b>	0,023	<b>0,926</b>	<b>0,130</b>	<b>0,229</b>		<b>0,119</b>	0,000
<b>H-188-2,5 {24}</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,036	0,000	0,000	0,019	0,000	0,006	<b>0,666</b>	0,000	<b>0,107</b>	<b>0,926</b>	<b>0,620</b>	<b>0,119</b>		0,000

## Drugi dio eksperimenta

U drugom dijelu eksperimentalnog rada mjerio se porast temperature tijekom bušenja kosti svrdlom promjera 4,5 mm u ovisnosti o vršnom kutu svrdla i posmaku. Korištene su dvije brzine vrtnje svrdla (1140 i 1820 okr/min), te četiri različita posmaka (24, 84, 56 i 196 mm/min). Vršni kutevi svrdla iznosili su 80°, 100° i 120°. Za svaku od dvanaest kombinacija parametara izvršeno je po 9 mjerenja (tablica 15). Visoke brzine vrtnje svrdla korištene su jer su rezultati prvog dijela eksperimenta pokazali da upravo pri tim brzinama temperatura bušenja kosti prelazi kritičnu vrijednost od 47°C.

**Tablica 15.** Temperature kosti prilikom bušenja svrdlom promjera 4,5 mm u ovisnosti o vršnom kutu svrdla i posmaku, uz dvije brzine vrtnje svrdla

Redni broj mjer.	$\psi = 80^\circ$				$\psi = 100^\circ$				$\psi = 120^\circ$			
	n = 1140		n = 1820		n = 1140		n = 1820		n = 1140		n = 1820	
	f = 24	f = 84	f = 56	f = 196	f = 24	f = 84	f = 56	f = 196	f = 24	f = 84	f = 56	f = 196
1	49	47	58	49	54	46	55	50	52	40	49	48
2	45	43	57	51	50	47	53	53	46	41	55	50
3	53	50	52	49	55	49	55	52	49	50	58	45
4	49	45	56	45	48	48	53	55	51	41	56	45
5	56	47	55	53	57	53	48	49	48	48	54	43
6	48	45	55	52	53	52	57	51	50	41	56	48
7	44	45	56	50	52	48	52	56	48	42	50	42
8	46	43	52	51	55	51	54	53	54	45	58	50
9	49	45	54	53	53	47	50	49	48	42	56	46
<b>Sr. vrij.</b>	<b>48,8</b>	<b>45,6</b>	<b>55,0</b>	<b>50,3</b>	<b>53,0</b>	<b>49,0</b>	<b>53,0</b>	<b>52,0</b>	<b>49,6</b>	<b>43,3</b>	<b>54,7</b>	<b>46,3</b>

Legenda:  $\psi$  - vršni kut svrdla  
n – broj okretaja svrdla (okr/min)  
f – posmak (mm/min)

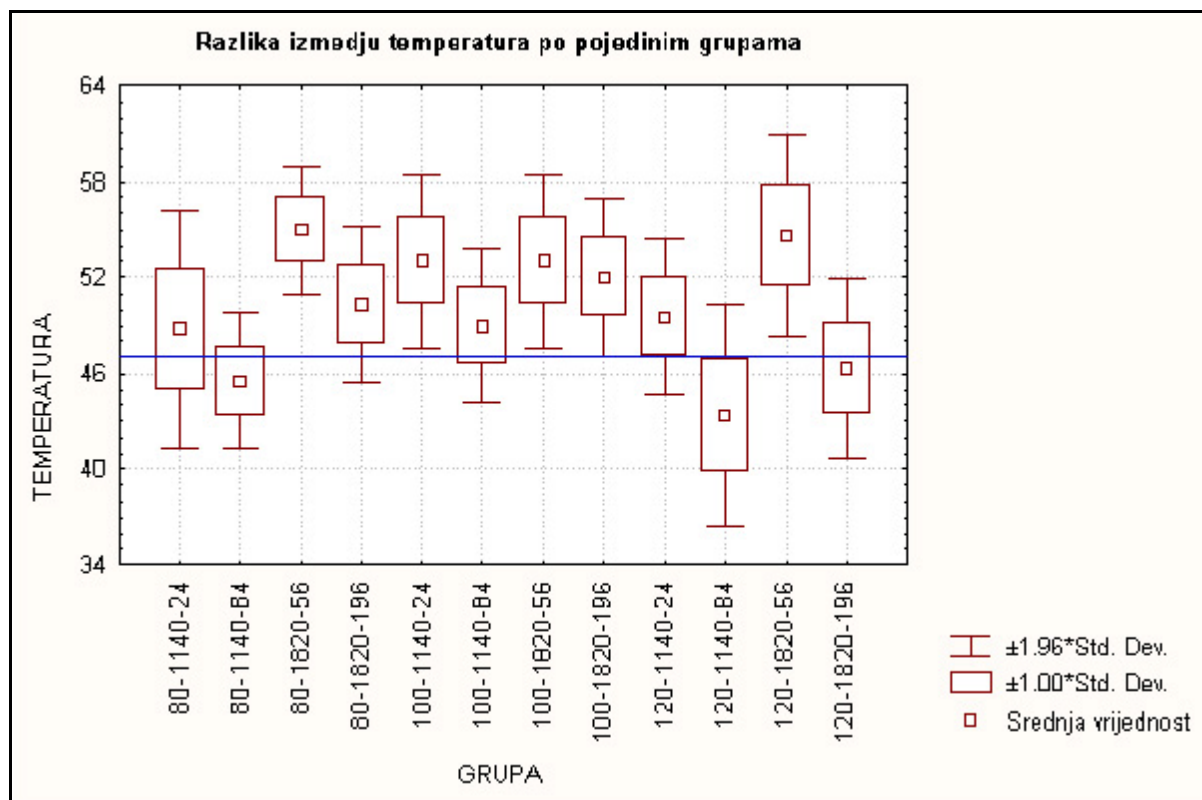
**Tablica 16.** Deskriptivna statistika izmjerene temperature (*bez hlađenja*) s obzirom na pojedine kombinacije parametara (podaci preuzeti iz tablice 15)

Vršni kut- broj okretaja- posmak	Broj mjerjenja	Srednja vrijednost	Standardna devijacija	95% gornja granica pouzdanosti
80-1140-24	9	48,8	3,80	<b>56,2</b>
80-1140-84	9	45,6	2,19	<b>49,8</b>
80-1820-56	9	55,0	2,06	<b>59,0</b>
80-1820-196	9	50,3	2,50	<b>55,2</b>
100-1140-24	9	53,0	2,74	<b>58,4</b>
100-1140-84	9	49,0	2,45	<b>53,8</b>
100-1820-56	9	53,0	2,74	<b>58,4</b>
100-1820-196	9	52,0	2,50	<b>56,9</b>
120-1140-24	9	49,6	2,46	<b>54,4</b>
120-1140-84	9	43,3	3,54	<b>50,3</b>
120-1820-56	9	54,7	3,20	<b>60,9</b>
120-1820-196	9	46,3	2,87	<b>52,0</b>

Izračunate 95%-tne gornje granice pouzdanosti ukazuju da postoji utjecaj posmaka na povišenje temperature kosti, uz isti vršni kut i istu brzinu vrtnje svrdla (tablica 16, stupac 5). Iz dobivenih rezultata vidljivo je da veći posmak uzrokuje manje povišenje temperature kosti i obrnuto. To vrijedi za sve parove vrijednosti kod kojih je uz isti vršni kut i brzinu vrtnje svrdla primjenjen različiti posmak. Kod svih mjerenja temperatura kosti prelazila je kritičnu temperaturu od 47 °C (49,8-60,9 °C).

Utjecaj vršnog kuta na povećanje temperature kosti promatran je u četiri grupe mjerenja s istim parovima vrijednosti brzine okretanja svrdla i posmaka (tablica 16, stupac 5). Statistička obrada dobivenih podataka na razini statističke značajnosti ( $p=0,05$ ), ne pokazuju da postoji utjecaj vršnog kuta na povišenje temperature kosti (tablice 16 i 17). Gornje granice pouzdanosti temperatura za vršne kutove 80, 100 i 120° kretale su se unutar raspona redom: 49,8-59,0°C, 53,8-58,4°C i 50,3-60,9°C.





**Slika 40.** *Box-plot* prikaz rezultata kod mjerenja utjecaja vršnog kuta i posmaka na porast temperature kosti (plava linija označava temperaturu od 47°C, a predstavlja temperaturu pri kojoj dolazi do ireverzibilne nekroze kosti)

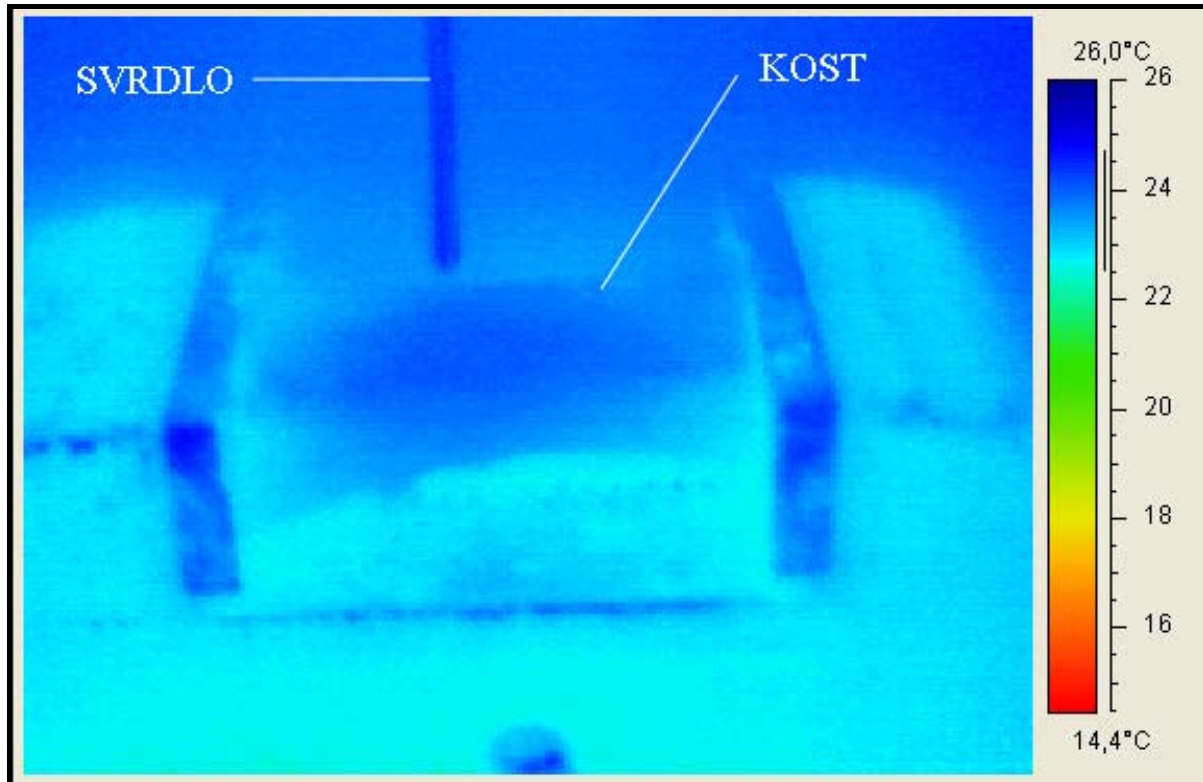
Sumarno, utjecaj vršnog kuta i posmaka na povećanje temperature kosti prikazan je grafički (slika 40). Iako je statistički dokazano da povećanje posmaka povisuje temperaturu kosti tijekom bušenja, taj utjecaj nije značajan u kliničkoj praksi. Sve vrijednosti maksimalne temperature kosti prelaze kritičnu vrijednost od 47°C.

**Tablica 17.** Značajnost razlike izmjerene temperature kosti između pojedinih kombinacija ispitivanih parametara (p=0,05)

Duncan test; TEMPERATURA												
Vršni kut -broj okretaja- posmak	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}	{9}	{10}	{11}	{12}
80-462-24 {1}		0,022	0,000	<b>0,290</b>	0,005	<b>0,867</b>	0,005	0,030	<b>0,583</b>	0,000	0,000	<b>0,067</b>
80-462-84 {2}	0,022		0,000	0,001	0,000	0,017	0,000	0,000	0,006	<b>0,095</b>	0,000	<b>0,557</b>
80-1140-56 {3}	0,000	0,000		0,002	<b>0,172</b>	0,000	<b>0,156</b>	0,043	0,000	0,000	<b>0,801</b>	0,000
80-1140-196 {4}	<b>0,290</b>	0,001	0,002		<b>0,058</b>	<b>0,346</b>	<b>0,067</b>	<b>0,210</b>	<b>0,557</b>	0,000	0,003	0,006
100-462-24 {5}	0,005	0,000	<b>0,172</b>	<b>0,058</b>		0,006	<b>1,000</b>	<b>0,450</b>	0,017	0,000	<b>0,238</b>	0,000
100-462-84 {6}	<b>0,867</b>	0,017	0,000	<b>0,346</b>	0,006		0,007	0,039	<b>0,675</b>	0,000	0,000	<b>0,058</b>
100-1140-56 {7}	0,005	0,000	<b>0,156</b>	<b>0,067</b>	<b>1,000</b>	0,007		<b>0,480</b>	0,020	0,000	<b>0,210</b>	0,000
100-1140-196 {8}	0,030	0,000	0,043	<b>0,210</b>	<b>0,450</b>	0,039	<b>0,480</b>		<b>0,083</b>	0,000	<b>0,067</b>	0,000
120-462-24 {9}	<b>0,583</b>	0,006	0,000	<b>0,557</b>	0,017	<b>0,675</b>	0,020	<b>0,083</b>		0,000	0,001	0,026
120-462-84 {10}	0,000	<b>0,095</b>	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,033
120-1140-56 {11}	0,000	0,000	<b>0,801</b>	0,003	<b>0,238</b>	0,000	<b>0,210</b>	<b>0,067</b>	0,001	0,000		0,000
120-1140-196 {12}	<b>0,067</b>	<b>0,557</b>	0,000	0,006	0,000	<b>0,058</b>	0,000	0,000	0,026	0,033	0,000	

### Bušenje kosti bez hlađenja sa svrdlom promjera 4,5 mm i vršnim kutom 100°

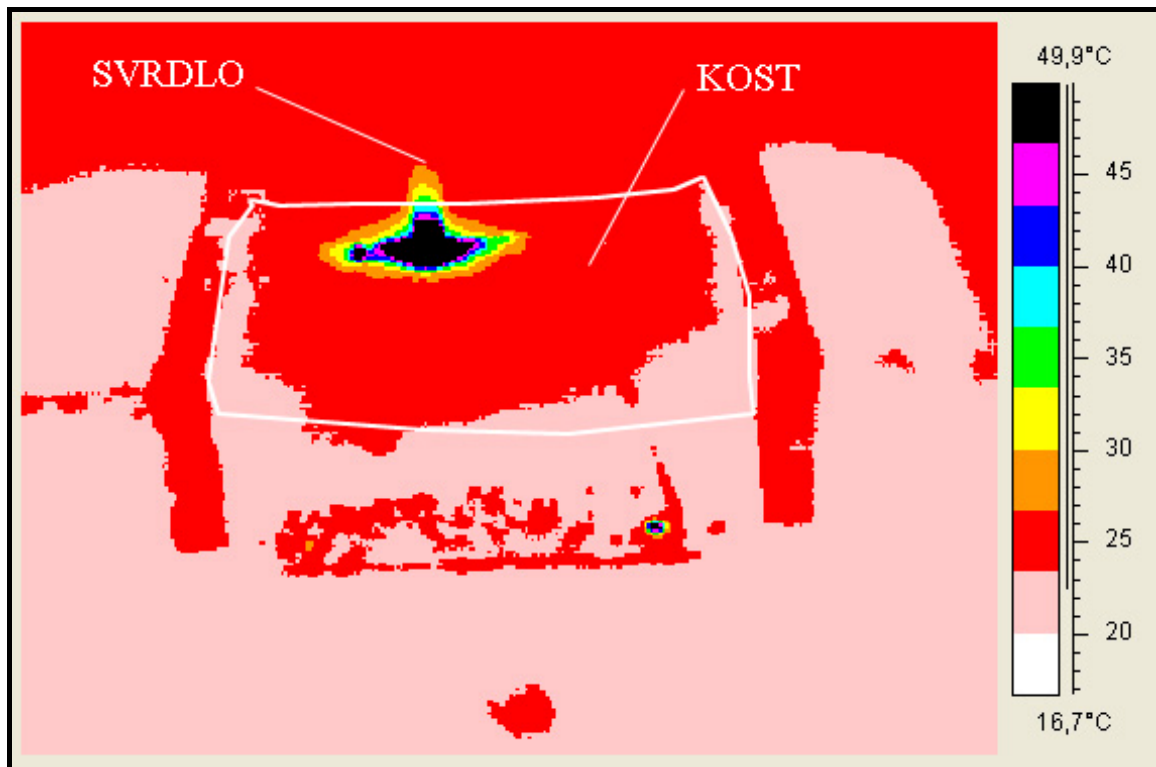
Temperatura kosti i okolnog zraka iznosila je 26°C. Gornja granica termografskog prikaza prije bušenja kosti postavljena je na navedenu temperaturu (vidi stupac uz sliku) kako bi se dokazalo da nema vanjskog utjecaja na temperaturu kosti i svrdla (slika 41). Korišteno je svrdlo promjera 4,5 mm, vršnog kuta 100° i najviša brzine vrtnje svrdla korištena u prethodnim dijelovima istraživanja (1820 okr/min) te posmak 84 mm/min.



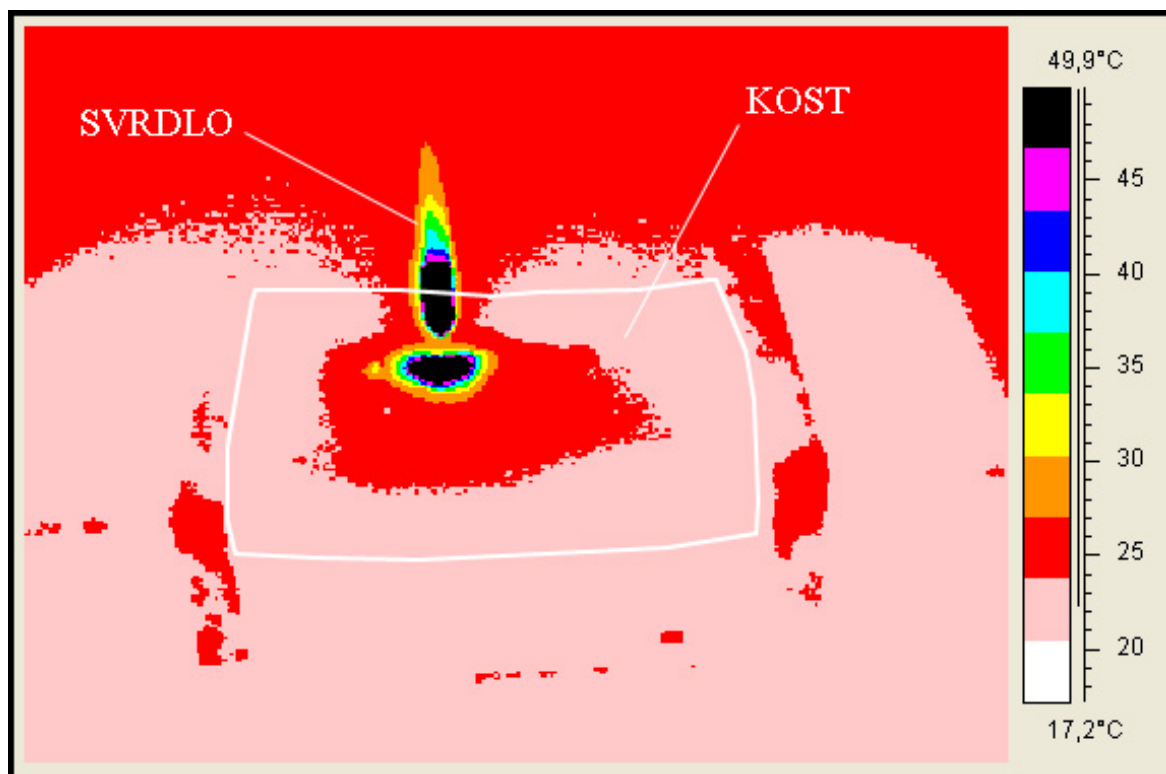
**Slika 41.** Termografski prikaz prije bušenja. Temperatura kosti i okolnog zraka iznosi 26°C

Slijedi termografski prikaz procesa bušenja kosti. Termografske slike bilježene su u intervalima od 4 sekunde i pohranjivane na medij za spremanje podataka. Slika 42 pokazuje najviši porast temperature, kao i najveći volumen tog porasta. Crna boja označava temperaturu višu od kritične ( $> 47^{\circ}\text{C}$ ), što odgovara području moguće nekroze kosti tijekom bušenja. Na termografskoj slici vidi se da termografski zapis porasta temperature nema oblik kugle nego nepravilnog tijela kod kojeg najviši porast širi cijelom dužinom osovine kosti i to na mjestu korteksa kosti koji je ujedno i najtvrdi dio kosti (slika 42). Širina tog pojasa sa temperaturom iznad  $47^{\circ}\text{C}$  iznosi oko 10-11 mm. Ta vrijednost može se izračunati ako znamo da je promjer svrdla 4,5 mm, a širina tog pojasa je nešto manja od 3 promjera svrdla.

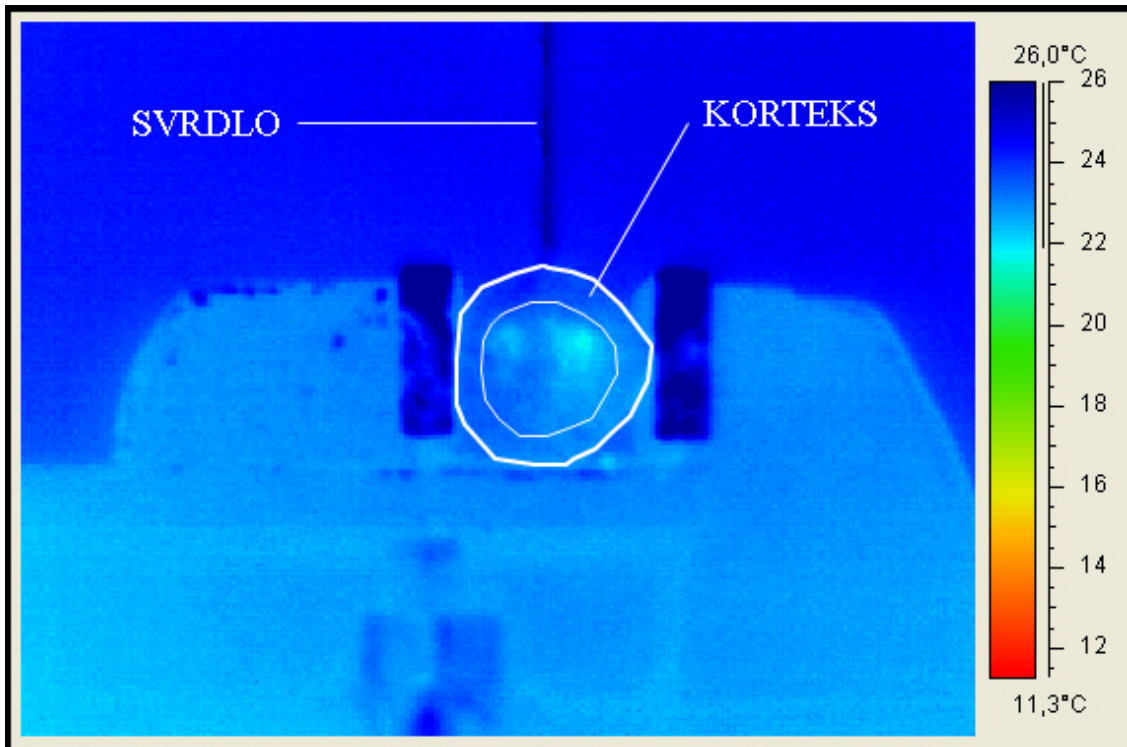
Također su snimljene slike tijekom vađenja svrdla iz kosti. Na termografskoj slici (slika 43) vidi se da je vrh izvađenog svrdla na temperaturi iznad  $47^{\circ}\text{C}$  i to u dužini koja odgovara širini korteksa same kosti (4-5 mm). U trenutku termografskog zapisa također je vidljivo područje kosti čija je temperatura iznad kritične, ali je manjeg opsega od onog nastalog tijekom bušenja korteksa kosti.



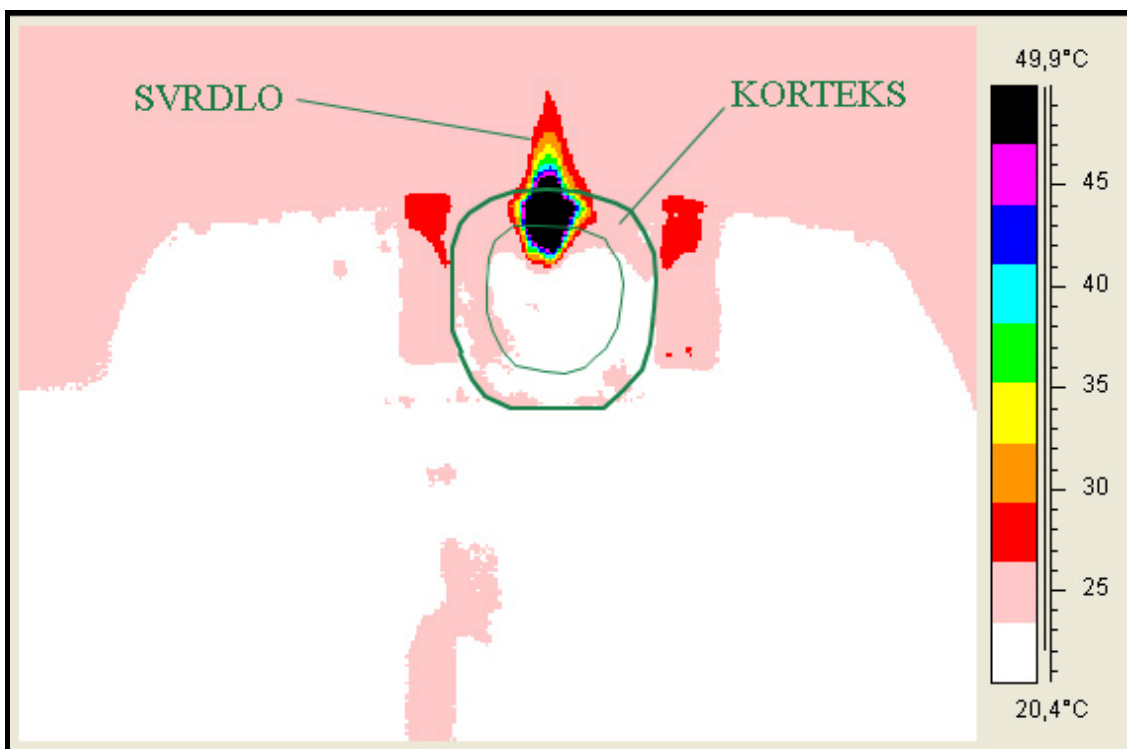
**Slika 42.** Termografski prikaz tijekom bušenja. Crnom bojom označeno je područje temperature kosti iznad kritične temperature od 47°C



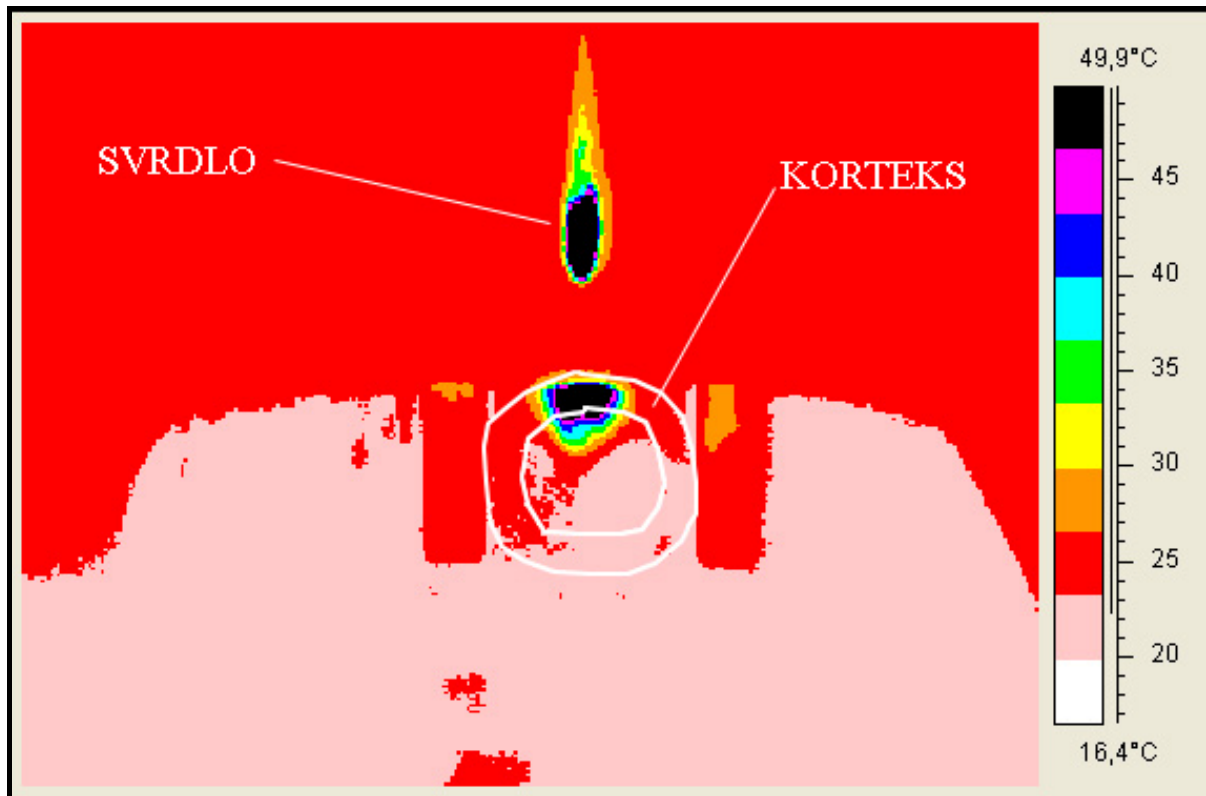
**Slika 43.** Termografski prikaz nakon vađenja svrdla. Temperatura kosti se snižuje, što pokazuje manji opseg temperature iznad 47°C. Temperatura vršnog dijela svrdla, koji je prolazio kroz kortikalis kosti, također ima temperaturu iznad 47°C



**Slika 44.** Termografski prikaz prije bušenja kroz presjek kosti. Temperatura kosti i okolnog zraka iznosi 26°C. Vidljiva je makroskopska građa kosti: vanjski, tvrdi korteks širine 4-5 mm, te unutarnji dio (prazan prostor jer je izvađena koštana moždina)



**Slika 45.** Termografski prikaz tijekom bušenja kroz presjek kosti. Crnom bojom označeno je područje temperature kosti iznad kritične temperature od 47°C. Distribucija kritične temperature ide uz samo svrdlo i širi se duž korteksa kosti simetrično



**Slika 46.** Termografski prikaz nakon vađenja svrdla. Krična temperatura prisutna je na vršku svrdla u dužini nešto većoj od same širine korteksa kosti, kao i u samom korteksu kosti u širini oko 6 mm (1,5 promjera svrdla  $\varnothing$  4,5 mm). Ta zona širi se simetrično sa obje strane mjesta bušenja u projekciji korteksa.

# RASPRAVA

# 5

Tijekom kirurške pripreme kosti za ugradnju osteosintetskog materijala, kost je potrebno bušiti kako bi se ugradile razne vrste žica, čavala ili pločica koje se fiksiraju vijcima. Tijekom bušenja neizbježno dolazi do porasta temperature kosti i svrdla, a glavni razlog za takvo tkivno oštećenje pripisuje se porastu temperature izazvanom trenjem (41, 56, 68) iako i drugi čimbenici kao mehaničke vibracije, oštećenje krvnih žila uz posljedičnu ishemiju mogu pridonijeti oštećenju kosti.

Postavlja se pitanje koja je kritična temperatura za termičko oštećenje kosti? Većina eksperimentalnih radova navodi temperaturu od 50°C, iako su Eriksson i Albrektsson pokazali da temperatura od 47°C tijekom 1 minute uzrokuje resorpciju kosti oko mjesta bušenja. Prema navedenom temperatura od 47°C predstavlja najnižu temperaturu koja uzrokuje nekrozu kosti, odnosno predstavlja maksimalnu temperaturu koju bi se u idealnim uvjetim bušenja smjela razviti da ne dođe do ireverzibilnih promjena na kostima (23).

Prema planu eksperimentalnog dijela magistarskog rada, određivan je utjecaj određenih parametara (hlađenje svrdla, promjer svrdla, brzina vrtnje svrdla, vršni kut svrdla i posmak) na porast temperature kosti tijekom bušenja kao i mogućnost minimalizacije tog utjecaja.

Zbog definirane kritične temperature termičke nekroze kosti (47°C) svi rezultati mjerenja temperature, a ne samo njihove srednje vrijednosti, moraju iznositi manje od 47°C. Iz tog razloga svi rezultati mjerenja temperature u ovoj raspravi izraženi su 95%-tnom gornjom granicom pouzdanosti.

## Prvi dio eksperimenta

U prvom dijelu eksperimenta određivan je utjecaj hlađenja svrdla, promjera svrdla i brzine vrtnje svrdla na porast temperature kosti.

Ovaj dio eksperimentalnog rada podijeljen je u dvije skupine mjerenja: prvo su uz različite kombinacije promjera svrdla (2,5, 3,2 i 4,5 mm) i brzine vrtnje svrdla (188, 462, 1140, 1820 okr/min) temperature kosti tijekom bušenja mjerene bez hlađenja svrdla (tablice 5, 6, 7), a u drugoj skupini sva su mjerenja učinjena uz hlađenje svrdla vodom temperature 26°C (tablice 8, 9, 10).

### *Utjecaj hlađenja svrdla*

Dobiveni podaci uz statističku obradu ukazuju na značajno niže temperature kosti dobivene hlađenjem svrdla, na nivou značajnosti  $p=0,05$  (tablica 11, slika 38). Izračunate 95%-tne gornje granice pouzdanosti temperatura (uz različite kombinacije promjera i brzine vrtnje svrdla) iznosile su od 31,4-55,5°C u dijelu eksperimenta bez hlađenja, dok je uz primjenu hlađenja taj raspon iznosio 29,9-33,9°C (tablica 11). Budući je temperatura kosti od 47°C kritična temperatura kod koje dolazi do termičke nekroze kosti, očito je hlađenje svrdla važan čimbenik koji ne samo da značajno snizuje temperaturu kosti u odnosu na bušenje bez hlađenja, nego snizuje maksimalnu temperaturu kosti ispod razine kritične bez obzira na promjer svrdla i brzinu vrtnje svrdla.

Daljnjom analizom bilo je potrebno odrediti utjecaj promjera svrdla i brzine vrtnje svrdla bez hlađenja kao i uz hlađenje vodom temperature 26°C.

### *Utjecaj promjera svrdla*

#### *Bez hlađenja*

Utjecaj promjera svrdla (2,5, 3,2 i 4,5 mm) na porast temperature kosti prilikom bušenja promatran je pri konstantnim brzinama vrtnje svrdla (188, 462, 1140, 1820 okr/min) i dobiveni su rezultati prikazani u tablicama 5, 6, 7, 11 te grafičkim prikazom (slika 39). Iz tablica je vidljivo da porastom promjera svrdla, kod svih primjenjenih brzina vrtnje svrdla, temperatura kosti raste. Za svrdlo promjera 2,5 mm raspon gornjih granica pouzdanosti temperatura iznosi od 31,4-41,5°C; za svrdlo 3,2 mm od 33,4-44,8°C; za svrdlo 4,5 mm od 36,9-55,5°C. Od dvanaest dobivenih rezultata i mogućih međusobnih usporedbi na razini značajnosti  $p=0,05$  (po tri za svaku brzinu vrtnje svrdla), samo u jednom slučaju nije dobiven statistički značajan utjecaj promjera svrdla na temperaturu kosti ( $p = 0,517$ ). To se odnosi na svrdla promjera 2,5 i 3,2 mm kod brzine vrtnje svrdla od 1140 okr/min (tablice 11 i 14) što se može pripisati nehomogenoj strukturi same kosti.

Zanimljiv je podatak, vidljiv iz box-plot prikaza, da su razlike utjecaja na porast temperature kosti između promjera svrdla 2,5 mm i 3,2 mm minimalne, bez obzira na brzinu vrtnje svrdla dok je kod uporabe svrdla promjera 4,5 mm taj utjecaj veći. Ovisnost porasta temperature kosti s povećanjem promjera svrdla jače je izražena u ovom dijelu eksperimenta bez hlađenja (slika 39).

Temperatura kosti tijekom bušenja svrdlom od 2,5 i 3,2 mm, bez obzira na brzinu vrtnje svrdla, nije prelazila kritičnu (temperatura kosti izmjerena pri 1820 okr/min sa svrdlom promjera 2,5 mm iznosila je 41,5°C, a sa svrdlom promjera 3,2 mm pri 1820 okr/min izmjereno je 44,8°C). Svrdlo promjera 4,5 mm pri većem broju okretaja (1140, 1820 okr/min) uzrokovalo je porast temperature kosti iznad kritične (50,9°C pri 1140 okr/min, odnosno 55,5°C pri 1820 okr/min) na razini značajnosti  $p=0,05$  (slika 39). Ne analizirajući statističku značajnost razlika pojedinih kombinacija parametara nego uspoređujući samo dobivene apsolutne vrijednosti temperature kosti proizlazi zaključak: promjer svrdla od 2,5 mm i 3,2 mm bez obzira na broj okretaja svrdla bez hlađenja ne uzrokuje porast temperature iznad kritične vrijednosti od 47°C (tablica 11).

#### *S hlađenjem*

Utjecaj promjera svrdla (2,5, 3,2 i 4,5 mm) na porast temperature kosti prilikom bušenja uz hlađenje svrdla, promatran je pri istim brzinama vrtnje svrdla (188, 462, 1140, 1820 okr/min) kao i u dijelu eksperimenta bez hlađenja, a dobiveni su rezultati prikazani u tablicama 8, 9, 10, 11 te grafičkim prikazom (slike 38 i 39). Iz tablice 11 vidljivo je da porastom promjera svrdla, kod svih primjenjenih brzina vrtnje svrdla temperatura kosti raste. Za svrdlo 2,5 mm raspon temperature iznosi 29,9-31,1°C; za svrdlo 3,2 mm 30,9-31,4°C; za svrdlo 4,5 mm 30,2-33,9°C.

Pri istim eksperimentalnim uvjetima uz korištenje hlađenja, od dvanaest dobivenih rezultata i međusobnih usporedbi na razini značajnosti  $p=0,05$ , pet njih pokazuje da utjecaj promjera svrdla nije statistički značajan (tablice 11 i 14). Treba istaknuti da statistički značajne razlike nema ( $p>0,05$ ) kod najmanje mjerene brzine vrtnje svrdla od 188 okr/min za sva tri promjera svrdla, kao i kod svrdla promjera 2,5 i 3,2 mm i veće mjerene brzine vrtnje svrdla (462, 1140 i 1820 okr/min). Treba napomenuti da vrijednosti temperature kosti rastu porastom promjera svrdla, ali statistički značajnu razliku nalazimo jedino kod svrdla 4,5 mm



u odnosu na svrdla promjera 2,5 i 3,2 mm. To znači da povećanje promjera svrdla i uz hlađenje povisuje temperaturu kosti tijekom bušenja.

### *Utjecaj brzine vrtnje svrdla*

#### *Bez hlađenja*

Utjecaj brzine vrtnje svrdla (188, 462, 1140, 1820 okr/min) na povećanje temperature kosti tijekom bušenja promatran je pri konstantnim promjerima svrdla (2,5, 3,2 i 4,5 mm). Dobiveni rezultati prikazani su u tablicama 5, 6, 7, 11 te grafičkim prikazom (slika 39). Iz tablica je vidljivo da porastom brzine vrtnje svrdla, kod svih uporabljenih promjera svrdla, temperatura kosti raste. Za brzinu vrtnje svrdla od 188 okr/min temperaturni raspon je od 31,4-36,9°C; za 462 okr/min od 35,2-43,0°C; za 1140 okr/min od 41,2-**50,9°C**; za 1820 okr/min od 41,5-**55,5°C**. Kod najvećih mjerenih brzina vrtnje svrdla od 1140 i 1820 okr/min i sa svrdlom najvećeg promjera od 4,5 mm, dobivene su temperature iznad kritične (47 °C).

Vrijednosti dobivenih rezultata za pojedine kombinacije mjerenja ukazuju na porast temperature kosti primjenom veće brzine vrtnje svrdla. Kod manjeg broja okretaja svrdla (188 i 462 okr/min) temperature kosti nisu prelazile kritičnu. Primjenom veće brzine vrtnje svrdla (1140 i 1820 okr/min) temperatura kosti približavala se kritičnoj temperaturi. Budući veći promjer svrdla uzrokuje višu temperaturu kosti, djelovanje zajedničkog utjecaja i većeg promjera svrdla (4,5 mm) i većeg broja okretaja svrdla (1140 i 1820 okr/min) prouzročilo je porast temperature kosti iznad kritične (tablica 11).

Duncanovim testom, kojim se uspoređuju pojedine kombinacije parametara na razini značajnosti  $p=0,05$ , dobiveni rezultati pokazuju statistički značajan utjecaj broja okretaja svrdla na temperaturu kosti. Od dvanaest dobivenih rezultata mjerenja i 18 mogućih usporednih kombinacija (po 6 za svaki promjer svrdla) samo u jednom slučaju nije dokazana statistički značajna ovisnost ( $p = 0,229$ ). Taj međusobni utjecaj nisu pokazala svrdla promjera 2,5 i 3,2 mm, pri brzini vrtnje svrdla od 1140 okr/min (tablica 14). Već je istaknuta činjenica da je razlika u temperaturi kosti, izmjerena uporabom svrdla promjera od 2,5 i 3,2 mm, minimalna kod svih brzina vrtnje svrdla.

#### *S hlađenjem*

Utjecaj brzine vrtnje svrdla (188, 462, 1140, 1820 okr/min) na povećanje temperature kosti prilikom bušenja, promatran je pri konstantnim promjerima svrdla (2,5, 3,2 i 4,5 mm), ali uz hlađenje svrdla vodom temperature 26°C. Dobiveni rezultati prikazani su u tablicama 8, 9, 10, 11, te box-plot prikazom (slika 39). Iz tablica je vidljivo da porastom brzine vrtnje svrdla, kod svih uporabljenih promjera svrdla, temperatura kosti raste. Za brzinu vrtnje svrdla od 188 okr/min temperaturni raspon iznosi 29,9-30,2°C; za 462 okr/min 30,1-31,9°C; za 1140 okr/min 30,4-32,7°C; za 1820 okr/min 31,1-33,9°C.

Vrijednosti dobivenih rezultata za pojedine kombinacije parametara ukazuju na porast temperature kosti primjenom veće brzine vrtnje svrdla, ali taj utjecaj je znatno manji u odnosu na dobivene rezultate bez primjene hlađenja svrdla (tablica 11). Niti jedna kombinacija promjera i brzine vrtnje svrdla nije uzrokovala značajno povišenje temperature kosti (29,9 – 33,9°C). Dobivene temperature značajno su niže od kritične (47 °C).

Duncanovim testom (tablica 14), kojim se uspoređuju pojedine kombinacije parametara na razini značajnosti  $p=0,05$ , rezultati nisu jednoznačni. Od dvanaest dobivenih rezultata mjerenja i 18 mogućih usporednih kombinacija (po 6 za svaki promjer svrdla) u 12 slučajeva dobivena je statistički značajna ovisnost utjecaja brzine vrtnje svrdla na povišenje temperature kosti ( $p < 0,05$ ) dok u 8 slučajeva ovisnost nije statistički značajna ( $p > 0,05$ ).

Značajne razlike nema kod primjene malih promjera svrdla (2,5 i 3,2 mm) uz male brzine vrtnje (188 i 462 okr/min) kada je razlika temperature iznosila 0,2°C (svrdlo 2,5 mm pri brzinama od 188 i 462 okr/min) odnosno 0,1°C (svrdlo 3,2 mm pri brzinama od 188 i 462 okr/min). Već je istaknuta činjenica da mali promjeri svrdla od 2,5 i 3,2 mm izazivaju malu razliku u temperaturi kosti kod svih brzina vrtnje svrdla (slika 39).

Značajniji utjecaj brzine vrtnje svrdla na porast temperature kosti dobiven je uporabom svrdla promjera 4,5 mm kada su povećanjem broja okretaja svrdla izmjerene temperature kosti iznosile od 30,2 - 33,9°C.

Zanimljiva je činjenica, vidljiva iz Duncanovog testa, da uporaba svrdla najmanjeg promjera (2,5 mm) uz najmanju brzinu vrtnje (188 okr/min) i bez hlađenja, daje statistički iste rezultate ( $p > 0,05$ ) kao što su oni dobiveni hlađenjem pri svim mjerenim brzinama vrtnje (188, 462, 1140 i 1820 okr/min) i promjera svrdla (2,5 i 3,2 mm) (tablica 11, 14).

Regresijska analiza pokazala je vrlo visok stupanj korelacije ( $R_{\text{bez hlađenja}} = 0,91$ ;  $R_{\text{sa hlađenjem}} = 0,71$ ) između porasta promjera svrdla i povećanja broja okretaja svrdla na porast temperature. Parcijalnom regresijom dokazano je da porast broja okretaja svrdla ima veći utjecaj na porast temperature kosti ( $R(\text{okretaj})_{\text{part/bez hlađenja}} = 0,87$ ;  $R(\text{okretaj})_{\text{part/sa hlađenjem}} = 0,57$ ) od povećanja promjera samog svrdla ( $R(\text{promjer})_{\text{part/bez hlađenja}} = 0,77$ ;  $R(\text{promjer})_{\text{part/sa hlađenjem}} = 0,57$ ) (tablice 12 i 13).

## Drugi dio eksperimenta

Nakon što su rezultati prvog dijela pokazali da je hlađenje najutjecajniji parametar koji snižuje porast temperature kosti tijekom bušenja, a da povišenje temperature raste porastom promjera svrdla i brzine vrtnje svrdla, u drugom je dijelu analiziran utjecaj ostalih parametara (vršnog kuta svrdla i posmaka) na porast temperature kosti bez hlađenja svrdla.

Budući su rezultati prvog dijela eksperimenta pokazali da svrdlo promjera 4,5 mm pri višim brzinama vrtnje svrdla (1140 i 1820 okr/min) i bez hlađenja izaziva temperaturu kosti koja prelazi kritičnu granicu od 47°C, to svrdlo je odabrano u drugom dijelu istraživanja gdje se ispitivao utjecaj vršnog kuta svrdla i posmak na porast temperature kosti.

### *Utjecaj vršnog kuta*

Utjecaj vršnog kuta od 80°, 100° i 120° na povećanje temperature kosti prilikom bušenja, promatran je u četiri grupe mjerenja s istim parovima vrijednosti brzine okretaja svrdla i posmaka (tablica 15).

Dobiveni rezultati nisu ujednačeni, niti statistički značajni. Za vršni kut 80° (uz različite kombinacije parametara (brzine vrtnje svrdla i posmaka) temperature kosti bile su unutar granica od 49,8 – 59,0°C. Za vršni kut 100° temperaturni raspon iznosio je 53,8 – 58,4°C, a za vršni kut 120° temperature su se kretale od 50,3 – 60,9°C. Iz dobivenih rezultata (tablica 15) i njihove statističke obrade (tablica 16) kao i grafičkog prikaza podataka (slika 40) nije moguće zaključiti da porast odnosno smanjenje vršnog kuta svrdla utječe na porast temperature kosti tijekom bušenja. Usporedbom dobivenih rezultata Duncanovim testom, na razini značajnosti  $p=0,05$ , šest od dvanaest rezultata pokazuje da vršni kut ne utječe na porast temperature kosti tijekom bušenja dok preostalih 6 ukazuje da taj utjecaj ipak postoji između pojedinih parova vrijednosti (tablica 17).

Jedini značajan podatak je da temperatura kosti prelazi kritičnu temperaturu od 47°C kod svih kombinacija parametara na razini 95% pouzdanosti (slika 40).

### *Utjecaj posmaka*

Porast temperature kosti, primjenom različitih posmaka (24, 56, 84 i 196 mm/min), određen je za svih šest mogućih parova vrijednosti: isti vršni kut i ista brzina vrtnje svrdla (tablica 15, 16). Za isti vršni kut i brzinu vrtnje svrdla (1140 okr/min) te posmake od 24 i 84 mm/mm, dobiveni su slijedeći parovi vrijednosti temperatura: 56,2 i 49,8°C (vršni kut 80°); 58,4 i 53,8°C (vršni kut 100°); 54,4 i 50,3°C (vršni kut 120°). Za posmake od 56 i 196 mm/mm, uz brzinu vrtnje svrdla 1820 okr/min temperaturne vrijednosti iznosile su 59,0 i 55,2°C (vršni kut 80°); 58,4 i 56,9°C (vršni kut 100°); 60,9 i 52,0°C (vršni kut 120°). Dobivene vrijednosti temperatura kosti jednoznačno ukazuju da manji posmak uzrokuje veći porast temperature kosti i obratno. Drugim riječima, brže prodiranje svrdla zbog kraćeg trajanja procesa prodiranja uzrokuje manji porast temperature kosti i kraće trajanje povišene temperature kosti.

Usporedbom dobivenih rezultata Duncanovim testom na razini značajnosti  $p=0,05$ , u pet rezultata od šest mogućih dobiven je statistički značajan utjecaj ( $p<0,05$ ) dok u jednom slučaju taj utjecaj nije bio značajan ( $p>0,05$  za vršni kut 100°, brzinu vrtnje svrdla 1140 i par vrijednosti posmaka 56 i 196 mm/min) (tablica 17).

Iako rezultati pokazuju da posmak utječe na temperaturu kostiju prilikom bušenja, taj utjecaj je od malog praktičnog značenja, budući se porast temperature kosti nije značajno promijenio niti kod jednog para vrijednosti. Sve vrijednosti maksimalne temperature kosti iznad su kritične vrijednosti od 47°C (slika 40).

### **Treći dio eksperimenta**

U trećem dijelu pokušala se dobiti trodimenzionalna slika širenja porasta temperature kosti tijekom bušenja. Sva bušenja kosti izvedena su svrdlom promjera 4,5 mm, koje je uzrokovalo najviši porast temperature u prvom dijelu istraživanja, uz vršni kut 100° i posmak 84 mm/min. Korištenjem termopara, kojim se moglo koristiti samo jedno ili nekoliko unaprijed definiranih mjesta za mjerenje temperature kosti, moglo se pretpostaviti da se radi o radijalnom širenju povišenja temperature kosti oko mjesta bušenja. Termografske slike tijekom bušenja pokazuju da porast temperature (vidljiv određenom bojom na termografskoj slici) nema oblik kugle nego nepravilnog tijela, kod kojeg se porast temperature, kad se promatra duža osovina kosti, širi duž kortikalisa kosti te se naglo smanjuje dolaskom na područje medularnog kanala (slika 42, 43). Na tom mjestu se kod vitalnih kostiju nalazi koštana moždina koja je rahla, mekana struktura dok se kod eksperimentalnih kostiju nalazi zrak, jer je moždina izvađena. Međutim, u odnosu na strukturu i tvrdoću svrdla moždina ne stvara otpor svrdlu te ne povišuje temperaturu kosti, te ju slobodno možemo zanemariti. Dakle, širenje povišenja temperature kosti prati kortikalis koji ima izrazitu tvrdoću zbog svoje funkcije te stvara otpor prolasku svrdla, što uzrokuje značajan porast temperature. Kad promatramo kost u presjeku tijekom bušenja, termografska slika pokazuje ponovno širenje vala povišenja temperature cijelom dužinom kortikalisa kosti, koji u presjeku predstavlja kružnicu, pa tako i termografska slika slijedi oblik kortikalisa i ima oblik isječka kružnice (slika 45, 46).

Jedini nedostatak ove tehnike je što se kost mora premazati grafitom kako bi se dobila adekvatna termografska slika (vidi Materijali i metode). Iz tog razloga nemoguće je koristiti hlađenje izvana, a da se ne poremeti termografski prikaz. Rješenje bi bilo korištenje provodnog hlađenja kroz svrdlo, koje je ujedno i predmet budućih istraživanja u svezi porasta temperature tijekom bušenja uz različite modele hlađenja kosti.

# ZAKLJUČAK

# 6

U eksperimentalnom dijelu magistarskog rada, određivan je utjecaj hlađenja svrdla, promjera svrdla, brzine vrtnje svrdla, vršnog kut svrdla i posmaka na porast temperature kosti tijekom bušenja.

**Hlađenje svrdla** apsolutno je najutjecajniji parametar koji snizuje porast temperature kosti tijekom bušenja. Uz različite kombinacije svih ostalih ispitivanih parametara, primjenom hlađenja svrdla, temperatura kosti tijekom bušenja nije prelazila 33,9°C, što je znatno niža temperatura od kritične, koja izaziva termičku nekrozu kosti (47°C). Temperature kosti tijekom bušenja bez hlađenja dostigle su temperaturu od 55,5°C.

Utjecaj ostalih ispitivanih parametara znatno manje utječe na porast temperature kosti u odnosu na hlađenje.

**Promjer svrdla** utječe na povećanje temperature kosti tako što veći promjer izaziva i višu temperaturu. Kod malih promjera svrdla (2,5 i 3,2 mm) te razlike su minimalne, pa bez obzira na brzinu vrtnje svrdla uz hlađenje i bez hlađenja, temperatura kosti ne prelazi kritičnu temperaturu kosti (47 °C). Svrdlo najvećeg promjera od 4,5 mm pri većim brzinama vrtnje svrdla (1140 i 1820 okr/min), uzrokovalo je porast temperature kosti iznad kritične.

Također je dokazano da korištenje svrdla najmanjeg promjera (2,5 mm) uz najmanju brzinu vrtnje (188 okr/min) i bez hlađenja daje statistički ( $p > 0,05$ ) jednake rezultate kao navedeno svrdlo kod svih ispitivanih brzina vrtnje uz primjenu hlađenja.

Povećanjem **broja okretaja svrdla** (188, 462, 1140, 1820 okr/min) uz konstantan promjer svrdla, porast temperature kosti bio je statistički značajan. Manje brzine vrtnje svrdla (188 i 462 okr/min), za sve ispitivane promjere svrdla (2,5; 3,2 i 4,5 mm), nisu proizvele temperaturu kosti iznad kritične (47 °C), a kod primjene većih brzina vrtnje, samo su mali promjeri svrdla (2,5 i 3,2 mm) zadržali to svojstvo. Temperature kosti tijekom bušenja svrdlom promjera 4,5 mm pri većim brzinama vrtnje (1140 i 1820 okr/min) prelaze kritičnu temperaturu od 47 °C.

Ispitivanje **vršog kuta** svrdla od 80°, 100° i 120° kod svrdla promjera 4,5 mm nije pokazalo značajan utjecaj tog parametra na povećanje/smanjenje temperature kosti tijekom bušenja. Jedini značajan podatak je da temperatura kosti prelazi kritičnu kod svih primjenjenih vrijednosti vršnog kuta na razini značajnosti  $p = 0,05$ .

Ispitivanje različitih **posmaka** (24, 56, 84 i 196 mm/min) kod svrdla 4,5 mm pokazalo je da veći posmak uzrokuje manji porast temperature kosti tijekom bušenja, ali taj utjecaj nije značajan u kliničkoj primjeni. Uz iste uvjete (promjer i brzina vrtnje svrdla), a primjenom različitih posmaka, sve dobivene vrijednosti temperature kosti bile su iznad kritične (47°C) na razini značajnosti  $p = 0,05$ .

Termografskim zapisom rezultati mjerenja porasta temperature jednaki su kao i kod mjerenja termoparom. Prednost termografske analize je u prikazu trodimenzionalnog širenja porasta temperature kosti s mogućnošću snimanja procesa bušenja u dvije ravnine.. Time je dokazano da se porast temperature širi duž kortikalisa kosti koji je ujedno najtvrdi dio kosti te stvara najveći otpor odnosno trenje tijekom bušenja. Smjer kortikalisa, ovisno o građi same kosti, uvjetuje i smjer širenja porasta temperature kosti, čiji je porast minimalan u području medularnog kanala gdje dolazi do raspršenja topline.

**LITERATURA****7**

1. Aarden LA, De Groot ER, Schaap OL (1987) Production of hybridoma growth factor by human monocytes. *Eur J Immunol* 17:1411-1416
2. Abouzgia MB, James, DF (1995) Measurements of shaft speed while drilling through bone. *J Maxillofac Surg* 53:1308-15
3. Adams PH, Jowsey J, Kelly PJ, Riggs BL (1967) Effect of hyperthyroidism on bone and mineral metabolism. *Q J Med* 36:1-7
4. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J (1998) Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential applications for in vivo bone research. *Endocrinology* 139:663-670
5. Albrektsson T, Albrektsson B (1978) Microcirculation in grafted bone. A chamber technique for vital microscopy of rabbit bone transplants. *Acta Orthop Scand* 49:1-7
6. Albrektsson T, Branemark PI, Eriksson A, Lindstrom J (1978) The preformed autologous bone graft. An experimental study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg* 12:215-223
7. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT (2000) The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys* 22:685-691
8. Baker HD, Ryder EA, Baker NH (1961) Temperature measurement in engineering, John Willy & Sons, New York, 273
9. Bonfield W, Li CH (1968) The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomechanics* 1:323-329
10. Boyde A, Wolfe LA, Maly M (1995) Vital confocal microscopy in bone. *Scanning* 17:72-85
11. Boyne PJ (1966) Histologic response of bone to sectioning by high-speed rotary instruments. *J Dent Res* 45:270-276
12. Božičević J (1992) Temelji automatike 2, Školska knjiga, Zagreb, 72-73
13. Burger EH, Van den Meer JWM, Nijweide PJ (1984) Osteoclast formation from mononuclear phagocytes: role of bone forming cells. *J Cell Biol* 99:1901-1906
14. Butterworth A, Goodship AE, Preece AW (1987) A carbon chamber for vital microscopy of bone healing. *Acta Orthop Scand* 58:545-548
15. Calderwood RG, Hera SS, Davis JR (1964) A comparison of the healing rate of bone after the production of defects by various rotary instruments. *J Dent Res* 43:207-216

16. Canalis E (1992) The role of insulin-like growth factors in bone remodelling. *Bone Miner* 17:87-91
17. Catto M (1977) Ischaemia of bone. *J Clin Pathol Suppl* 11:78-93
18. Cazes JP, Koeing C, Takkinen R, Jaeger P (1992) Suckling increases plasma PTH-rP levels in lactating women. *Bone Miner* 17:105-108
19. Charnley J, Baker SL (1952) Compression arthrodesis of the knee. A clinical and historical study. *J Bone Joint Surg* 34:187-199
20. Chen TL, Cone CM, Morey-Holton E (1983)  $1\alpha,25$  Dihydroxyvitamin D<sub>3</sub> receptors in cultured rat osteoclast-like cells. Glucocorticoid treatment increases receptor content. *J Biol Chem* 258:4350-4355
21. Cruess RL, Dumont J (1975) Fracture healing. *Can J Surg* 18:403-413
22. Eriksson RA (1984) Heat induced bone tissue injury. Ph.D. Thesis, University of Goteborg, Sweden
23. Eriksson RA, Albrektsson T (1983) Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 50:101-107
24. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B (1984) Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand* 55:629-631
25. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B (1984) Assessment of bone viability after heat trauma. *Scand J Plast Reconstr Surg* 18:261-268
26. Fister J, Gross BD (1980) A histologic evaluation of bone response to bur cutting with and without water coolant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 49:105-111
27. Frost HM (1973) Bone remodeling and its relationship to metabolic bone diseases. CC Thomas, Springfield, Illinois, 37
28. Gowen M, Nedwin GE, Mundy GR (1986) Preferential inhibition of cytokine-stimulated bone resorption by recombinant interferon gamma. *J Bone Miner Res* 1:469-474
29. Gupta RC, Gupta SC, Gupta KK (1980) Experimental study on osseous phlebography and fracture healing. *Indian J Med Res* 72:293-299
30. Heath JK, Saklatvala J, Meikle MC (1985) Pig interleukin 1 (catabolin) is a potent stimulator of bone resorption in vitro. *Calcif Tissue Int* 37:95-97
31. Holtrop ME (1975) The ultrastructure of bone. *Ann Clin Lab Sci* 5:264
32. Holtrop ME, King GJ (1977) The ultrastructure of the osteoclast and its functional implications. *Clin Orthop* 123:177

33. Ibbotson KJ, Twardzik DR, D'Souza SM (1985) Stimulation of bone resorption in vitro by synthetic transforming growth factor-alpha. *Science* 228:1007-1009
34. Itay S, Tsur H (1983) Thermal osteonecrosis complicating Steinmann pin insertion in plastic surgery. *Plast Reconstr Surg* 72:557-561
35. Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO (1995) *Osnove histologije, Školska knjiga, Zagreb*, 94-96
36. Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO (1995) *Osnove histologije, Školska knjiga, Zagreb*, 143
37. Kenzora JE, Steele RE, Yosipovitch ZH, Glimcher MJ (1978) Experimental osteonecrosis of the femoral head in adult rabbits. *Clin Orthop* 130:8-46
38. Krause RW, Bradbury WD, Kelly EJ (1982) Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. *J Biomech* 15:267
39. Itay S, Tsur H (1983) Thermal osteonecrosis complicating Steinmann pin insertion in plastic surgery. *Plast Reconstr Surg* 72:557-561
40. Lack CH (1964) Proteolytic activity and connective tissue. *Br Med Bull* 20:217-222
41. Lentrodt J, Bull HG (1976) Animal experimental studies on bone regeneration following drilling of the bone. *Dtsch Zahnarztl Z* 31:115-124
42. Lindström J (1963) Microvascular anatomy of synovial tissue. A study in a rabbit knee joints. Thesis, University of Göteborg
43. Matthews LS, Green CA, Goldstein SA (1984) The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg* 66A:1077-1083
44. Matthews LS, Hirsch C (1972) Temperature measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg* 54A:297-308
45. Metcalf D (1989) Haemopoietic growth factors 1. *Lancet* 1:825-827
46. Metcalf D (1989) Haemopoietic growth factors 2: clinical applications. *Lancet* 1:885-887
47. Moe SM, Barrett SM, Spague SM (1992)  $\beta_2$ -microglobulin stimulates osteoclastic mediated bone mineral dissolution from neonatal mouse calvariae. *Bone Miner* 17:89-94
48. Natali C, Ingle P, Dowell J (1996) Orthopaedic bone drills – can they be improved? Temperature changes near the drilling face. *J Bone Joint Surg Br* 78:357-362
49. Pallan FG (1960) Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv* 18:400-408
50. Parthemore JG, Deftos LJ (1978) Calcitonin secretion in normal human subjects. *J Clin Endocrinol Metab* 47:184-188

51. Perren SM (1992) Biomechanical basis of fracture treatment. *Orthopade* 21:3-10
52. Perren SM, Botzy J (1978) Cellular differentiation and bone biomechanics during the consolidation of a fracture. *Anat Clin* 1:13-28
53. Price P, Parthemore J, Deftos J (1980) New biochemical marker for bone metabolism. *J Clin Invest* 66:878
54. Raisz LG (1990) Physiology of bone. *U: Becker EL, Bilezikian JP (ed.) Principles and practice of endocrinology and metabolism.* J.B. Lippincott Company, Philadelphia
55. Rhinelander FW (1968) The normal microcirculation of diaphyseal cortex and its response to fracture. *J Bone Joint Surg Am* 50:784-800
56. Rhinelander FW (1974) Tibial blood supply in relation to fracture healing. *Clin Orthop* 105:34-81
57. Rhinelander FW (1998) Effects of medullary nailing on the normal blood supply of diaphyseal cortex. *Clin Orthop* 350:5-17
58. Russell RGG (1990) Bone cell biology: The role of cytokines and other mediators. *U: Smith R (ed.) Osteoporosis 1990,* Royal College of Physicians, London, 21
59. Schenk RK (2003) Biology of fracture repair. *U: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG (ed.) Skeletal Trauma,* 3rd ed., W.B. Saunders, Philadelphia, 35-36
60. Schenk R, Willenegger H (1963) On the histological picture of so-called primary healing of pressure osteosynthesis in experimental osteotomies in the dog. *Experientia* 15:593-595
61. Sedlin ED, Hirsch C (1966) Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand* 37:29-48
62. Somjen D, Hinderman I, Berger E (1980) Bone remodelling induced by physical stress is prostaglandin E<sub>2</sub> mediated. *Biochem Biophys Acta* 627:91-100
63. Stein H, Perren SM, Cordey J, Kenwright J, Mosheiff R, Francis MJ (2002) The muscle bed - a crucial factor for fracture healing: a physiological concept. *Orthopedics* 25:1379-1383
64. Šavar Š (1990) Obrada odvajanjem čestica II dio, Školska knjiga, Zagreb, 120
65. Šporer Z, Kuntarić A (1989) Repetitorij fizike, Školska knjiga, Zagreb, 67-69
66. Thomas KA, Gimenez-Gallego G (1986) Fibroblast growth factors: broad spectrum mitogen with potent angiogenic activity. *Trends Biochem Sci* 11:81-85
67. Thompson BM, Mundy GR, Chambers TJ (1987) Tumor necrosis factors ( $\alpha$  and  $\beta$ ) induce osteoblastic cells to stimulate osteoclast bone resorption. *J Immunol* 138:775-779



68. Thompson HC (1958) Effect of drilling into bone. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv* 16:22-30
69. Uthoff HK (1993) Fracture healing. *U: Gustilo RB, Kyle RF, Templeman DC: Fractures and dislocations. Mosby, St. Louis*
70. VanBuskirk WC, Ashman RB (1981) The elastic moduli of bone. *U: Cowin SC (ed.) Mechanical properties of bone, American Society of Mechanical Engineers, New York, 131-144*
71. Ward WW (1995) Posttraumatic reflex sympathetic dystrophy. *U: Foy MA, Fagg, PS (ed.) Medicolegal reporting in orthopaedic trauma. New York, Churchill Livingstone, 5.5-05 – 5.5-08*
72. Weber BG, Cech O (1976) Pseudoarthrosis, Bern Hans Huber
73. Wiggins KL, Malkin S (1976) Drilling of bone. *J Biomech* 9:553-559
74. Williams GA, Kukreja SC, Bowser EN (1986) Prolonged effect of estradiol on calcitonin secretion. *Bone Miner* 1:415-420
75. Zegunis V, Toksvig-Larsen S, Tikuisis R (1993) Insertion of K-wires by hammer generates less heat. A study of drilling and hammering K-wires into bone. *Acta Orthop Scand* 64:592-594

# POPIS OZNAKA I KRATICA 8

Oznaka	Jedinica	Značenje
b	mm	dubina rezanja
$l_1$	mm	ulaz alata do dubine rezanja
$l_2$	mm	izlaz alata
l	mm	duljina provrta
f	mm/min	posmak
$f_i$		broj ponavljanja
$F_1$	N	sila na rubu svrdla
$F_a$	N	komponenta sile u smjeru osi x
$F_b$	N	komponenta sile u smjeru osi y
$F_c$	N	glavna sila rezanja
$F_o$	N	sila posmaka
$F_t$	N	sila trenja
$M_{Fc}$	Nm	moment glavne sile rezanja
$M_{Fp}$	Nm	moment sile $F_p$
$M_{Ft}$	Nm	moment sile $F_t$
$M_u$	Nm	ukupni okretni moment
n	o/min	broj okretaja obratka
r		koeficijent korelacije
$r^2$		koeficijent determinacije
$P_b$	kW	snaga pri bušenju provrta
T	min	postojanost alata
$T_g$	min	glavno strojno vrijeme
$v_c$	m/min	brzina rezanja
$\bar{x}$		srednja vrijednost
$\alpha$	°	stražnji geometrijski kut
$\beta$	°	kut između prednje i stražnje površine
$\gamma$	°	prednji geometrijski kut
$\omega$	°	kut zavojnice utora
$\psi$	°	vršni kut svrdla
$\varphi$	°	kut poprečne oštrice
$\eta$		stupanj iskoristivosti alatnog stroja
$\vartheta$	°C	temperatura
$\sigma_{\bar{x}}$		standardna pogreška
$\sigma_{n-1}$		standardna devijacija

**ŽIVOTOPIS****9**

Rođen sam u Zagrebu, 25. 07. 1975. god.

Osnovnu školu *Cvjetno naselje* završio sam s odličnim uspjehom u Zagrebu. Tijekom školovanja izabran sam za općinska natjecanja znanja iz matematike (7. i 8. razred) i kemije (8. razred).

Srednju školu *XV. Gimnazija (MIOC)* završio sam s odličnim uspjehom u Zagrebu.

Šk. god. 1994/95 upisao sam Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu.

Tijekom studija obavljao sam dužnost demonstratora:

Katedra za *Anatomiju*, dvije godine (95/96, 96/97),

Katedra za *Patofiziologiju*, dvije godine (97/98, 98/99).

Dvije godine (96/97, 97/98) vršio sam dužnost zamjenika predstavnika godine (3. i 4.) u Vijeću fakulteta.

Diplomirao sam 04. 07. 2000. god. s prosječnom ocjenom 4.40.

Obavezni pripravnički staž obavljao sam za KBC Zagreb od 04. 09. 2000. do 03. 09. 2001.

Stručni (državni) ispit položio sam 27. 09. 2001.

Poslijediplomski studij upisao sam na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu 2000/01 god. polje *Biologija*, smjer *Fiziologija-Imunobiologija*.

Odlukom Stručnog povjerenstva za izbor specijalizanata Klinike za kirurgiju Kliničkog bolničkog centra Zagreb dodijeljena mi je specijalizacija iz opće kirurgije 03.06.2002.

Sudjelovao sam u organizaciji slijedećih kongresa i tečajeva:

IV. hrvatski kongres plastične, rekonstruktivne i estetske kirurgije sa međunarodnim sudjelovanjem, Zagreb, 25.-28. rujna, 2002.

Poslijediplomski tečaj stalnog medicinskog usavršavanja I. kategorije *Osnove laparoskopske kirurgije*, Zagreb, 29.-31. siječnja, 2004. (koautor dva poglavlja).

Tečaj estetske kirurgije, Zagreb, 18.-19. lipnja, 2004.

Prijavljen sam kao aktivan član na dva projekta Ministarstva znanosti i tehnologije na Klinici za kirurgiju KBC Rebro:

*Radiofrekventna ablacija tumorskog tkiva* – voditelj prof. dr.sc. M. Majerović

*Biomehanički faktori cijeljenja prijeloma* – voditelj doc.dr.sc. S. Davila

Član sam transplantacijskog tima za transplantaciju jetre na Klinici za kirurgiju KBC Zagreb.

Koautor sam poglavlja o kirurgiji jetre udžbenika iz kirurgije (priprema za izdavanje u tijeku) za studente 5. godine Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Aktivno se služim engleskim jezikom i poznajem osnove njemačkog i ruskog.

