

Mjerenje pomaka i deformacija na svježim kostima kod in vitro ispitivanja

Surjak, Filip

Undergraduate thesis / Završni rad

2016

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:571131>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-13**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Filip Surjak

Zagreb, 2016.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Student:

Filip Surjak

Zagreb, 2016.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći stečena znanja tijekom studija, navedenu literaturu i opremu Laboratorija za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu.

Zahvaljujem se prof. dr. sc. Janošu Kodvanju na podršci, povjerenju te pruženoj pomoći i stručnom usmjeravanju pri izradi završnog rada. Također, zahvaljujem se obitelji na podršci tokom cijelog studija, a posebice dr.sc. Martinu Surjaku na profesionalnim savjetima.

Filip Surjak



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Filip SURJAK** Mat. br.: 0035190517

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Mjerenje pomaka i deformacija na svježim kostima kod in vitro ispitivanja**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Measurement of displacement and strain on fresh bones in in vitro tests**

Opis zadatka:

U biomehaničkim istraživanjima koja podrazumijevaju analizu mehaničkih svojstava kosti i stabilnost sustava kost-implantat, koriste se umjetne, kadaverične i životinjske kosti. S obzirom na lakšu dobavljalivost u odnosu na kadaverične, životinjske kosti se koriste za mnoga istraživanja vezana za razvoj i unaprijeđenje operacijskih tehnika, razvoj i ispitivanje novih medicinskih implantata. Svinjske i ovčje kosti su zbog svoje građe, oblika i dimenzija prikladne za testiranje medicinskih implantata namijenjenih za ljude. In vitro ispitivanja kosti provode se u svrhu dobivanja mehaničkog odziva kosti na narinuto opterećenje te u svrhu validacije numeričkih modela mehaničkog ponašanja kostiju. Kako je koštano tkivo nehomogeni materijal, eksperimentalno ispitivanje u svrhu validacije numeričkih modela kosti je od posebne važnosti.

U radu je potrebno primijeniti metodu korelacije digitalne slike (*eng. DIC – Digital image correlation*) za mjerenje polja pomaka i deformacija na površini svježih svinjskih femura kod eksperimentalnog ispitivanja. Tijekom rada potrebno je:

1. Upoznati se s radom statičke kidalice i optičkog mjernog sustava Aramis.
2. Odrediti polje pomaka na trupu femura i lokalne promjene deformacija u blizini vrata. Ispitivanja provesti kod tlačnog aksijalnog opterećenja narinutog na glavu femura. Iznose opterećenja odabrati tijekom same provedbe mjerenja.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
25. studenog 2015.

Rok predaje rada:
1. rok: 25. veljače 2016
2. rok (izvanredni): 20. lipnja 2016.
3. rok: 17. rujna 2016.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 29.2., 02. i 03.03. 2016.
2. rok (izvanredni): 30. 06. 2016.
3. rok: 19., 20. i 21. 09. 2016.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Igor Balen

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. KOSTI.....	2
2.1. Građa i sastav kosti	2
2.2. Bedrena kost.....	3
2.3. Prijelomi bedrene kosti	4
3. MJERENJE POMAKA I DEFORMACIJA	6
3.1. Vertikalni hod kidalice.....	6
3.2. Ekstenzometri.....	7
3.2.2. Laserski ekstenzometar	8
3.2.3. Videoekstenzometar.....	9
3.3. Elektrootporne mjerne trake.....	10
3.4. Korelacija digitalne slike	11
3.5. Mjerenje optičkim sustavom Aramis	12
3.5.1. Nanošenje stohastičkog uzorka na površinu	13
3.5.2. Podešavanje i kalibracija sustava.....	14
3.5.3. Snimanje uzoraka.....	16
3.5.4. Pohrana i obrada digitalnih slika.....	16
4. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE	17
4.1. Tlačno ispitivanje svinjskih femura	17
4.1.1. Priprema uzoraka	17
4.1.2. Provedba mehaničkog ispitivanja	21
4.1.3. Mjerenje pomaka i deformacija na površini kosti.....	26
5. ANALIZA REZULTATA	29
6. ZAKLJUČAK.....	33
LITERATURA.....	34

POPIS SLIKA

Slika 1.	Kortikalna i trabekularna kost [1]	2
Slika 2.	Prikaz građe ljudskog femura [2]	4
Slika 3.	Liječenje prijeloma [3]	5
Slika 4.	Najčešći prijelomi femura: a) intertrohanterni, b) subtrohanterni, c) prijelom vrata [2]	5
Slika 5.	a) Primjer vlačnog testa; b) Primjer savijanja u tri točke	6
Slika 6.	Mjerenje pomaka mehaničkim ekstenzometrom	7
Slika 7.	Mjerenje laserskim ekstenzometrom	8
Slika 8.	Mjerenje videoekstenzometrom	9
Slika 9.	Mjerenje deformacija elektrootpornim mjernim trakama [5]	10
Slika 10.	Shematski prikaz 3D mjerenja s dvije kamere primjenom korelacije digitalne slike [1]	11
Slika 11.	Primjer stohastičkog rastera i crveno označena pravokutna faseta u referentnoj konfiguraciji a) i deformiranoj konfiguraciji b)	12
Slika 12.	Optički mjerni sustav Aramis [6]	13
Slika 13.	Primjeri stohastičkih uzoraka za različite mjerne volumene [6]	14
Slika 14.	Kalibracijski objekti [6]	15
Slika 15.	Prikaz sustava <i>Aramis</i> s potrebnim parametrima za podešavanje [1]	15
Slika 16.	Fasete veličine 15x15, s 2 preklapajuća piksela [1]	16
Slika 17.	Svježi svinjski femuri nakon odmrzavanja i čišćenja	18
Slika 18.	Svinjski femuri nakon odrezivanja distalnog dijela	18
Slika 19.	Pozicioniranje svinjskog femura s pomoću specijalne naprave: a) postavljanje distalnog kraja kosti u cijev, b) fiksiranje distalnog kraja kosti polimetilmetakrilatom (PMMA)	19
Slika 20.	Uzorci nakon nanošenja stohastičkog rastera	20
Slika 21.	Pozicioniranje ispitnog uzorka uz pomoć posebne naprave za podešavanje	21
Slika 22.	Oštećenje glave femura	22
Slika 23.	Eksperimentalni postav: a) optički sustav <i>Aramis</i> , b) ispitni uzorak i adapter za prijenos opterećenja s aksijalnim ležajem	23
Slika 24.	Položaj svinjskog femura tijekom ispitivanja	24
Slika 25.	Dijagram sila – pomak dobiven opterećivanjem svinjskog femura	25
Slika 26.	Dijagram sila – pomak dobiven opterećivanjem svinjskih femura	26
Slika 27.	Kalibracija optičkog sustava <i>Aramis</i>	27
Slika 28.	Referentna slika uzorka F1 s jedne od kamere: a) odabrana veličina faseta, b) referentna slika bez polja faseta, c) referentna slika s poljem faseta	28
Slika 29.	Pomaci i deformacije određeni korelacijom digitalne slike pri 1,5 kN: a) polje pomaka na površini uzorka F2, b) raspodjela deformacija na površini uzorka F2	29
Slika 30.	Korisničko sučelje <i>Aramis-a</i> te definiranje poprečnog presjeka na F2 modelu	30
Slika 31.	Usporedba pomaka po uzdužnom presjeku pri silama 1,5 kN i 3 kN	30
Slika 32.	Usporedba deformacija po uzdužnom presjeku pri opterećenju silama 1,5 kN i 3 kN	31
Slika 33.	Usporedba maksimalnih pomaka na uzdužnom presjeku pri opterećenju silama od 1,5 kN i 3 kN	31
Slika 34.	Usporedba maksimalnih deformacija na uzdužnom presjeku pri opterećenju silama od 1,5 kN i 3 kN	32

POPIS TABLICA

Tablica 1. Broj ispitanih uzoraka svinjskih femura.....	25
---	----

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
a	[mm]	vertikalna udaljenost od glave femura do gornjeg ruba cijevi

SAŽETAK

U posljednjem desetljeću posebno se proširilo korištenje optičkih metoda za praćenje deformiranja tijela uslijed opterećenja. Za razliku od ostalih metoda, primjenom metode korelacije digitalne slike kao rezultat dobiva se trodimenzionalno polje pomaka na promatranoj plohi.

Primjenom optičkog sustava *Aramis*, čiji algoritam počiva na metodi korelacije digitalne slike, određena su polja pomaka i deformacija na svježim svinjskim femurima pri tlačnom opterećenju. U radu je opisana građa i sastav kosti kao heterogenog materijala, a upravo je njezina nehomogenost temeljna razlika između kosti i inženjerskih materijala. Također su opisane najčešće metode mjerenja pomaka, a detaljno je na primjeru eksperimenta objašnjena metoda korelacije digitalne slike.

Ključne riječi: biomehanika, pomak, deformacija, femur, metoda korelacije digitalne slike

1. UVOD

Većina biomehaničkih istraživanja koja se provode u današnje vrijeme zahtijeva povezivanje više različitih disciplina. Upravo iz tog razloga, razvoj eksperimentalnih metoda u strojarstvu potaknuo je njihovu sve učestaliju primjenu u medicini. Tako se analiza mehaničkih svojstava kosti te stabilnost sustava kost – implantat, u biomehaničkim istraživanjima provodi na umjetnim, kadaveričnim te životinjskim kostima. Kako je kost, odnosno koštano tkivo heterogen materijal, eksperimentalno ispitivanje je od posebno velikog značenja. S obzirom na to da se životinjske kosti mogu lakše dobiti nego kosti kadavera, a po svojoj su građi, obliku i dimenzijama veoma slične kadaveričnima, svinjske i ovčje kosti dobra su alternativa kadaveričnim kostima. Upravo zato se koriste u mnogim istraživanjima vezanim uz razvoj i unaprjeđenje operacijskih zahvata, testiranje i razvoj novih medicinskih implanata pa čak i analizu koštanih stanica [1].

U drugom poglavlju ovog rada dan je uvid u građu koštanog tkiva te je detaljnije opisana bedrena kost. Eksperimentalna ispitivanja u ovom radu provedena su na svježim svinjskim bedrenim kostima. *In vitro* ispitivanja kosti provode se kako bi se odredio odziv kosti na narinuto opterećenje. Kako je koštano tkivo nehomogeni materijal *in vitro* ispitivanja imaju značajnu ulogu u validaciji numeričkih modela mehaničkog ponašanja kostiju. Pri ispitivanju mjere se dvije osnovne veličine, a to su sila i pomak.

U trećem poglavlju predstavljene su najčešći načini mjerenja pomaka i deformacija, vertikalni hod kidalice, ekstenzometri, elektrootporne mjerne trake te optički sustav *Aramis*. Sustav koristi metodu korelacije digitalne slike (*eng. Digital Image Correlation – DIC*) koja za razliku od ostalih metoda koje pomake mjere lokalno, kao rezultat daje cijelo polje pomaka na površini kosti. Metoda korelacije digitalne slike također je detaljnije opisana u trećem poglavlju.

Eksperimentalno ispitivanje provedeno je tlačnim opterećivanjem devet uzorka svinjskih bedrenih kosti (femura). Uzorci su imali različite svrhe, pa su tako neki od njih korišteni za podešavanje parametara eksperimentalnog postava, neki za definiranje iznosa opterećenja u elastičnom području, a pet je uzoraka iskorišteno za dobivanje rezultata za pomake. Pri ispitivanju je korištena kidalica i optički sustav *Aramis*. Priprema ispitnih uzoraka te tijekom samog ispitivanja opisano je u četvrtom poglavlju rada.

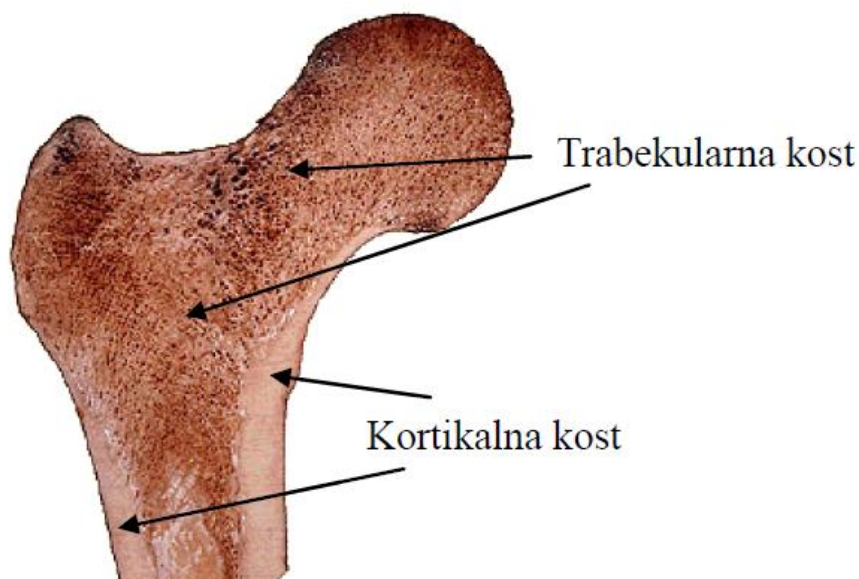
Rezultati ispitivanja te analiza pomaka dani su u petom poglavlju.

2. KOSTI

Kosti su aktivno živo tkivo, a dio su sustava organa za kretanje. Svrha im je da podupiru tjelesnu strukturu na način da služe kao hvatišta mišićima, omogućuju kretanje, a ovisno o opterećenju imaju svojstvo prilagođavanja i pregradnje. Osim spomenutog imaju ulogu i zaštite vitalnih organa kao što su mozak, srce, pluća i leđna moždina. Kosti su čvrsti dijelovi tijela koji u duljinu rastu do između 16. i 23. godine ljudskog života, a nakon toga samo u širinu. Iako su čvrste i krute, kosti su šuplje unutrašnjosti, te kao takve čine tek 14 % ukupne mase prosječnog čovjeka. Mogu se podijeliti na razne načine, između ostalog i prema obliku na duge, kratke i plosnate kosti. Duge kosti su kosti udova, kratke kosti čine stopala, šake i kralješke, a primjer plosnatih su lubanja, zdjelica i lopatica.

2.1. Građa i sastav kosti

Kost je izgrađena od 65% anorganske tvari – minerala (pretežito kalcija i fosfora) i drugih kemijskih tvari koje kosti čine tvrdima i krutima, 25 % organske tvari (kolagena) i 10% vode. S obzirom na samu građu, kost se može smatrati kompozitom koji je čvrst zbog prisutnosti kalcija, a istodobno je i elastičan jer sadržava organski matriks te visko elastičan zahvaljujući vodi. Gledano na makroskopskoj razini, kost čini kortikalno i trabekularno koštano tkivo, kao što prikazuje slika 1.



Slika 1. Kortikalna i trabekularna kost [1]

2.1.1. Kortikalna kost

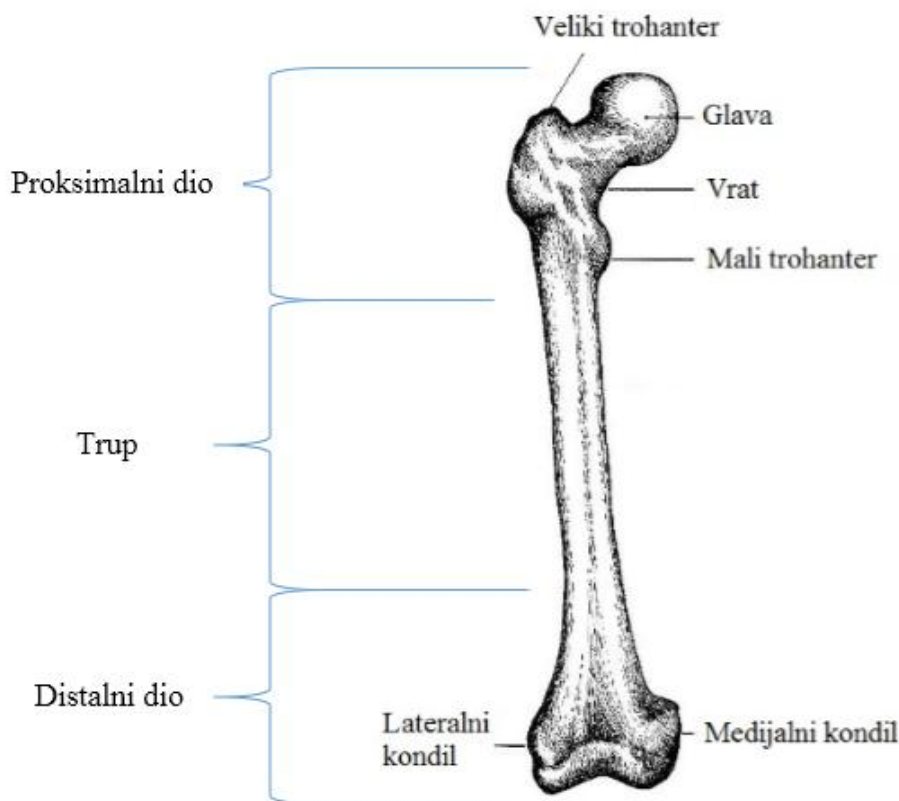
Kortikalna kost je gusta i kompaktna koštana tvar, prožeta mikroskopski vidljivim kanalićima. Izgrađuje površinski sloj kostiju i u cijelosti trup dugih kostiju. Budući da je gusta i homogena tvar, kortikalna kost je najvećim dijelom mineralnog sadržaja. U kortikalnoj se kosti nalazi 80 do 90 % kalcija, a ostatak od 15 do 25 % je u trabekularnoj kosti.

2.1.2. Trabekularna kost

Trabekularna kost naziva se još i spongioznom ili spužvastom kosti. Trabekularno koštano tkivo sačinjeno je od koštanih gredica koje formiraju trodimenzionalnu rešetku, a između gredica nalaze se šupljine koje su ispunjene koštanom srži. Trabekularna kost izgrađuje kratke kosti te okrajke dugih kostiju. S obzirom da je spužvaste građe, trabekularna je kost znatno niže gustoće od kortikalne kosti. Upravo zbog takve građe kost je lagana, a opet dovoljno čvrsta da se može oduprijeti opterećenju.

2.2. Bedrena kost

Bedrena kost ili femur je natkoljениčna kost, a ubraja se u skupinu dugih cjevastih kostiju. Može narasti i do duljine od 55 cm što je čini ujedno i najdužom kosti u ljudskom skeletu. Femur se može podijeliti na tri segmenta: proksimalni dio, trup i distalni dio. Na svom distalnom dijelu spaja se na zglob koljena, a na proksimalnom dijelu spaja se sa zdjelicom u zglob kuka. Proksimalni dio bedrene kosti počinje glavom u obliku kugle. Ispod glave nalazi se vrat. Veliki i mali trohanter služe kao hvatište tetiva mišića, a nalaze se također na proksimalnom dijelu. Vrat je uzak u blizini femoralne glave, a širi se prema trupu. Kut koji zatvaraju os vrata i os trupa femura iznosi približno 120°. Na distalnom dijelu nalaze se kondili koji se uzglobljuju u koljenskom zglobu. Na slici 2. prikazana je građa ljudskog femura.



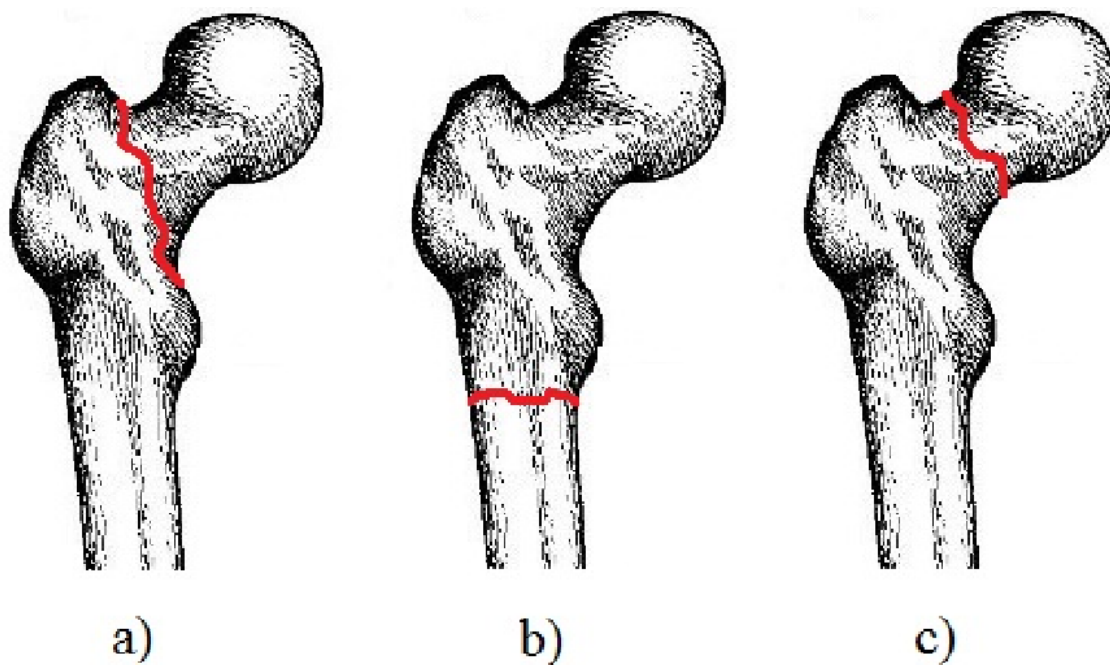
Slika 2. Prikaz građe ljudskog femura [2]

2.3. Prijelomi bedrene kosti

Bedrena kost jedna je od najopterećenijih kosti u ljudskom skeletu pa je zbog toga često izložena prijelomima, posebice u proksimalnom dijelu. Prijelomi proksimalnog dijela femura čine 10% svih prijeloma donjih ekstremiteta pa su samim time jedan od najvećih problema kojima se bavi suvremena traumatologija. Prijelome proksimalnog dijela femura može se podijeliti na intertrohanterne, subtrohanterne te prijelome vrata. Lom kostiju najčešće se događa pri spoticanju i padu, a kod starijih osoba uglavnom je posljedica osteoporoze i biomehaničkog slabljenja kostiju. Osteoporoza je bolest koštanog tkiva kod koje se progresivno smanjuje gustoća kosti tj. dolazi do gubitka organskog i mineralnog dijela, što ima za posljedicu da kosti postaju krhke i lomljive. Ubraja se u jednu od pet najčešćih kroničnih bolesti uopće, a 80% svih oboljelih su žene. Najčešće i najopasnije komplikacije osteoporoze su prijelom kralježaka i vrata femura. Većina prijeloma se uspješno liječi protezama, vijcima, pločicama na zaključavanje i intramedularnim čavlima, kao što prikazuje slika 3. Najčešći slučajevi prijeloma prikazani su na slici 4.



Slika 3. Liječenje prijeloma [3]



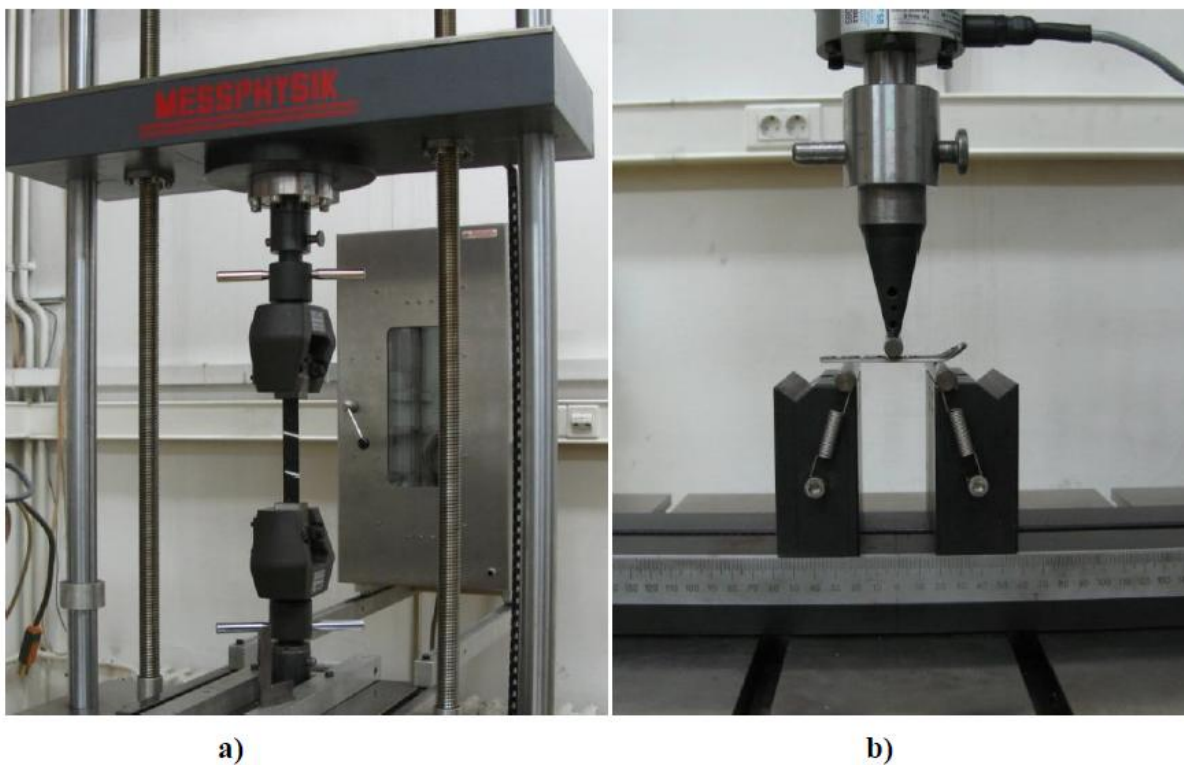
Slika 4. Najčešći prijelomi femura: a) intertrohanterni, b) subtrohanterni, c) prijelom vrata [2]

3. MJERENJE POMAKA I DEFORMACIJA

Pri mehaničkom ispitivanju, što inženjerskih što bioloških materijala, mogu se mjeriti dvije osnovne veličine od kojih se jedna mjeri, a druga kontrolira. Te dvije veličine najčešće su sila i pomak i iz njih se mogu dalje izračunavati naprezanja, deformacije i određeni parametri materijala. Sila se u pravilu mjeri pomoću specijalnih mjernih doza koje se umjeravaju posebnim dinamometrima. Mnogo je složenije mjerenje pomaka odnosno deformacija.

3.1. Vertikalni hod kidalice

Najjednostavniji način mjerenja pomaka jest uzimanje podataka o vertikalnom hodu uređaja za opterećivanje, kidalice. Za slučaj statičkog vlačnog testa, ispitni uzorak (epruveta) postavlja se na uređaj za opterećivanje tako da je jedan kraj nepomičan u čeljusti koja miruje, a drugi kraj pričvršćen je u čeljusti koja se pomiče u vertikalnom smjeru (slika 5 a). U tom slučaju podatak o izmjenom pomaku pokazuje pomak gornje čeljusti, a deformacija se određuje na osnovi početnoga i konačnog razmaka između čeljusti. I tijekom savijanja u tri točke (slika 5 b) jedan od načina mjerenja progiba jest upravo vertikalni hod.



Slika 5. a) Primjer vlačnog testa; b) Primjer savijanja u tri točke

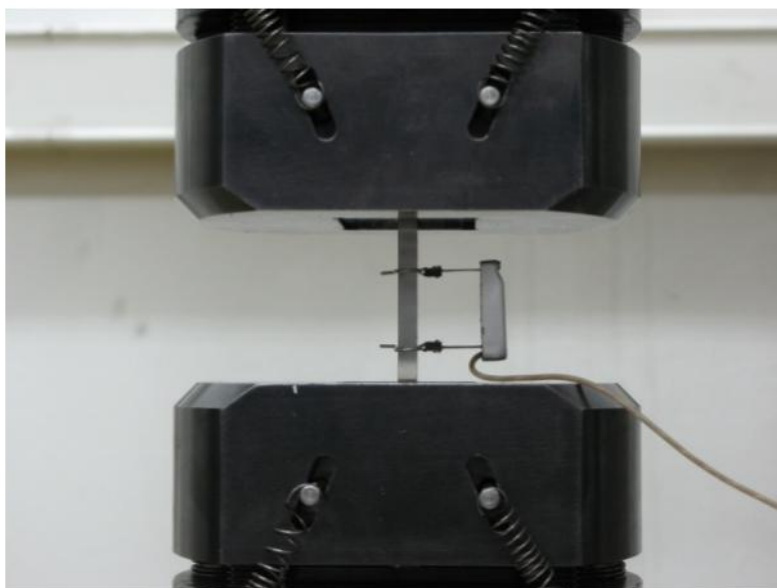
Jedan od nedostataka ovakvog mjerenja prikazanog na slici 5. jest nepreciznost. Pomak se mjeri na vrhu ispitnog uzorka, tamo gdje je učvršćen u čeljusti, a ne na mjestu gdje se očekuje eventualni lom. Što je manji ispitni uzorak, taj nedostatak manje dolazi do izražaja. Taj pomak također sadržava sve postojeće neželjene zračnosti u adapterima i čeljustima za opterećivanje, te pogreške zbog inercije pokretnih dijelova. Ako se radi o graničnim iznosima sile koju uređaj za opterećivanje može postići, tada i njegova krutost utječe na rezultirajući pomak. Zato postoje korekcijski faktori na osnovi kojih se u ovakvim slučajevima korigira dobiveni pomak.

3.2. Ekstenzometri

Ekstenzometri su uređaji koji se koriste za mjerenje relativnog pomaka dviju odabranih točaka na epruveti. Na osnovi tog pomaka može se izračunati deformacija epruvete. Postoji više vrsta ekstenzometara: mehanički ekstenzometar, videoekstenzometar, laserski ekstenzometar i dr.

3.2.1. Mehanički ekstenzometar

Mehanički ekstenzometar kompaktan je i veoma precizan. Glavni nedostatak mu je ograničeno područje mjerenja te zato nije prikladan za ispitivanje materijala koji imaju veliku istežljivost. U većini slučajeva prije loma epruvete nužno je odspojiti ekstenzometar kako se uređaj ne bi trajno oštetio. U takvim slučajevima može postojati odstupanje u izmjerenoj istežljivosti ispitnog uzorka. Primjer mjerenja mehaničkim ekstenzometrom prikazan je na slici 6.



Slika 6. Mjerenje pomaka mehaničkim ekstenzometrom

3.2.2. Laserski ekstenzometar

Razvojem digitalnih kamera visoke rezolucije i brzog prijenosa podataka, u kombinaciji s vrlo snažnim algoritmima za analizu digitalnih slika, nastaju novije generacije ekstenzometara, a najvažniji su videoekstenzometar i laserski ekstenzometar [4].

Pri mjerenju laserskim ekstenzometrom koherentno lasersko svjetlo obasjava površinu epruvete, pri čemu kamere snimaju refleksiju s površine (slika 7.). Zbog hrapavosti površine nastaje interferencija svjetlosnih zraka, te na slici nastaje zrnata struktura nasumično osvijetljenih piksela (engl. laser speckle effect). Svaka promatrana grupa piksela ima jedinstven uzorak čija je putanja po slici u korelaciji s razvlačenjem materijala [4].

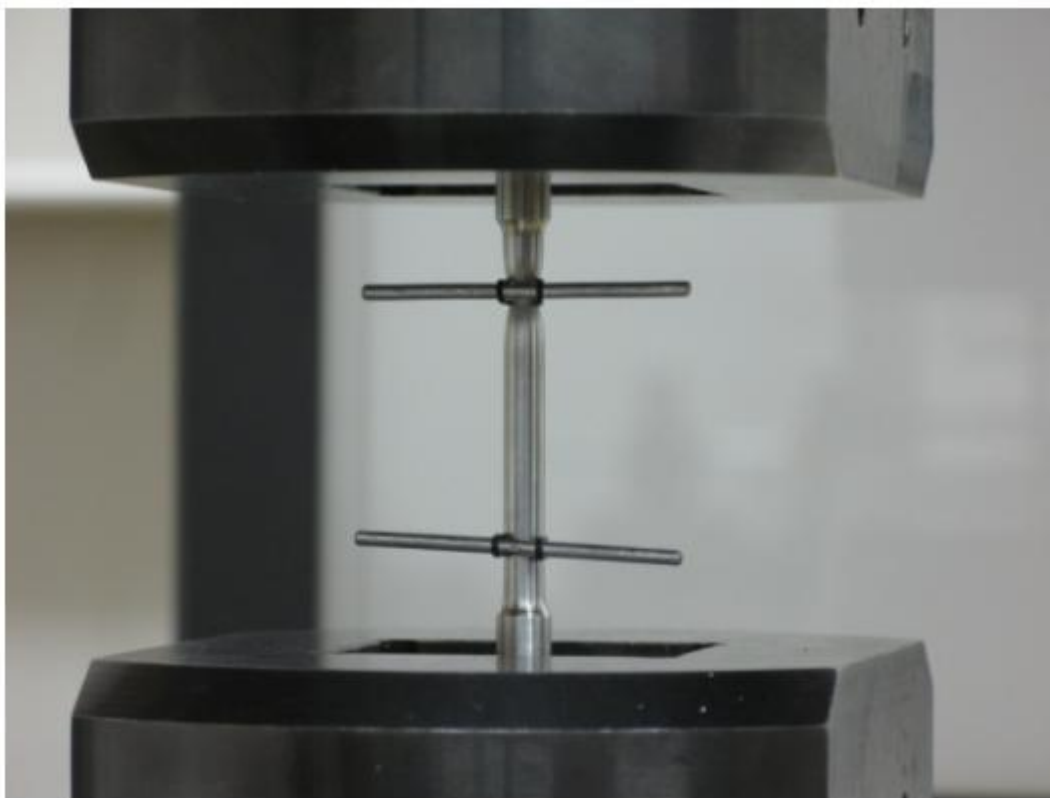


Slika 7. Mjerenje laserskim ekstenzometrom

Najveća prednost laserskog ekstenzometra je što veličina mjernog područja nije ograničena, kao što je to slučaj kod mehaničkoga ekstenzometra i ubraja se u neinvazivne i beskontaktno metode čime se izbjegava oštećenje ispitnog uzorka. Može se također koristiti za ispitivanja u širokom temperaturnom području.

3.2.3. Videoekstenzometar

Videoekstenzometar također se ubraja u neinvazivne beskontaktno metode mjerenja. Sastoji se od kamere, pozadinskog izvora svjetla i markera koji se ucrtavaju, lijepe ili nekako drukčije učvršćuju na ispitni uzorak. Slika 8. prikazuje mjerenje produljenja videoekstenzometrom na primjeru vlačnog ispitivanja aluminijske epruvete. Direktno mjeri produljenje tako da konstantno mjeri udaljenost između pričvršćenih markera i na osnovi produljenja računa deformaciju ispitnog uzorka.

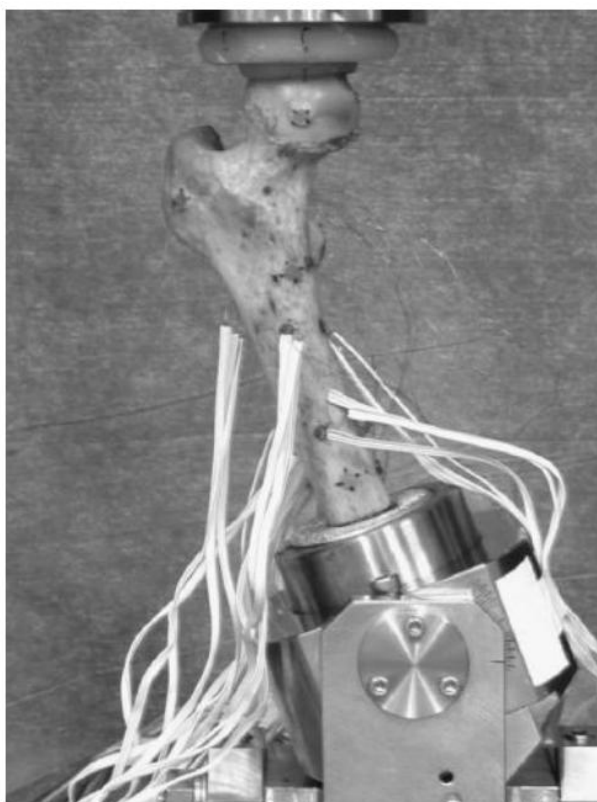


Slika 8. Mjerenje videoekstenzometrom

Snimke kamere digitaliziraju se i svaki piksel dobiva svoju vrijednost intenziteta sive boje (engl. gray value). Markerima dovode do promjene u sivoj skali (ljestvici) piksela duž linije snimanja i stvaraju se vrhovi koji služe kao točke mjerenja. Prednost videoekstenzometra je veliko vidno polje koje ovisi o fokalnoj duljini i udaljenosti kamere od objekta. Osim toga, istodobno se može mjeriti produljenje i kontrakcija ispitnog uzorka, što omogućuje određivanje Poissonova faktora te izračunavanje stvarnog naprezanja (engl. True stress) i stvarne deformacije (engl. True strain). Videoekstenzometar se, kao i laserski ekstenzometar, može koristiti za mjerenja u širokom temperaturnom području.

3.3. Elektrootporne mjerne trake

Elektrootporne mjerne trake najjednostavnija su grupa tenzometara. To su zapravo žičani tenzometri koji se sastoje od tanke savijene žice zalijepljene na podlogu od tankoga acetatnog papira. S gornje strane je žičana rešetka zaštićena drugim slojem papira. Danas se najčešće upotrebljavaju tenzometri s mjernom rešetkom izrađenom od tanke folije (debljine 3 do 5 μm). Takav se tenzometar naljepi na uzorak koji se ispituje i na osnovi izmjenenog otpora vodića može se odrediti deformacija. Na slici 9. prikazano je mjerenje deformacija elektrootpornim mjernim trakama.



Slika 9. Mjerenje deformacija elektrootpornim mjernim trakama [5]

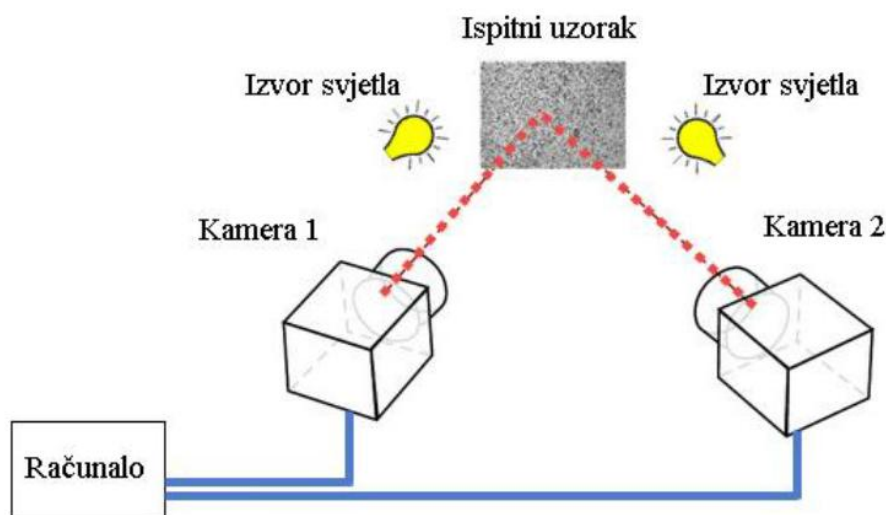
Prednost elektrootpornih traka je visoka točnost mjerenja, a nedostatak je zahtjevna priprema jer je potrebno osigurati da se trake čvrsto zalijepe za ispitni uzorak.

Nedostatak svih dosad spomenutih metoda jest što se baziraju na lokalnom mjerenju, tj. na mjerenju u jednoj točki, odnosno mjerenju razmaka između dvije točke (markera). Kako je područje ovog istraživanja mehaničko ponašanje kosti, potrebno je primijeniti metodu koja će

kao rezultat mjerenja dati cijelo polje pomaka i deformacija na površini mjerenog objekta. Jedna od takvih metoda je korelacija digitalne slike.

3.4. Korelacija digitalne slike

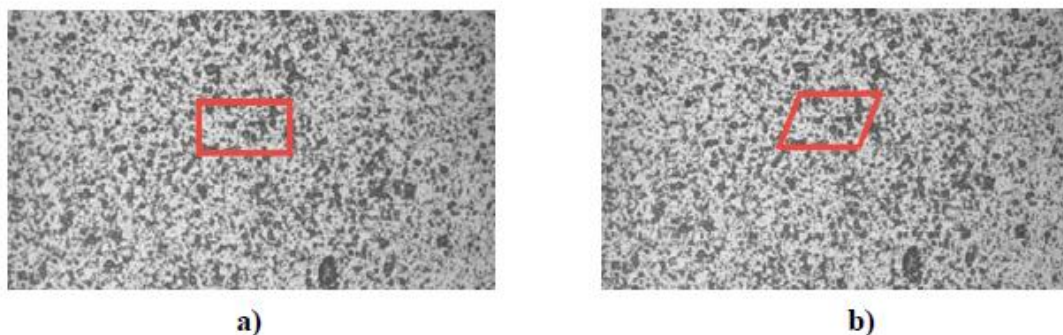
Korelacija digitalne slike (*eng. Digital Image Correlation-DIC*) beskontaktna je optička metoda koja služi za određivanje polja pomaka i deformacija. Kao što prikazuje slika 10., za primjenu korelacije digitalne slike potrebna je kamera (ili više njih), izvor svjetla i odgovarajući algoritam koji će omogućiti korelaciju rezultirajućih digitalnih slika. Za snimanje se najčešće koriste kamere CCD (*engl. charge-coupled device*) ili CMOS (*engl. complementary metal-oxide-semiconductor*).



Slika 10. Shematski prikaz 3D mjerenja s dvije kamere primjenom korelacije digitalne slike [1]

Metoda je temeljena na praćenju promjena položaja točaka na površini ispitnog uzorka tako da se uspoređuje položaj mjernih točaka u deformiranom stanju s njihovim položajem u nedeformiranom stanju. Izlazni podaci mjerenja su digitalne slike, pri čemu se prva slika uzima kao referentna i označava nedeformirano stanje uzorka. Digitalne slike diskretiziraju se manjim poljima piksela koja se nazivaju podskupovi (*engl. subsets*) ili fasete (*engl. facets*), što je prikazano na slici 11. U središtu svake fasete nalazi se centralna točka koja je mjerna točka (*engl. measuring point*). Fasete su obično pravokutnog ili kvadratičnog oblika te svaka ima

jedinstvenu raspodjelu intenziteta sive boje koja ih čini međusobno različitima. Zato je poželjno da materijal koji se ispituje ima raznoliku teksturu kad je riječ o intenzitetu nijansi sive boje. Međutim, to je rijetko slučaj pa je nužno ispitni uzorak dodatno pripremiti nanošenjem stohastičkog uzorka (rastera) na površinu.



Slika 11. Primjer stohastičkog rastera i crveno označena pravokutna faseta u referentnoj konfiguraciji a) i deformiranoj konfiguraciji b)

Treba istaknuti da se princip metode korelacije digitalne slike koji je opisan u ovom poglavlju, temelji na lokalnom pristupu korelacije digitalne slike. Dakle, lokalni pristup obuhvaća diskretizaciju digitalnih slika podskupovima piksela koji se nazivaju fasetama pri čemu je centar fasete mjerna točka, dok je globalni pristup temeljen na vrhovima elemenata (podskupova) kao mjernim točkama. S obzirom da je u ovom istraživanju korišten optički sustav *Aramis* čiji se algoritam temelji na lokalnom pristupu korelacije digitalne slike, globalni pristup nije detaljnije prikazan.

3.5. Mjerenje optičkim sustavom Aramis

Aramis je beskontaktni optički 3D mjerni sustav koji se temelji na lokalnom pristupu korelacije digitalne slike. Za razliku od elektrootpornih mjernih traka ili ekstenzometara koji daju samo pojedinačne mjerne vrijednosti, *Aramis* određuje polje pomaka i raspodjelu deformacija po cijelom analiziranom području, što omogućuje bolje razumijevanje ponašanja materijala i konstrukcija tijekom opterećivanja. Primjenjuje se u analizi čvrstoće konstrukcija, za određivanje parametara materijala, validaciju i usavršavanje numeričkih proračuna, itd. Sustav se sastoji od podesivog stalka, dviju kamera, izvora svjetla i računala za obradu rezultirajućih digitalnih slika, što je prikazano na slici 12. Ukoliko je za mjerenje korištena samo jedna

kamera, radi se o 2D mjerenju, međutim ako je područje interesa trodimenzionalno mjerenje, koriste se dvije kamere (stereo).



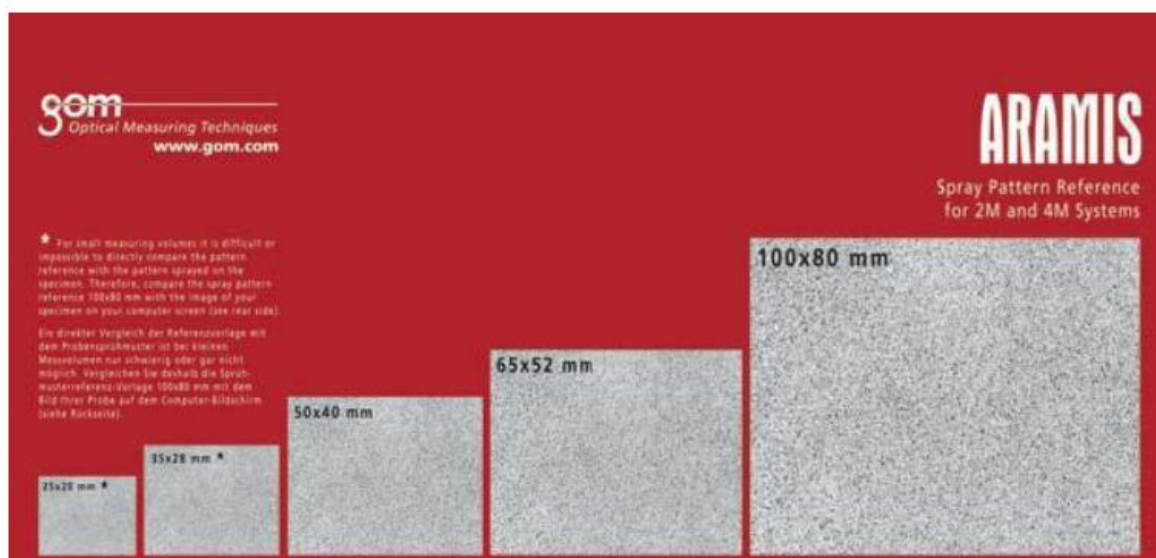
Slika 12. Optički mjerni sustav Aramis [6]

Postupak mjerenja optičkim sustavom *Aramis* može se podijeliti u nekoliko koraka:

- nanošenje stohastičkog uzorka na površinu mjernog objekta,
- podešavanje i kalibracija sustava za željeni mjerni volumen,
- provedba snimanja,
- pohrana i obrada digitalnih slika

3.5.1. Nanošenje stohastičkog uzorka na površinu

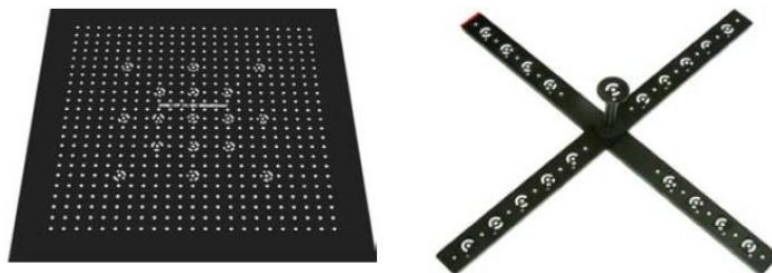
S obzirom da metoda korelacije digitalne slike zahtijeva što nepravilniju teksturu na površini mjernog objekta, prije mjerenja valja adekvatno tretirati ispitne uzorke. Raster se najčešće postiže nanošenjem nereflektirajuće mat bijele boje te naknadnim nanošenjem crne boje što rezultira stvaranjem crnih točkica na bijeloj podlozi. To se može postići klasičnim sprejevima ili posebnim uređajima koji nanose boju pod tlakom. Gustoća i veličina nanesenih točkica uglavnom ovisi o veličini mjernog volumena koji se analizira. Na slici 13. dani su primjeri stohastičkih uzoraka za različite mjerne volumene.



Slika 13. Primjeri stohastičkih uzoraka za različite mjerne volumene [6]

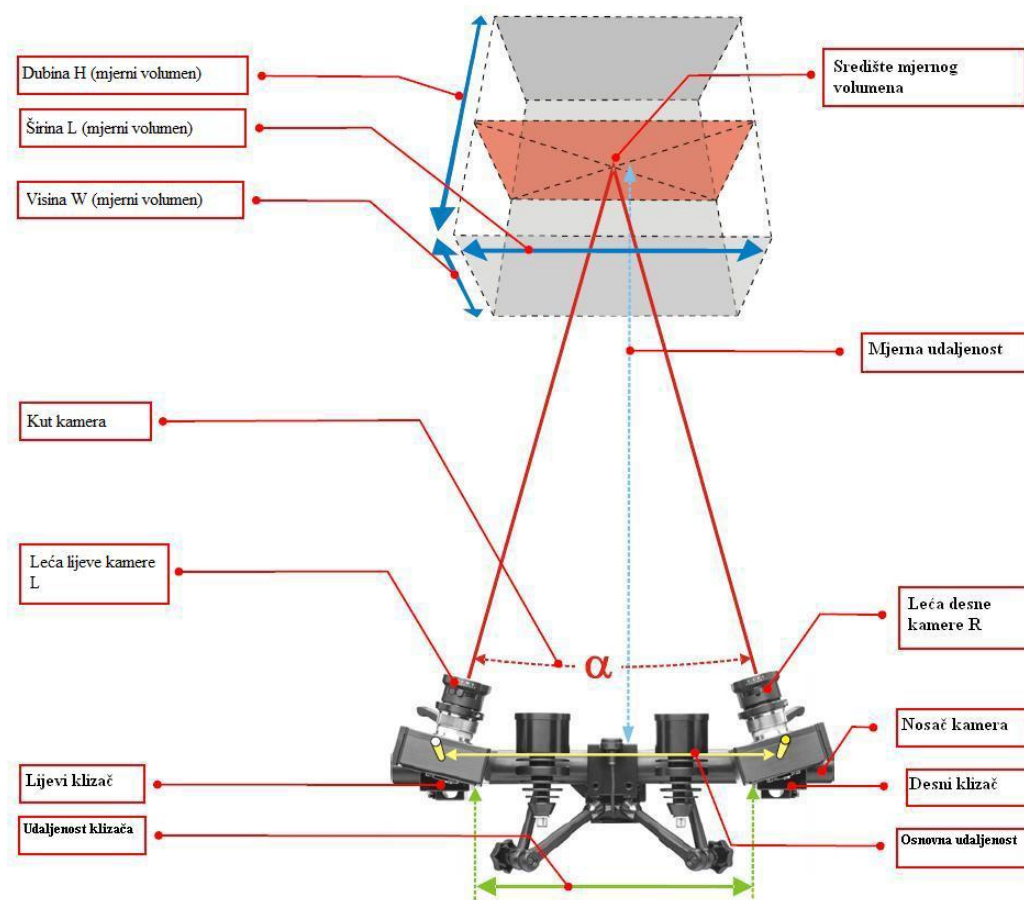
3.5.2. Podešavanje i kalibracija sustava

Prije no što mjerenje započne potrebno je podesiti optički sustav. Pažnju treba usredotočiti na udaljenost sustava od mjernog objekta, osvjetljenje objekta i kalibraciju kamere. Kalibracijom se podešavaju unutarnji i vanjski parametri kamere, a služi da bi se poništile sve nepravilnosti u njoj koje mogu biti uzrokovane okolinom u kojoj se obavlja mjerenje. Nepravilnosti može uzrokovati neprikladan prostor ispitivanja (zadimljen ili prašnjav prostor i prepreke između mjernog objekta i kamere kao što je staklo) ili pogreške na samim kamerama i lećama (nečiste leće ili polarizacijska stakla, različita oštećenja na lećama). Tijekom mjerenja i kalibracije vrlo je važna mjerna udaljenost zbog postizanja oštre slike, a parametri kao što su udaljenost i kut između kamere (oko 25°) važni su radi bolje triangulacije točke u prostoru, pa se nakon kalibracije više ne smiju mijenjati. Mjerni sustav *Aramis* kalibrira se pomoću odgovarajućih kalibracijskih objekata. Postoje dvije vrste kalibracijskih objekata – kalibracijske ploče za male mjerne volumene i kalibracijski štapovi za veće mjerne volumene. Kalibracijski objekti imaju na sebi referentne točke čije su međusobne udaljenosti poznate. Slika 14. pokazuje primjere kalibracijskih objekata.



Slika 14. Kalibracijski objekti [6]

Lošim postavljanjem kamera, naknadnim promjenama udaljenosti i kuta između kamera, pogrešnim odabirom kalibracijskog objekta ili pogrešnim provođenjem procesa kalibracije, dolazi do dekalibracije sustava što rezultira velikim odstupanjima u rezultatima mjerenja. Kad se sustav kalibrira za određeni mjerni volumen, podaci o kalibraciji pohranjuju se u njegovu memoriju, pa kalibraciju nije potrebno ponavljati ako se ne mijenja veličina mjernog volumena. Slika 15. prikazuje dijelove sustava i parametre koji se podešavaju pri kalibraciji.



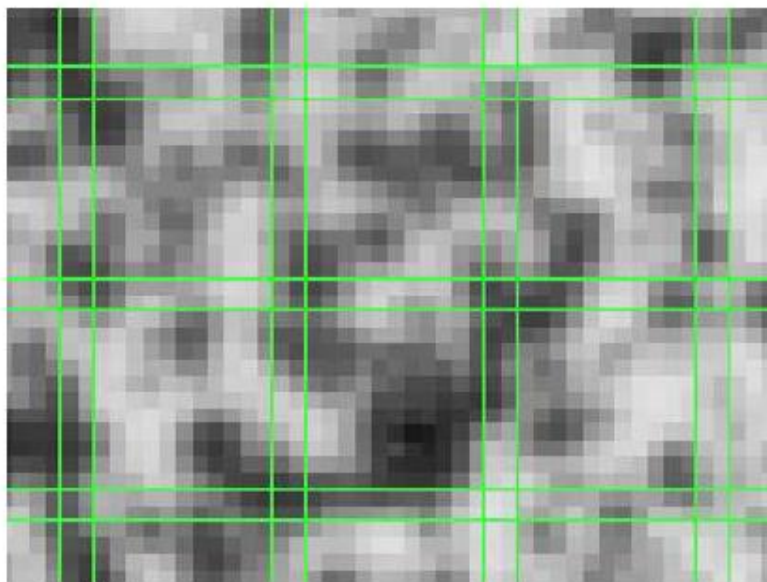
Slika 15. Prikaz sustava Aramis s potrebnim parametrima za podešavanje [1]

3.5.3. Snimanje uzoraka

Kalibracijom sustava definirana je veličina piksela, odnosno definirano je koliko piksela odgovara jednom milimetru. Nakon uspješne kalibracije sustav je spreman za mjerenje te ga je potrebno pozicionirati ispred mjernog objekta na odgovarajuću udaljenost. Ponekad je nužno dodatno podešavanje izvora svjetla kako bi se dobila oštra slika bez neželjenih refleksija. Prije nego što snimanje započne potrebno je podesiti parametre kamere, tj brzinu snimanja slika i vrijeme ekspozicije. Oba parametra ovise o tehničkim specifikacijama kamere, ali direktno ovise i o količini svjetla na mjernom objektu.

3.5.4. Pohrana i obrada digitalnih slika

Digitalne slike dobivene snimanjem pohranjuju se u memoriju sustava. Kako se algoritam sustava temelji na lokalnom pristupu metode korelacije digitalne slike, digitalne slike diskretiziraju se fasetama. Veličina fasete i *korak* definiraju se softverski pri obradi digitalnih slika. Slika 16. prikazuje primjer fasete veličine 15 x 15 piksela s *korakom* od 13 piksela, odnosno s 2 piksela preklapanja.



Slika 16. Fasete veličine 15x15, s 2 preklapajuća piksela [1]

Kako je već spomenuto, fasete se identificiraju i prate s pomoću stupnja intenziteta nijansi sive boje tijekom različitih koraka opterećenja. Dakle, veličina fasete direktno utječe na mjernu nesigurnost mjerenja pomaka i deformacija.

4. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE

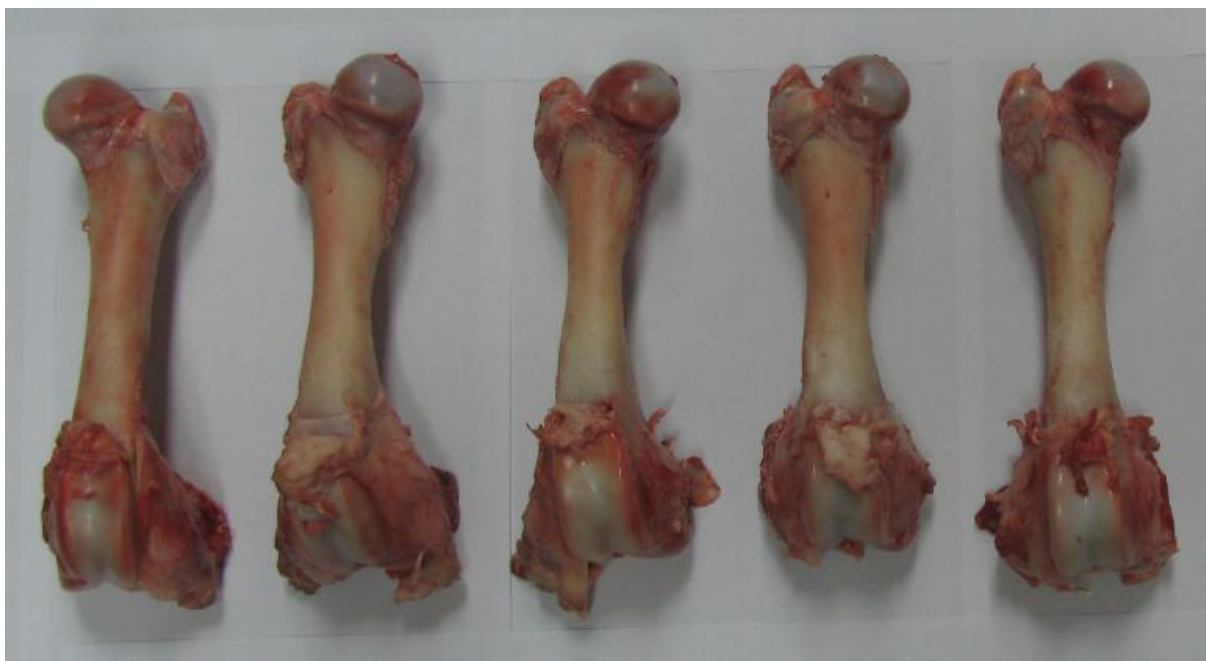
U sklopu ovog rada provedena su eksperimentalna *in vitro* ispitivanja kosti kojima je svrha dobivanje što boljeg uvida u mehaničko ponašanje kosti nakon narinutoga mehaničkog opterećenja te dobivanje rezultata za pomake i deformacije koji će poslužiti za buduću validaciju numeričkih modela. Detaljno će biti opisano ispitivanje svinjskih femura pri tlačnom opterećenju. Ispitivanje je obavljeno na statičkoj kraljici Beta 50-5 austrijskog proizvođača Messphysik s elektromotornim pogonom i maksimalnom silom od 50 kN. Uređaj je namijenjen za vlačna, tlačna i savojna ispitivanja s digitalnom upravljačkom jedinicom EDC25, njemačkog proizvođača DOLI Elektronik.

4.1. Tlačno ispitivanje svinjskih femura

Tlačno ispitivanje femura provedeno je na svježim svinjskim proksimalnim dijelovima femura. Adekvatna priprema uzoraka važna je pri eksperimentalnom ispitivanju svakog materijala, pa tako i svinjskih femura. Međutim, s obzirom na to da je u ovom slučaju riječ o koštanom materijalu, priprema uzoraka još je važnija, ponajviše zbog dodatnog faktora kao što je vlažnost kosti i zbog pripreme površine uzoraka za primjenu metode korelacije digitalne slike za mjerenje pomaka i deformacija. Djelomičan ili potpun gubitak vlažnosti može uvelike utjecati na parametre koštanog materijala [8].

4.1.1. Priprema uzoraka

Kosti su odmah nakon što su zaprimljene djelomično očišćene od mekog tkiva te su nakon toga stavljene u zamrzivač na temperaturu od -20°C . Nakon što su 10 dana provele u zamrzivaču, izvađene su i odmrzavane pet sati na sobnoj temperaturi. Nakon toga su dodatno očišćene od mekog tkiva kako bi ostala glatka površina na koju se može nanositi boja (slika 17.). Distalni dio femura odrezan je tračnom pilom (slika 18.).

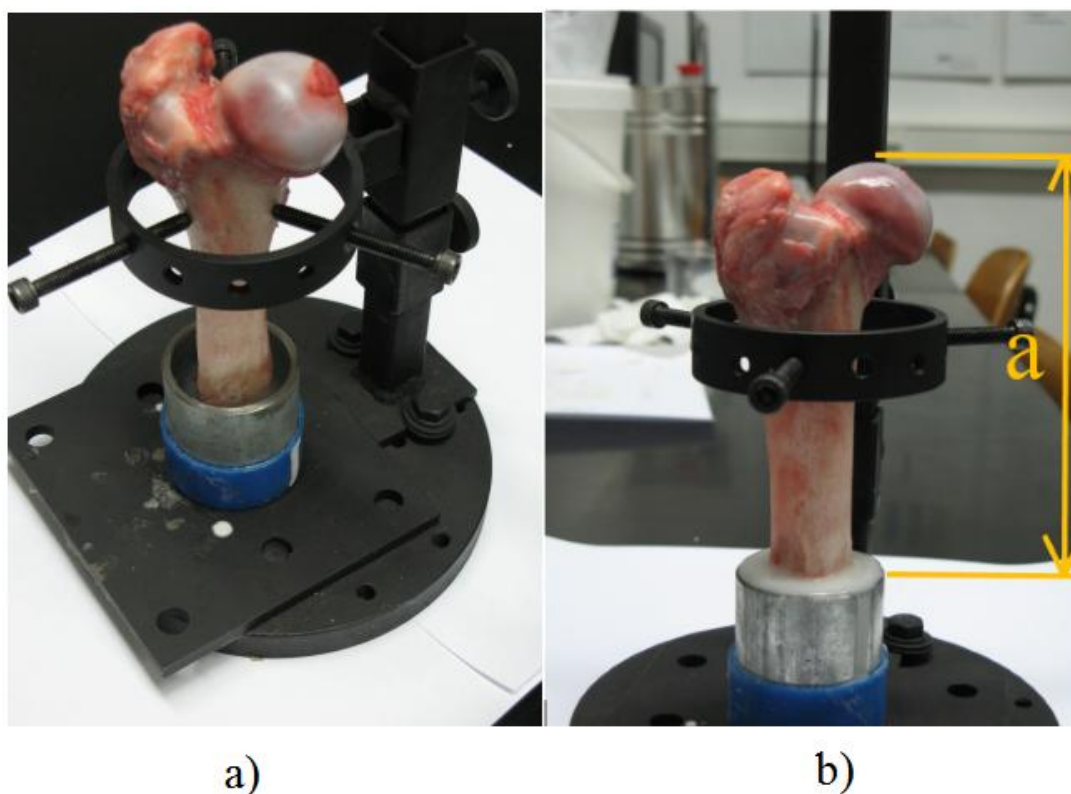


Slika 17. Svježi svinjski femuri nakon odmrzavanja i čišćenja



Slika 18. Svinjski femuri nakon odrezivanja distalnog dijela

Kako bi zadržale vlažnost, kosti su tijekom svake od prethodno navedenih radnji povemeno ovlaživane fiziološkom otopinom. Pomoću posebne naprave prikazane na slici 19. kosti su pozicionirane tako da se distalni kraj djelomično nalazio unutar metalne cijevi (kalupa) visine 50 mm, promjera 48 mm i debljine stijenke 3 mm.



Slika 19. Pozicioniranje svinjskog femura s pomoću specijalne naprave: a) postavljanje distalnog kraja kosti u cijev, b) fiksiranje distalnog kraja kosti polimetilmetakrilatom (PMMA)

Pozicioniranje kosti izvršeno je s pomoću tri vijka, a točno podešavanje duljine distalnog kraja uronjenog u smjesu PMMA (SCS-Beracryl D-28, Suter–Kunststoffe AG, Švicarska) omogućio je vertikalni pomak naprave.

Precizno pozicioniranje ispitnog uzorka na uređaju za opterećivanje osigurala je metalna cijev. Kota označena na slici 19 b) definira vertikalnu udaljenost od vrha femoralne glave do gornjeg ruba metalne cijevi (visina a). Kako bi se osigurala što bolja ponovljivost mjerenja, sve kosti pozicionirane su tako da je visina a jednaka za sve ispitne uzorke. Da bi kost i dio cijevi stali u vidno polje kamere, odabrana je visina $a = 107$ mm. Za fiksiranje distalnog kraja femura u metalnoj cijevi korištena je dvokomponentna smjesa polimetilmetakrilata (PMMA). U metalnu cijev s poklopcem ulivena je smjesa u tekućem stanju i nakon 20 minuta ispitni je uzorak odvojen od naprave za pozicioniranje i ostavljen dva sata na sobnoj temperaturi kako bi smjesa PMMA potpuno polimerizirala.

Kako bi se za mjerenje pomaka i deformacija mogla primijeniti metoda DIC, na površinu ispitnih uzoraka nanesen je stohastički uzorak, tj. crno-bijeli raster izrazitoga kontrasta. Svrha

rastera je da tijekom opterećivanja prati promjene oblika mjernog objekta, odnosno pomake i deformacije na njegovoj površini. Stohastički uzorak nanesen je nereflektirajućom (mat) bojom u spreju (Aqua sprej na bazi vode proizvođača Motip-dupli GmbH, Kurt Vogelsang, Njemačka). Najprije je nanesen vrlo tanki sloj bijele boje koja se sušila 30 minuta na ispitnom uzorku, a odabrana je da bi se postigao što bolji i jednoličniji kontrast, s obzirom na to da je boja površine svježe kosti vrlo neujednačena, kao što se vidi na slici 17. Nakon što se tanki sloj bijele boje osušio, nanesena je crna boja tako da su sprejom, u nekoliko prolaza, raspršene sitne točkice boje koje stvaraju dovoljno stohastički uzorak, što osigurava pronalaženje istih faseta u objema kamerama. Postignuta veličina i gustoća crnih točkica odabrana je na temelju slike 13. u trećem poglavlju. Slika 20. prikazuje uzorke nakon nanošenja stohastičkog rastera.



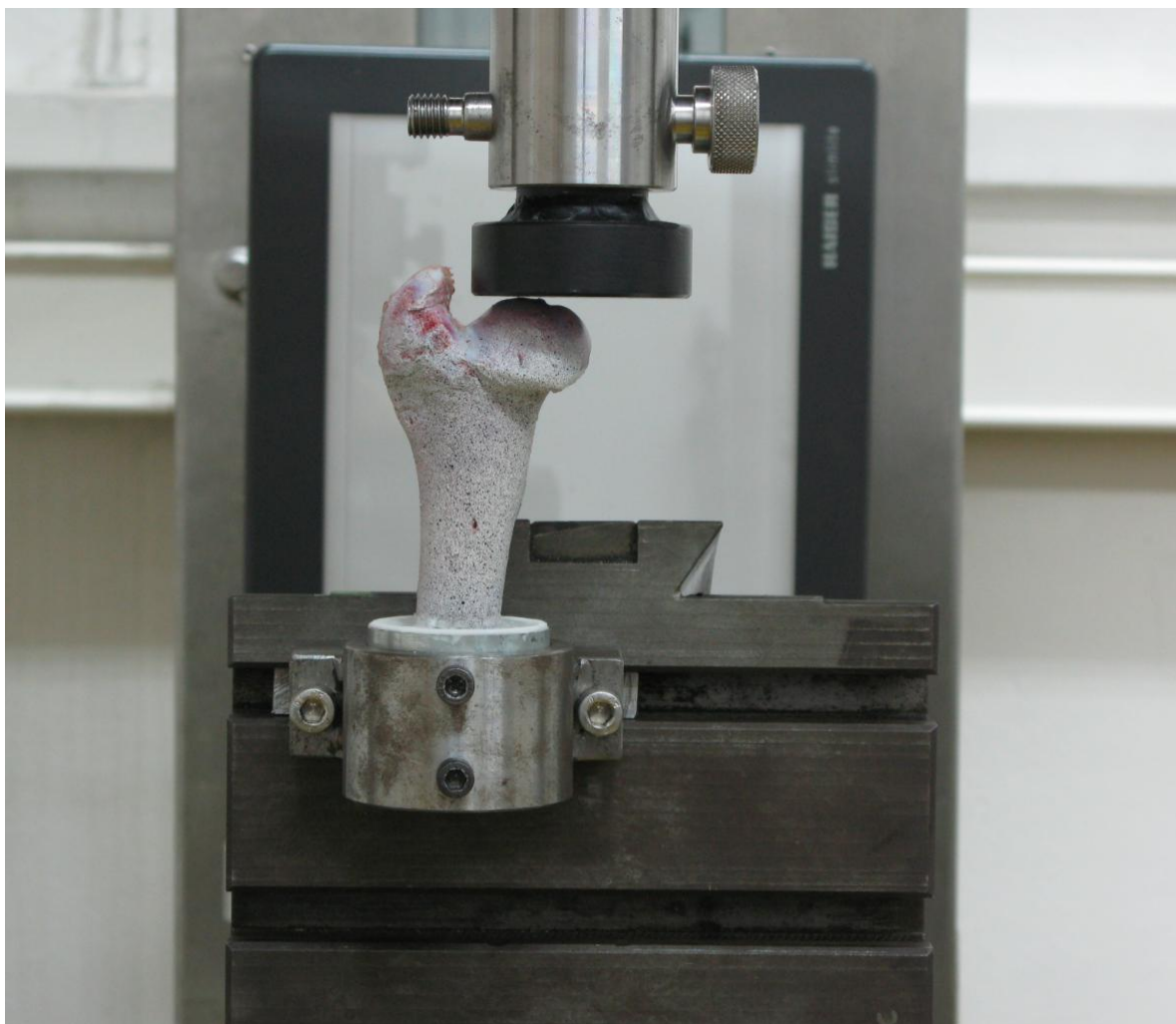
Slika 20. Uzorci nakon nanošenja stohastičkog rastera

Uzorci s umjetnom teksturom ostavljeni su jedan sat da se suše na sobnoj temperaturi. Izrazito je važno da kod ovakvog tretiranja ispitnih uzoraka boja dobro prione uz površinu jer bi se u protivnom mogla odvojiti i izmjereni pomaci i deformacije ne bi odgovarali onima na površini

kosti. Na slici 20. vidi se da je raster nanesen i na metalnu čašu. Razlog je što će se taj dio također snimati kamerama te će se na osnovi izmjerenih vrijednosti pomaka na kalupu moći procijeniti da li se tijekom ispitivanja dogodio neželjeni relativni pomak naprave za pozicioniranje.

4.1.2. Provedba mehaničkog ispitivanja

Nakon što je izvršena priprema ispitnih uzoraka uslijedilo je mehaničko ispitivanje. U prvoj fazi, nekoliko ispitnih uzoraka koji su također pripremljeni i tretirani na ranije opisani način, odvojeno je za pokusna ispitivanja. Ispitni uzorci pozicionirani su na uređaj za opterećivanje (kidalicu) s pomoću posebne naprave učvršćene za postolje kidalice. Naprava između ostaloga, omogućuje kutno podešavanje ispitnih uzoraka (slika 21.).



Slika 21. Pozicioniranje ispitnog uzorka uz pomoć posebne naprave za podešavanje

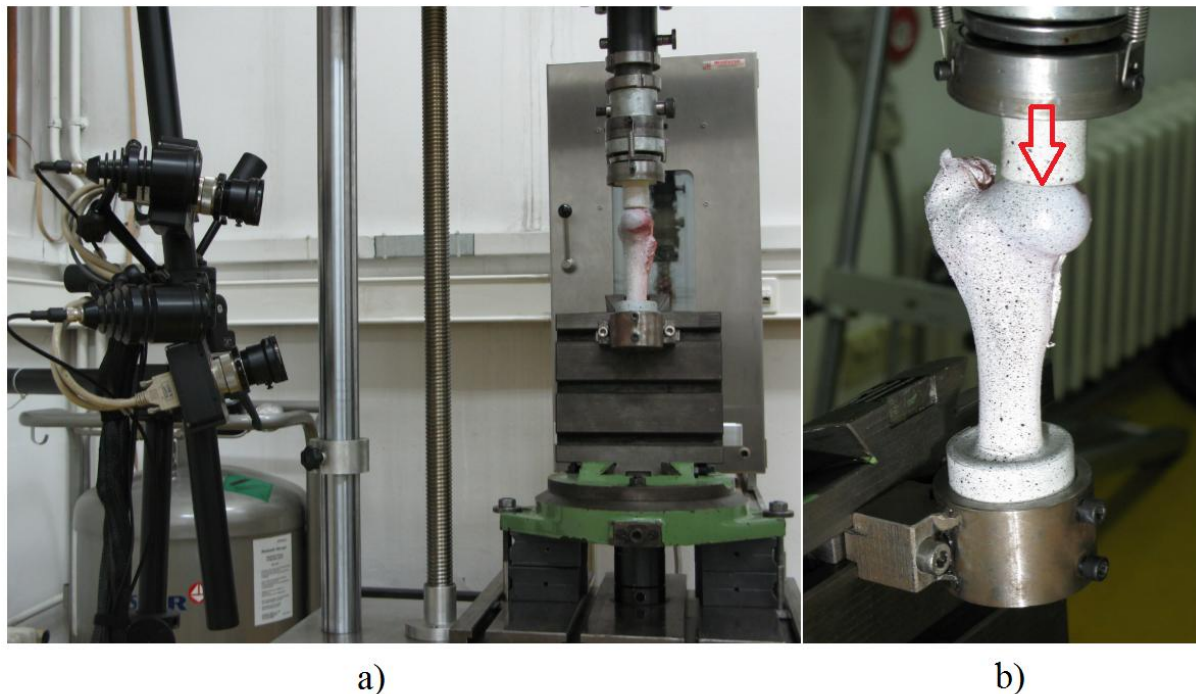
Prilikom provedbe biomehaničkih eksperimentalnih *in vitro* ispitivanja od presudne je važnosti pravilno prenijeti opterećenje na ispitni uzorak. Da bi se to provjerilo pripremljena su tri ispitna uzorka i provedena pokusna mjerenja s eksperimentalnim postavom prikazanim na slici 21. Opterećenje usmjereno vertikalno prema dolje prenosi se na femoralnu glavu adapterom prikazanim na slici 21. koji je s donje strane potpuno ravan. Međutim, posljedica takvog načina opterećivanja jest da se sila na glavu femura na početku prenosi preko jedne dodirne točke. S obzirom na to da se na tom dijelu pretežito nalazi spongiozna kost, tijekom opterećivanja vrlo brzo nastaje oštećenje u toj dodirnoj točki te se opterećenje ne prenosi odgovarajuće dalje na vrat i tijelo femura, nego dolazi do loma glave femura (slika 22.). U tom se slučaju ne dobiva realan odziv kosti na mehaničko opterećenje. Takav se način opterećivanja pokazao iznimno lošim kod svinjskih femura jer je kod svih ispitnih uzoraka uočena ista pojava.



Slika 22. Oštećenje glave femura

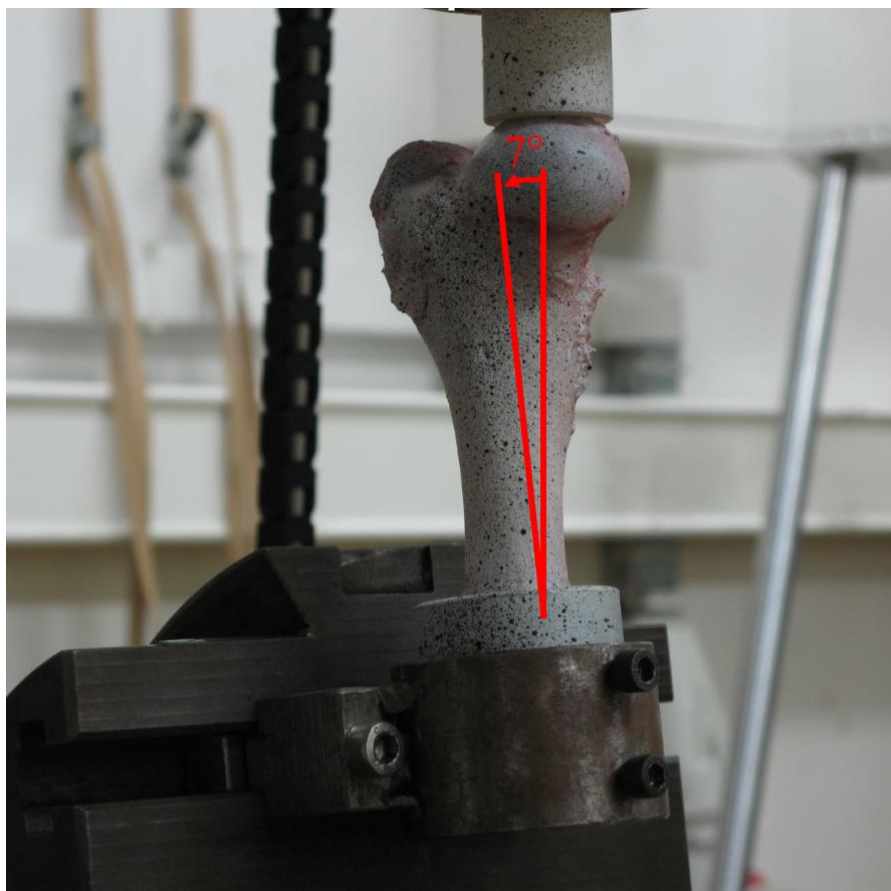
Zbog spomenutih razloga, za daljnja ispitivanja korišten je oblik dodirne površine adaptera za opterećivanje koji osigurava da se sila prenosi preko više dodirnih točaka, odnosno u idealnom slučaju preko površine kuglinog odsječka. Adapter je napravljen strojnom obradom polimerizirane smjese PMMA i s gornje strane pričvršćen je na aksijalni ležaj, kao što se vidi na slici 23. b). Aksijalni ležaj omogućuje samonamještanje adaptera za prijenos opterećenja i bolje nalijeganje na femoralnu glavu. Tako je osigurano da rezultantna sila uvijek djeluje

vertikalno i da se opterećenje prenosi s glave dalje na vrat i tijelo femura, što više odgovara opterećenju kosti u ljudskom ili životinjskom skeletu.



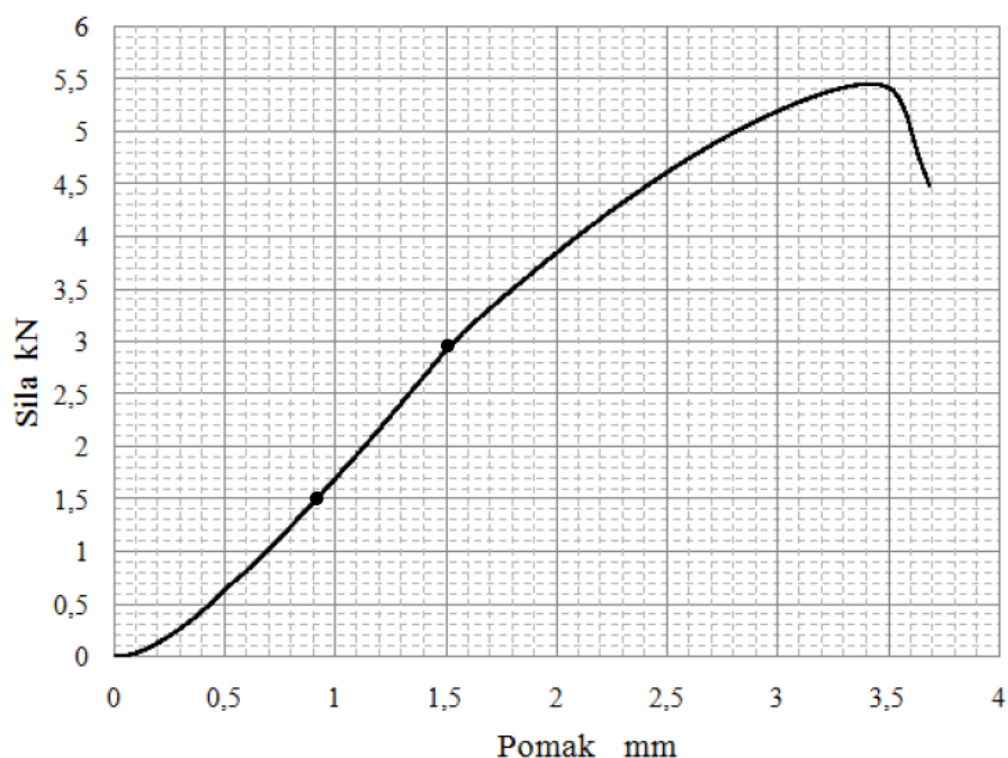
Slika 23. Eksperimentalni postav: a) optički sustav *Aramis*, b) ispitni uzorak i adapter za prijenos opterećenja s aksijalnim ležajem

Korišteni eksperimentalni postav tijekom ispitivanja svih uzoraka prikazan je na slikama 23. i 24. Pri pozicioniranju ispitni uzorak je zakrenut kao što prikazuje slika 24., tj. os trupa femura zakrenuta je za kut (inklinacije) od 7° u odnosu prema vertikalnoj osi opterećenja (kidalice), što je kod ljudskog femura prirodni položaj stajanja [9]. Kod svinjskog femura spomenuti kut inklinacije mnogo manje utječe na deformiranje kosti zbog narinutog opterećenja, ponajprije zato što je vrat svinjskoga femura mnogo kraći nego što je to slučaj kod ljudske bedrene kosti.



Slika 24. Položaj svinjskog femura tijekom ispitivanja

Opterećenje prikazano na slici 23. b) crvenom strelicom, narinuto je kontrolom pomaka brzinom od 2 mm/min, što je unutar raspona brzina opterećivanja najčešće korištenih u literaturi tijekom sličnih biomehaničkih ispitivanja proksimalnog femura [10]. Podatak o vertikalnom pomaku i pripadnoj sili bilježen je svakih 40 ms s pomoću upravljačke jedinice kidalice. Najprije je jedan ispitni uzorak opterećen do loma, kako bi se definirao iznos opterećenja koji ne uzrokuje trajnu deformaciju ili lom kosti. Na osnovi dobivenog dijagrama koji je prikazan na slici 25. odabrana su dva opterećenja koja odgovaraju silama od 1500 i 3000 N, jer će rezultati za upravo ta dva opterećenja kasnije poslužiti za validaciju numeričkog modela kosti. Nakon definiranja svih spomenutih parametara, pristupilo se provedbi eksperimentalnog ispitivanja gdje su pomaci i deformacije određivani metodom korelacije digitalne slike, primjenom optičkog sustava *Aramis*. Za to je bilo pripremljeno i ispitano pet uzoraka koji su također opterećivani do loma.



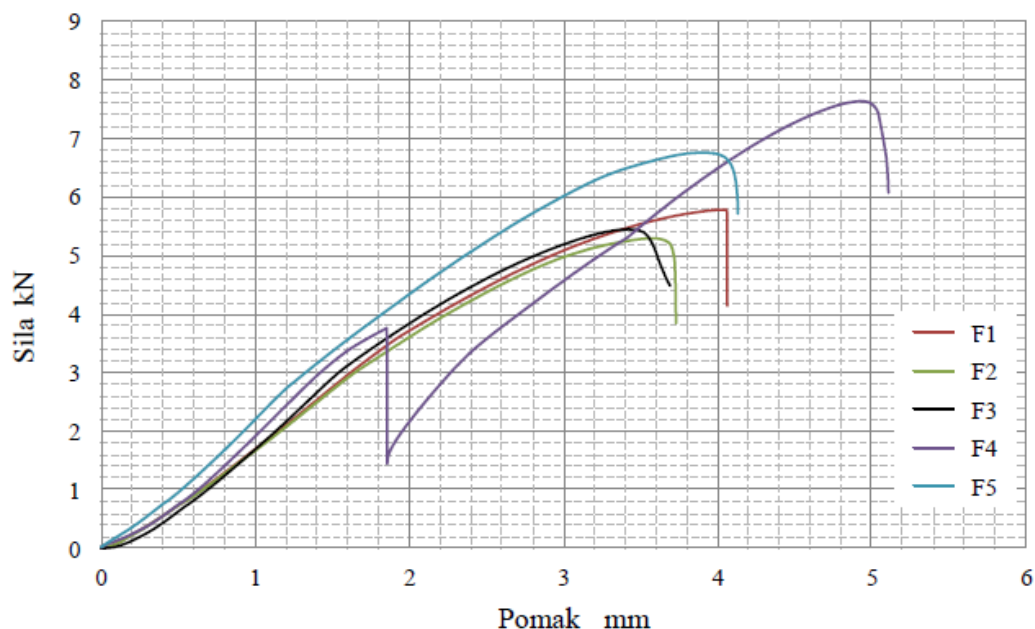
Slika 25. Dijagram sila – pomak dobiven opterećivanjem svinjskog femura

Od deset pripremljenih, ispitano je devet svinjskih femura, kao što je prikazano u tablici 1. Na jednoj od kostiju tijekom pripreme uočeno je oštećenje na vratu femura, tako da taj uzorak nije podvrgnut eksperimentalnom ispitivanju.

Tablica 1. Broj ispitanih uzoraka svinjskih femura

Svrha ispitivanja	Broj uzoraka
Podešavanje parametara eksperimentalnog postava	3
Definiranje iznosa opterećenja u elastičnom području	1
Primjena korelacije digitalne slike	5

Na slici 26. prikazan je dijagram ovisnosti sile i pomaka (vertikalnog hoda kidalice) za pet svinjskih femura koji su ispitani zbog određivanja pomaka i deformacija korelacijom digitalne slike. Kratica F na slici 26. označava *femur*, a brojevi od 1 do 5 redni su broj ispitnog uzorka.



Slika 26. Dijagram sila – pomak dobiven opterećivanjem svinjskih femura

Iz dijagrama je vidljivo da svi ispitni uzorci pokazuju linearno elastičan odziv do iznosa sile od približno 4 kN, čime je potvrđena pretpostavka da pri silama od 1,5 kN i 3 kN sigurno neće nastati trajne deformacije kosti. Prilikom ispitivanja uzorka F4 zabilježen je skokoviti pad sile s približno 3,8 kN na 1,4 kN. Razlog tome može biti namještanje adaptera za opterećivanje na glavi femura ili eventualna mikroštećenja unutar kosti koja nisu zabilježena na površini na kojoj se mjere pomaci i deformacije. S obzirom na to da se ta nagla promjena sile dogodila iznad iznosa sile od 3 kN, a ovdje se analiziraju rezultati pri silama od 1,5 kN i 3 kN, rezultati dobiveni ispitivanjem uzorka F4 mogu se uzeti kao mjerodavni. Također, valja naglasiti da se lom na svim ispitnim uzorcima pojavljivao u području vrata femura.

4.1.3. Mjerenje pomaka i deformacija na površini kosti

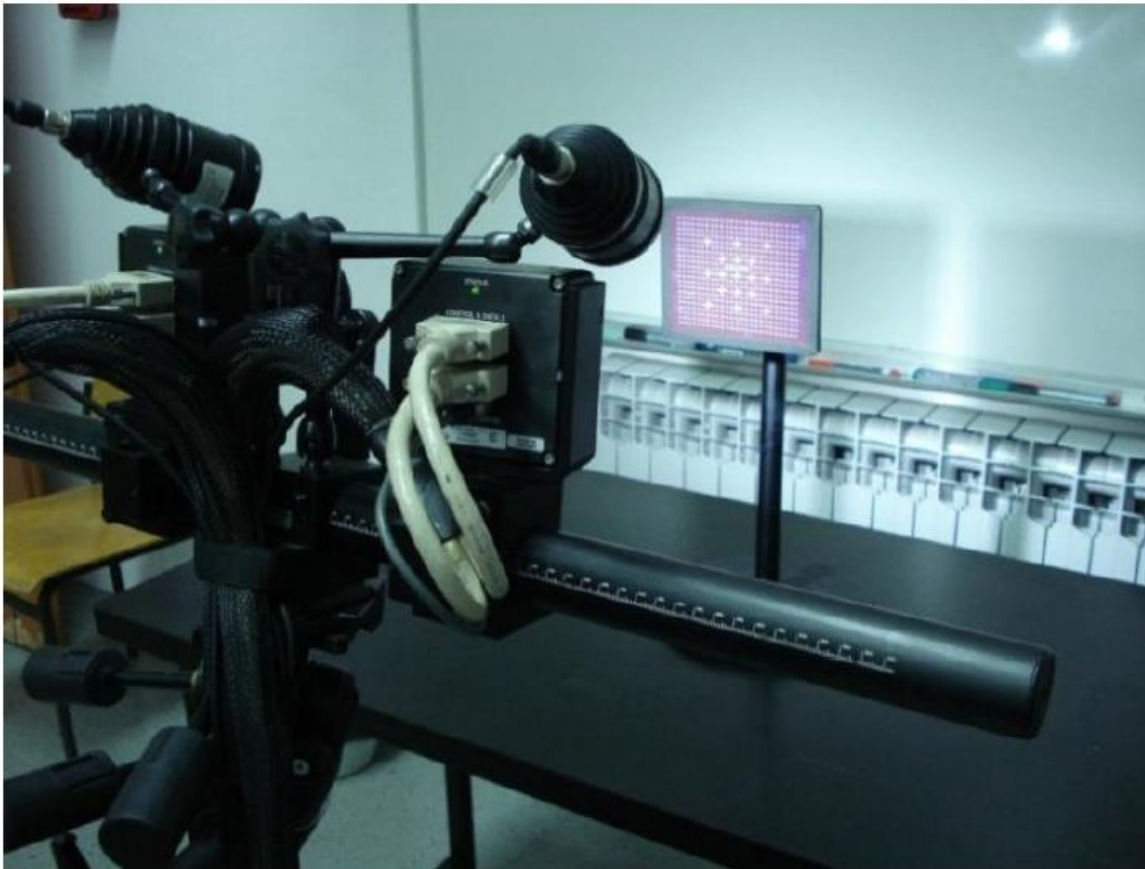
Na slici 23. a) prikazan je optički sustav Aramis 4M koji je korišten za mjerenje pomaka i deformacija na površini ispitnih uzoraka F1 do F5 tijekom opterećivanja. Kako bi se mogli pratiti pomaci i deformacije na jednoj strani kosti u sve tri dimenzije, mjerenje je

provedeno s dvije kamere. Sustav *Aramis 4M* opremljen je dvjema digitalnim CCD kamerama Dalsa Falcon 4M60 s frekvencijom od 60 do 480 Hz i rezolucijom 2358×1728 piksela.

Prije mjerenja podešeni su parametri optičkog sustava i provedena je kalibracija. Za mjerenje u ovom radu odabrani su parametri:

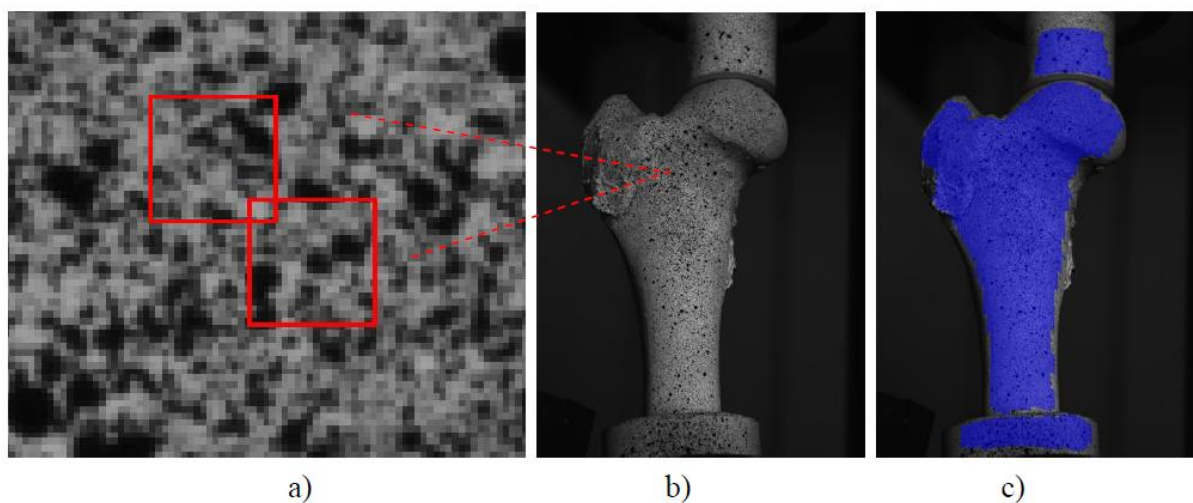
- objektiv 50 mm,
- mjerni volumen: 125 x 90 mm,
- mjerna udaljenost: 475 mm,
- međusobna udaljenost kamera: 184 mm,
- kut kamera: 25°.

Optički sustav kalibriran je kalibracijskim objektom CP20/MV90/72 prikazanim na slici 27.



Slika 27. Kalibracija optičkog sustava *Aramis*

Pogreška kalibracije koja je postignuta nakon njezinog završetka iznosila je 0,019 piksela, što je unutar dopuštenog raspona (0,01 do 0,04 piksela) koji je kriterij za ispravnu kalibraciju. Primjenom polarizacijskih prstenova na izvorima svjetla, neposredno prije mjerenja uklonjene su neželjene refleksije. Pri mjerenju brzina snimanja slika je podešena na jednu sliku u sekundi (engl. *Frames per second*, FPS), a s obzirom na količinu svjetla, trajanje ekspozicije podešeno je na 56 ms. Nakon završetka mjerenja digitalne slike pohranjene su u memoriju, a poslije su diskretizirane fasetama veličine 20 x 20 piksela s četiri piksela preklapanja (slika 28 a).

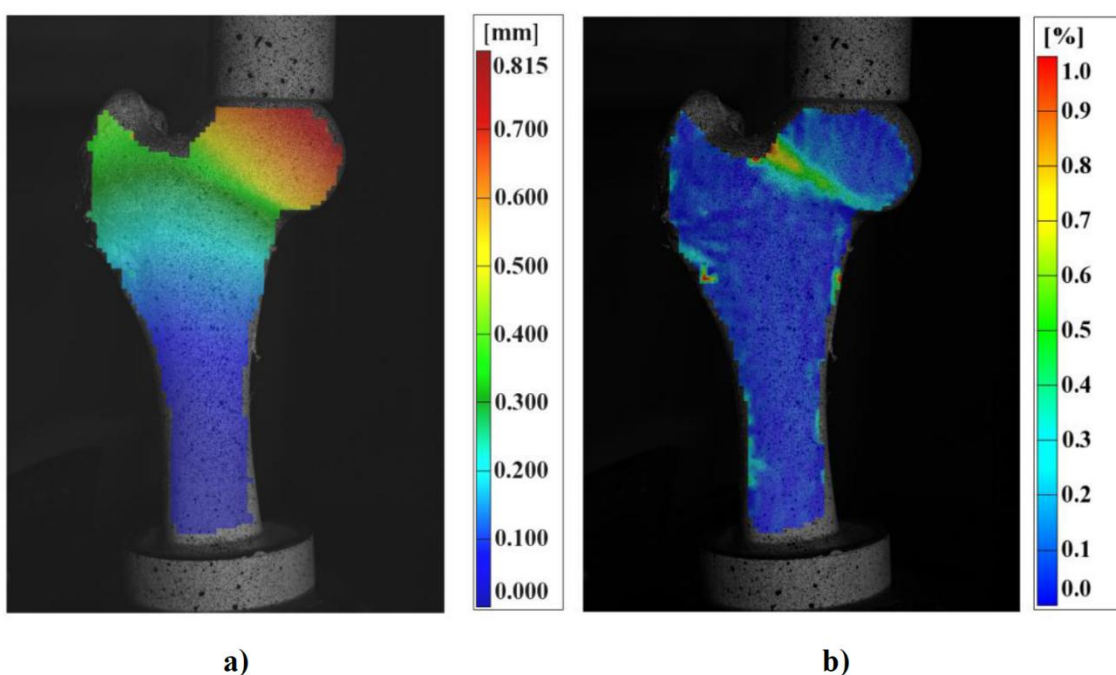


Slika 28. Referentna slika uzorka F1 s jedne od kamera: a) odabrana veličina fasete, b) referentna slika bez polja fasete, c) referentna slika s poljem fasete

Pomaci i deformacije biti će izračunati na području označenom plavom bojom na slici 28 c) i to na svakoj snimljenoj slici. Detaljno su analizirane digitalne slike koje odgovaraju silama od 1,5 kN i 3 kN, a rezultati za pomake i deformacije dani su u petom poglavlju.

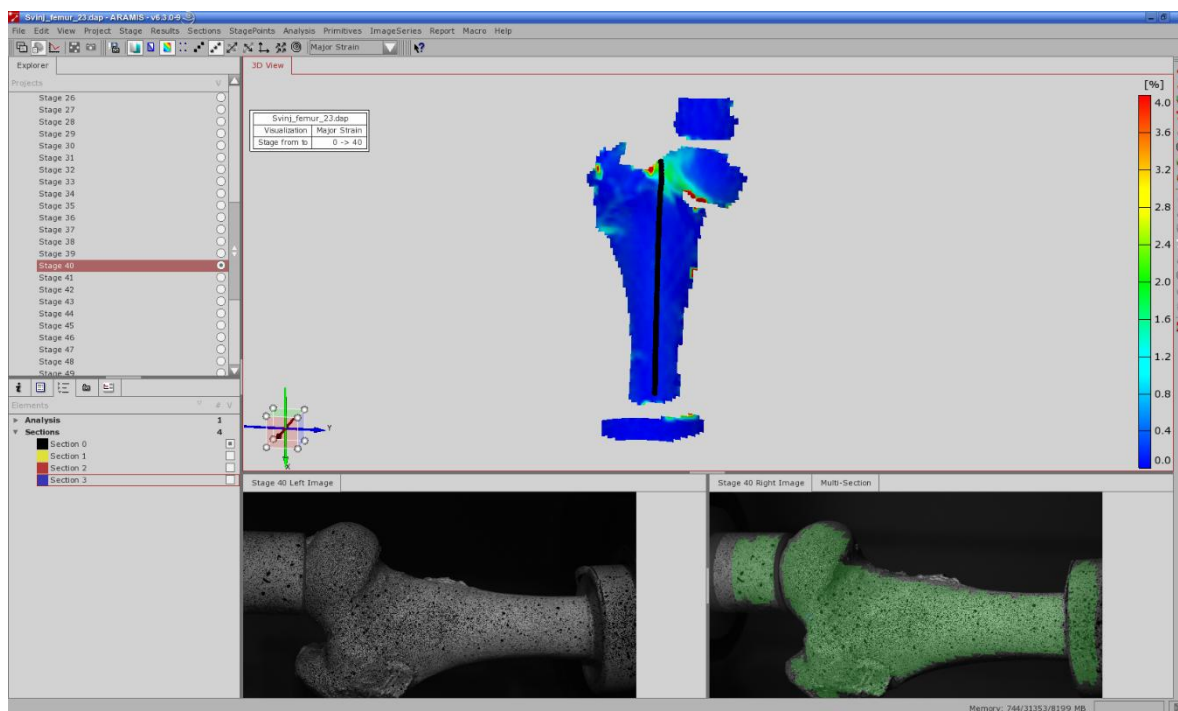
5. ANALIZA REZULTATA

Tlačno ispitivanje svinjskih femura detaljno je prikazano i opisano u poglavlju 4.1. Definirano opterećenje je ekvivalentno silama od 1,5 kN i 3 kN pri kojima se analiziraju pomaci i deformacije određeni korelacijom digitalne slike. Polje pomaka i raspodjela deformacija dobiveni eksperimentalnim ispitivanjem svinjskog femura F2 prikazani su na slici 29. Rezultati ispitivanja pokazuju da se maksimalne vrijednosti pomaka nalaze na glavi femura, što je očekivano s obzirom na narinuto opterećenje, međutim u tom se području ne pojavljuju velike deformacije.



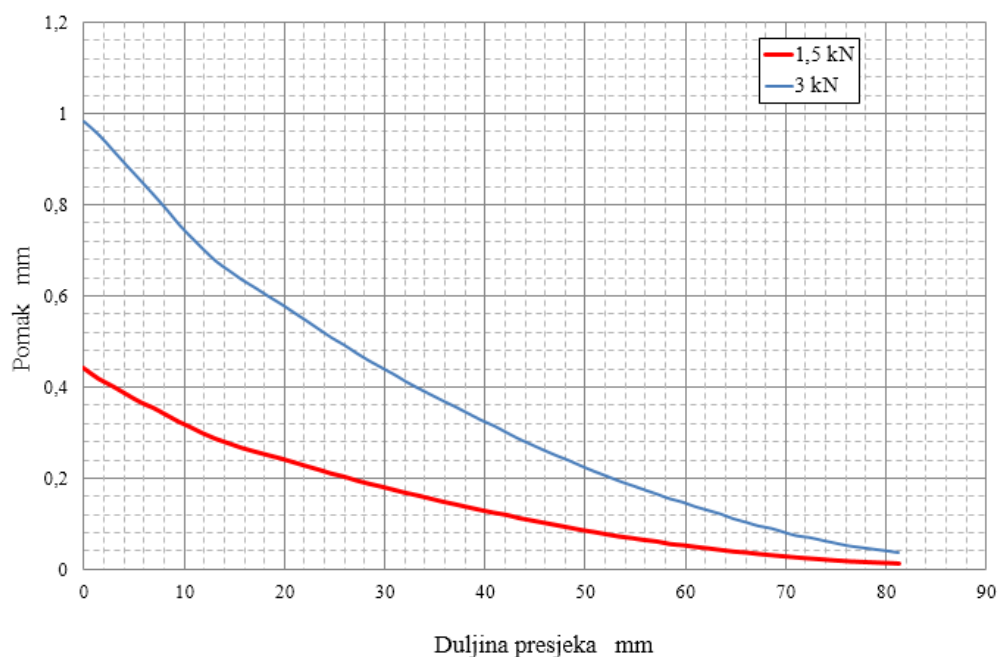
Slika 29. Pomaci i deformacije određeni korelacijom digitalne slike pri 1,5 kN: a) polje pomaka na površini uzorka F2, b) raspodjela deformacija na površini uzorka F2

Lokalno povišene vrijednosti deformacija očekuju se na vratu femura, što se vidi i na slici 29. b) koja prikazuje raspodjelu deformacija dobivenu korelacijom digitalne slike. Iz tog je razloga za usporedbu rezultata definiran presjek prikazan na slici 30. duž kojega se analiziraju pomaci i deformacije na svim uzorcima pri spomenutim opterećenjima. Pri definiciji presjeka vodilo se računa da može obuhvatiti mehanički odziv cijele kosti, tj. polje pomaka po cijeloj duljini ispitnog uzorka i lokalne deformacije u području vrata femura.

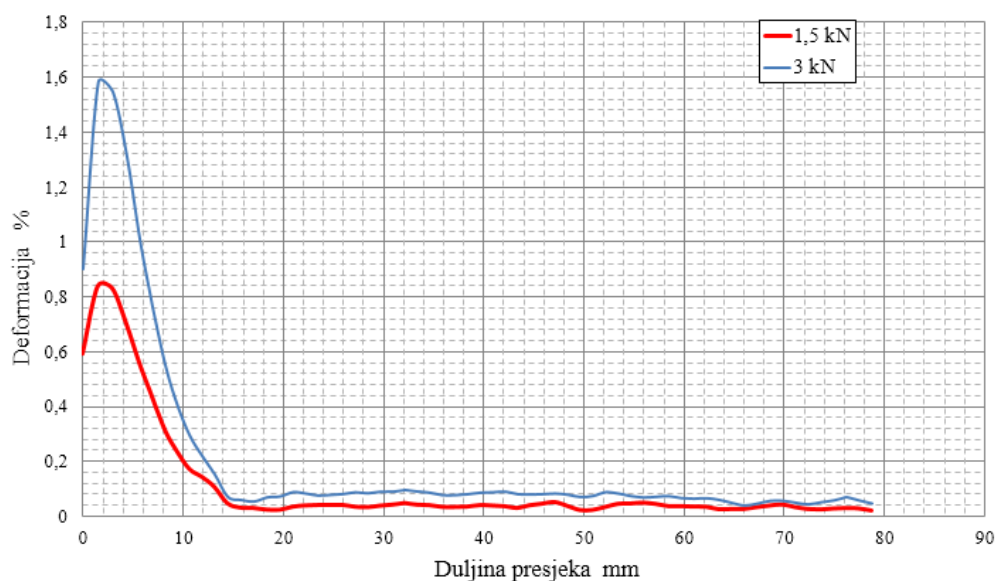


Slika 30. Korisničko sučelje *Aramis-a* te definiranje poprečnog presjeka na F2 modelu

Duljina presjeka po osi x na slikama 31. i 32. mjeri se od vrata femura prema distalnom kraju. Slika 31. prikazuje usporedbu pomaka pri opterećenju istog uzorka (F2) silom od 1,5 kN i 3 kN, a slika 32. usporedbu deformacija pri opterećenju istog uzorka (F2) silom od 1,5 kN i 3 kN.

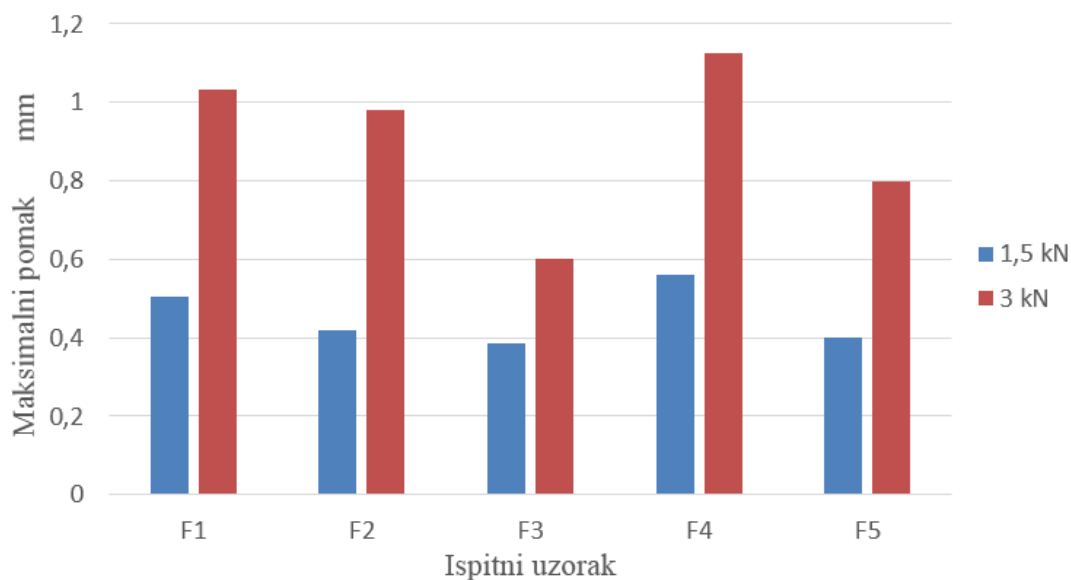


Slika 31. Usporedba pomaka po uzdužnom presjeku pri silama 1,5 kN i 3 kN



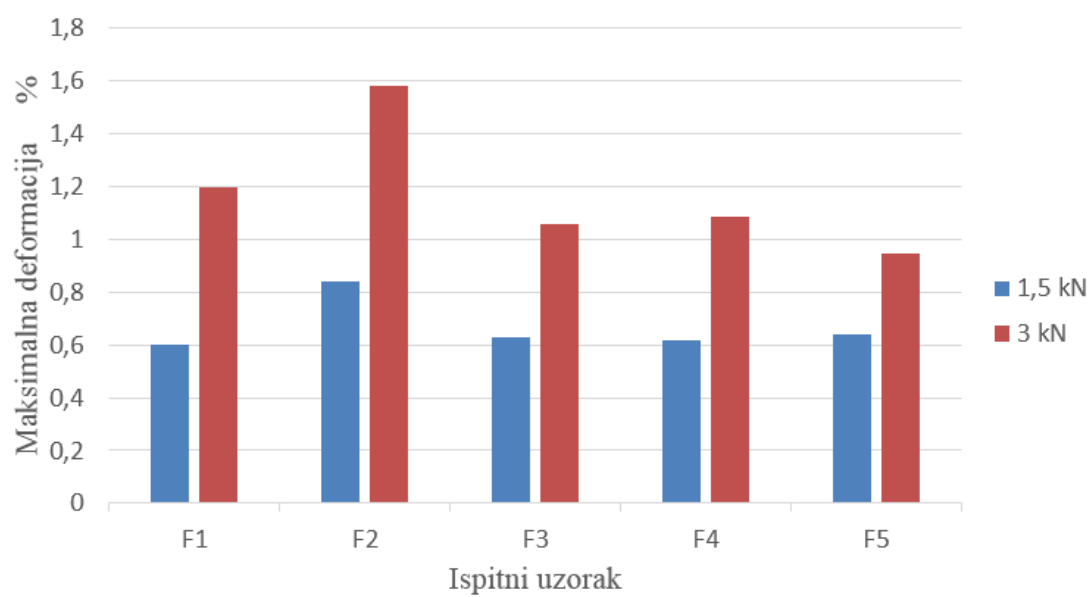
Slika 32. Usporedba deformacija po uzdužnom presjeku pri opterećenju silama 1,5 kN i 3 kN

Slika 33. prikazuje usporedbu maksimalnih pomaka na definiranom uzdužnom presjeku pri opterećenju silama od 1,5 kN i 3 kN za svaki ispitni uzorak.



Slika 33. Usporedba maksimalnih pomaka na uzdužnom presjeku pri opterećenju silama od 1,5 kN i 3 kN

Na slici 34. dana je usporedba maksimalnih deformacija na definiranom uzdužnom presjeku pri opterećenju silama od 1,5 kN i 3 kN za svaki ispitni uzorak.



Slika 34. Usporedba maksimalnih deformacija na uzdužnom presjeku pri opterećenju silama od 1,5 kN i 3 kN

6. ZAKLJUČAK

Cilj ovog rada bio je eksperimentalno odrediti polje pomaka i deformacija uslijed tlačnog opterećenja svježih svinjskih femura prilikom *in vitro* ispitivanja kako bi ti rezultati kasnije poslužili za validaciju numeričkog modela mehaničkog ponašanja kosti. Kao uzorci su odabrani svinjski femuri upravo zbog svoje sličnosti s kadaveričnim. Polje pomaka i deformacija dobiveno je korištenjem optičkog sustava *Aramis*, čiji se algoritam zasniva na metodi korelacije digitalne slike.

Lom je kod svih ispitanih uzoraka zabilježen u području vrata femura što odgovara mjestu najčešćih lomova femura kod ljudi. Iz toga slijedi da vrsta narinutog opterećenja tijekom eksperimenta odgovara vrsti opterećenja prilikom fizičke aktivnosti čovjeka. Rezultati ispitivanja su pokazali da se maksimalne vrijednosti pomaka nalaze na glavi femura, što je očekivano s obzirom na narinuto opterećenje. Za razliku od pomaka, deformacije svoje maksimalne vrijednosti dosežu u području vrata femura. To dovodi do zaključka da se na temelju poznatog polja deformacija može poprilično precizno predvidjeti mjesto loma.

Eksperimentom je utvrđeno da kost pokazuje linearno elastičan odziv do iznosa sile od približno 4 kN, što ukazuje na to da pri iznosu sile manjem od 4 kN, kod ovakve vrste opterećenja, neće doći do trajne deformacije i oštećenja kosti.

LITERATURA

- [1] Surjak, M. Validacija numeričkih modela mehaničkog ponašanja životinjskih i ljudskih kostiju. Doktorski rad. Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Zagreb, 2015.
- [2] <http://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=6579>
- [3] [//orthoinfo.aaos.org](http://orthoinfo.aaos.org)
- [4] Bakić, A. Metoda kaustike u analizi kontaktnih problema kompozitnih materijala. Doktorski rad. Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Zagreb 2009.
- [5] Bessho, M., Ohnishi, I., Matsuyama, J., Matsumoto, T., Imai, K., Nakamura, K. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT – based finite element method. *Journal of Biomechanics*. 2007;40:1745-1753.
- [6] Aramis User Information – Hardware, GOM mbH, Njemačka 2009.
- [7] Aramis User Manual – Software, GOM mbH, Njemačka 2009.
- [8] Sedlin, E. D., A rheological model of cortical bone. *Acta Orthopaedica*. 1965;83:1-77.
- [9] Yosibash, Z., Trabelsi, N., Milgrom, C. Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *Journal of Biomechanics*. 2007;40:3688-3699.
- [10] Trabelsi, N., Yosibash, Z., Wutte, C., Augat, P., Eberle, S. Patient-specific finite element analysis of the human femur—A double-blinded biomechanical validation. *Journal of Biomechanics*. 2011;44:1666-1672.

PRILOZI

I. CD-R disc