

SVEUČILIŠTE U SPLITU
MEDICINSKI FAKULTET

MARIJANA KULIĆ

**ODREĐIVANJE MEHANIČKIH SVOJSTAVA I OBILJEŽJA LOMA BEDRENE
KOSTI PRIJE I NAKON PRIMJENE FIKSACIJSKIH TEHNIKA NA TEMELJU
REZULTATA STATIČKIH I DINAMIČKIH TESTOVA**

Doktorski rad

Split, 2025

SVEUČILIŠTE U SPLITU
MEDICINSKI FAKULTET

MARIJANA KULIĆ

**ODREĐIVANJE MEHANIČKIH SVOJSTAVA I OBILJEŽJA LOMA BEDRENE
KOSTI PRIJE I NAKON PRIMJENE FIKSACIJSKIH TEHNIKA NA TEMELJU
REZULTATA STATIČKIH I DINAMIČKIH TESTOVA**

Doktorski rad

Akadska godina: 2024./2025.

Mentor:

doc .dr. sc. Petra Bagavac

Split, 2025.

ZAHVALA

Zadovoljstvo mi je zahvaliti:

mentorici, doc.dr.sc. Petri Bagavac na stručnom vodstvu i prenesenom iskustvu tijekom realizacije ovog rada;

Baldu Valjalu, univ. bacc. ing., na tehničkoj pomoći čime je u velikoj mjeri doprinio konačnom izgledu rada;

prof. dr. sc. Lovri Krstuloviću-Opari na ustupanju opreme Laboratorija za konstrukcije te na vremenu uloženom u nadzor tijekom izvođenja eksperimenata;

kolegicama Mariji Čupić, Hrvatini Nižić - Grubišić i Ivani Žugaj - Bukvić na moralnoj podršci koju su mi pružale tijekom rada;

mome bratu Mariju na ogromnom uloženom trudu i dragocjenim savjetima tijekom izvođenja rada;

mome tati i mojoj mami, mojim životnim uzorima, na financijskoj potpori, ogromnom strpljenju i bezuvjetnoj ljubavi;

i na kraju, posljednjima, ali najvažnijima, mojoj djeci, Mariju i Viktoriji, na razumijevanju, pomoći i njihovoj velikoj ljubavi kako bi ovaj rad bio kruna mog obrazovanja i motiv za njihove životne uspjehe.

SADRŽAJ

1. UVOD	7
1.1 GRAĐA KOSTI.....	8
1.2 VRSTE KOSTIJU	10
1.3 SPOJEVI KOSTIJU (<i>JUNCTURAE OSSIIUM</i>).....	11
1.4 ZGLOB KUKA (<i>ARTICULATIO COXAE</i>).....	14
1.5 FEMUR.....	18
1.6 PRIJENOS SILE S KUKA NA FEMUR.....	21
1.7 RAZVOJ I OGRANIČENJA PRI LIJEČENJU PRIJELOMA KOSTI.....	22
2. CILJ RADA.....	24
3. HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA	29
4. ISPITANICI I POSTUPCI	31
5. METODE ISTRAŽIVANJA - STATIČKI TESTOVI	33
5.1 TLAČNI TEST.....	34
Tlačni test femura bez ojačanja	36
Tlačni test femura s ojačanjem	37
5.2 SAVIJANJE U TRI TOČKE.....	38
Savijanje u tri točke femura bez ojačanja.....	39
Savijanje u tri točke femura s ojačanjem.....	40
6. METODE ISTRAŽIVANJA - DINAMIČKI TESTOVI	42
7. METODE ISTRAŽIVANJA - ANALIZA PODATAKA	46
8. REZULTATI.....	48
8.1 Tlačni test femura bez ojačanja	49
8.2 TLAČNI TEST FEMURA S OJAČANJEM	51
8.3 SAVIJANJE U TRI TOČKE FEMURA BEZ OJAČANJA	52
8.4 SAVIJANJE U TRI TOČKE FEMURA S OJAČANJEM	53
8.5 DINAMIČKI TESTOVI PRI BRZINI 5 M/S.....	55
8.6 DINAMIČKI TESTOVI PRI BRZINI 10 M/S.....	60
9. RASPRAVA.....	70
10. ZAKLJUČAK	73
LITERATURA	75
POPIS SLIKA.....	77

POPIS TABLICA	79
SAŽETAK	80
SUMMARY	81
ŽIVOTOPIS	82

POPIS KRATICA I OZNAKA

N	Njutn – jedinica sile (eng. Newton)
mm	Milimetar
J	Joule – jedinica energije
ms	Milisekunda
MHz	Megaherc – jedinica frekvencije
Ø	Promjer
CCD-kut	Collodiaphyseal angle (kolodijafizalni kut)
AT-kut	Antetorsijski kut
CE-kut	Wibergov centar–edge kut (za acetabulum)
SD	Standardna devijacija
AVG	Aritmetička sredina (Average)
MAX	Maksimalna vrijednost
MIN	Minimalna vrijednost

1. UVOD

Koštani sustav ili skeletni sustav čini strukturnu osnovu tijela i obuhvaća sve kosti, zglobove i hrskavice koje pružaju potporu, pokretljivost i zaštitu unutarnjih organa. Koštani sustav igra i ključnu ulogu u pohrani minerala, proizvodnji krvnih stanica i regulaciji metabolizma.

Koštani sustav ima nekoliko osnovnih funkcija: pruža strukturalnu potporu tijelu, dajući mu oblik i omogućujući održavanje težine. Zajedno s mišićima, kosti pomažu tijelu da stoji uspravno i omogućava kretanje. Osim toga, kosti štite vitalne organe; lubanja štiti mozak, kralježnica leđnu moždinu, a prsni koš (rebra i sternum) štite srce i pluća. Kosti su također povezane zglobovima, a pokret se ostvaruje uz pomoć mišića koji su pričvršćeni za kosti preko tetiva, što omogućuje aktivnosti poput hodanja, trčanja i podizanja predmeta. Unutar dugih kostiju nalazi se koštana srž, gdje se odvija hematopoeza – proces stvaranja krvnih stanica (eritrocita, leukocita i trombocita), koje su ključne za transport kisika, borbu protiv infekcija i zgrušavanje krvi. Kosti također pohranjuju važne minerale poput kalcija i fosfata, koji su nužni za održavanje čvrstoće kostiju, zdravlje mišića i ravnotežu elektrolita te acidobazne ravnoteže u tijelu. Ako tijelu zatrebaju minerali, kosti ih mogu otpustiti u krvotok. Dodatno, žuta koštana srž, smještena unutar kosti, služi kao spremište energije u obliku masti, koja se može mobilizirati kada je to potrebno.

1.1 GRADA KOSTI

Grada i razvoj koštanog sustava opisani su u histološkim i embriološkim tekstovima. Opisat ćemo osnovne morfološke značajke kostiju.

Kost se sastoji od tri tipa tkiva: koštanog, hrskavičnog i vezivnog (*pars ossea, cartilaginea et membranacea*). Makroskopski možemo razlikovati dva tipa koštanog tkiva: zbijeno (*substantia compacta*) i spužvasto (*substantia spongiosa*). Kompaktno koštano tkivo obično se nalazi na vanjskoj strani kosti, zbog čega se naziva i kortikalnim koštanim tkivom (*substantia corticalis*). Unutrašnjost kosti ispunjava spužvasto tkivo. Na mjestima gdje se kosti spajaju, obično su glatke i prekrivene hrskavičnim tkivom. Površine kosti koje nisu prekrivene hrskavicom okružene su ovojnicom vezivnog tkiva koja se naziva pokosnica (*periosteum*). Duge kosti obično se sastoje od tijela (trupa) i dva šira kraja (okrajka). Ovi krajevi su obično širi od tijela i do završetka rasta dugih kostiju nazivaju se epifizama (*epiphysis*). Epifize kod novorođenčeta sastavljene su od hrskavičnog tkiva (*cartilago epiphysialis*). Tijelo kosti,

smješteno između dvaju hrskavičnih krajeva, naziva se dijafiza. U epifizama se najprije razvijaju središta okoštavanja povezana sa zglobnom hrskavicom, koja se nazivaju tlačne epifizama. Kasnije, obično oko puberteta, ta središta okoštavanja pojavljuju se na mjestima hvatišta tetiva i nazivaju se vlačnim epifizama. Treća vrsta epifiza su atavističke epifize, koje predstavljaju kosti koje su u evolucijskoj prošlosti bile posebne, ali su se kasnije spojile sa susjednim kostima. Hrskavica koja se nalazi između epifizne i dijafizne regije naziva se epifizna ploča (*lamina epiphysialis*) ili ploča rasta. Područje dijafize uz ovu ploču zove se metafiza (*metaphysis*). U tom području kost raste u dužinu kontinuiranom preobrazbom hrskavičnog tkiva iz ploče rasta u koštane gredice metafize.

Kosti se opskrbljuju krvlju putem triju glavnih arterija. Male arterije iz periosta ulaze u dijafizu na više mjesta i prolaze kroz uske uzdužne kanale unutar osteona, poznate kao Haversovi kanali, opskrbljujući vanjsku (površinsku) stranu dijafize. Ogranci zglobnih arterija povezuju se oko zgloba, najčešće između kostiju i sinovijalnog sloja zglobne ovojnice, opskrbljujući epifize, metafize i zglobnu ovojnicu. Velika hranidbena arterija ulazi u trup kosti na stalnom mjestu, kroz hranidbeni otvor (*foramen nutricium*). Krvne žile prolaze kroz kortikalnu koštanu tvar kosim kanalom (*canalis nutricius*), koji je obično usmjeren prema suprotnoj strani od epifize. Na kostima s dvije epifize, kanal je usmjeren prema epifizama koja sporije raste. Kada žila uđe u šuplinu dijafize, dijeli se na dvije grane, proksimalnu i distalnu, koje opskrbljuju unutarnju (duboku) stranu dijafize, koštanu srž i metafizu. Krv iz kostiju, odnosno nove stanice iz koštane srži, odlazi velikim venama koje izlaze iz kostiju kroz otvore blizu njihovih krajeva. Uz krvne žile, u kost također dolaze živci. Osjetni živci su posebno brojni u periostu (tzv. periostalni živci). Neki od ovih živaca prenose bolne signale, dok su drugi vazomotorni živci koji utječu na promjene promjera krvnih žila. U prostorima između gredica spužvaste kosti nalazi se koštana srž (*medulla ossis*), koja može biti aktivna srž, u kojoj se razvijaju krvne stanice (*medulla rubra ossis*), ili pasivna srž, koja sadrži samo masne stanice (*medulla flava ossis*). Prostor unutar trupa dugih kostiju, gdje se nalazi koštana srž, naziva se moždinska šupljina (*cavitas medullaris ossis*) i obložen je tankim slojem vezivnog tkiva zvanim endosteum [1].

1.2 VRSTE KOSTIJU

Kosti se mogu klasificirati prema načinu okoštavanja, regiji u kojoj se nalaze i obliku. Prema načinu razvoja, dijele se na one koje nastaju iz hrskavice putem enkondralnog okoštavanja (*os endochondrale*) i one koje nastaju izravno iz vezivnih stanica putem intramembranskog okoštavanja (*os membranaceum*). S obzirom na regiju, razlikuju se kosti aksijalnog (osovinskog) skeleta (*skeleton axiale*) i kosti apendikularnog skeleta (kosti udova) (*skeleton apendiculare*). Broj kostiju može varirati među pojedincima, pri čemu mladi ljudi imaju više kostiju jer se dijelovi složenih kostiju još nisu spojili. Prema obliku, kosti se dijele na kratke, duge, pločaste, nepravilne, zračne i sezamske:

- Duga kost (*os longum*) je cjevasta i nalazi se u udovima, omogućujući pokretanje djelujući kao poluga. Duga kost sastoji se od tijela i dva kraja: proksimalnog (bližeg tijelu) i distalnog (daljeg od tijela), poznatih kao *extremitas proximalis* i *extremitas distalis*. Krajevi su obično zglobovi, pa su im površine glatke i prekrivene zglobovom hrskavicom (*cartilago articularis*). Tijelo kosti (*corpus*) često ima tri brida i tri površine. Kratka kost, *os breve*, najčešće je oblika kocke, ove kosti čine skelet zapešća i donožja gdje formiraju lukove i/ili svodove.
- Pločasta kost (*os planum*) ima oblik sendviča. Sastoji se od dvije ploče kompaktne koštane tvari, između kojih se nalazi tanak sloj spužvaste kosti.
- Nepravilna kost (*os irregulare*) može imati različite oblike, a sastoji se od spužvastog koštanog tkiva koje je prekriveno kompaktnom.
- Zračna kost (*os pneumaticum*) sadrži veću ili manju šupljinu ili više šupljina ispunjenih zrakom.
- Sezamska kost (*os sesamoideum*) predstavlja koštani čvorić koji se razvija unutar tetiva mišića na mjestima gdje se tetiva trlja o koštanoj podlozi. Strana sezamske kosti koja dodiruje susjednu kost razvija zglobovnu plohu, dok je preostali dio kosti smješten u tetivnom vezivnom tkivu [1].

1.3 SPOJEVI KOSTIJU (*JUNCTURAE OSSIIUM*)

Spojevi kostiju čine anatomsku cjelinu koja omogućava povezivanje kostiju unutar ljudskog tijela. Imaju ključnu ulogu u očuvanju stabilnosti skeleta, dok istovremeno omogućavaju pokretljivost i fleksibilnost različitih dijelova tijela. Spojevi se dijele prema stupnju pokretljivosti i strukturi koja ih povezuje, pri čemu razlikujemo nepokretne (*sinartroze*), polupokretne (*amfiartroze*) i pokretne spojeve (*diartroze*). Razumijevanje spojeva kostiju od izuzetne je važnosti u anatomiji jer pruža uvid u funkcionalne aspekte tijela, kao i u mehanizme koji omogućuju kretanje i zaštitu kostiju i organa. Spojevi kostiju su ključna komponenta ljudskog skeleta, čineći ga ne samo strukturnom potporom tijela, već i omogućujući kretanje, stabilnost i zaštitu unutarnjih organa. Kostur odraslog čovjeka sastoji se od oko 206 kostiju koje su međusobno povezane raznovrsnim spojevima, prilagođenim različitim funkcijama. Ovi spojevi se razvijaju tako da odgovaraju specifičnim potrebama određenih dijelova tijela, osiguravajući stabilnost tamo gdje je ona potrebna, poput zaštite mozga u lubanji, i pokretljivost u zglobovima koji omogućavaju kretanje, kao što su ramena, koljena i kukovi.

Klasifikacija spojeva kostiju

Spojevi kostiju mogu se klasificirati prema dvije glavne karakteristike: stupnju pokretljivosti i vrsti tkiva koje povezuje kosti. Ova klasifikacija pomaže u razumijevanju različitih tipova spojeva, njihove funkcije i biomehaničkih svojstava.

Prema stupnju pokretljivosti

Prema stupnju pokretljivosti, spojevi kostiju dijele se u tri osnovne kategorije:

- Nepokretni spojevi (*sinartroze*): Ovi spojevi omogućavaju vrlo malo ili nimalo pokreta. Najčešće se nalaze tamo gdje je potrebna maksimalna stabilnost, kao što su kosti lubanje. U sinartrozama, kosti su spojene čvrstim vezivnim tkivom ili hrskavicom. Na primjer, šupljine lubanje (*suturæ*) predstavljaju nepokretne spojeve između različitih kostiju lubanje, koje su fuzionirane kako bi zaštitile mozak.
- Polupokretni spojevi (*amfiartroze*): Ovi spojevi dopuštaju ograničenu pokretljivost i obično su povezani hrskavicom koja omogućuje minimalno kretanje, čime pružaju određeni stupanj fleksibilnosti, a istovremeno održavaju stabilnost. Primjer ovih

spojeva su intervertebralni diskovi između kralježaka, koji omogućavaju pokretanje kralježnice uz očuvanje njene strukturne stabilnosti.

- Pokretni spojevi (diartroze ili sinovijalni zglobovi): Ovo su najpokretljiviji spojevi u tijelu, omogućujući širok spektar pokreta, uključujući fleksiju, ekstenziju, rotaciju i abdukciju. Većina spojeva u ekstremitetima spada u ovu kategoriju, uključujući zglobove poput koljena, ramena i kuka. Struktura ovih spojeva je složena i obuhvaća zglobnu šupljinu ispunjenu sinovijalnom tekućinom, koja smanjuje trenje između zglobnih površina i omogućava glatko kretanje.

Prema vrsti tkiva koje povezuje kosti

Spojevi kostiju mogu se također klasificirati prema vrsti tkiva koje povezuje kosti:

- Vlaknasti spojevi (*articulationes fibrosae*): Ovi spojevi povezuju kosti gustim vezivnim tkivom koje je gotovo potpuno nepokretno. Primjer ovakvih spojeva su suture u lubanji, koje omogućavaju stabilnost potrebnu za zaštitu mozga.
- Hrskavični spojevi (*articulationes cartilagineae*): Kod ovih spojeva, kosti su povezane hrskavicom, što omogućava ograničenu pokretljivost. Postoje dvije glavne vrste hrskavičnih spojeva: simfize (spajanje kostiju uz pomoć fibrohrskavice, kao što je simfiza pubis u zdjelici) i sinchondroze (spoj hrskavice i kosti, primjerice, između rebra i grudne kosti).
- Sinovijalni spojevi (*articulationes synoviales*): Ovo su najkompleksniji i najpokretljiviji spojevi, u kojima su kosti prekrivene zglobnom hrskavicom, a zglobna šupljina ispunjena sinovijalnom tekućinom koja podmazuje zglobne površine. Ove strukture omogućavaju kosti da se slobodno kreću jedna u odnosu na drugu, uz minimalno trenje. Sinovijalni spojevi su prisutni u većini glavnih zglobova tijela, uključujući koljeno, lakat, kuk i rame.

Struktura sinovijalnih zglobova

Sinovijalni zglobovi su najkompleksniji oblik spojeva kostiju i najvažniji su za pokretljivost. Njihova osnovna struktura uključuje nekoliko ključnih elemenata:

1. Zglobne površine: Prekrivene su glatkom hijalinskom hrskavicom koja smanjuje trenje između kostiju.
2. Zglobna šupljina: Prostor između kostiju ispunjen sinovijalnom tekućinom, koja ima ulogu u smanjenju trenja i hranjenju zglobne hrskavice.
3. Sinovijalna ovojnica Tanka membrana koja oblaže unutarnju površinu zgloba i proizvodi sinovijalnu tekućinu.
4. Vezivna ovojnica: Čvrsta tvorba koja okružuje zglob, štiteći ga i osiguravajući stabilnost.
5. Sveze: Povezuju kosti unutar zgloba, omogućavajući stabilnost zgloba dok ograničavaju pretjerane pokrete.

Funkcija spojeva kostiju

Spojevi kostiju imaju nekoliko ključnih funkcija:

- Omogućavanje pokreta: Zglobovi omogućavaju kosti da se kreću u odnosu jedna prema drugoj, što omogućava raznolike pokrete u svakodnevnom životu, od hodanja i trčanja do složenih aktivnosti poput pisanja ili podizanja predmeta.
- Zaštita unutarnjih organa: Neki spojevi, poput onih u lubanji, služe prvenstveno za zaštitu vitalnih organa, kao što je mozak.
- Apsorpcija šokova i opterećenja: Spojevi poput onih u kralježnici i zdjelici pomažu u apsorpciji šoka i smanjenju pritiska na kosti tijekom fizičkih aktivnosti poput hodanja, trčanja i skakanja.
- Održavanje stabilnosti tijela: Spojevi kostiju pružaju stabilnost tijelu, što je posebno važno u stojećem položaju i tijekom pokreta koji zahtijevaju ravnotežu i koordinaciju.

Spojevi kostiju su ključna komponenta ljudske anatomije koja omogućava kombinaciju stabilnosti i pokretljivosti, neophodnu za svakodnevne aktivnosti i zaštitu tijela. Njihova složena tvorba i različiti tipovi prilagođeni su specifičnim funkcijama različitih dijelova tijela, od potpune stabilnosti u lubanji do visoke pokretljivosti u sinovijalnim zglobovima.

Razumijevanje spojeva kostiju od izuzetne je važnosti za anatomiju, medicinu i biomehaniku, jer su ovi spojevi osnova kako za kretanje, tako i za održavanje integriteta ljudskog tijela[1].

1.4 ZGLOB KUKA (ARTICULATIO COXAE)

Kuk (*articulatio coxae*) je jedan od najvažnijih i najsloženijih zglobova u ljudskom tijelu. Ovaj zglob nosi veliku težinu tijela, omogućava stabilnost i pokretljivost donjih ekstremiteta, te igra ključnu ulogu u hodaњу, stajaњу i održavaњу ravnoteže. Anatomija kuka obuhvaća kosti, mišiće, sveze, živce i krvne žile, koji zajedno čine funkcionalnu cjelinu. Zbog svoje uloge u svakodnevnim aktivnostima, zglob kuka je podložan opterećenjima i čest je predmet ozljeda i degenerativnih bolesti, poput osteoartritisa.

Koštane tvorbe kuka

Zglob kuka je kuglastog tipa (*enartroza*), što znači da omogućava pokretljivost u više ravnina. Formiran je od dva glavna dijela: glave bedrene kosti (*caput femoris*) i acetabuluma, udubljenja na zdjeličnoj kosti.

Glava bedrene kosti (*caput femoris*): Ova okruglasta struktura na vrhu bedrene kosti savršeno se uklapa u zdjeličnu čašicu (*acetabulum*), omogućujući širok spektar pokreta. Površina glave femura prekrivena je glatkom zglobnom hrskavicom, koja smanjuje trenje i osigurava nesmetano kretanje unutar zgloba.

Acetabulum: Ovo je konkavno udubljenje na bočnoj strani zdjelice, unutar kojeg se nalazi glava bedrene kosti. Acetabulum je također obložen zglobnom hrskavicom, posebno na mjestu najvećeg opterećenja, čime se osigurava dugotrajna zaštita od trenja i habanja.

Zdjelična kost: Sastoji se od tri osnovna dijela - **ilium**, **ischium** i **pubis**. Zajedno formiraju zdjelični prsten i daju strukturu i stabilnost cijelom zglobu kuka. Ovi dijelovi zdjelice služe kao točke pričvršćenja mišića i ligamenata koji stabiliziraju i pokreću kuk.

Kretnje i opseg pokreta u zglobu kuka

Zglob kuka je kuglasti zglob koji omogućava sve vrste pokreta: fleksiju, ekstenziju, abdukciju, adukciju, vanjsku i unutarnju rotaciju te cirkumdukciju. Pokreti oko poprečne osi uključuju fleksiju sa savijenim koljenom do 130°, a s ispruženim koljenom do 80°, dok

ekstenzija doseže do 13° . Pokreti oko sagitalne osi uključuju abdukciju do 40° i adukciju do 10° . Pokreti oko uzdužne osi omogućuju unutarnju rotaciju do 30° i vanjsku rotaciju do 13° .

Geometrija zgloba kuka

Kolodijafizarni kut je kut između uzdužne osi vrata bedrene kosti i uzdužne osi dijafize bedrene kosti (CCD-kut) u frontalnoj ravnini. Antetorzijski kut (AT-kut), koji se odnosi na antetorziju proksimalnog femura ili anteverziju glave, predstavlja kut između osi vrata bedrene kosti i poprečne transkondilarne osi koljena. Kolodijafizarni kut (CCD-kut) se smanjuje tijekom odrastanja; u prvoj godini života prosječno iznosi 148° , dok kod odraslih ljudi varira od 120° do 136° , s prosjekom od 125° . Kod muškaraca ovaj kut je veći nego kod žena, a njegova veličina ovisi o funkciji zgloba kuka i raspodjeli sila na njega. Antetorzijski kut (AT – kut) nije toliko funkcijski uvjetovan i ima širi raspon, od 4° do 20° , pa čak i do 37° , s prosjekom od 12° . Acetabulum je u sagitalnoj ravnini usmjeren prema naprijed i varira ovisno o položaju zdjelice, što je važno u primijenjenoj biomehanici. Za geometrijski prikaz zgloba kuka koriste se anteroposteriorni i mediolateralni rendgenski snimci, koji se u slučaju kolodijafizarnih i antetorzijskih kutova preračunavaju posebnim tablicama u realnim dimenzijama, slika 3. Prikaz acetabuluma i njegov prostorni položaj ključni su u primijenjenoj biomehanici, pri čemu se posebna pažnja posvećuje krovu acetabuluma.

Rendgenskom snimkom također se određuje središte acetabuluma, CE-kut (Wiberg), koji predstavlja kut između sagitalne osi i linije koja prolazi kroz središte glave bedrene kosti te lateralni i gornji rub acetabuluma. Također se mjeri dubina acetabuluma. Ovi geometrijski prikazi pomažu u dijagnosticiranju preartrotičkih stanja, na koja izravno utječe biomehanika zgloba [1].

Biomehanika zgloba kuka

Kolodijafizalni kut predstavlja kut između uzdužne osi vrata bedrene kosti i uzdužne osi trupa bedrene kosti u frontalnoj ravnini. Antetorzijski kut je kut između poprečne transkondilarne osi koljena i osi vrata bedrene kosti. Kolodijafizalni kut se smanjuje s godinama; kod novorođenčadi prosječno iznosi 148° , dok kod odraslih varira od 120° do 136° (s prosjekom od 125°). Ovaj kut je veći kod muškaraca nego kod žena, a njegova veličina utječe na funkciju zgloba i raspodjelu sila u njemu. Antetorzijski kut ima širi raspon i nije toliko

funkcijski uvjetovan, krećući se od 5° do 20°, pa čak i do 38° (s prosjekom od 12°). Acetabulum je ključan u primijenjenoj biomehanici i u sagitalnoj ravnini usmjeren je prema naprijed, pri čemu varira ovisno o položaju zdjelice. Za radiološki prikaz zgloba kuka koristi se mediolateralna i anteroposteriorna radiografija. Prikaz acetabuluma i njegov položaj su od velike važnosti u primijenjenoj biomehanici, pri čemu je bitno obratiti pažnju na krov acetabuluma. Kada osoba stoji u mirnom položaju s horizontalno postavljenim ramenima i zdjelicom, smjer djelovanja sile zgloba kuka je okomit na glavu bedrene kosti. Oba kuka su jednako opterećena, pri čemu svako nosi polovicu tjelesne mase. Težište (T) je okomito na sredinu između središta glava bedrenih kostiju, a težišnica prolazi sredinom lumbalne kralježnice i okomita je na podlogu. U kretanju, sile koje djeluju na zglobove kuka postaju znatno složenije. Za analizu se može koristiti model vage, a raspodjela sila kod stajanja na obje noge razlikuje se od one prilikom stajanja na jednoj nozi. Sila koju zglob kuka može podnijeti može biti od tri do šest puta veća od tjelesne mase [2].

Stajanjem na obje noge, težište prolazi kroz središnji dio zdjelice. Međutim, kada se stoji na jednoj nozi ili tijekom hodanja, težište se pomiče prema strani opterećene noge. Da bi se održala stabilnost zdjelice, aktiviraju se abduktorni glutealni mišići. Omjer između poluge tjelesne težine i poluge mišićne sile prilikom hodanja iznosi 3:1 u korist tjelesne težine, što znači da mišićna sila mora biti tri puta jača da bi se tijelo održalo u ravnotežnom položaju, odnosno da bi momenti sila bili jednaki.

Kako bi tijelo ostalo u ravnotežnom položaju, mišićna snaga varira prema potrebama, dok je poluga kojom mišići djeluju na zglob kuka konstantna, a određena je udaljenosti između središta zgloba kuka i mjesta hvatišta mišića. Poluga djelovanja sile težine jednaka je udaljenosti između središta zgloba kuka i težišta, a ta poluga se mijenja i utječe na opterećenje zgloba. Duljina lateralne poluge je konstantna kod ljudi, ali se razlikuje među pojedincima. Kod *coxae valge*, ta poluga je kraća nego kod *coxae varae*, što rezultira manjim opterećenjem zgloba kod *coxae valge*, koja utječe na lateralnu polugu. Da bi se održao ravnotežni položaj kod *coxae valge*, zbog relativno kratke dužine poluge, mišićna sila mora biti veća, što dovodi do povećanog opterećenja zgloba kuka. Opterećenje zgloba kuka predstavlja zbroj sila koje djeluju na obje poluge, uključujući mišićne sile i težinu tijela.

Vezivna ovojnica

Zglob kuka okružen je čvrstom vezivnom ovojnicom (*capsula articularis*), koja obuhvaća glavu femura i acetabulum. Ova čahura osigurava mehaničku stabilnost i pomaže u održavanju zglobne tekućine unutar zgloba.

Funkcija zgloba kuka

Zglob kuka omogućava širok raspon pokreta, neophodnih za svakodnevne aktivnosti kao što su hodanje, trčanje, sjedenje i stajanje. Njegova osnovna funkcija je da povezuje trup s donjim ekstremitetima i prenosi težinu tijela s torza na noge.

Osim mehaničke stabilnosti i pokretljivosti, zglob kuka mora apsorbirati sile koje nastaju tijekom kretanja, poput hoda i skakanja. Zahvaljujući specifičnoj strukturi i raspodjeli hrskavice i ligamenata, kuk može izdržati velika opterećenja, što ga čini jednim od najvažnijih zglobova u tijelu [1].

Kolodijafizarni kut

Kolodijafizarni kut, iako se često ne koristi u svakodnevnoj anatomiji, može se interpretirati u kontekstu odnosa između različitih struktura u ljudskom tijelu, posebno kada je riječ o ortopedskim i biomehaničkim aspektima. Ovaj pojam može se povezati sa specifičnim uglovima formiranim između kostiju ili zglobova, a njihovo razumijevanje je ključno za analizu pokreta i biomehaničkih funkcija. Kut između *collum* i *corpus femoris* poznat je kao kolodijafizarni kut ili *collum-corpus* kut. U novorođenčadi iznosi oko 150 stupnjeva, dok je kod trogodišnjeg djeteta 145 stupnjeva, kod odraslih između 126 i 128, a kod starijih osoba oko 120 stupnjeva. Ovaj kut je važan za stabilnost, a manji kut povećava rizik od prijeloma vrata bedrene kosti. Kod starijih osoba, prijelomi vrata bedrene kosti često nastaju i zbog smanjenja elastičnosti koštanog tkiva. Kut također utječe na položaj dijafize bedrene kosti u odnosu na smjer opterećenja. Smjer opterećenja zdrave noge proteže se od sredine glave bedrene kosti do sredine prsne kosti. Ravnina koja prolazi kroz donju ploštinu kondila bedrene kosti pod kutom je u odnosu na pravac opterećenja, a kut koji zatvaraju ima značaj za ispravan položaj nogu. Patološke promjene *collum-corpus* kuta mogu uzrokovati nepravilnosti u položaju nogu [2].

1.5 FEMUR

Femur, kao najduža i najčvršća kost u tijelu čovjeka, igra ključnu ulogu u održavanju držanja i olakšavanju kretanja, slika 9. Može izdržati težine do 30 puta veće od mase ljudskog tijela, prenoseći sile od glave do kuka. Struktura femura: proteže se od vrata, prolazi kroz veći i manji trohanter, duž vratila do medijalnih i lateralnih kondila, te se na kraju povezuje s koljenom. Ova kost izložena je različitim vrstama opterećenja, uključujući tlačno, vlačno, savijanje i torziju. Čimbenici koji utječu na jačinu i kvalitetu kosti obuhvaćaju kortikalnu geometriju, arhitekturu trabekularnog tkiva, mikrostrukturu materijala i sastav tkiva. Unatoč svojoj čvrstoći, femur je podložan prijelomima, posebno u vratu ili glavi, često primijećenim kod sportaša koji se bave visoko intenzivnim aktivnostima ili padovima s visine. Starije osobe s osteoporozom posebno su osjetljive na prijelome savijanja u području vratila femura. S obzirom na značajna opterećenja koja podnosi tijekom svakodnevnih aktivnosti, femur može puknuti pod određenim uvjetima [17].

Autori [3] su istraživali prednosti morfoloških i biomehaničkih karakteristika kostiju jelena, svinje i ovce kao modela za ljudski femur. Mjereni morfološki parametri uključuju duljinu kosti, dijambre kortikalne i medularne dijafize, debljinu kortikalne kosti, poprečnu površinu kortikalne kosti i gustoću kosti duž dijafize. Biomehanički testovi uključivali su testove savijanja cijele kosti u četiri točke kako bi se odredila krutost u savijanju (N/mm), Youngov modul savijanja (GPa) i konačna čvrstoća u savijanju (MPa). U prosjeku, kosti jelena su se pokazale najmanje različitim od ljudskog femura. Međutim, niti jedan tip kosti nije dosljedno nalikovao ljudskom femuru. U ovoj studiji, zbog njihove relativno niske cijene i dostupnosti, svježi femuri svinje su bili podvrgnuti mehaničkom opterećenju, pružajući uvide relevantne za klinička i istraživačka okruženja.

Mehaničko testiranje je klinički značajno za procjenu mehaničkih svojstava kostiju i strukturnog integriteta. Pregledni članak [4] rasvijetlio je kako parametri testiranja utječu na mehanička svojstva kostiju bedrene kosti miševa. Zagovarao je savijanje u tri točke umjesto savijanja u četiri točke i sugerirao brzinu testiranja od 0,05 do 0,1 mm/s ili čak sporije brzine. Iako orijentacija kosti tijekom savijanja ne utječe značajno na rezultate, članak je savjetovao održavanje dosljednosti u orijentaciji tijekom testiranja radi usporedbe rezultata. Značajne razlike postoje između kostiju ženskih i muških životinja. Međutim, nakon prilagodbe svojstava kostiju za veličinu tijela, ženke miševi pokazuju veću maksimalnu nosivost femura,

sličnu robusnost, veću kortikalnu površinu i veću gustoću mineralnog tkiva (TMD) u usporedbi s muškim miševima. Također, preporučuje se korištenje kostiju životinja slične dobi. Prevladavajuća metoda za karakterizaciju biomehaničkih svojstava dugih kostiju udova uključuje trotočkovno testiranje savijanja srednjeg dijela femura u anteroposteriornom (AP) smjeru. Međutim, eliptični presjek femoralne dijafile je najširi u ortogonalnom mediolateralnom (ML) smjeru, sugerirajući da bi femoralna dijafile trebala pokazivati najveći otpor savijanju duž ove osi. Autori [5] su zaključili da je testiranje srednjeg dijela femoralne kosti miša u ML smjeru precizna i biološki valjana metoda za određivanje strukturne čvrstoće ovog široko korištenog skeletnog mjesta u eksperimentalnim istraživanjima kostiju. Studija [6] je uključivala analizu čvrstoće, krutosti, gustoće mineralne kosti i strukture femura kod mladih i odraslih zečeva. Savijanje u tri točke provedeno je kako bi se procijenila mehanička svojstva. Femuri mladih mužjaka su pokazali veću elastičnost u usporedbi s onima mladih ženki, dok su femuri odraslih mužjaka pokazali veću elastičnost i čvrstoću u usporedbi s onima odraslih ženki. Slično istraživanje su proveli autori [24], zaključivši da postoji značajna korelacija između krutosti i čvrstoće kostiju te dobi i spola. Femuri ženki su pokazali značajno manju čvrstoću, a starije kosti su bile značajno slabije za određenu krutost od mlađih kostiju. U ovoj studiji korišteni su femuri mladih mužjaka svinja starih 5 do 6 mjeseci i težine od 100 do 120 kg, što je čest izbor i drugih autora [19].

Važan problem u procjeni naprezanja u koštanim dijafilem stabiliziranim osteosintetičkim metalnim pločama javlja se nakon rutinskih kirurških zahvata za popravak teških prijeloma kostiju. Autori [7] su inducirali ovaj model na femoralnoj kosti životinjskog modela, koji je bio odgovarajuće stabiliziran dinamičkom kompresijskom pločom (DCP) s pomoću bikortikalnih vijaka. Ovaj sustav je bio podvrgnut savijanju kako bi se izazvala oštećenja koštanog tkiva u blizini metalnih umetaka. Razvijeni postupak može pomoći kirurzima u donošenju odluka vezanih uz popravak kostiju korištenjem standardne DCP. Razumije se da regeneracija kosti nakon prijeloma značajno ovisi o uvjetima naprezanja u zahvaćenim područjima. S obzirom na to da se metalni implantati poput ploča i vijaka često koriste za osiguranje stabilizacije prijeloma, procjena njihovog utjecaja na inducirana naprezanja unutar koštanog tkiva postaje ključna [8, 18]. U ovom radu, mehanička svojstva zdravih kostiju uspoređena su sa svojstvima kostiju fiksiranih medicinskim vijcima i kostiju fiksiranih tubularnom pločom od jedne trećine. Ex vivo biomehaničko testiranje kostiju korištenjem životinjskih modela je temeljno za razumijevanje zdravlja kostiju, ozljeda i potencijalnih tretmana.

Koštani sustav predstavlja temeljnu strukturu ljudskog tijela, koja ne samo da osigurava potporu i oblik, već i omogućuje pokretljivost te štiti vitalne organe. Osnovne funkcije kostiju uključuju pohranu minerala, proizvodnju krvnih stanica i regulaciju metabolizma, čime se dodatno naglašava njihova važnost za opstanak i zdravlje organizma [25, 26]. Raznolikost u morfološkim karakteristikama kostiju, kao i njihova klasifikacija prema obliku i načinu okoštavanja, ukazuju na prilagodljivost ovog sustava različitim funkcionalnim zahtjevima. Spojevi kostiju, ključni za međusobno povezivanje kostiju, omogućavaju fleksibilnost i pokretljivost, dok istovremeno osiguravaju stabilnost. Ovaj pregled osnovnih značajki koštanog sustava postavlja temelje za daljnje razumijevanje složenosti ljudske anatomije, uključujući specifične tvorbe poput zgloba kuka, koji igra ključnu ulogu u svakodnevnim aktivnostima i fizičkoj funkciji [27].

1.6 PRIJENOS SILE S KUKA NA FEMUR

Svinje i ljudi imaju značajne razlike i sličnosti, posebice u anatomiji, fiziologiji i načinu na koji reagiraju na stres. Evo nekoliko glavnih ograničenja i razlika između svinja kao četveronožaca i ljudi. Ograničenja i razlike u anatomiji i posturalnom sustavu su te da su svinje četveronožne životinje koje imaju tijelo optimizirano za stabilnost i kretanje na četiri noge. Kralježnica im je fleksibilnija, što im omogućuje lakšu prilagodbu na neravne terene. Kod čovjeka dvonožna anatomija omogućuje uspravno držanje, ali stvara veće opterećenje donjeg dijela leđa i zglobova zbog gravitacije i dinamike hodanja. Distribucija težine kod svinje je ravnomjerno raspoređena na četiri noge, što smanjuje pritisak na pojedinačne zglobove. Kod čovjeka težina je koncentrirana na dva ekstremiteta, što može uzrokovati veće opterećenje na zglobovima koljena, gležnjeva i donjeg dijela leđa. Povezanost mišića i kostiju kod svinja i ljudi nije ista. Svinje imaju drugačiju strukturu mišića i vezivnog tkiva, što utječe na snagu i otpornost na ozljede. Dok ljudi imaju specifičnu strukturu mišića koja omogućuje izvrsnu motoriku, ali su podložniji ozljedama pri prekomjernim opterećenjima.

Osi opterećenja

Kod ispitivanja opterećenja, bitno je naglasiti tri glavne osi. Vertikalna os, opterećenje djeluje prema dolje zbog gravitacije. Kod ljudi to može dovesti do problema s leđima ili zglobovima kod dugotrajnog stajanja ili hodanja. Horizontalna os, ova se os odnosi na opterećenja koja djeluju bočno, kao što su sile koje proizlaze iz kretanja ili rotacije. Svinje su najprikladnije za ova opterećenja zbog četveronožne građe. Sagitalna os, uključuje pokrete naprijed i natrag. Ova os je ključna u analizi hodanja i trčanja, gdje utvrđujemo kako se opterećenje prenosi kroz zglobove [9-10].

Razumijevanje ovih razlika i osi opterećenja može pomoći u razvoju boljih metoda za sprječavanje ozljeda i optimiziranje performansi kod ljudi i životinja kao što su svinje.

1.7 RAZVOJ I OGRANIČENJA PRI LIJEČENJU PRIJELOMA KOSTI

Problem prijeloma kostiju izuzetno je značajan i u mnogim aspektima još uvijek nedovoljno istražen. Kompleksnost leži u složenosti reaktivnog procesa kosti i načinu na koji dolazi do prijeloma uslijed preopterećenja.

U posljednjih stotinu godina medicina je značajno napredovala, osobito kroz mehanička istraživanja koja su doprinijela boljem razumijevanju procesa cijeljenja kostiju. To je omogućilo ubrzanje oporavka, poboljšanje metoda liječenja i podizanje kvalitete života pacijenata.

Povijesno gledano, prva značajna poboljšanja u liječenju prijeloma pojavila su se razvojem osteosintetskih metoda u posljednjih stotinjak godina. Početkom 20. stoljeća razvijene su prve konkretne metode repozicije i imobilizacije prelomljenih ekstremiteta. Sredinom 19. stoljeća, razvojem drugih tehničkih grana, došlo je do napretka u razumijevanju antiseptičkih mjera i izradi osteosintetskih materijala. Međutim, tadašnji napredak bio je ograničen zbog nedovoljno razvijenih antiseptičkih postupaka i nepostojanja kvalitetne antibiotske terapije.

Mogućnosti sprečavanja infekcija bile su slabe, jer su antiseptičke mjere bile tek u začetku. Liječenje infekcija bilo je otežano sve do sredine 20. stoljeća, kada su razvijeni prvi antibiotici. Otkriće antiseptika u 18. i 19. stoljeću te kasnije otkriće penicilina i drugih antibiotika označilo je pravu revoluciju u liječenju prijeloma, jer je omogućilo učinkovito suzbijanje infekcija. Ipak, euforija oko prvih antibiotika ubrzo je splasnula jer su se bakterije pokazale otpornima, što je zahtijevalo daljnji razvoj novih lijekova. Unatoč tome, farmaceutska industrija nastavila je napredovati, razvijajući nove vrste antibiotika koje su poboljšale liječenje koštanih infekcija te omogućile daljnji razvoj osteosintetskih materijala.

Problem osteosintetskih materijala leži prvenstveno u vrsti metala koji se koristi te u načinu njihove sterilizacije, što je unatrag posljednjih 50 godina znatno unaprijeđeno. Ovi napreci omogućili su razvoj sofisticiranijih osteosintetskih pomagala, čija je glavna zadaća pravilna repozicija ulomaka nakon prijeloma i rana rehabilitacija, koja može započeti ubrzo nakon operacije.

Princip cijeljenja kosti ostaje manje više nepromijenjen. Biologija cijeljenja se nije i neće se mijenjati; ona je zadana od strane same kosti, a faktori koji su primarno ograničeni odnose se na:

1. održanu cirkulaciju
2. pravilan položaj ulomaka nakon repozicije (mogućnost brzog opterećenja)
3. aktivne rehabilitacije nakon osteosinteze.

To su tri osnovna faktora koji utječu na kasniju kvalitetu i uspjeh liječenja skoro svih prijeloma kojima svjedočimo.

Ono što ostaje nepoznanica, a istovremeno predstavlja daljnji interes u razvoju osteosinteze, jest brzina cijeljenja kosti. Ovaj proces ovisi o cirkulaciji, održavanju optimalnog pH, neometanom dotoku krvi, razgradnji nekrotičnog materijala (poput fragmenata kosti), te funkciji mišića i zglobova povezanim s ozlijeđenom kosti. Ono što je sigurno jasno jest da prilikom prijeloma dolazi do prekida kontinuiteta kosti, uz veća ili manja oštećenja okolnih tkiva poput periosta, mišića i krvnih žila. Krvarenje iz oštećenog dijela kosti, posebno zbog otvorenog kanala kroz koji prolaze kapilare i gdje dolazi do oksidacije eritrocita, dodatno narušava stabilnost fragmenata kosti i otežava pravilno postavljanje ulomaka.

Napredak u osteosintezi, koji se intenzivno razvija unatrag 70 godina, značajno je poboljšao mogućnosti liječenja prijeloma. Ti su pomaci postavili temelj današnjem modernom pristupu liječenju prijeloma.

Upravo zbog toga naš glavni interes usmjeren je na proučavanje utjecaja udarca. Ovisno o smjeru i načinu udarca, odnosno o prevelikoj kompresiji, dolazi do razvoja različitih vrsta prijeloma kosti (poput jednostavnih, kosih ili poprečnih prijeloma). Ovi prijelomi pružaju važne informacije o mehaničkoj sili koja je djelovala na mjestu loma [1].

2. CILJ RADA

Iz recentnih je istraživanja očito da je tema određivanja mehaničkih svojstava bedrene kosti vrlo interesantno područje znanstvenog istraživanja čemu svjedoče brojni pregledni radovi izdani u uglednim časopisima u posljednjih 10 godina (500+ izvornih znanstvenih radova). U pregledanim radovima nije razjašnjen utjecaj različitih metoda fiksacije bedrene kosti na mehanička svojstva kosti nakon fiksacije. Autori su dali više teorija o ishodima liječenja, ali nijedna nije potpuno prihvaćena i usvojena kao točna.

Pristupnica pretragom svih relevantnih baza je pronašla jedan znanstveni rad (11) koji se bavi utjecajem brzine vanjskog opterećenja na apsorpciju energije udara u bedrenu kosti. U spomenutom radu nisu napravljeni mehanički testovi već je konačnim elementima simuliran lom kosti prilikom sudara automobila. Primarni cilj istraživanja je pokazati kako vanjsko opterećenje utječe na lom kosti te kakva je korisnost fiksacije standardnim metodama fiksacije bedrene kosti. Pri tome će stvarna opterećenja biti idealizirana ispitivanjem na konvencionalnim univerzalnim uređajima.

Tablica 1. Poveznica standardnih testova i stvarnih događaja

Opterećenje	Standardni test	Vrsta loma	Stvarni događaj
Direktan udarac	Udar (<i>impact damage</i>) (Drop tower)	Kominutivni lom; složeni prijelom s više ulomaka	Jaka trauma; sudar, pad s velike visine
Uvijanje*		Spiralni lom	Sportske ozljede
Savijanje	Savijanje u tri točke (<i>3-point bending</i>) (kidalice)	Transverzalni lom; poprečni lom u osi femura	Pad
Kompresija	Tlačni test (<i>Compression test</i>) (kidalice)	Kompresijski lom; lom u glavi femura	Lom osteoporotičnih kostiju, najčešće u starijih osoba

Sekundarni ciljevi istraživanja su:

1. Napraviti model ovisnosti maksimalne tlačne i savojne čvrstoće bedrene kosti ovisno o geometrijskim parametrima kosti.
2. Napraviti model ovisnosti maksimalne tlačne i savojne čvrstoće fiksirane bedrene kosti ovisno o geometrijskim parametrima kosti.
3. Analizirati mehaniku loma kosti pri različitim opterećenjima.
4. Utvrditi moguću korelaciju između brzine udara i apsorbirane energije kosti.

Statički testovi

Statički testovi su provedeni u Laboratoriju katedre za konstrukcije, na Fakultetu elektrotehnike strojarstva i brodogradnje na univerzalnom ispitnom stroju INSTRON 8801 s mjernom dozom od 50 kN. Ukupno su provedena četiri testa: tlačni test svježe kosti, tlačni test svježe kosti fiksirane titanskim vijkom, savijanje u tri točke svježe kosti i savijanje u tri točke svježe kosti fiksirane metalnom pločicom. Za svaki test korištene su tri svježe, zdrave svinjske bedrene kosti približno jednake veličine, što je rezultiralo ukupno s 12 korištenih femura.

Kroz tlačne testove identificirana je maksimalna aksijalna sila, odnosno sila loma, koju bedrena može izdržati. Testovima savijanja u tri točke je određena savojna čvrstoća kostiju.

Važno je napomenuti da se tlačna i savojna čvrstoća kostiju ne izračunava izravno u ovom kontekstu jer uvelike ovisi o veličini poprečnog presjeka osi kosti na mjestu loma (dijafize). Za smisleno uspoređivanje koriste se maksimalne sile loma i kosti vrlo sličnih dimenzija.

Brzina nanošenja opterećenja pri kojoj su napravljeni statički testovi je 0.05 mm/s.

Dinamički testovi

Statički testovi su provedeni u Laboratoriju katedre za konstrukcije, na Fakultetu elektrotehnike strojarstva i brodogradnje na univerzalnom ispitnom stroju INSTRON Drop Tower 9450 s mjernom dozom od 222 kN. Parametri ispitivanja koje je moguće varirati su: brzina udara (od 1 do 24 m/s), visina udara (od 0.5 m do 40 m), masa udarača (dodatna masa do 70 kg), energija udara (do 1800 J) te geometrija udarača (klinasti završetak, sferični završetak ili ravni završetak). Mjerna veličina je sila, koju mjeri tenzometarska mjerna doza do

maksimalnih 222 kN, koja silu mjeri tijekom cijelog testa i to frekvencijom akvizicije do 4 MHz.

Prilikom izvođenja dinamičkih testova potrebno je prvo napraviti nekoliko preliminarnih testiranja, s obzirom na to da u dostupnoj literaturi nedostaju podaci o ovom tipu testiranja. Nakon preliminarnih testova napraviti će se plan ispitivanja. Planira se ispitati više bedrenih kostiju u različitim rasponima brzina udara, barem po tri za svaku grupu parametara.

Za sve dinamičke testove planirano je energiju udara držati kao konstantnu veličinu, radi usporedivosti rezultata. Kao promjenjivi parametar ispitivanja varirat će se brzina udara.

Iz dobivenih podataka o sili u vremenu (tablični .csv F, t), izračunata je energija udara, brzina udara, apsorbirana energija te pomak tijekom udara prema sljedećim izrazima:

$$E_{udara} = m_{tot} * g * h \quad (2.1)$$

$$v_i = v_{i-1} - t_{sampling} * \frac{\frac{F_i + F_{i-1}}{2} - g * m_{tot}}{m_{tot}} \quad (2.2)$$

$$E_t = \sum_{i=0}^{i-1} E_i + t_{sampling} * \frac{F_i v_i + F_{i-1} v_{i-1}}{2} \quad (2.3)$$

$$d_i = \sum_{i=0}^{i-1} d_i + t_{sampling} * \frac{v_i + v_{i-1}}{2} \quad (2.4)$$

pri čemu je:

E_{udara}	[J]	: energija udara, ukupna energija na raspolaganju;
m	[kg]	: ukupna masa udarača i okvira;
g	[m/s ²]	: gravitacijsko ubrzanje;
h	[m]	: visina slobodnog pada;
v	[m/s ²]	: brzina;
t	[s]	: vrijeme;
F	[N]	: sila;
E_t	[J]	: apsorbirana energija;
d_i	[mm]	: pomak.

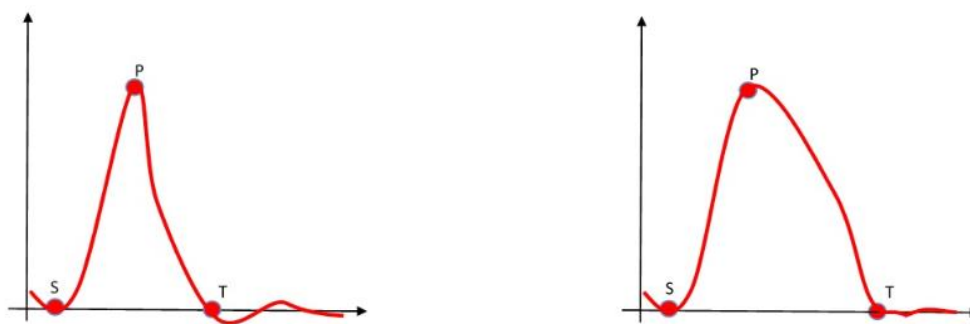
Pretpostavka je da će pri različitim brzinama doći do različitih mehanizama loma kosti pa je očekivano da će pri manjim brzinama doći do žilavog loma kosti jer će kost imati duže

vrijeme prilikom kojeg će nastupiti elastična deformacija kosti. Kod udara većim brzinama, očekuje se krti lom ili čak kominutivni lom. Za procjenu mehanizma loma koristi se indeks duktilnosti (*eng. ductility indeks*).

Indeks duktilnosti procjenjuje procjenu ponašanja širenja krhkog naspram žilavog loma na temelju direktnog mjerenja sile iz dijagrama sila, vrijeme (slika 1). Vrijednost indeksa duktilnosti je izražena u postotcima [%], a računa se prema sljedećem izrazu:

$$Ductility\ index\ [\%] = \frac{(Energy\ at\ Total) - (Energy\ at\ Peak)}{Energy\ at\ Peak} \quad (2.5)$$

pri čemu su karakteristične točke u vremenu (Total T i Peak P) prikazane na slici 11.



Slika 1. Karakteristični dijagram sila, vrijeme za a) žilavi lom, b) krti lom.

Opće prihvaćeno je da se lom smatra isključivo krtim ako je indeks duktilnosti manji od 30%, a isključivo žilavim ako je indeks duktilnosti iznad 60%.

3. HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA

Na temelju svega rečenog, postavljene su sljedeće znanstvene hipoteze:

1. Statičkim mehaničkim testovima će biti dokazana korisnost fiksacije bedrene kosti. Fiksacijom metalnom pločicom se ostvaruje veća otpornost na lom pri opterećenju savijanjem. Fiksacijom glave bedrene kosti titanskim vijkom se povećava otpornost kosti na tlačni lom.
2. Bedrene kosti su osjetljive na brzinu djelovanja vanjske sile (udarnog opterećenja). Dokazat će se da pri istoj energiji udara, a pri različitim brzinama udara, dolazi do razlike u apsorpciji energije unutar kosti.
3. Brzina nanošenja opterećenja utječe na mehaniku loma kosti. Pri nižim brzinama lom kosti je žilav, a pri višim brzinama je lom krt.

4. ISPITANICI I POSTUPCI

U ovom doktorskom radu provest će se eksperimentalno istraživanje na svježim svinjskim bedrenim kostima. Odabir uzoraka za provođenje eksperimenata je bio nasumičan. Kako bi se minimizirale varijacije u rezultatima, korištene kosti potječu od životinja istog spola, slične veličine, starosti i sličnih životnih navika. Svim uzorcima je izmjerena težina preciznom vagom, volumen menzurom te duljina preciznom pomičnom mjerkom. Kako bi se izbjegla dehidracija, životinjski femuri su korišteni svježi, unutar maksimalno 2 dana.

Statički mehanički testovi su napravljeni prema svim važećim normama i preporukama iz relevantne literature. Tijekom ove studije ukupno su provedena četiri testa, koja su uključivala dva testa kompresije i dva testa savijanja u tri točke. Za svaki test korištene su tri svježe, zdrave svinjske bedrene kosti približno jednake veličine, što je rezultiralo ukupno s 12 korištenih femura. Neki femuri su bili premazani sprejem i snimani visokobrzinskom kamerom za kasniju analizu digitalne korelacije slike (DIC). Međutim, ovo je izvan opsega ove studije i neće se dalje razmatrati.

Dinamički mehanički testovi su prema pretraživanju dostupne literature novost i do sada nisu korišteni niti za ispitivanje svojstava kosti niti za karakterizaciju mehanike loma. Tijekom ove studije ukupno su provedena dva seta dinamičkih testova, koja su uključivala set testova pri brzini udara od 5 m/s i set testova pri brzini udara od 10 m/s. Za svaki set testova korištene su četiri svježe, zdrave svinjske bedrene kosti približno jednake veličine, što je rezultiralo ukupno s 8 korištenih femura. Neki femuri su bili premazani sprejem i snimani visokobrzinskom kamerom za kasniju analizu digitalne korelacije slike (DIC). Međutim, ovo je izvan opsega ove studije i neće se dalje razmatrati.

Čvrstoća kostiju usko je povezana s njihovim materijalnim sastavom i strukturnim integritetom. Kostí moraju imati optimalna svojstva čvrstoće u smislu otpornosti na deformacije i lomove te žilavost odnosno fleksibilnosti za apsorpciju energije kroz deformaciju. Ovo istraživanje predstavlja niz testova provedenih na uzorcima bedrene kosti dobivenih od post-mortem donatora svinja te ističe specifične obrasce ponašanja promatrane u strukturnim svojstvima konstrukcija kost - fiksacija, uzimajući u obzir svojstva i fiksacijskog uređaja i same kosti.

5. METODE ISTRAŽIVANJA - STATIČKI TESTOVI

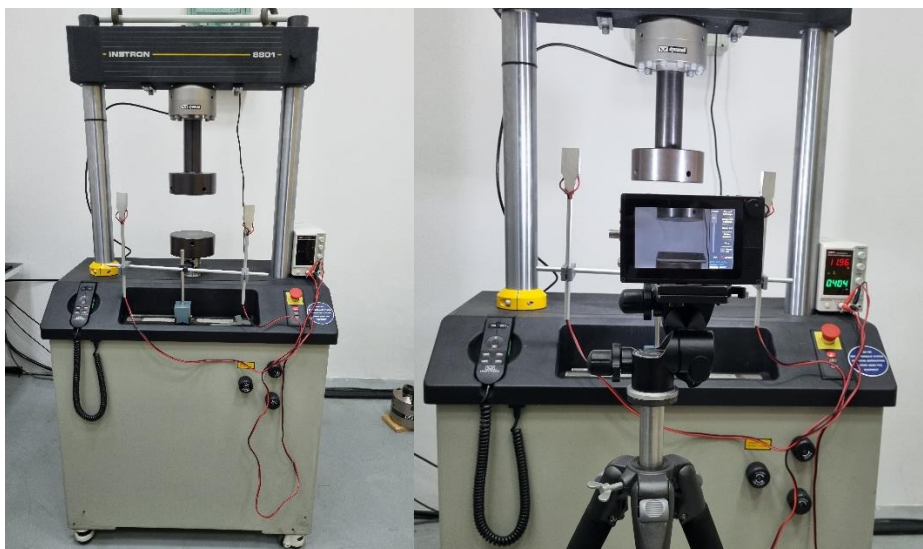
Statički testovi su provedeni u Laboratoriju katedre za konstrukcije, na Fakultetu elektrotehnike strojarstva i brodogradnje na univerzalnom ispitnom stroju INSTRON 8801 s mjernom dozom od 50 kN. Ukupno su provedena četiri testa: tlačni test svježe kosti, tlačni test svježe kosti fiksirane titanskim vijkom, savijanje u tri točke svježe kosti i savijanje u tri točke svježe kosti fiksirane metalnom pločicom. Za svaki test korištene su tri svježe, zdrave svinjske bedrene kosti približno jednake veličine, što je rezultiralo ukupno s 12 korištenih femura.

Kroz tlačne testove identificirana je maksimalna aksijalna sila, odnosno sila loma, koju bedrena može izdržati. Testovima savijanja u tri točke je određena savojna čvrstoća kostiju.

Važno je napomenuti da se tlačna i savojna čvrstoća kostiju ne izračunava izravno u ovom kontekstu jer uvelike ovisi o veličini poprečnog presjeka osi kosti na mjestu loma (dijafize). Za smisleno uspoređivanje koriste se maksimalne sile loma i kosti vrlo sličnih dimenzija.

5.1 TLAČNI TEST

Tlačno testiranje je provedeno na univerzalnom hidrauličkom ispitnom stroju INSTRON 8801 50 kN (Instron, Buckinghamshire, UK) (slika 2). Nedostatak standardiziranih testova može predstavljati izazov za istraživače u procjeni svojstava kostiju kao što je femur. Bez jedinstvenog standarda, istraživači moraju razvijati vlastite metode i pristupe za mjerenje i analizu [12, 13, 20, 23]. To može dovesti do varijacija u rezultatima i interpretacijama.



Slika 2. Univerzalni hidraulički ispitni stroj "INSTRON 8800" (izvor: autor).

Bedrene kosti su podvrgnute tlačnom testu kako bi se dobila krivulja sila/pomak i maksimalna sila loma kosti. Provedena su dva seta testova. U prvom setu, tri kosti su testirane bez ojačanja, dok su u drugom setu tri kosti ojačane medicinskim titanijevim vijkom. Svježe svinjske bedrene kosti očišćene su od mesa i masti pod kontroliranim uvjetima. Na slici 3 prikazane su očišćene kosti.



Slika 3. Očišćene kosti za pokus (izvor: autor).

Da bi se osigurala pravilna fiksacija kostiju i ispravan smjer vanjskog opterećenja u servohidrauličnom ispitnom stroju, donji dio kostiju je fiksiran u gipsani kalup kako bi se stabilizirali trabekularni slobodni krajevi. U ovoj poziciji, kosti su bile podržane donjim dijelom aktuatora stroja, slika 4.

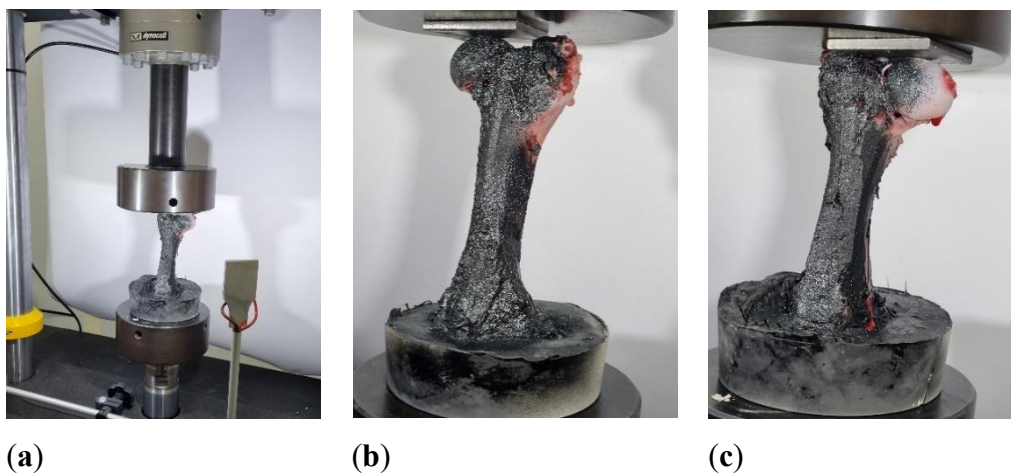


Slika 4. Donji dio bedrene kosti pozicioniran u gipsani kalup (izvor: autor).

Gornja strana kosti nije bila podržana, ali kako bi se osiguralo da aksijalna sila djeluje točno na pravom mjestu - na glavi femura - u eksperimentu se koristio metalni podložak. Metalni podložak je odabran jer je nehrđajući čelik znatno čvršći materijal od kosti femura. To je osiguralo da izmjerena deformacija tijekom kompresijskog testa dolazi od stvarne deformacije kosti femura, a ne od deformacije podloška. U testu se izravno mjeri sila u ovisnosti o pomaku, a iz izmjerenih parametara je moguće izračunati tlačnu čvrstoću i krutost kosti. Za precizno određivanje tlačne čvrstoće i krutosti potrebno je imati točnu geometriju presjeka dijafize na mjestu loma. Budući da nam točni podaci o geometriji presjeka dijafize na mjestu loma nisu bili poznati, u ovom radu ćemo se zadržati na usporedbi sile i maksimalne tlačne sile.

Tlačni test femura bez ojačanja

Izvršeni su tlačni testovi pri brzini od 0,05 mm/s, osiguravajući kvazi-statičko opterećenje. Na slici 5 prikazan je kompresijski test svježe svinjske bedrene kosti u različitim vremenskim intervalima: (a) Početak: Na početku kompresijskog testa svježe svinjske bedrene kosti, (b) Elastična deformacija: Tijekom ove faze kost se elastično deformira pod primijenjenim opterećenjem, (c) Plastična deformacija: Opterećenje dovodi do plastične deformacije kosti, koja se može vidjeti kao trajna promjena oblika. Kost femura je pukla na vratu kosti pod primijenjenim opterećenjem, kako je prikazano na slici. Puknuće glave femura, koje je karakterizirano krvarenjem, je vidljivo.



Slika 5. Tlačni test svježe svinjske bedrene kosti (izvor: autor).

Tlačni test femura s ojačanjem

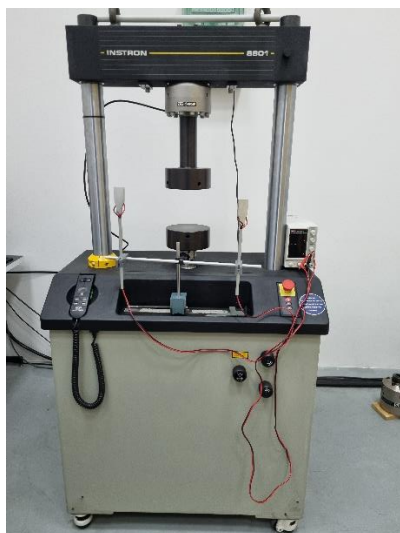
Provedena su tri tlačna testa pri brzini od 0,05 mm/s. Zdrave bedrene kosti bile su ojačane medicinskim titanskim vijkom (86.620Txx distalni vijak za trohanterni čavao promjera Ø6,28 mm i duljine 70 mm, proizvođač Instrumentaria d.d., Zagreb, Hrvatska). Titanski zakrivljeni vijak bio je postavljen kroz vrat bedrene kosti, što je pružilo dodatno ojačanje vratu i glavi kosti (slična tehnika se primjenjuje pri fiksiranju glave i vrata bedrene kosti u ortopediji) (slika 6).



Slika 6. Učvršćivanje umetanjem titanskih vijaka u glavu bedrene kosti (izvor: autor).

5.2 SAVIJANJE U TRI TOČKE

Mehaničko testiranje bedrenih kostiju korištenjem testa savijanje u tri točke je uobičajena metoda za procjenu mehaničkih svojstava i strukturne cjelovitosti tih kostiju [14, 15]. Savijanje u tri točke izvedeno je na univerzalnom hidrauličkom ispitnom stroju INSTRON 8800 s maksimalnom silom od 50 kN (slika 7). U testu savijanja u tri točke, dva vanjska valjka su fiksna i služe kao oslonci za kost. Sila se nanosi na središnjem valjku koji je ujedno i mjerna doza. Pri ovom testu gornji dio dijafize koji je u kontaktu sa središnjim valjčićem trpi uvijek tlačno opterećenje, dok suprotna strana dijafize uvijek trpi vlačno opterećenje. Hoće li inicijalna pukotina nastati na vlačnoj ili tlačnoj stani ovisi o mehaničkim svojstvima ispitivanog materijala (kosti). U testu se izravno mjeri sila savijanja u ovisnosti o pomaku, a iz izmjerenih parametara je moguće izračunati savojnu čvrstoću i krutost kosti. Za precizno određivanje savojne čvrstoće i krutosti potrebno je imati točnu geometriju presjeka dijafize na mjestu loma. Budući da nam točni podatci o geometriji presjeka dijafize na mjestu loma nisu bili poznati, u ovom radu ćemo se zadržati na usporedbi sile i maksimalne sile savijanja. Veći razmak oslonaca (rubnih valjčića) obično rezultira izmjerenom manjom savojnom čvrstoćom i krutosti, što zahtijeva oprezno tumačenje i usporedbu rezultata testiranja [15, 16].



Slika 7. . Mehaničke stege za savijanje u tri točke na univerzalnom hidrauličkom ispitnom stroju "INSTRON 8800" s maksimalnom silom od 50 kN (izvor: autor).

Bedrena kost je izložena značajnim opterećenjima tijekom svakodnevnih aktivnosti i sklona je prijelomu [21, 22]. Razumijevanje njezinog mehaničkog ponašanja ključno je za različite područja, uključujući ortopedsku kirurgiju, biomehaničko inženjerstvo i forenzičku analizu. U savijanju u tri točke, uzorak bedrene kosti postavljen je horizontalno na dva nosača. Srednji valjčić primjenjuje vertikalnu silu na sredinu uzorka, što uzrokuje savijanje. Ovaj postav simulira savojna naprezanja kojima su bedrene kosti izložene u stvarnim situacijama. Test obično uključuje primjenu inkrementalnog opterećenja sve dok kost ne pukne. Tijekom opterećenja, mjere se sile i pomaci kako bi se generirala krivulja sile i pomaka, koja pruža uvid u mehaničko ponašanje kosti. Tijekom eksperimenta, donji dio kosti izložen je vlačnom naprezanju te je očekivan stvaranje inicijalne pukotine s donje strane kosti, a zatim širenje pukotine do potpunog loma kosti do kojeg dolazi kada preostali presjek kosti postane premalen da bi izdržao primijenjenu statičku silu. Mehaničko testiranje bedrenih kostiju savijanjem u tri točke ima važne kliničke implikacije. Pomaže u procjeni kvalitete kosti, dijagnosticiranju stanja poput osteoporoze, evaluaciji učinkovitosti medicinskih tretmana te dizajniranju ortopedskih implantata i kirurških postupaka prilagođenih individualnim pacijentima.

Savijanje u tri točke femura bez ojačanja

Na slici 8 prikazan je test savijanja u tri točke u različitim vremenskim intervalima:

(a) Kost je mehanički fiksirana u uređaju za savijanje u tri točke savijanje. Kako bi se spriječilo klizanje kosti, vijak je pričvršćen na glavu kosti, osiguravajući njezino zadržavanje u ispravnom položaju tijekom testa.

(b) Primjena indentera u testovima savijanja u tri točke služi za usmjeravanje opterećenja u središte uzorka, što olakšava konzistentno i lokalizirano savijanje. Iako to može izazvati zabrinutost zbog lokaliziranog bocanja, parametri testa i fiksacija uzorka odabrani su kako bi se minimizirao taj učinak i osigurali točni rezultati.

(c) Prikazan je prvi trenutak kontakta između srednjeg valjka i osi kosti.

(d) Prikazan je prijelom kosti, prikazujući progresiju od početne pukotine do potpunog prijeloma.

Izvršena su tri testiranja pri brzini od 0,02 mm/s.



(a)



(b)



(c)



(d)

Slika 8. Savijanje u tri točke bedrene kosti bez ojačanja: (a) prije početka testa, (b) prvi kontakt, (c) širenje početne pukotine, i (d) prijelom (izvor: autor).

Savijanje u tri točke femura s ojačanjem

U ovom eksperimentu dijafiza bedrene kosti je ojačana medicinskom pločom jedne trećine cijevi (60.370-08 Ploča za kosti, dužine 97 mm, 1/3, proizvođač Instrumentaria d.d., Zagreb, Hrvatska) i šest kortikalnih vijaka (86.367-26 Kortikalni vijak za kost K3.5, dužine 26 mm, proizvođač Instrumentaria d.d., Zagreb, Hrvatska). Oprema je prikazana na slici 9.a, a tri ojačane bedrene kosti na slici 9.b. Tri testiranja su izvedena brzinom od 0,02 mm/s. Primjena koncentriranog opterećenja na ojačane kosti vidljiva je na slici 10.



(a)



(b)

Slika 9. (a) Oprema za ojačavanje bedrene kosti medicinskom jedno trećinskom pločicom, (b) Ojačane bedrene kosti (izvor: autor).



Slika 10. Primjena koncentriranog vertikalnog poprečnog opterećenja na ojačane kosti (izvor: autor).

6. METODE ISTRAŽIVANJA - DINAMIČKI TESTOVI

Dinamički testovi su provedeni u Laboratoriju katedre za konstrukcije, na Fakultetu elektrotehnike strojarstva i brodogradnje na univerzalnom ispitnom stroju INSTRON Drop Tower 9450 s mjernom dozom od 222 kN, slika 11. Parametri ispitivanja koje je moguće varirati su: brzina udara (od 1 do 24 m/s), visina udara (od 0.5 m do 40 m), masa udarača (dodatna masa do 70 kg), energija udara (do 1800 J) te geometrija udarača (klinasti završetak, sferični završetak ili ravni završetak).



Slika 11. Instron Drop Tower 9450, laboratorij katedre za konstrukcije (izvor: autor).

Mjerna veličina je sila, koju mjeri tenzometarska mjerna doza do maksimalnih 222 kN, koja silu mjeri tijekom cijelog testa i to frekvencijom akvizicije do 4 MHz.

Prilikom izvođenja dinamičkih testova potrebno je prvo napraviti nekoliko preliminarnih testiranja jer u dostupnoj literaturi nema podataka o ovoj vrsti ispitivanja.

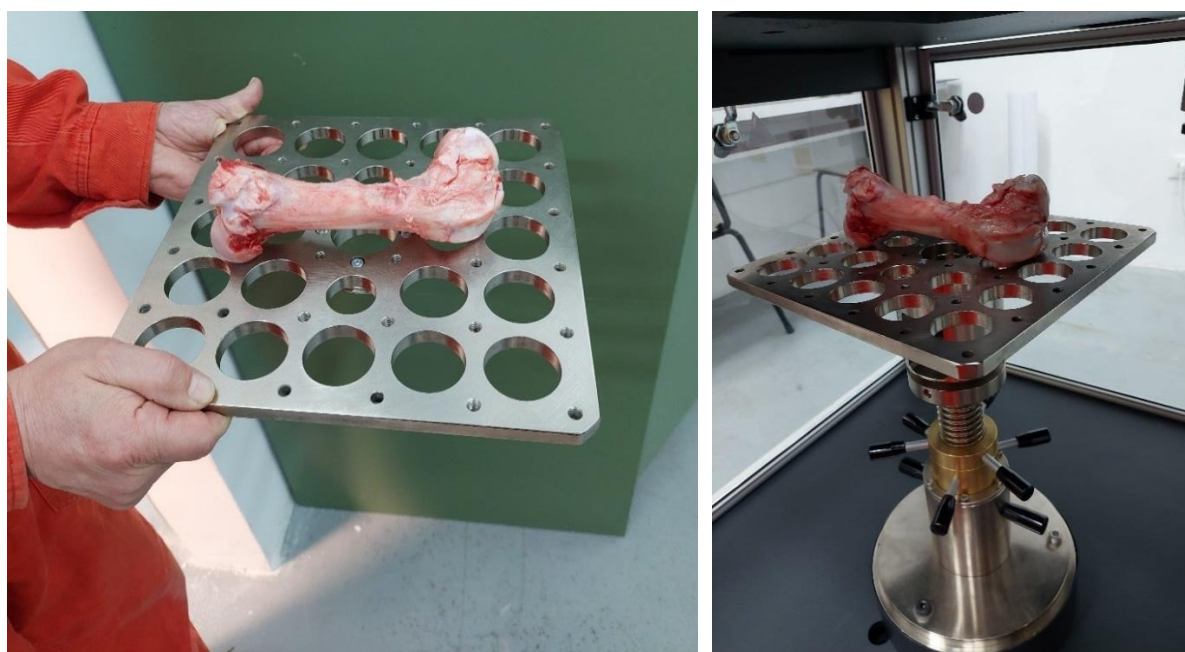
Za sve dinamičke testove energija udara je zadržana kao konstantna veličina, radi usporedivosti rezultata. Kao promjenjivi parametar ispitivanja varirala se brzina udara.

Iz dobivenih podataka o sili u vremenu (tablični .csv F, t), izračunata je energija udara, brzina udara, apsorbirana energija tijekom udara, pomak i indeks duktilnosti loma te su izrađeni

dijagrami. Početna pretpostavka je da će pri različitim brzinama doći do različitih mehanizama loma kosti pa je očekivano da će pri manjim brzinama doći do žilavog loma kosti jer će kost imati duže vrijeme prilikom kojeg će nastupiti elastična deformacija kosti. Kod udara većim brzinama, očekuje se kruti lom ili čak kominutivni lom.

Opis mehanizma loma će se dati kao indeks duktilnosti [%]. Duktilnost je karakteristika materijala koja mu omogućava da podnese plastičnu deformaciju bez loma. Što veće deformacije materijal može izdržati bez krto­g loma, to je veća njegova duktilnost. Ako je brzina deformacije visoka, ukupni kapacitet otvrdnjavanja deformacijom brzo će se iscrpiti, što dovodi do niske duktilnosti materijala. Nadalje, ako je granica razvlačenja vrlo visoka, sposobnost otvrdnjavanja deformacijom može se smanjiti, što također dovodi do niže duktilnosti pri istoj brzini otvrdnjavanja deformacijom. Dakle, niži indeks duktilnosti nam sugerira da je lom bliži krutom lomu, dok nam viši indeks duktilnosti sugerira da je lom bliži žilavom lomu.

Za dinamičke testove korišten je udarač s mjernom dozom od 222 kN, ojačani okviri­ni nosač, klinasti udarač koji omogućava koncentrirano djelovanje sile duž jedne linije udarca te univerzalni prihvatni stroj za uzorke nepravilne geometrije. Kosti su prihvaćene na univerzalni stol s dva vijka pričvršćena na krajeve kosti, slika 12.



Slika 12. Prihvat kosti za univerzalni stol tijekom dinamičkih ispitivanja (izvor: autor).

Napravljena su dva seta dinamičkih testova. U prvom setu je brzina udara udarača postavljena na 5m/s, a u drugom setu dinamičkih testova je brzina udarača postavljena na 10 m/s. U svakom setu su ispitana 4 femura, ukupno rezultirajući s osam ispitanih femura.

U provedenim dinamičkim testovima zadržana je kao konstantna veličina energija udara $E = 360 J$. Da bi zadržali približno istu energiju udara, pri ispitivanju s manjom brzinom, na udarač je dodan set utega (+20 kg). Parametri testiranja prikazani su u Tablici 2.

Tablica 2. Početni parametri ispitivanja – dinamički testovi

	1. SET DINAMIČKIH TESTOVA	2. SET DINAMIČKIH TESTOVA
Energija udara [J]	360	360
Dodatna masa okvira [kg]	20	0
Brzina udara [m/s ²]	5	10
Visina udara [m]	1.27	5.10
Broj ispitanih uzoraka (femura)	4	4

7. METODE ISTRAŽIVANJA - ANALIZA PODATAKA

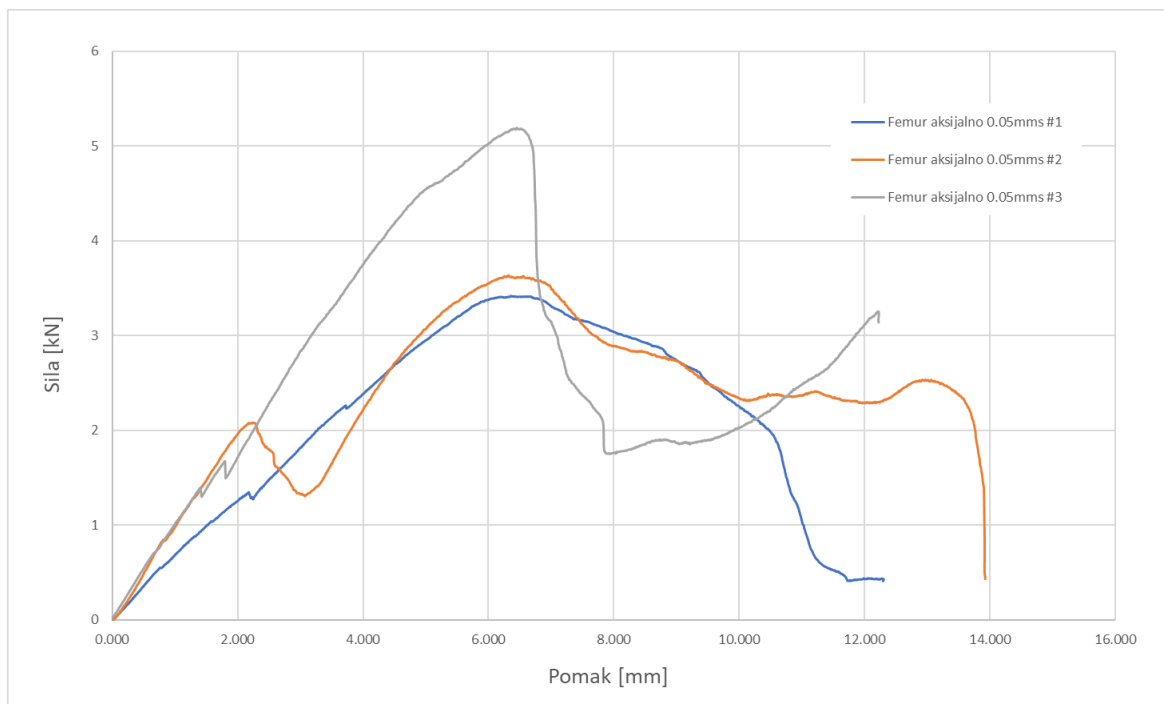
Za testiranje femura korištena su 3 do 4 uzorka zbog ograničene dostupnosti biološkog materijala i zbog same naravi i svrhe istraživanja, koja je bila usmjerena na utvrđivanje trendova, a ne na populacijsku analizu. Za obradu podataka korištene su formule za aritmetičku sredinu i standardnu devijaciju za uzorak ($n-1$), što je i primjereno kod manjeg broja uzoraka. Unatoč ograničenom uzorku, rezultati su pokazali konzistentne trendove, čime su ciljevi istraživanja uspješno postignuti. Veći broj uzoraka i provođenje inferencijalne statistike bi imao smisla kada bi mogli osigurati jednolike uzorke što je zbog naravi uzoraka nemoguće. Određivanje intervala pouzdanosti i točne vrijednosti rezultata na uzorcima svinjskih femura nije metodološki opravdano, budući da, unatoč pažljivom odabiru femura od životinja slične veličine, i dalje postoji značajna varijabilnost u dimenzijama kostiju. Ovo odstupanje premašuje pogrešku mjerenja, što implicira da inherentna varijabilnost uzoraka ima veći utjecaj na rezultate od eksperimentalnih nesigurnosti, čime se ograničava mogućnost statistički relevantne procjene pouzdanosti rezultata.

8. REZULTATI

8.1 Tlačni test femura bez ojačanja

Na početku testa, kada je opterećenje primijenjeno, uzorak kosti deformirao se elastično, što znači da se može vratiti u svoj izvorni oblik nakon uklanjanja opterećenja – nema opasnosti od loma. U ovoj fazi, krivulja sila, pomak pokazuje linearan odnos, što ukazuje na proporcionalno opterećenje i deformaciju. S grafa (slika 13), može se primijetiti da je uzorak 2 doživio klizanje u jednom trenutku (u trenutku kada je pomak 2 mm).

Kako se opterećenje povećava, krivulja sila-pomak odstupa od linearne linije, što ukazuje na početak plastične deformacije. Točka u kojoj se ovo odstupanje događa poznata je kao granica tečenja. Nakon ove točke, kost se počinje trajno plastično deformirati. Opterećenje doseže maksimalnu vrijednost u trenutku kada možemo očitati maksimalnu silu na dijagramu sila, pomak. Nakon tog trenutka, dolazi do bačvanja dijafize kosti što rezultira lomom. Za precizno određivanje tlačne čvrstoće i krutosti potrebno je imati točnu geometriju presjeka dijafize na mjestu loma. Budući da nam točni podatci o geometriji presjeka dijafize na mjestu loma nisu bili poznati, u ovom radu ćemo se zadržati na usporedbi sile i maksimalne tlačne sile. Iz dijagrama sila-pomak može se odrediti maksimalno opterećenje pri kojem dolazi do loma kosti. Za uzorak 1, maksimalno opterećenje (sila loma) iznosi 3,42 kN; za uzorak 2 iznosi 3,64 kN; a za uzorak 3 iznosi 5,19 kN. Maksimalna sila loma za svaki uzorak dogodila se kada je pomak iznosio 6 mm.



Slika 13. . Dijagram sila-pomak za tlačni test femura bez ojačanja.

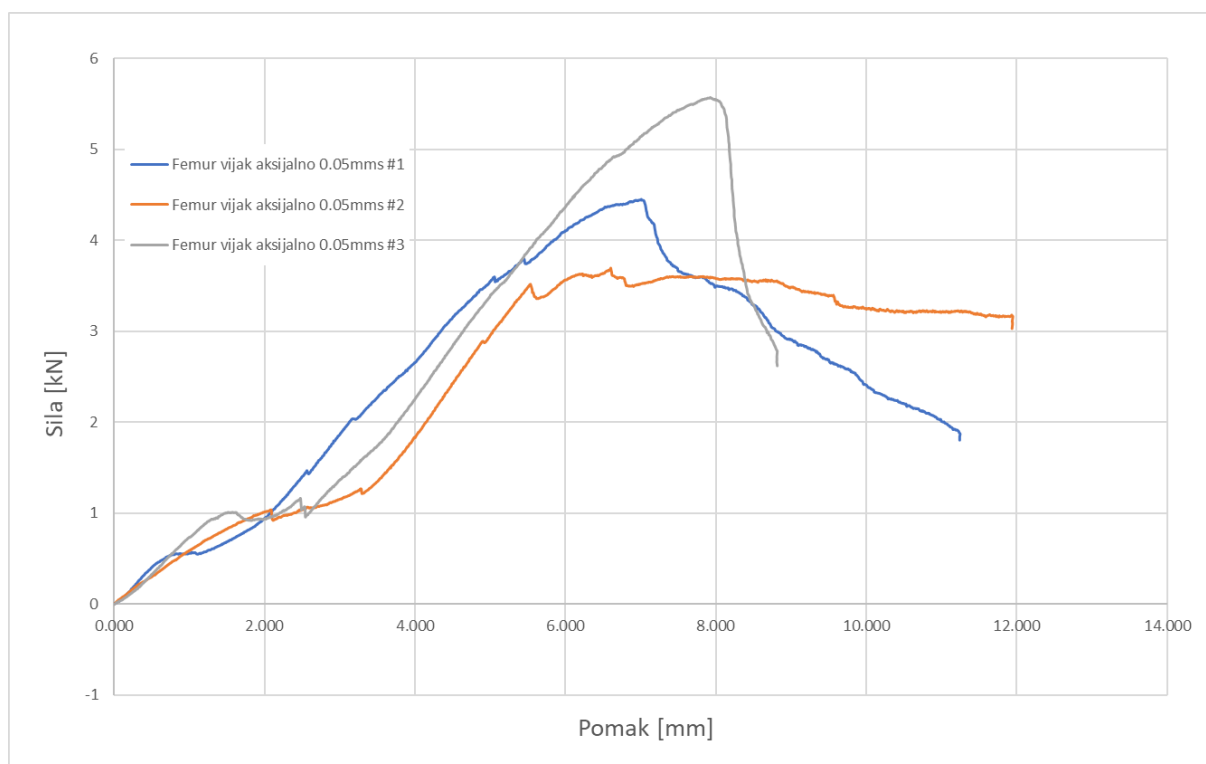
Sila loma ovisi o geometriji, veličini, poprečnom presjeku kosti i debljini korteksa. Nakon loma, krivulja sila, pomak može nastaviti s blagom plastičnom deformacijom zbog oslobađanja pohranjene energije ili događanja sekundarnih mikroprijeloma. Iz grafa se može primijetiti da je uzorak 3 nakon prijeloma doživio klizanje. Ponašanje nakon loma može pružiti dodatne uvide u mehaniku prijeloma i otpornost materijala kosti. Na slici 14 prikazane su femoralne kosti nakon tlačnog testa bez ojačanja.



Slika 14. Femoralne kosti nakon tlačnog testa bez ojačanja (izvor: autor).

8.2 TLAČNI TEST FEMURA S OJAČANJEM

Tijekom proučavanja kosti pod tlačnim opterećenje, vidljivo je da se dio sile prenosi s dijafize na glavu kosti i trohanter. Upravo zato, fiksacija kosti se provodi u slučajevima prijeloma, gdje je kost pukla iz bilo kojeg razloga. Nakon tlačnih testova kosti s ojačanjem očitana je maksimalna sila loma za uzorak 1, $F = 4,45 \text{ kN}$; za uzorak 2, $F = 3,69 \text{ kN}$; i za uzorak 3, $F = 5,57 \text{ kN}$, slika 15. Na slici 16. prikazane su bedrene kosti nakon testa pritiska na bedrenu kost s ojačanjem.



Slika 15. Dijagram sila-pomak za tlačni test femura s ojačanjem.

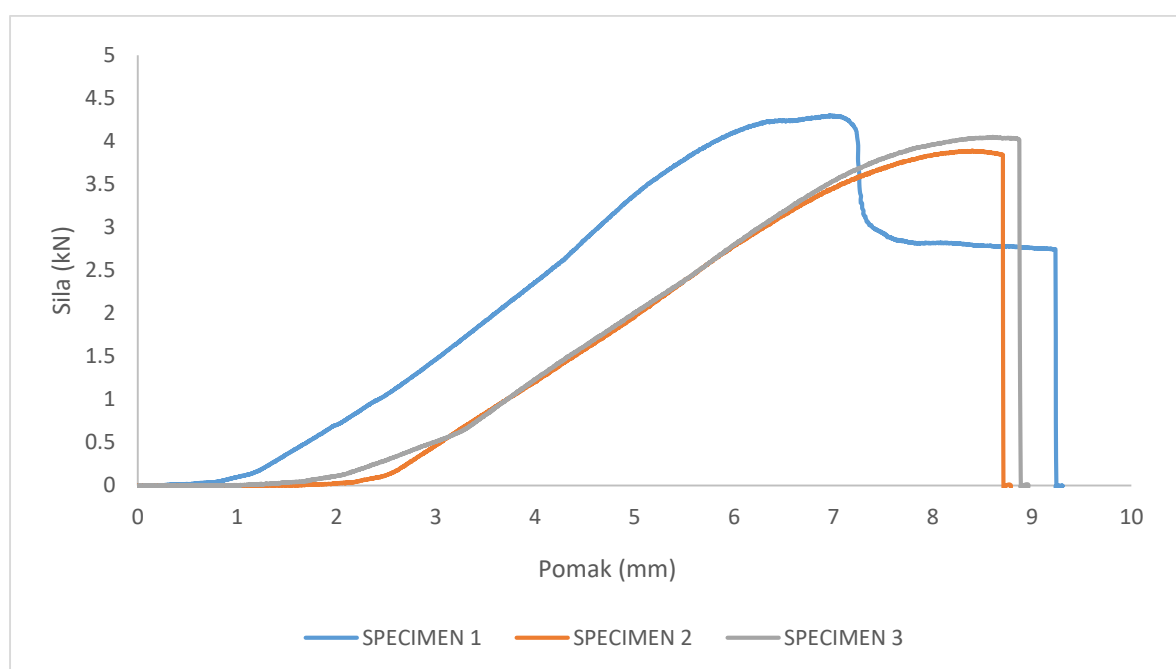


Slika 16. Femoralne kosti nakon tlačnog testa s ojačanjem (izvor: autor).

Iz dobivenih rezultata je očito da dolazi do povećanja čvrstoće kostiju ojačanih vijkom u usporedbi s kostima koje su ostale u svom izvornom stanju. Budući da je geometrija svake testirane kosti različita, numerički rezultati su kvantitativno neusporedivi, ali kvalitativno je jasno da kosti ojačane vijkom pokazuju veću čvrstoću, čime se potvrđuje prednost fiksacije.

8.3 SAVIJANJE U TRI TOČKE FEMURA BEZ OJAČANJA

Iz rezultata testa savijanja u tri točke, prema dijagramima sila-pomak za bedrenu kost bez ojačanja može se odrediti maksimalna sila savijanja, slika 17. Za uzorak 1 maksimalna sila savijanja iznosi $F = 4,3$ kN, za uzorak 2 maksimalna sila savijanja iznosi $F = 3,89$ kN, a za uzorak 3 maksimalna sila savijanja iznosi $F = 4,05$ kN. Na slici 18 prikazane su sve tri kosti nakon eksperimenta savijanja na tri točke.



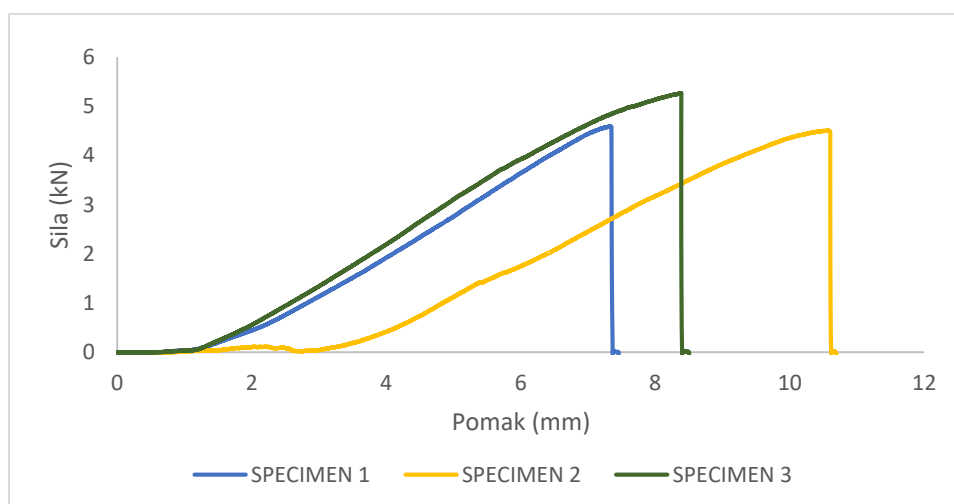
Slika 17. Dijagram sila-pomak za test savijanje u tri točke femura bez ojačanja.



Slika 18. Dijagram sila-pomak za test savijanja u tri točke femura bez ojačanja (izvor: autor).

8.4 SAVIJANJE U TRI TOČKE FEMURA S OJAČANJEM

Iz dijagrama sila-pomak za bedrenu kost s ojačanjem može se dobiti maksimalna sila loma u testu savijanja na tri točke, slika 19. Za uzorak 1 maksimalna sila savijanja iznosi $F = 4,59 \text{ kN}$, za uzorak 2 maksimalna sila savijanja iznosi $F = 4,51 \text{ kN}$, a za uzorak 3 maksimalna sila savijanja iznosi $F = 5,26 \text{ kN}$.



Slika 19. Dijagram sila-pomak za test savijanje u tri točke femura s ojačanjem.

Nakon provedenih eksperimenata, jasno je da je dio kosti pukao zbog koncentriranog opterećenja (vanjsko vertikalno opterećenje koje djeluje po sredini kosti). Pri prijelomu, vidljivo je da je kost bez ojačanja pločicom pukla neposredno ispod točke koncentriranog opterećenja, što je dovelo do prijeloma same kosti. Tijekom opterećenja ojačane kosti (odnosi se na dio s pločicom), uočeno je da je podnesena povećana sila prijeloma, što je rezultiralo blažim prijelomom kosti ispod pločice, kao što je prikazano na slici 20. Na slici je vidljiv jasno očuvan dio kosti na mjestu prijeloma.



Slika 20. Dijagram sila-pomak za test savijanja u tri točke femura s ojačanjem (izvor: autor).

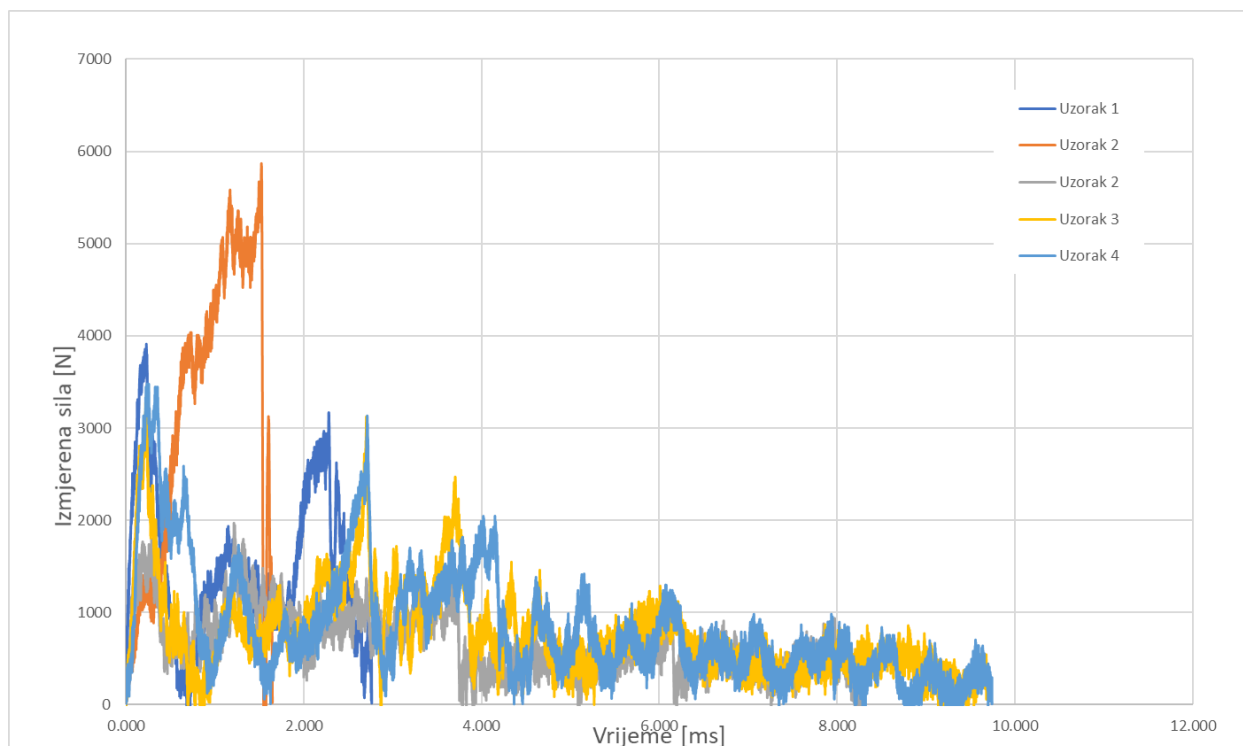
Iz dobivenih rezultata je očito da dolazi do povećanja čvrstoće kostiju ojačanih medicinskom tubularnom pločicom od jedne trećine u usporedbi s kostima koje su ostale u svom izvornom stanju. Budući da je geometrija svake testirane kosti različita, numerički rezultati su kvantitativno neusporedivi, ali kvalitativno je jasno da kosti ojačane vijkom pokazuju veću čvrstoću, čime se potvrđuje prednost fiksacije medicinskom tubularnom pločicom od jedne trećine.

8.5 DINAMIČKI TESTOVI PRI BRZINI 5 M/S

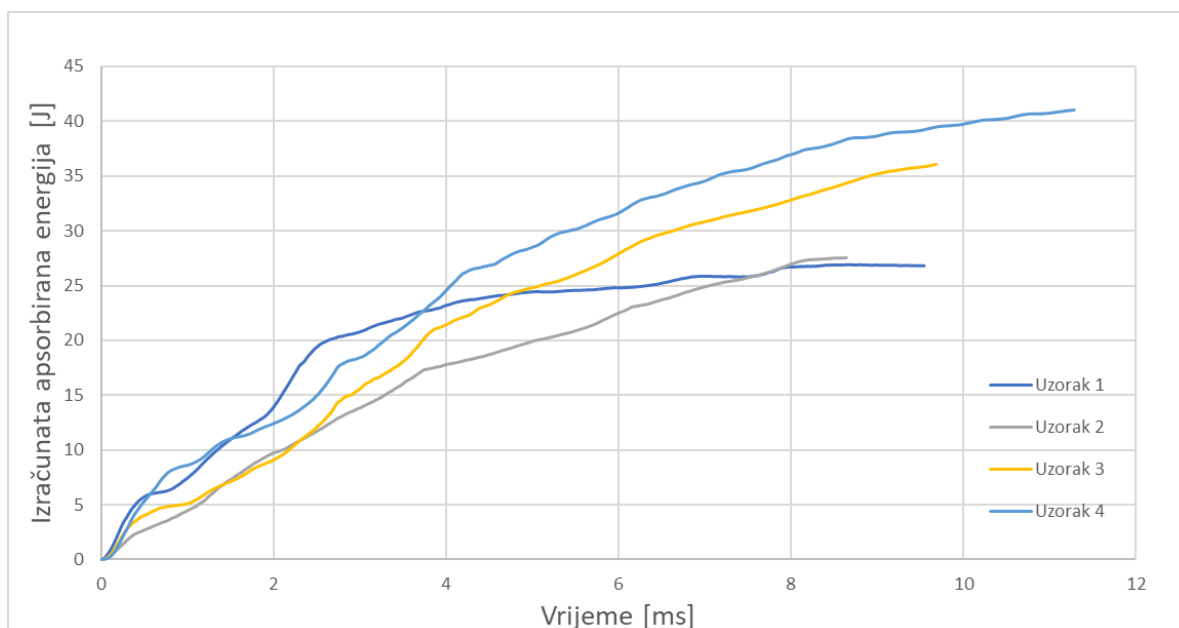
U prvom setu dinamičkih testova brzina udara udarača je postavljena na 5m/s. Ispitana su 4 femura s ciljem karakterizacije loma. Opisni parametar je indeks duktilnosti, izražen u postotcima, pri čemu viši indeks duktilnosti označava da je priroda loma žilava, odnosno niži indeks duktilnosti označava da je priroda nastalog loma krta.

U provedenim dinamičkim testovima zadržana je kao konstantna veličina energija udara $E = 360 J$. Da bi zadržali približno istu energiju udara, pri ispitivanju s manjom brzinom, na udarač je dodan set utega (+20 kg). Parametri ispitivanja dani su u Tablici 2.

Mjerena veličina je sila [N] koju direktno mjeri putem tenzometarska glava udarača i to frekvencijom akvizicije od 4 MHz. Originalni set mjernih podataka (očitanje iz rezultata testa) za sva 4 uzorka je dan u dijagramu sila/vrijeme na slici 21. Iz izmjerenih vrijednosti izračunata je apsorbirana energija u vremenu, slika 22. Iz izmjerene sile, izračunate su i druge vrijednosti od interesa (maksimalna sila udara, sila u trenutku udara, pomak pri maksimalnoj sili, pomak u trenutku loma, energija pri maksimalnoj sili, energija u trenutku loma, ukupna apsorbirana energija, indeks duktilnosti te ukupno trajanje udara) i iste su prikazane u tablici 3.



Slika 21. Dijagram sila/vrijeme za sva 4 uzorka pri brzini udara od 5 m/s.

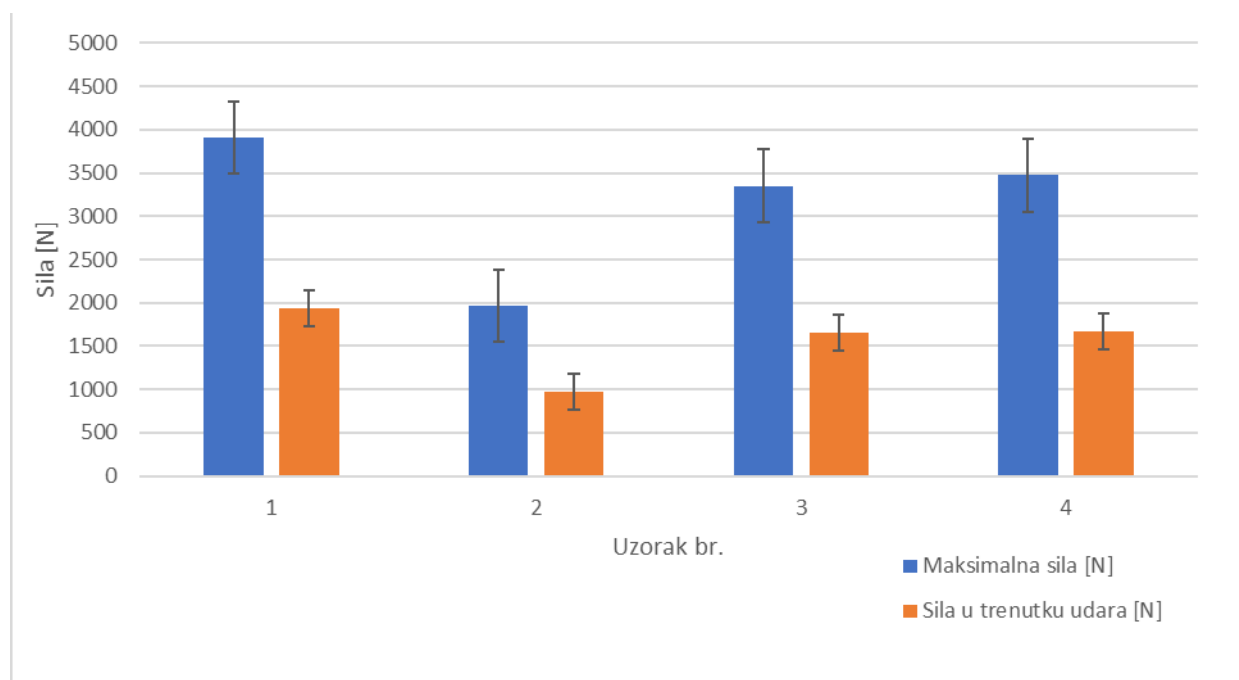


Slika 22. Dijagram energija/vrijeme za sva 4 uzorka pri brzini udara od 5 m/s.

Tablica 3. Izračunati parametri u karakterističnim trenutcima loma pri udaru brzinom 5 m/s

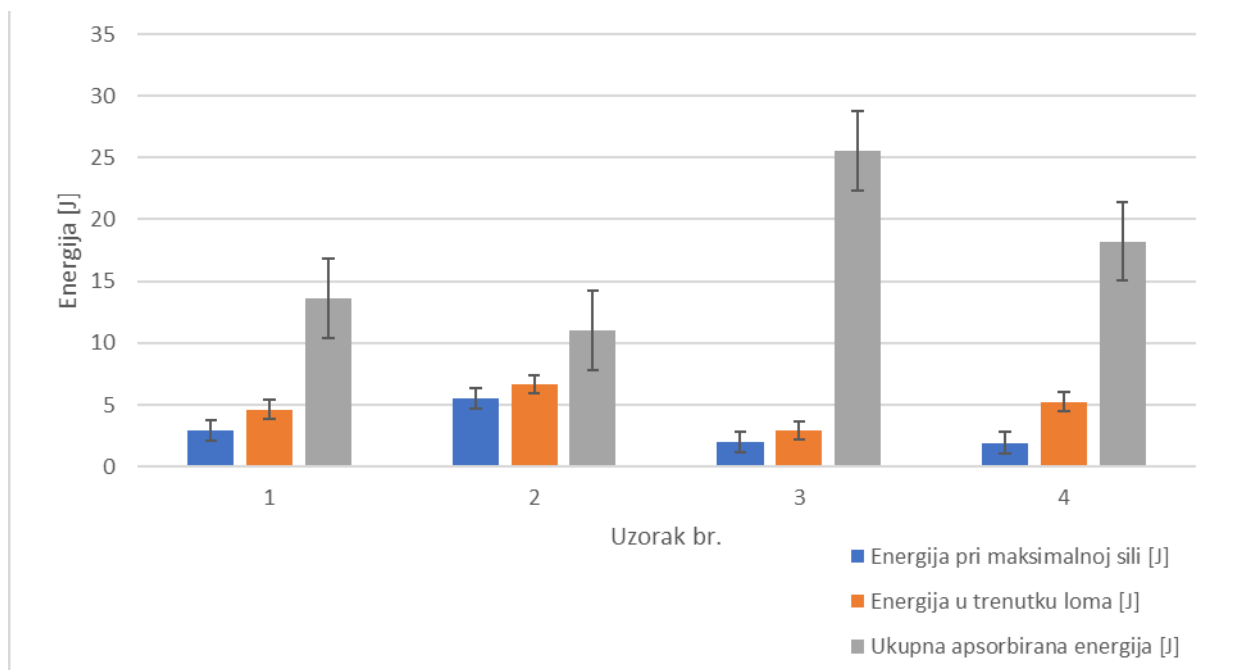
Uzorak	1	2	3	4	MIN	MAX	AVG	SD
Maksimalna sila [N]	3911.87	1968.82	3351.23	3474.93	1968.82	3911.87	3176.71	840.41
Sila u trenutku udara [N]	1936.18	966.66	1661.87	1671.03	966.66	1936.18	1558.94	414.84
Pomak pri maksimalnoj sili [mm]	1.13	5.98	1.13	1.18	1.13	5.98	2.35	2.42
Pomak u trenutku loma [mm]	1.74	6.79	1.54	2.39	1.54	6.79	3.12	2.48
Energija pri maksimalnoj sili [J]	2.96	5.52	1.99	1.93	1.93	5.52	3.10	1.68
Energija u trenutku loma [J]	4.63	6.65	2.92	5.22	2.92	6.65	4.86	1.54
Ukupna apsorbirana energija [J]	13.63	11.00	25.56	18.23	11.00	25.56	17.11	6.38
Indeks duktilnosti [%]	84.80	79.80	91.60	81.60	79.80	91.60	84.45	5.20
Ukupno vrijeme udara [ms]	0.68	3.79	0.70	1.63	0.68	3.79	1.70	1.46

Usporedbom rezultata (slika 23) sile u trenutku udara za sva četiri uzorka, možemo zaključiti da su uzorci 1, 3 i 4 prema svojim (geometrijskim) svojstvima slični. Kod uzorka 2 se primjećuje znatno manja sila u trenutku kada udarač ostvari kontakt s uzorkom. Moguće objašnjenje je da je poprečni presjek uzorka 2 na mjestu udara nešto manji nego kod preostalih uzoraka. Sukladno tome, maksimalna ostvarena sila tijekom udara također prati ponašanje sile u trenutku udara, čime se potvrđuje ponuđeno objašnjenje.



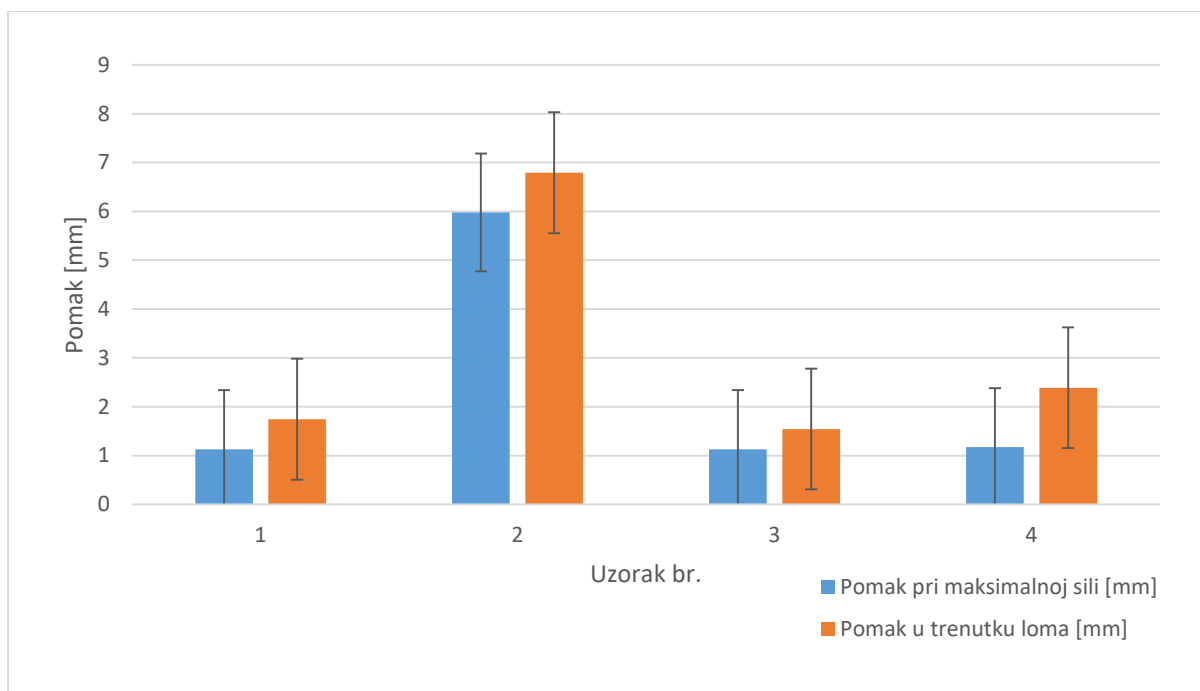
Slika 23. Dijagram sila za dinamički test pri brzini 5m/s.

Usporedbom rezultata (slika 24) apsorbirane energije u različitim trenucima udara (pri maksimalnoj sili, u trenutku loma i ukupna apsorbirana energija tijekom cijelog udara) udara za sva četiri uzorka, možemo zaključiti da su uzorci 3 i 4 prema svojim svojstvima superiornije u odnosu na uzorke 1 i 2 jer su prilikom udarca u mogućnosti apsorbirati više energije. Ovo može upućivati na različiti životni stil svinja donora te na generalno bolje zdravlje kostiju svinje donora 3.



Slika 24. Dijagram energije za dinamički test pri brzini 5m/s.

Usporedbom rezultata (slika 25) pomaka kosti u različitim trenutcima (pri maksimalnoj sili i u trenutku loma) udara za sva četiri uzorka, možemo zaključiti da uzorak 2 ima veću sposobnost deformacije i istovremeno manju krutost što ukazuje na veću elastičnost kosti svinje donora 2.



Slika 25. Dijagram pomaka za dinamički test pri brzini 5m/s.

Na slici 26 su prikazane fotografije femura nakon ispitivanja dinamičkim testom pri brzini od 5 m/s.



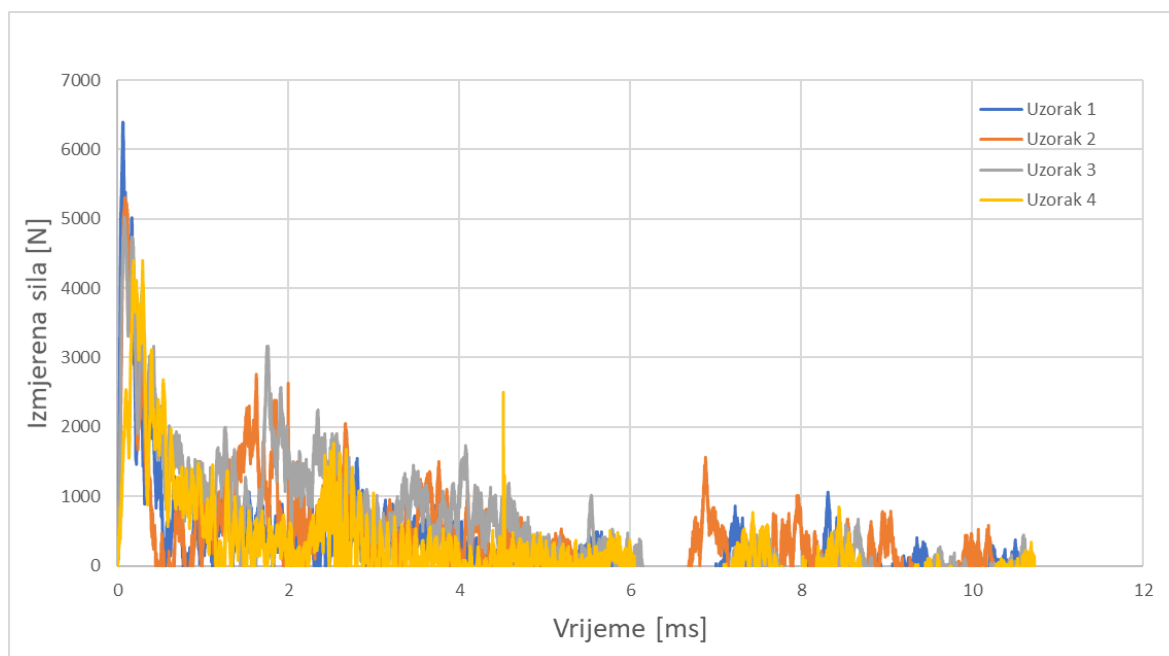
Slika 26. Femur nakon ispitivanja dinamičkim testom pri brzini od 5 m/s (izvor: autor).

8.6 DINAMIČKI TESTOVI PRI BRZINI 10 M/S

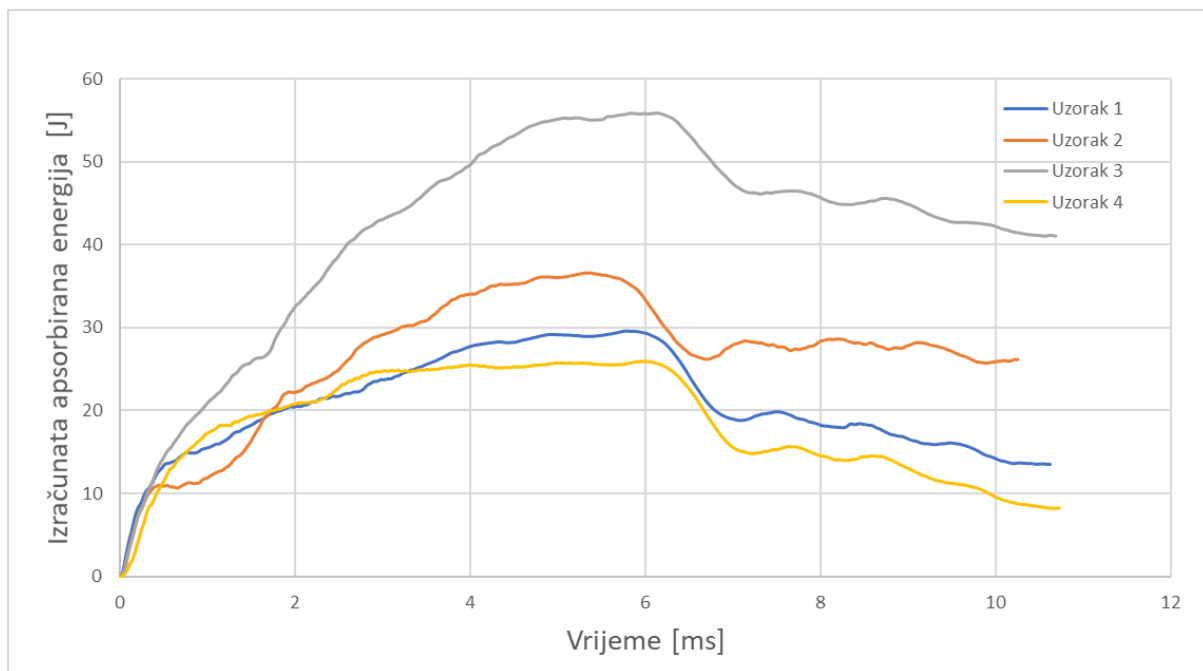
U prvom setu dinamičkih testova brzina udara udarača je postavljena na 5m/s. Ispitana su 4 femura s ciljem karakterizacije loma. Opisni parametar je indeks duktilnosti, izražen u postotcima, pri čemu viši indeks duktilnosti označava da je priroda loma žilava, odnosno niži indeks duktilnosti označava da je priroda nastalog loma krta.

U provedenim dinamičkim testovima zadržana je kao konstantna veličina energija udara $E = 360 J$. Da bi zadržali približno istu energiju udara, pri ispitivanju s manjom brzinom, na udarač je dodan set utega (+20 kg). Parametri ispitivanja dani su u Tablici 2.

Mjerena veličina je sila [N] koju direktno mjeri putem tenzometra glava udarača i to frekvencijom akvizicije od 4 MHz. Originalni set mjernih podataka (očitanje iz rezultata testa) za sva 4 uzorka je dan u dijagramu sila/vrijeme na slici 27. Iz izmjerenih vrijednosti izračunata je apsorbirana energija u vremenu, slika 28. Iz izmjerene sile, izračunate su i druge vrijednosti od interesa (maksimalna sila udara, sila u trenutku udara, pomak pri maksimalnoj sili, pomak u trenutku loma, energija pri maksimalnoj sili, energija u trenutku loma, ukupna apsorbirana energija, indeks duktilnosti te ukupno trajanje udara) i iste su prikazane u tablici 4.



Slika 27. Dijagram sila/vrijeme za sva 4 uzorka pri brzini udara od 10 m/s.

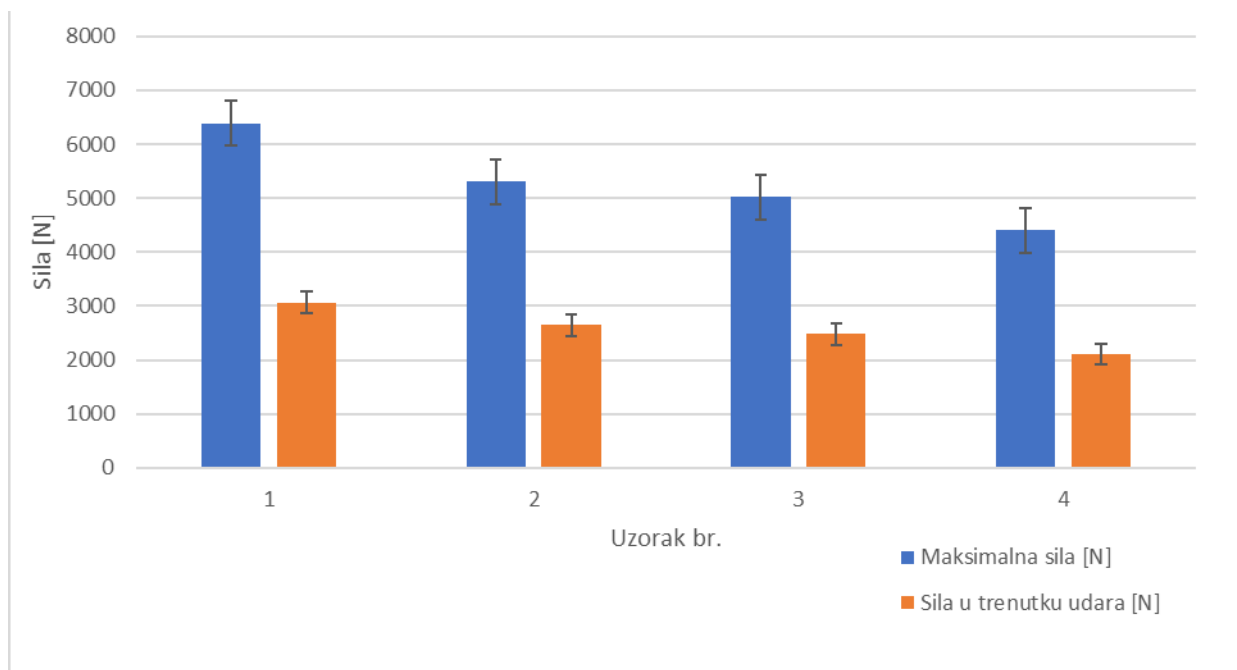


Slika 28. Dijagram energija/vrijeme za sva 4 uzorka pri brzini udara od 10 m/s.

Tablica 4. Izračunati parametri u karakterističnim trenutcima loma pri udaru brzinom 10 m/s

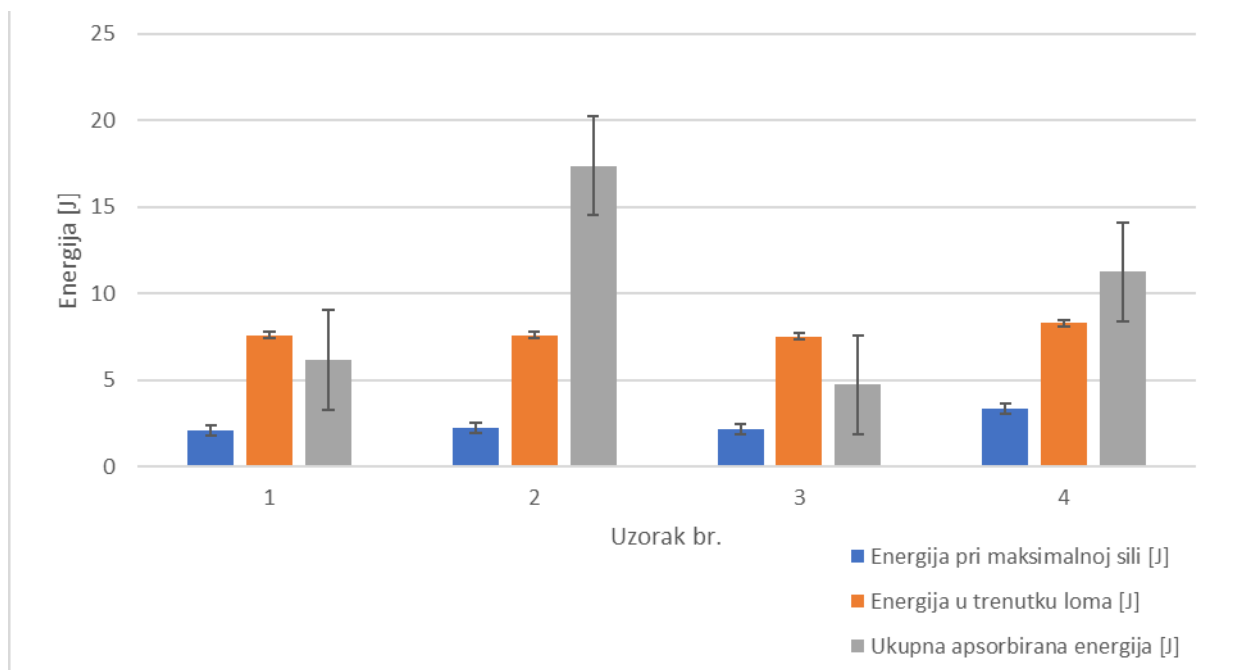
Uzorak	1	2	3	4	MIN	MAX	AVG	SD
Maksimalna sila [N]	6388.07	5306.31	5025.7	4400.92	4400.92	6388.07	5280.25	829.85
Sila u trenutku udara [N]	3066.62	2643.42	2477.35	2110.27	2110.27	3066.62	2574.41	396.602
Pomak pri maksimalnoj sili [mm]	0.584	0.803	0.755	1.766	0.584	1.766	0.977	0.53433
Pomak u trenutku loma [mm]	1.749	2.085	2.07	3.142	1.749	3.142	2.2615	0.60711
Energija pri maksimalnoj sili [J]	2.066	2.219	2.14	3.35	2.066	3.35	2.44375	0.60739
Energija u trenutku loma [J]	7.601	7.58	7.505	8.3	7.505	8.3	7.7465	0.37129
Ukupna apsorbirana energija [J]	6.153	17.381	4.733	11.254	4.733	17.381	9.88025	5.73106
Indeks duktilnosti [%]	52	78.3	58.1	62.9	52	78.3	62.825	11.2396
Ukupno vrijeme udara [ms]	0.531	0.445	1.435	1.148	0.445	1.435	0.88975	0.47976

Usporedbom rezultata (slika 29) sile u trenutku udara za sva četiri uzorka, možemo zaključiti da su svi uzorci prema svojim (geometrijskim) svojstvima slični. Uzorak jedan pokazuje najbolja svojstva. Sukladno tome, maksimalna ostvarena sila tijekom udara također prati ponašanje sile u trenutku udara, čime se potvrđuje ponuđeno objašnjenje.



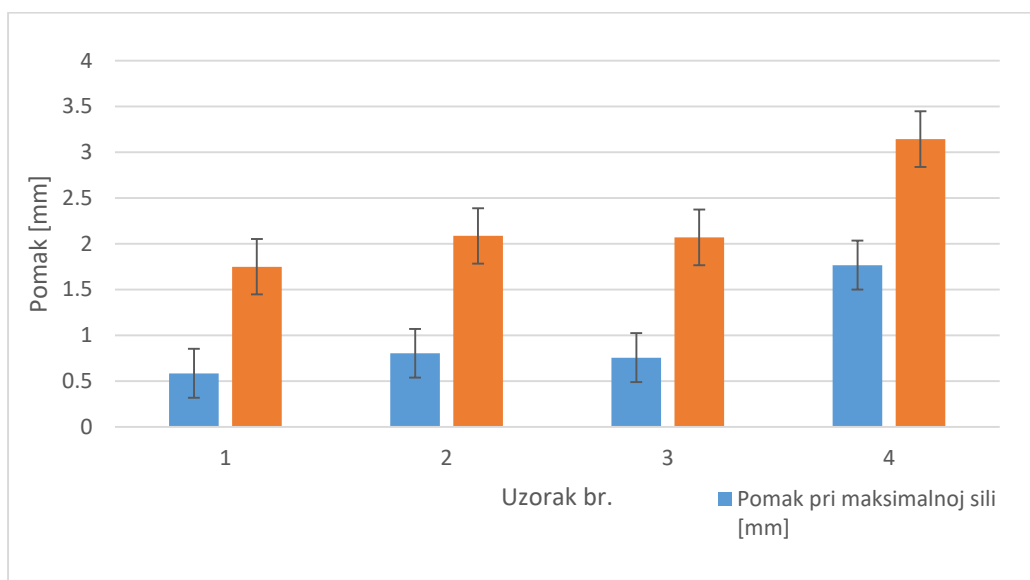
Slika 29. Dijagram sila za dinamički test pri brzini 10m/s.

Usporedbom rezultata (slika 30) apsorbirane energije u različitim trenucima udara (pri maksimalnoj sili, u trenutku loma i ukupna apsorbirana energija tijekom cijelog udara) udara za sva četiri uzorka, možemo zaključiti da je uzorak 2 prema svojim svojstvima superiorniji u odnosu na ostale uzorke jer je prilikom udarca u mogućnosti apsorbirati više energije. Ovo može upućivati na različiti životni stil svinja donora te na generalno bolje zdravlje kostiju svinje donora 2.



Slika 30. Dijagram energije za dinamički test pri brzini 10m/s.

Usporedbom rezultata (slika 31) pomaka kosti u različitim trenucima (pri maksimalnoj sili i u trenutku loma) udara za sva četiri uzorka, možemo zaključiti da uzorak 4 ima veću sposobnost deformacije i istovremeno manju krutost što upućuje na veću elastičnost kosti svinje donora 4.



Slika 31. Dijagram pomaka za dinamički test pri brzini 10m/s.

Na slici 32 su prikazane fotografije femura nakon ispitivanja dinamičkim testom pri brzini od 10 m/s.



Slika 32. Femur nakon ispitivanja dinamičkim testom pri brzini od 10 m/s (izvor: autor).

Kroz tlačne testove identificirana je maksimalna sila loma koju femur može izdržati, Tablica 5. Važno je napomenuti da se čvrstoća kostiju ne izračunava izravno u ovom kontekstu jer uvelike ovisi o poprečnim dimenzijama tijela kosti (dijafiza). Za smisleno uspoređivanje sile loma, u testovima su se koristile kosti vrlo sličnih dimenzija. Rezultati ovih mehaničkih testova su relevantni u raznim područjima uključujući biomehaniku, ortopediju i inženjering koštanog tkiva. Utjecaj opterećenja na ponašanje femura pomaže boljem razumijevanju i smanjenju rizika od prijeloma femura kod sportaša i drugih pojedinaca.

Tablica 5. Usporedba maksimalne sile i progiba pri maksimalnoj sili fermur kosti u statičkim testovima (tlačni test i savijanje u tri točke) kostiju bez ojačanja i kostiju s ojačanje

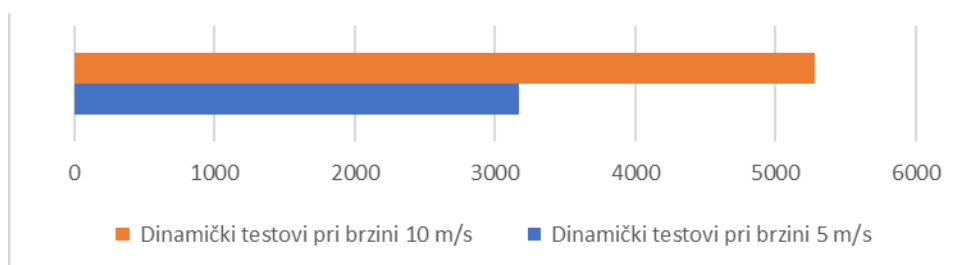
Test	Uzorak	Maksimalna sila [kN]	Progib maksimalnoj pri sili [mm]
Tlačni test femura bez ojačanja	1.1	3.42	6.00
	1.2	3.64	6.49
	1.3	5.19	6.47
PROSJEK (avg + sd)		4.08±0.96	6.32±0.28
Tlačni test femura s ojačanjem	2.1	4.45	7.05
	2.2	3.69	6.65
	2.3	5.57	8.1
PROSJEK (avg + sd)		4.57±0.94	7.27±0.75
Test savijen je u tri točke femura bez ojačanja	3.1	4.3	6.65
	3.2	3.89	8.1
	3.3	4.05	8.87
PROSJEK (avg + sd)		4.08±0.21	7.87±1.12
Test savijen je u tri točke femura s ojačanjem	4.1	4.59	7.33
	4.2	4.51	10.59
	4.3	5.26	8.38
PROSJEK (avg + sd)		4.79±0.41	8.76±1.66

Test savijanja u tri točke oponaša naprezanje savijanjem koje femur doživljava u stvarnim scenarijima. Inkrementalna opterećenja su primijenjena sve dok nije došlo do prijeloma kosti. Rezultati, koji uključuju mjerenja sile i pomaka, dali su krivulju sila-pomak, pružajući uvid u mehaničko ponašanje kosti. U donjem dijelu kosti prevladava vlačno naprezanje, i to je mjesto nastanka inicijalne pukotine.

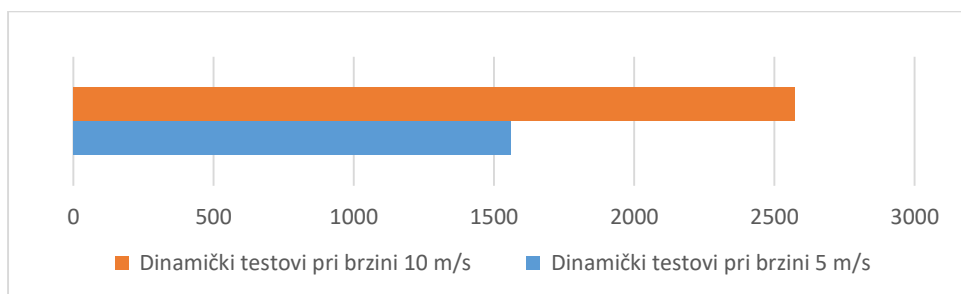
Rezultati tlačnih testova i testova savijanja u tri točke pokazuju da femur s ojačanjem mogu izdržati veće sile opterećenja čime je dokazana korisnost korištenih fiksacijskih tehnika.

U prvom setu dinamičkih testova brzina udara udarača je postavljena na 5 m/s, a u drugom setu dinamičkih testova brzina udara udarača je postavljena na 10 m/s. Ispitane su 4 femura u svakom setu testova (ukupno osam) s ciljem karakterizacije loma. Opisni parametar mehanizma loma je indeks duktilnosti, izražen u postotcima, pri čemu viši indeks duktilnosti označava da je priroda loma žilava, odnosno niži indeks duktilnosti označava da je priroda nastalog loma krta. U provedenim dinamičkim testovima zadržana je kao konstantna veličina energija udara $E = 360 \text{ J}$. Time smo osigurali da na mehanizam loma utječe samo promijenjen parametar brzine udarnog loma.

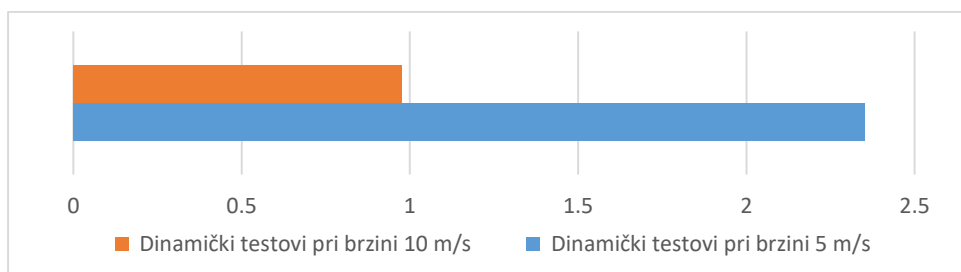
Na stupčastim grafovima je dana usporedba prosječnih vrijednosti za dva provedena seta ispitivanja iz kojih je vidljivo da je maksimalna sila udara i sila u trenutku loma veća za udare provedene većom brzinom, slika 33. i slika 33.. Pomaci pri maksimalnoj sili udara i pomaci u trenutku loma su veći pri manjoj brzini udara, slika 35. i slika 36. Posebno je zanimljiva usporedba ukupne apsorbirane energije tijekom udara (slika 37.) jer je očito da je apsorbirana energija prilikom udara manjom brzinom veća nego apsorbirana energija tijekom udara većom brzinom što možemo pripisati tome da je pri udaru manjom brzinom kost imala više vremena za postepenu plastičnu deformaciju te postepeno trošenje energije plastične deformacije što ide u prilog hipotezi da je pri manjim brzinama udara lom kosti više žilav, dok je pri višim brzinama udara lom kosti ima uglavnom svojstva krtog loma.



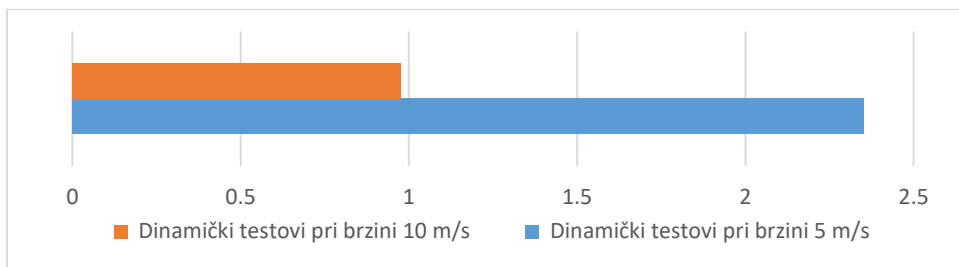
Slika 33. Maksimalna sila [N] (prosječna).



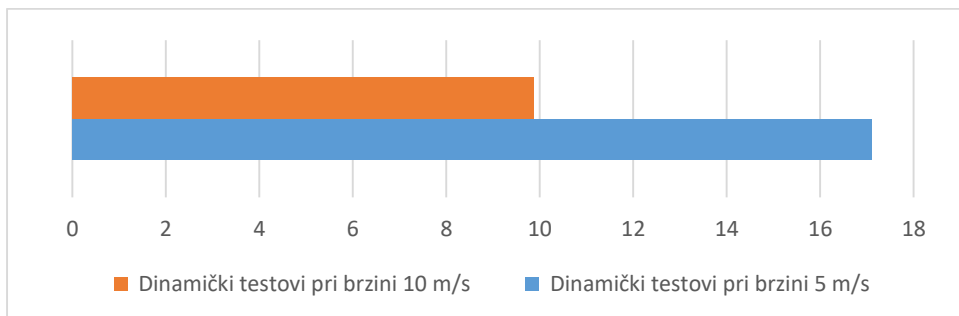
Slika 34. Sila u trenutku loma [N] (prosječna).



Slika 35. Pomak pri maksimalnoj sili [mm] (prosječni).

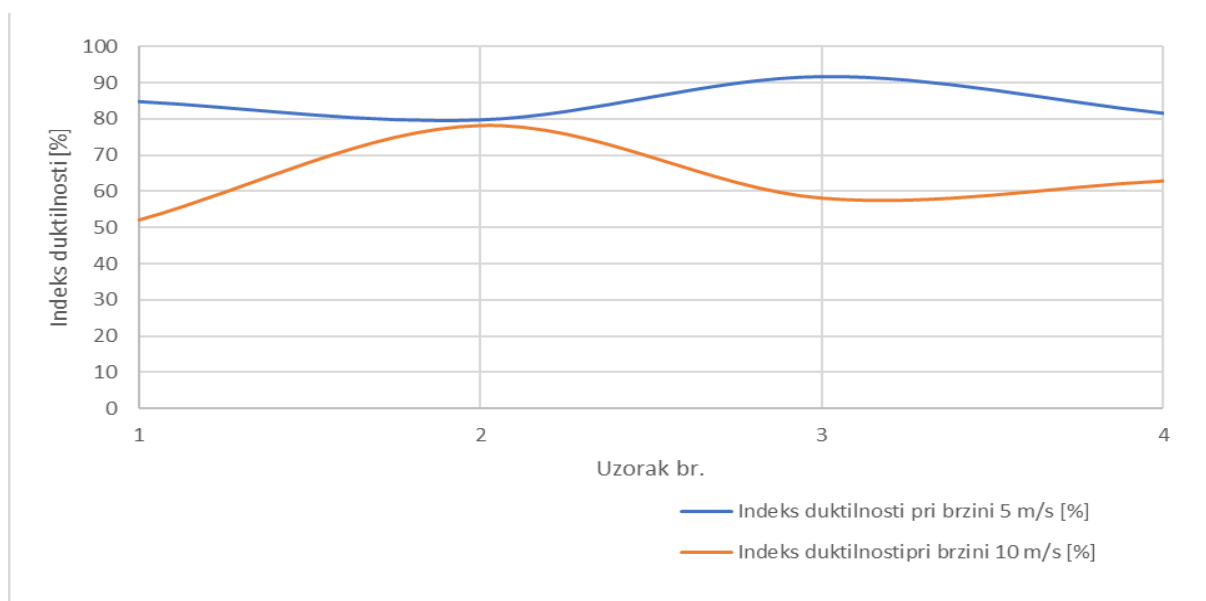


Slika 36. Pomak u trenutku loma [mm] (prosječni).



Slika 37. Ukupna apsorbirana energija tijekom loma [J] (prosječna).

Na slici 38. dana je usporedba indeksa duktilnosti za testove provedene s brzinom udara od 5 m/s (plava krivulja) i testove provedene s brzinom udara od 10 m/s (narančasta linija). Ovime je pokazano da brzina udara utječe na mehanizam loma, te da će pri višim brzinama udara lom imati obilježja loma bliža krtom lomu, dok će pri nižim brzinama udara lom imati obilježja loma bliža žilavom lomu.



Slika 38. Usporedba indeksa duktilnosti pri lomu prilikom udara s brzinom od 5 m/s i lomu prilikom udara s brzinom 10 m/s.

9. RASPRAVA

Čvrstoća kostiju izravno je povezana s njihovim materijalnim sastavom i strukturnim integritetom. Kostí moraju postići ravnotežu između krutosti, koja osigurava otpornost na deformacije, i fleksibilnosti, koja omogućuje apsorpciju energije kroz deformaciju. Nakon prijeloma, krivulja sila-pomak može pokazati blago povećanje pomaka zbog oslobađanja pohranjene energije ili pojave sekundarnih mikrofraktura.

Eksperimentalni rezultati potvrđuju da koncentrirano opterećenje izaziva prijelome dijelova kosti. Kod neojačanih uzoraka prijelomi se javljaju neposredno ispod točke koncentriranog opterećenja, dok ojačane kosti, zahvaljujući medicinskim dvo-trećinskim tubularnim pločama, pokazuju povećanu otpornost na prijelome. Ojačane kosti podnose veća opterećenja, a prijelomi se javljaju dalje od točke kontakta s pločom. Ova opažanja jasno ukazuju na prednosti medicinskih fiksacijskih uređaja u povećanju otpornosti kostiju u odnosu na njihovo izvorno stanje.

Iako numeričke usporedbe zbog različitih geometrija uzoraka ostaju izazovne, kvalitativna analiza pokazuje značajne prednosti primjene medicinskih dvotrećinskih tubularnih ploča. Mehanička in vitro testiranja dugih kostiju već se desetljećima koriste za analizu mehaničkih svojstava i doprinose razvoju naprednih metoda poboljšanja ljudskog skeletnog integriteta [19-21].

Ovaj rad predstavlja eksperimentalne rezultate dobivene na uzorcima femura post-mortem donatora svinja. Provedeni su tlačni testovi i savijanje u tri točke s ciljem usporedbe mehaničkog ponašanja uzoraka s i bez ojačanja pomoću fiksacijskih uređaja. Rezultati naglašavaju specifične obrasce ponašanja u konstrukcijama kost-fiksacija, uzimajući u obzir svojstva i materijala fiksacijskog uređaja i same kosti.

Materijali poput kosti, nehrđajućeg čelika i titana ključni su za razumijevanje ponašanja konstrukcije pod opterećenjem. U elastičnom rasponu deformacija konstrukcije je reverzibilna, ali preopterećenje može izazvati plastičnu deformaciju, karakteriziranu trajnim promjenama oblika [12-24]. Osim toga, čimbenici poput brzine opterećenja i promjena povezanih s dobi značajno utječu na mehanička svojstva kostiju i njihovu nosivost. Vanjske intervencije, uključujući pravilnu prehranu, suplementaciju, fizičku aktivnost i primjenu ortopedskih fiksacijskih uređaja, od presudne su važnosti za smanjenje rizika od prijeloma povezanih s oslabljenom snagom kostiju [25, 26].

U zaključku, brojni čimbenici utječu na snagu kostiju, a pravodobne preventivne mjere mogu značajno smanjiti rizik od prijeloma kod ugroženih pojedinaca. Uporaba esencijalnih

hranjivih tvari, suplementacije kalcijem i vitaminom D, treninga i kondicioniranja te medicinskih fiksacijskih uređaja pružaju učinkovite alate za povećanje snage kostiju i očuvanje skeletnog integriteta [27].

10. ZAKLJUČAK

Čvrstoća kosti usko je povezana s njenim materijalnim sastavom i strukturnim integritetom. Kostí moraju imati ravnotežu između krutosti za otpornost na deformacije i fleksibilnosti za apsorpciju energije kroz deformaciju. Nakon loma, krivulja sila-pomak može pokazivati očitavanje sile zbog oslobađanja pohranjene energije ili sekundarnih mikrofraktura.

Provođenjem eksperimenata postaje očito da koncentrirano opterećenje dovodi do prijeloma dijela kosti. U slučajevima bez ojačanja, prijelomi se javljaju odmah ispod točke koncentriranog opterećenja, dok ojačane kosti pokazuju održane sile prijeloma, što rezultira manjim prijelomima ispod ploče. Ova opažanja naglašavaju povećanu snagu kostiju ojačanih medicinskim trećinskim tubularnim pločama u usporedbi s njihovim izvornim stanjem.

Kroz ove testove identificirana je maksimalna aksijalna sila, obično nazivana točkom prijeloma u strojarstvu, koju femur može izdržati, Tablica 5. Važno je napomenuti da se snaga kostiju ne izračunava izravno u ovom kontekstu jer uvelike ovisi o poprečnim dimenzijama tijela kosti (dijafiza). Za smisleno uspoređivanje snage koriste se kosti vrlo sličnih dimenzija. Rezultati ovih mehaničkih testova su relevantni u raznim područjima uključujući biomehaniku, ortopediju i inženjering koštanog tkiva. Utjecaj opterećenja na femur ovisi o faktorima kao što su veličina, smjer i brzina opterećenja, a pravilno razumijevanje može pomoći u smanjenju rizika od prijeloma femura kod sportaša i drugih pojedinaca.

Ova eksperimentalna postavka oponašala je naprezanje savijanjem koje femur doživljava u stvarnim scenarijima. Inkrementalna opterećenja su primijenjena sve dok nije došlo do prijeloma kosti. Rezultati, koji uključuju mjerenja sile i pomaka, dali su krivulju sila-pomak, pružajući uvid u mehaničko ponašanje kosti. U donjem dijelu kosti prevladava vlačno naprezanje, gdje se očekuje početak inicijalne pukotine. U konačnici, kada poprečni presjek kosti postane nedovoljan da izdrži primijenjenu statičku silu, dolazi do prijeloma kosti.

Rezultati pokazuju da femur s ojačanjem može izdržati veća opterećenja i apsorbirati veće udarne energije dok ostaju u rasponu elastične deformacije, bez trajnih plastičnih oštećenja.

LITERATURA

- [1] Marušić A, Grković I. Anatomija čovjeka. 3. izd. Zagreb: Medicinska naklada; 2004.
- [2] Paripović E. Biomehanika u ortopediji [Internet]. 2004 [cited 2004 06 20]. Available from: <https://repozitorij.mef.unizg.hr/islandora/object/mef:848>
- [3] Kieser F, Kanade S, Waddell J, Kieser J, Theis JC, Swain M. The deer femur – A morphological and biomechanical animal model of the human femur. *Biomed Mater Eng*. 2014;24:1693–703.
- [4] Jepsen KJ, Silva MJ, Vashishth D, Guo XE, van der Meulen MC. Establishing biomechanical mechanisms in mouse models: practical guidelines for systematically evaluating phenotypic changes in the diaphyses of long bones. *J Bone Miner Res*. 2015;30(6):951–66.
- [5] Leppänen O, Sievänen H, Jokihaara J, Pajamäki I, Järvinen TL. Three-point bending of rat femur in the mediolateral direction: introduction and validation of a novel biomechanical testing protocol. *J Bone Miner Res*. 2006;21:1231–7.
- [6] Osiak-Wicha C, Tomaszewska E, Muszyński S, Flis M, Arciszewski M. Analysis of morphological traits, mineralization, and mechanical properties of femoral bones in young and adult European hares (*Lepus europaeus*). *Animals*. 2023;13(13):2077–89.
- [7] D’Angeli V, Belvedere C, Ortolani M, Giannini S, Leardini A. Load along the tibial shaft during activities of daily living. *J Biomech*. 2014;47(5):198–205.
- [8] Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech*. 2000;33:279–88.
- [9] Felix E, Caecilia W, Holger B, Volker K, Mathias P, Thomas ML, et al. Reproducibility and side differences of mechanical tests for determining the structural strength of the proximal femur. *J Bone Miner Res*. 2004;19(3):379–85.
- [10] Hart N, Nimphius S, Rantalainen T, Ireland A, Siafarikas A, Newton R. Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2017;17:XXX–XXX.
- [11] Kulin R, Jiang F, Vecchio K. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4:57–75.
- [12] Pereira F, De Moura M, Dourado N, Morais J, Dias M. Bone fracture characterization under mixed-mode I+II loading using the single leg bending test. *Biomech Model Mechanobiol*. 2014;13:XXX–XXX.
- [13] Van Lenthe H, Voide R, Boyd S, Müller R. Tissue modulus calculated from beam theory is biased by bone size and geometry: implications for the use of three-point bending tests to determine bone tissue modulus. *Bone*. 2008;43:717–23.
- [14] Martelli S, Kersh M, Schache A, Pandy M. Strain energy in the femoral neck during exercise. *J Biomech*. 2014;47:XXX–XXX.
- [15] Yang P, Brüggemann GP, Rittweger J. What do we currently know from in vivo bone strain measurements in humans? *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2011;11:8–20.
- [16] Cole JH, van der Meulen MC. Whole bone mechanics and bone quality. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469:2139–49.

- [17] Patton D, Bigelow E, Schlecht S, Kohn D, Bredbenner T, Jepsen K. The relationship between whole bone stiffness and strength is age and sex dependent. *J Biomech.* 2018;83:1678–98.
- [18] Olmos A, Fertuzinhos A, Campo T, Viegas C, Pereira F, Nguyen Q, et al. Osteosynthesis metal plate system for bone fixation using bicortical screws: numerical–experimental characterization. *Biology (Basel).* 2022;11:940–65.
- [19] Crenshaw TD, Peo ER, Lewis AJ, Moser BD. Bone strength as a trait for assessing mineralization in swine: a critical review of techniques involved. *J Anim Sci.* 1980;53:XXX–XXX.
- [20] Zhao S, Arnold M, Ma S, Abel R, Cobb J, Hansen U, et al. Standardizing compression testing for measuring the stiffness of human bone. *Bone Joint Res.* 2008;7:524–38.
- [21] Alnazer R, Kłodowski A, Rantalainen T, Heinonen A, Sievänen H, Mikkola A. Analysis of dynamic strains in tibia during human locomotion based on flexible multibody approach integrated with magnetic resonance imaging technique. *Multibody Syst Dyn.* 2008;20:287–306.
- [22] Martelli S, Kersh M, Schache A, Pandy M. Strain energy in the femoral neck during exercise. *J Biomech.* 2014;47:XXX–XXX.
- [23] Yang P, Brüggemann GP, Rittweger J. What do we currently know from in vivo bone strain measurements in humans? *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2011;11:8–20.
- [24] Bouxsein ML, Melton LJ, Riggs BL, Müller J, Atkinson EJ, Oberg AL, et al. Age- and sex-specific differences in the factor of risk for vertebral fracture: a population-based study using QCT. *J Bone Miner Res.* 2006;21:1475–82.
- [25] Naghii MR, Torkaman G, Mofid M. Effects of boron and calcium supplementation on mechanical properties of bone in rats. *Biofactors.* 2006;28:195–201.
- [26] Nieves JW, Barrett-Connor E, Siris ES, Zion M, Barlas S, Chen YT. Calcium and vitamin D intake influence bone mass, but not short-term fracture risk, in Caucasian postmenopausal women from the National Osteoporosis Risk Assessment (NORA) study. *Osteoporos Int.* 2008;19:673–9.
- [27] Donnelly E. Methods for assessing bone quality: a review. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;469(8):2128–38.

POPIS SLIKA

Slika 1. Karakteristični dijagram sila, vrijeme za a) žilavi lom, b) krti lom.....	28
Slika 2. Univerzalni hidraulički ispitni stroj "INSTRON 8800" (izvor: autor).	35
Slika 3. Očišćene kosti za pokus (izvor: autor).....	35
Slika 4. Donji dio bedrene kosti pozicioniran u gipsani kalup (izvor: autor).	36
Slika 5. Tlačni test svježe svinjske bedrene kosti (izvor: autor).	37
Slika 6. Učvršćivanje umetanjem titanskih vijaka u glavu bedrene kosti (izvor: autor).	37
Slika 7. . Mehaničke stege za savijanje u tri točke na univerzalnom hidrauličnom ispitnom stroju "INSTRON 8800" s maksimalnom silom od 50 kN (izvor: autor).....	38
Slika 8. Savijanje u tri točke bedrene kosti bez ojačanja: (a) prije početka testa, (b) prvi kontakt, (c) širenje početne pukotine, i (d) prijelom (izvor: autor).	40
Slika 9. (a) Oprema za ojačavanje bedrene kosti medicinskom jedno trećinskom pločicom, (b) Ojačane bedrene kosti (izvor: autor).	41
Slika 10. Primjena koncentriranog vertikalnog poprečnog opterećenja na ojačane kosti (izvor: autor).	41
Slika 11. Instron Drop Tower 9450, laboratorij katedre za konstrukcije (izvor: autor).	43
Slika 12. Prihvat kosti za univerzalni stol tijekom dinamičkih ispitivanja (izvor: autor).....	44
Slika 13. . Dijagram sila-pomak za tlačni test femura bez ojačanja.	50
Slika 14. Femoralne kosti nakon tlačnog testa bez ojačanja (izvor: autor).	50
Slika 15. Dijagram sila-pomak za tlačni test femura s ojačanjem.	51
Slika 16. Femoralne kosti nakon tlačnog testa s ojačanjem (izvor: autor).	51
Slika 17. Dijagram sila-pomak za test savijanje u tri točke femura bez ojačanja.....	52
Slika 18. Dijagram sila-pomak za test savijanja u tri točke femura bez ojačanja (izvor: autor).	53
Slika 19. Dijagram sila-pomak za test savijanje u tri točke femura s ojačanjem.....	53
Slika 20. Dijagram sila-pomak za test savijanja u tri točke femura s ojačanjem (izvor: autor).	54
Slika 21. Dijagram sila/vrijeme za sva 4 uzorka pri brzini udara od 5 m/s.	55
Slika 22. Dijagram energija/vrijeme za sva 4 uzorka pri brzini udara od 5 m/s.....	56
Slika 23. Dijagram sila za dinamički test pri brzini 5m/s.	57
Slika 24. Dijagram energije za dinamički test pri brzini 5m/s.....	58
Slika 25. Dijagram pomaka za dinamički test pri brzini 5m/s.	59
Slika 26. Femur nakon ispitivanja dinamičkim testom pri brzini od 5 m/s (izvor: autor).....	59
Slika 27. Dijagram sila/vrijeme za sva 4 uzorka pri brzini udara od 10 m/s.	60
Slika 28. Dijagram energija/vrijeme za sva 4 uzorka pri brzini udara od 10 m/s.....	61
Slika 29. Dijagram sila za dinamički test pri brzini 10m/s.	63
Slika 30. Dijagram energije za dinamički test pri brzini 10m/s.....	64
Slika 31. Dijagram pomaka za dinamički test pri brzini 10m/s.	64
Slika 32. Femur nakon ispitivanja dinamičkim testom pri brzini od 10 m/s (izvor: autor)....	65
Slika 33. Maksimalna sila [N] (prosječna).	67
Slika 34. Sila u trenutku loma [N] (prosječna).	67

Slika 35. Pomak pri maksimalnoj sili [mm] (prosječni).....	67
Slika 36. Pomak u trenutku loma [mm] (prosječni).....	68
Slika 37. Ukupna apsorbirana energija tijekom loma [J] (prosječna).....	68
Slika 38. Usporedba indeksa duktilnosti pri lomu prilikom udara s brzinom od 5 m/s i lomu prilikom udara s brzinom 10 m/s.	69

POPIS TABLICA

Tablica 1. Poveznica standardnih testova i stvarnih događaja.....	17
Tablica 2. Početni parametri ispitivanja – dinamički testovi.....	33
Tablica 3. Izračunati parametri u karakterističnim trenutcima loma pri udaru brzinom 5 m/s	42
Tablica 4. Izračunati parametri u karakterističnim trenutcima loma pri udaru brzinom 10 m/s	48
Tablica 5. Usporedba maksimalne sile i progiba pri maksimalnoj sili fermur kosti u statičkim testovima (tlačni test i savijanje u tri točke) kostiju bez ojačanja i kostiju s ojačanjem.....	52

SAŽETAK

Uvod: Ovaj rad istražuje mehaničko ponašanje kostiju bedra pod opterećenjem, s naglaskom na prijelaz od elastične do plastične deformacije i konačni prijelom. Posebna pažnja posvećena je promjenama u krivulji sile-pomaka, koja otkriva različite faze deformacije kostiju i ukazuje na elastično i plastično ponašanje materijala.

Metode: Istraživanje analizira krivulje sile-pomaka kako bi se utvrdilo ponašanje kostiju pod različitim opterećenjima. Različiti uzorci kostiju analizirani su s obzirom na njihovu geometriju, veličinu, poprečni presjek i debljinu korteksa. Također su ispitane metode ojačavanja kostiju vijcima, s ciljem povećanja njihove čvrstoće. Uspoređeni su uzorci kostiju s ojačanjem i bez njega, kako bi se evaluirala učinkovitost tehnika fiksacije i ojačanja.

Rezultati: Rezultati su pokazali da kosti bedra s ojačanjem mogu izdržati veća opterećenja i apsorbirati veću količinu energije udara, ostajući u elastičnom području deformacije bez trajne plastične štete. Krivulje sile-pomaka pokazale su veću silu prijeloma u ojačanim uzorcima, čime je dokazana učinkovitost ojačavanja kostiju u poboljšanju njihove otpornosti na prijelome.

Zaključak: Ovo istraživanje daje vrijedne uvide u biomehaniku kostiju bedra i pokazuje da tehnike ojačavanja značajno poboljšavaju njihovu čvrstoću i otpornost na prijelome. Kosti koje su ojačane vijcima mogu izdržati veća opterećenja i apsorbirati više energije, što doprinosi njihovoj dugoročnoj stabilnosti i smanjenju rizika od trajnih oštećenja.

Ključne riječi: prijelom; kost; ex vivo; biomehanika

SUMMARY

Introduction: This study examines the mechanical behavior of femur bones under loading conditions, focusing on the transition from elastic to plastic deformation and subsequent fracture. The force–displacement curves reveal distinct deformation phases, beginning with an initial linear relationship indicative of elastic behavior, followed by a deviation that signals the onset of plastic deformation.

Methods: The research analyzes force–displacement curves to assess the behavior of femur bones under different loads. Bone specimens were evaluated based on their geometry, size, cross-sectional area, and cortical thickness. Additionally, reinforcement techniques using screws were tested to improve bone strength. Comparisons were made between reinforced and non-reinforced specimens to evaluate the effectiveness of these strengthening methods.

Results: The findings indicated that reinforced femur bones could support higher loads and absorb greater amounts of impact energy while remaining within the elastic deformation range, avoiding permanent plastic damage. The force–displacement curves of reinforced specimens showed higher fracture forces, demonstrating the effectiveness of reinforcement in enhancing fracture resistance.

Conclusion: This study offers valuable insights into the biomechanics of femur bones, highlighting that reinforcement techniques significantly enhance bone strength and fracture resistance. Reinforced bones can bear greater loads and absorb more energy, contributing to their long-term stability and reducing the risk of permanent damage.

Keywords: *fracture; bone; ex vivo; biomechanics*

ŽIVOTOPIS

Osobni podaci

- **Ime i prezime:** Marijana Kulić
- **Datum i mjesto rođenja:** 30. kolovoza 1977., Dubrovnik
- **Adresa:** Nikole Božidarevića 12, Kručica, 20232 Slano
- **Telefon:** 098 800 498
- **E-pošta:** marijanakulic77@gmail.com / ravnateljica@dumed.hr
- **Državljanstvo:** Hrvatsko

Obrazovanje

- **Srednja škola:** Medicinska škola Dubrovnik (završena 1996.)
- **Visoko obrazovanje:** Biološki odsjek, PMF Sveučilišta u Zagrebu, smjer profesor biologije
 - Diplomski rad: Obrana 17. siječnja 2003., mentor: prof. dr. sc. Radovan Erben, PMF, Zagreb
 - Stručni ispit: Položen 11. studenog 2004.

Profesionalno iskustvo

- **Ravnateljica Medicinske škole Dubrovnik**
 - Od 26. veljače 2021. do danas
- **Nastavnica biologije**
 - Ekonomska škola Dubrovnik (1. rujna 2004. – 25. veljače 2021.)
 - Medicinska škola Dubrovnik (1. rujna 2007. – 25. veljače 2021.)

Sudjelovanja i aktivnosti

- Redovito sudjelovanje na stručnim skupovima iz područja biologije i obrazovanja.

Objavljeni radovi:

1. ***Civilian gunshot victim with low-energy bullet injuries to the lower extremities and atypical right distal femur fracture: a case report.*** M. Bekić, Blažević D, Mulabdić D, Vidović D, Bekić M. Acta Clin Croat 2024; 63: 199-205.
2. **Ex Vivo Biomechanical Bone Testing of Pig Femur as an Experimental Model.** Kulić, Marijana; Bagavac, Petra; Bekić, Marijo; Krstulović-Opara, Lovre. Bioengineering, 11 (2024), 6; 572-585. doi: 10.3390/bioengineering11060572
3. ***A three-year follow-up on injuries sustained by cruise ship passengers and crew treated at the Orthopaedic and Traumatology Department at Dubrovnik County Hospital.*** M. Bekić, Mikuličić M. Golubović M, Kojić N, Lenz R, Lojpur J, Bekić M. Injury, 2015 Nov; 46 Suppl 6: S73-7.

Jezici

- **Materinski jezik:** Hrvatski
- **Ostali jezici:** Engleski, talijanski i francuski (aktivno korištenje)

Osobni podaci

- **Bračni status:** Udana
- **Djeca:** Majka dvoje djece

Dubrovnik, 2025.