

Primjena korelacije digitalne slike za in vitro mjerenje pomaka na svježim kostima

Baržić, Iva

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:235:978530>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-11-23**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Iva Baržić

Zagreb, 2016.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Student:

Iva Baržić

Zagreb, 2016.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradila 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 i dr. sc. Martinu Surjaku na podršci, povjerenju te pruženoj pomoći i stručnom usmjeravanju pri izradi završnog rada.

Također, zahvaljujem se obitelji na pruženoj podršci tijekom studiranja.

Iva Baržić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:
proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment, inženjerstvo
materijala i mehatronika i robotika

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje
Datum: 25.02.2018. Prilog
Klasa: 002-04/16-613
Ur.broj: 15.1703-16-035

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Iva BARŽIĆ** Mat. br.: 0035190356

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Primjena korelacije digitalne slike za in vitro mjerenje pomaka na svježim kostima**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Application of digital image correlation for in vitro displacement measurement on fresh bones**

Opis zadatka:

Analiza mehaničkih svojstava kosti i stabilnosti sustava kost-implantat u biomehaničkim istraživanjima provodi se na umjetnim, kadaveričnim i životinjskim kostima. 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 eksperimentalno odrediti polje pomaka i deformacija na površini svježih ovčjih tibija primjenom metode korelacije digitalne slike.

Tijekom rada potrebno je:

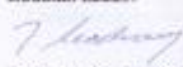
1. Upoznati se s radom statičke kladalice i optičkog mjernog sustava Aramis.
2. Odrediti polje pomaka i deformacija na površini svježih ovčjih tibija. Vrstu i iznos opterećenja odabrati tijekom same provedbe mjerenja.

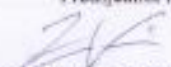
U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivena pomoć.

Zadatak zadao:
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. Zoran Kunica

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	III
POPIS OZNAKA	IV
SAŽETAK.....	V
1. UVOD.....	1
2. KOŠTANO TKIVO.....	2
2.1. Građa kostiju	2
2.2. Goljenična kost	3
2.3. Geometrija i orijentacija tibije	4
2.4. Biomehanika tibije	4
2.5. Prijelom tibije.....	5
3. MJERENJE POMAKA I DEFORMACIJA	7
3.1. Vertikalni hod kidalice.....	7
3.2. Ekstenzometri.....	8
3.2.1. Mehanički ekstenzometar	8
3.2.2. Laserski ekstenzometar	9
3.2.3. Videoekstenzometar.....	10
3.2.4. Elektrootporne mjerne trake	10
3.3. Metoda korelacije digitalne slike	12
3.4. Optički sustav Aramis.....	13
3.4.1. Priprema mjernog objekta.....	15
3.4.2. Nanošenje stohastičkog uzorka na površinu mjernog objekta.....	15
3.4.3. Podešavanje i kalibracija sustava.....	16
3.4.4. Provedba snimanja mjernog objekta.....	18
3.4.5. Pohrana i obrada digitalnih slika.....	19
4. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE	22
4.1. Priprema uzoraka	22
4.2. Provedba mehaničkog ispitivanja	24
5. PRIKAZ I ANALIZA REZULTATA	28
6. ZAKLJUČAK.....	35
LITERATURA.....	36
PRILOZI.....	37

POPIS SLIKA

Slika 1.	Prikaz kortikalne i trabekularne kosti [1]	2
Slika 2.	Građa tibije [3]	3
Slika 3.	Oblici prijeloma goljениčne kosti [8].....	5
Slika 4.	a) Statički vlačni test ; b) Savijanje u tri točke [1]	7
Slika 5.	Mjerenje mehaničkim ekstenzometrom [1].....	8
Slika 6.	Mjerenje pomaka laserskim ekstenzometrom [1]	9
Slika 7.	Mjerenje videoekstenzometrom [1].....	10
Slika 8.	Mjerenje deformacija elektrootpornim trakama na svježoj kosti [1]	11
Slika 9.	Shematski prikaz mjerenja s dvije kamere primjenom korelacije digitalne slike [1]	12
Slika 10.	Primjer stohastičkog rastera i crveno označena pravokutna faseta u referentnoj konfiguraciji a) i deformiranoj konfiguraciji b) [1].....	13
Slika 11.	Optički mjerni sustav <i>Aramis</i> [11]	14
Slika 12.	Stohastički uzorak s primjerom dobrog kontrasta [11]	15
Slika 13.	Primjeri stohastičkih uzoraka za različite mjerne volumene [12]	16
Slika 14.	Ilustracija sustava <i>Aramis</i> s potrebnim parametrima za podešavanje [1]	17
Slika 15.	Kalibracijski objekti [1].....	18
Slika 16.	Faseta veličine 15x15 s dva preklapajuća piksela [1]	19
Slika 17.	Kalibracija optičkog sustava <i>Aramis</i>	20
Slika 18.	Ovčje tibije očišćene od mekog tkiva.....	22
Slika 19.	Ispitni uzorci s nanesenom bijelom bojom.....	23
Slika 20.	Dobiveni stohastički uzorak na ispitnim uzorcima	23
Slika 21.	Eksperimentalni postav za ispitivanje ovčjih tibija.....	24
Slika 22.	Ispitni uzorak pozicioniran na kidalici	25
Slika 23.	Mjesto loma uzoraka ovčje tibije	26
Slika 24.	Dijagram sila – pomak dobiven opterećivanjem ovčjih tibija.....	28
Slika 25.	Polje pomaka po cijeloj duljini kosti te definirani presjek na uzorku TI1	30
Slika 26.	Dijagram pomak – duljina presjeka uzorka TI1	30
Slika 27.	Polje pomaka po cijeloj duljini kosti te definirani presjek na uzorku TI2	31
Slika 28.	Dijagram pomak – duljina presjeka uzorka TI2	32
Slika 29.	Polje pomaka po cijeloj duljini kosti te definirani presjek na TII1	33
Slika 30.	Dijagram pomak – duljina presjeka uzorka TII1.....	33
Slika 31.	Polje pomaka po cijeloj duljini kosti te definirani presjek na TII2	34
Slika 32.	Dijagram pomak – duljina presjeka uzorka TII2.....	34

POPIS TABLICA

Tablica 1. Parametri pozicioniranja uzoraka kosti	25
Tablica 2. Izmjerene dimenzije ispitnih uzoraka.....	26
Tablica 3. Maksimalna postignuta sila, maksimalni pomak, sila loma, pomak pri lomu	29

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
a	mm	Udaljenost između oslonca
b	mm	Udaljenost između kraja kosti i oslonca
D	mm	Promjer kortikalne kosti prije ispitivanja
e	mm	Debljina kortikalne kosti na mjestu loma s proksimalne strane
f	mm	Debljina kortikalne kosti na mjestu loma s distalne strane
F_{max}	N	Maksimalna sila opterećenja
s_{max}	mm	Pomak maksimalne sile
F_B	N	Sila loma
f	mm	Pomak sile loma

SAŽETAK

U posljednje vrijeme posebno se proširila upotreba optičkih metoda za praćenje deformiranja tijela uslijed opterećenja. Algoritmom korelacije digitalne slike mjere se pomaci točaka na površini tijela iz kojih se zatim izračunavaju površinske komponente tenzora deformacije. U ovom radu primijenjen je optički sustav *Aramis* za određivanje polja pomaka i deformacija na površini svježih ovčjih tibija.

Rad je podijeljen u dva dijela. U prvom dijelu dana je teorijska osnova eksperimenta, opisano je koštano tkivo i goljениčna kost te metoda mjerenja deformacija i pomaka. Drugi dio detaljno opisuje provedbu eksperimentalnog ispitivanja te dobivene rezultate.

Rezultati ispitivanja su pokazali da se korelacija digitalne slike može primijeniti i za određivanje pomaka i deformacija na svježim kostima pri savijanju u tri točke. Tijekom provedbe mjerenja uočeno je da se posebna pozornost treba posvetiti pozicioniranju uzoraka zbog opasnosti od zakretanja oko uzdužne osi.

Ispitivanja prikazana u ovom radu provedena su u Laboratoriju za eksperimentalnu mehaniku Fakulteta strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu.

Ključne riječi: biomehanika, pomak, deformacija, korelacija digitalne slike, tibija

1. UVOD

Analiza mehaničkih svojstava kostiju u biomehaničkim istraživanjima provodi se na umjetnim, kadaveričnim te životinjskim kostima. Životinjske kosti mogu se lakše nabaviti od kosti kadavera, a zbog međusobne sličnosti svinjske i ovčje kosti dobra su alternativa kadaveričnim kostima. Koriste se u mnogim istraživanjima vezanim uz razvoj i unaprjeđenje operacijskih zahvata, testiranje i razvoj novih medicinskih implanata pa čak i analizu koštanih stanica [1]. Ovčje kosti zastupljene su u ortopedskim istraživanjima jer su po obliku i dimenzijama prikladne za testiranje medicinskih implanata i proteza namijenjenih ljudima [1]. Gledano na makro razini, prednost starijih ovaca je što su težinom slične ljudima te su duljine dugih kostiju pogodnije za implantaciju ljudskih implanata i proteza što nije moguće kod manjih životinjskih vrsta [2]. Dok makroskopski ovčje kosti mogu predstavljati model kadaveričnih, histološki struktura kostiju se ipak razlikuje. Postoje razlike i u gustoći kostiju. Trabekularni dijelovi ovčjih kostiju značajno su veće gustoće te samim time i veće čvrstoće. Tako je gustoća trabekularnog dijela ovčjeg femura 1,5 – 2 puta veća od ljudskog femura, no razlike nisu jednake za sve kosti [2]. Postoje sličnosti i u vezi s cijeljenjem i koštanom pregradnjom [1].

Kako bi se odredio odziv kosti na narinuto opterećenje provode se *in vitro* ispitivanja. 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, od kojih se jedna mjeri, a druga kontrolira. Najčešće su to sila i pomak, a mnogo veći izazov predstavlja mjerenje pomaka i deformacija [1].

U drugom poglavlju ovog rada dan je uvid u građu koštanog tkiva te je detaljnije obrađena goljenična kost. U trećem poglavlju predstavljeni su najčešće korišteni uređaji koji se koriste za mjerenje pomaka i deformacija, a detaljnije je opisan sustav *Aramis* koji koristi metodu korelacije digitalne slike (*eng. Digital Image Correlation – DIC*). DIC za razliku od ostalih metoda koje pomake mjere lokalno, kao rezultat daje cijelo polje pomaka na površini kosti. Navedena metoda također je detaljnije opisana u trećem poglavlju.

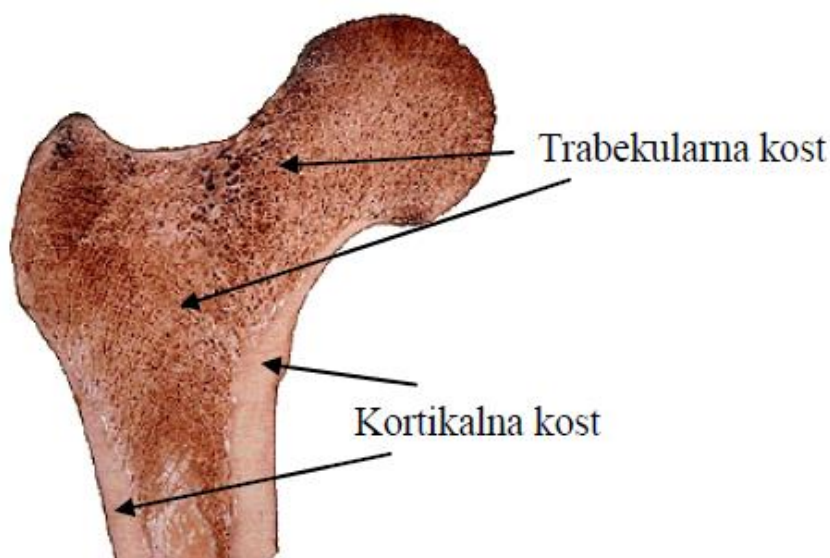
Eksperimentalno ispitivanje provedeno je savojnim opterećivanjem u tri točke četiri uzorka ovčjih tibija. Pri ispitivanju korištena je kidalica i optički sustav *Aramis*. Priprema ispitnih uzoraka, stroja te tijek samog ispitivanja opisano je u četvrtom poglavlju rada. Rezultati ispitivanja te izračun pomaka dani su u petom poglavlju.

2. KOŠTANO TKIVO

Koštano tkivo ili kost je vezivno tkivo koje podupire tjelesnu strukturu. Kostu su međusobno povezane pokretljivim zglobovima i mišićima te zajedno čine sustav organa za kretanje. Kostu su čvrsti dijelovi tijela, šuplje unutrašnjosti te čine 14% ljudske ukupne tjelesne mase [1]. Njihova uloga u tijelu je veoma bitna – omogućuju kretanje, podupiru mišiće, a osim toga imaju i zaštitnu ulogu u očuvanju unutarnjih organa. Mogu se podijeliti prema obliku na duge (kosti udova), kratke (stopalo, kralješci, šaka) i plosnate kosti (lubanja, zdjelica, lopatica).

2.1. Građa kostiju

Kosti su aktivno živo tkivo u tijelu sačinjeno od 70% anorganske tvari (najvećim udjelom kalcija i fosfora), 22% organske tvari (kolagena) te 8% vode [1]. Anorganske tvari kosti čine tvrdima i krutima, organske tvari elastičnima, a voda viskoelastičnima. Makroskopski gledano, kost je građena od kortikalnog i trabekularnog koštanog tkiva, što prikazuje slika 1.



Slika 1. Prikaz kortikalne i trabekularne kosti [1]

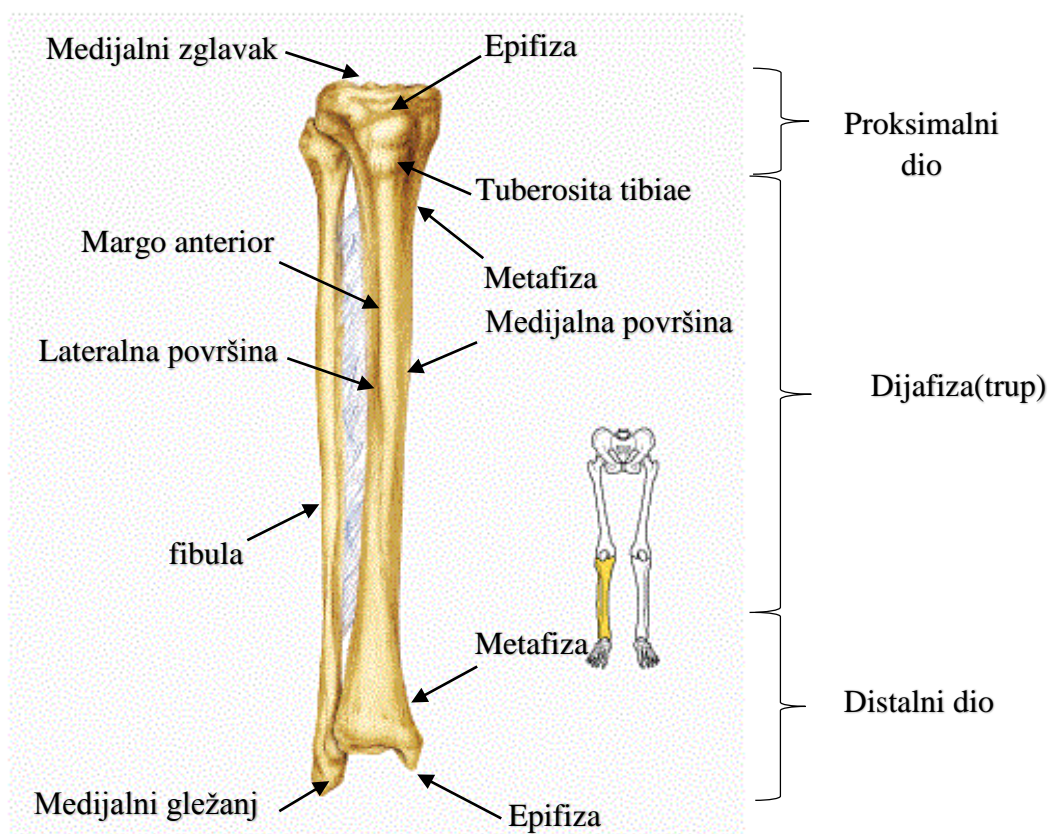
Trabekularna kost još se naziva spongioznom ili spužvastom kosti te izgrađuje okrajke dugih kostiju i kratke kosti. Koštano tkivo je oblika koštanih gredica koje čine trodimenzionalnu spužvastu strukturu, a raspoređuju se u smjeru djelovanja sile težine na kost. Između gredica nastaju šupljine koje ispunjava koštana srž.

Kortikalna kost je gušće i kompaktnije građe. Izgrađuje površinski sloj kostiju i u cijelosti trup dugih kostiju. Sadržava najveći dio mineralnog sadržaja (80 – 90% kalcija nalazi se u kortikalnoj kosti, a ostatak 12 – 25 % u trabekularnoj kosti). Kortikalno koštano tkivo veće je gustoće u usporedbi s trabekularnim tkivom te je izgrađeno od koštanih lamela koncentrično postavljenih oko kanala kroz koje prolaze krvne žile i živci.

Takva građa čini kost ujedno i laganom i dovoljno čvrstom da se može oduprijeti opterećenju.

2.2. Goljениčna kost

Goljениčna kost (*lat. tibia*) zajedno s lisnom kosti (*lat. fibula*) tvori ljudsku potkoljenu. Tibija je duga cjevasta kost koja prenosi težinu tijela od bedrene kosti dalje u stopalo. Sastoji se od proksimalnog i distalnog dijela te trupa, dijafize. Slika 2. osim osnovnih dijelova prikazuje i sljedeće dijelove goljениčne kosti: medijalni zglavak, epifiza, margo anterior, metafiza, medijalna i lateralna površina te medijalni gležanj.



Slika 2. Građa tibije [3]

Proksimalni dio je zadebljan i proširen u medijalni zglavak (*lat. conylus medialis et lateralis*) čija je gornja površina zaravnjena i ima dvije glatke, blago udubljene površine koje služe kao zglobno tijelo u kontaktu sa zaglavecima bedrene kosti. Lateralna površina je trokutastog oblika, a medijalna duguljastog. Hrapava ispupčina (*lat. tuberosita tibiae*) nalazi se na prednjoj strani kosti, pri dnu proksimalnog dijela te služi za vezanje četveroglavog mišića natkoljenice. Tijelo kosti je trobridno s ostrim prednjim rubom (*lat. margo anterior*). Nadalje, distalni dio je također zadebljan na medijalnoj strani te završava medijalnim gležnjem (*lat. malleolus medialis*). U njemu se tibiji priključuje fibula. Donja površina kosti je glatka i zaobljena [4,5].

2.3. Geometrija i orijentacija tibije

Retroverzija ili reklinacija tibije je nagnutost proksimalnog dijela u odnosu na trup za prosječno 6° prema nazad. Smatra se da se taj nagib može tumačiti mehaničkim faktorima npr. kut je jače izražen kod naroda koji mnogo vremena provode u čučućem položaju. U orijentacijskom položaju tijela tibija je nagnuta za 3° na lateralnu stranu. Njezina os i horizontalna ravnina čine kut od 93° . Nadalje, ne produžuje os bedrene kosti već se one sastaju u koljenu pod kutem od 175° . Taj kut može biti i manji, tada se radi o X-položaju nogu i veći, O-položaj nogu [6].

2.4. Biomehanika tibije

Kao što je već spomenuto u poglavlju 2.2. potkoljenica se sastoji od tibije i fibule. Tibija stoji medijalno, znatno je deblja te prenosi težinu s femura na skelet stopala. Lisna kost, fibula ne sudjeluje u tom prijenosu. Dakle, tibija nosi svu težinu ljudskog tijela zbog čega se često spominje kao jedna od najsnažnijih kostiju ljudskog kostura. Evolucijom se razvila tako da može izdržati aksijalnu silu tokom hodanja do 4,7 tjelesne težine [6].

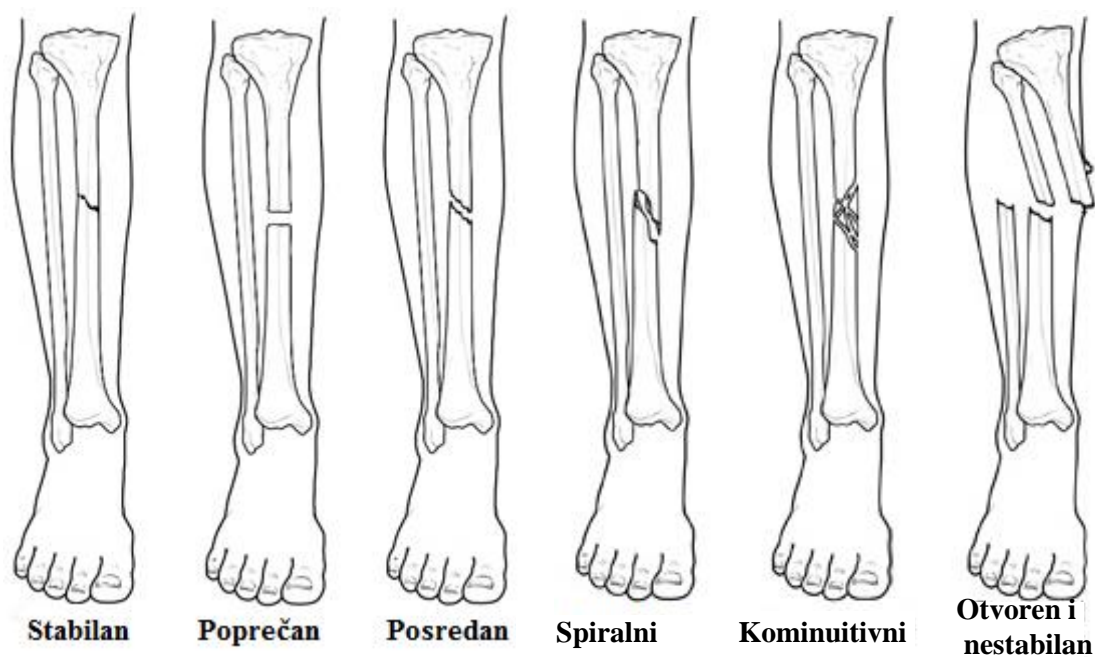
Tibija ne može rotirati jer rotaciju sprječava stopalo koje se čvrsto opire na podlogu. Pri fleksiji i ekstenziji ona miruje i služi kao potporna kost dok femur prati kretanju. Tijekom hodanja goljenična kost i koljeno podvrgnuti su dvjema najvećim opterećenjima tijekom svakog koraka. Uzrok prvog najvećeg opterećenja je napetost velikog kvadricepsa koja je potrebna kako bi se težina tijela s noge koja se odgurava od tla prenijela na nogu koja počinje doticati tlo. Drugo vršno opterećenje javlja se pri podizanju pete. Tada se kuk i koljeno izdužuju te u tom trenutku prednji dio noge odguruje tijelo prema naprijed [6].

Općenito, za maksimalno naprezanje koje zdrava tibija može izdržati, uzrokovano tlačnim vertikalnim opterećenjem, uzima se vrijednost oko $\sigma_{max} = 160$ Mpa [6]. Javlja se na mjestu gdje se kost iz dijafize počinje širiti prema distalnoj epifizi odnosno u području distalnog metafizarnog dijela kosti.

2.5. Prijelom tibije

Prijelom je potpuni ili nepotpuni prekid kontinuiteta kosti koji nastaje djelovanjem vanjske sile, koja je dovoljno jaka da nadjača fiziološku razinu elastičnosti kosti [7]. To je teška ozljeda koja predstavlja poseban problem u medicinskoj praksi.

Prijelom goljenične kosti spada među najčešće prijelome kostiju. Prijelomi potkoljenice uglavnom nastaju na njezinom najtanjem dijelu, odnosno na prelasku srednje u donju trećinu dijafize. Također, kod prijeloma tibije često dolazi i do prijeloma fibule. Prijelome dijafize tibije može se podijeliti na otvorene i zatvorene te stabilne i nestabilne. Najčešći oblici prijeloma tibije prikazani su na slici 3.



Slika 3. Oblici prijeloma goljenične kosti [8]

Otvoreni prijelomi su prijelomi kod kojih na mjestu prijeloma postoji rana odnosno, tijekom kože iznad kosti je prekinut uslijed pomicanja ulomaka kosti. Zatvoreni prijelomi ne uzrokuju prekid tijekom kože, no mogu ozbiljno oštetiti unutarnje meko tkivo [8].

Kod stabilnog prijeloma slomljeni dijelovi kosti su poravnati te ne dolazi do velikog pomaka kosti. Kost ne mijenja svoj položaj tijekom liječenja. Razlika između stabilnih i nestabilnih prijeloma je u tome što kod nestabilnih prijeloma dolazi do pomaka kosti [8].

Poprečan prijelom kosti ima horizontalnu liniju loma. Ovakav prijelom može biti nestabilan pogotovo ako dođe i do puknuća fibule.

Posredan prijelom obično spada u nestabilne prijelome, a karakterizira ga kutni uzorak loma. Spiralni prijelom karakterizira stepenasta, spiralna linija loma. Hoće li spiralni prijelom biti stabilan ili nestabilan ovisi o jačini sile koja uzrokuje lom.

Kod kominuitivnog prijeloma kost se razlomi u najmanje tri komadića te spada u veoma nestabilne prijelome [8].

Do prijeloma može doći na nekoliko načina, a ozbiljnost prijeloma obično ovisi o jačini sile koja uzrokuje lom. Osobe iz starije dobne skupine ozljeđu obično zadobiju uslijed pada, a mlade osobe povredu prijeloma kosti pa tako i prijeloma potkoljenične kosti zadobiju najčešće u prometu ili pri sportskim ozljedama. Dok je većinom prijeloma zahvaćena pretežito starija dobna skupina, prijelomi potkoljenice češći su kod mlađih osoba [9].

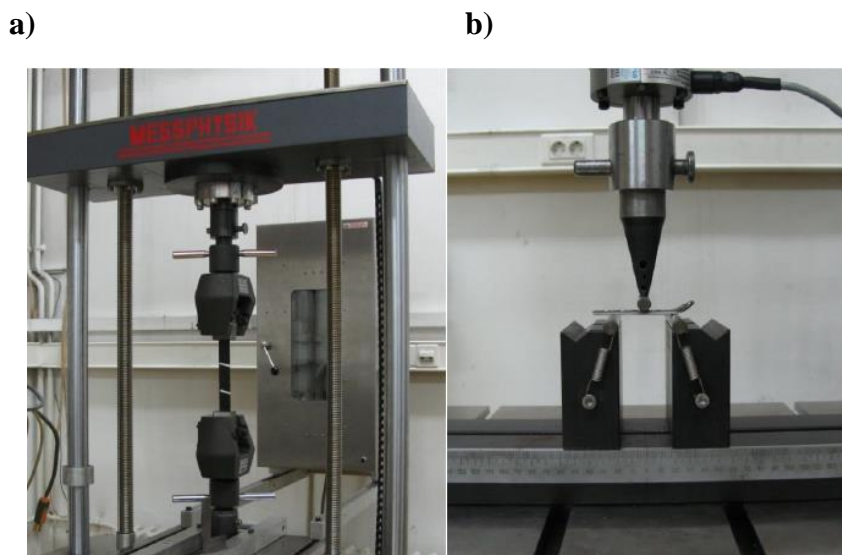
Liječenje prijeloma može se odvijati bez operacije, konzervativno liječenje te operativnim liječenjem. Osteosinteza je operacijski zahvat kojim se izvodi spajanje i učvršćivanje fragmenata kosti nakon loma. Omogućuje cijeljenje prijeloma uspostavljanjem normalnih anatomskih odnosa. Za prijelome u proksimalnom i distalnom dijelu tibije po pravilu se primjenjuje osteosinteza pločicom. Također se osteosinteza pločicom može vršiti i u dijafizi tibije. Pri kompliciranijim prijelomima potkoljenice na ograničenom području indicirano je postavljanje vanjskog fiksatora [8].

3. MJERENJE POMAKA I DEFORMACIJA

Pri mehaničkom ispitivanju inženjerskih ili bioloških materijala mjere se dvije osnovne veličine od kojih se jedna mjeri, a druga kontrolira. Najčešće su to sila i pomak te se iz njih dalje mogu izračunavati naprezanja, deformacije i određeni parametri materijala. Sila se najčešće mjeri pomoću specijalnih mjernih doza koje se umjeravaju posebnim dinamometrom. Mnogo veći izazov je mjerenje pomaka, odnosno deformacija [1].

3.1. Vertikalni hod kidalice

Najjednostavniji način mjerenja pomaka jest uzimanje podataka o vertikalnom hodu uređaja za opterećivanje, kidalice. Za slučaj statičkoga vlačnog testa, ispitni uzorak (eproveta) 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 što prikazuje slika 4a. U tom slučaju podatak o izmjerenom pomaku pokazuje pomak gornje čeljusti, a deformacija se određuje na osnovi početnoga i konačnog razmaka između čeljusti. Vertikalni hod je i jedan od načina mjerenja progiba tijekom savijanja u tri točke što prikazuje slika 4b [1].



Slika 4. a) Statički vlačni test ; b) Savijanje u tri točke [1]

Jedan od nedostataka ovakvog mjerenja je mjerenje pomaka 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. Nadalje, pomak sadržava sve postojeće pogreške zbog inercije pokretnih dijelova i neželjene zračnosti u adapterima i čeljustima za opterećivanje.

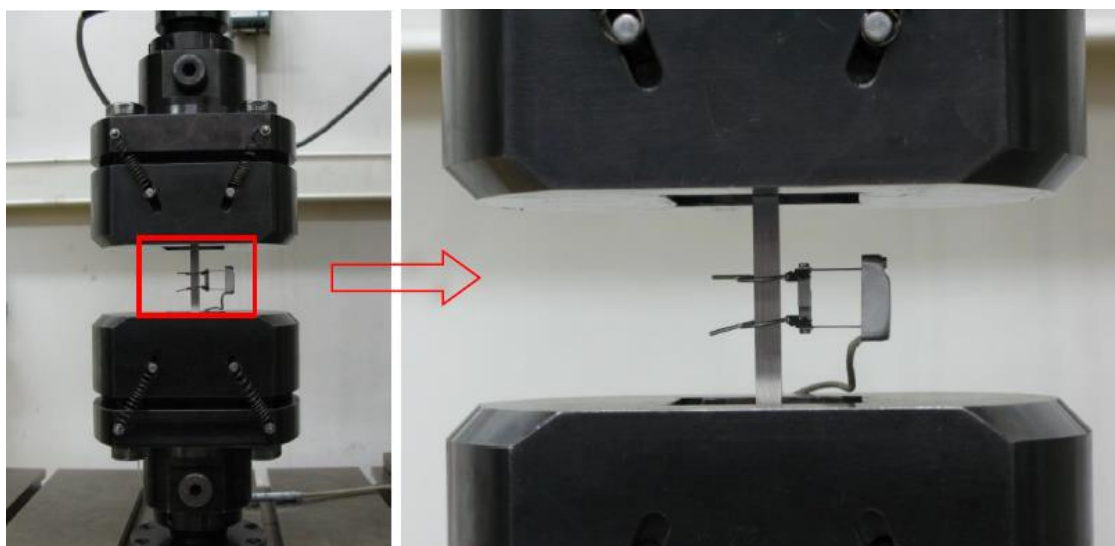
Ako se radi o graničnim iznosima sile koju uređaj za opterećivanje može postići, tada i njegova krutost utječe na rezultirajući pomak. Zbog toga se korekcijskim faktorima u ovakvim slučajevima korigira dobiveni pomak [1].

3.2. Ekstenzometri

Ekstenzometri su uređaji koji se koriste za mjerenje relativnog pomaka dviju odabranih točaka na epruveti. Na osnovi relativnog pomaka može se izračunati deformacija epruvete. Postoji više vrsta ekstenzometara poput mehaničkog ekstenzometra te elektrootpornih mjernih traka. 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.

3.2.1. Mehanički ekstenzometar

Mehanički ekstenzometar kompaktan je i veoma precizan. Neprikladan je za ispitivanje materijala velike istežljivosti zbog ograničenog područja mjerenja. Kako ne bi došlo do trajnog oštećenja uređaja prije loma epruvete nužno je odspojiti ekstenzometar. U takvim slučajevima može postojati odstupanje u izmjerenoj istežljivosti ispitnog uzorka [1]. Primjer mjerenja pomaka mehaničkim ekstenzometrom prikazan je na slici 5.



Slika 5. Mjerenje mehaničkim ekstenzometrom [1]

3.2.2. Laserski ekstenzometar

Pri mjerenju laserskim ekstenzometrom koherentno lasersko svjetlo obasjava površinu epruvete, pri čemu kamere snimaju refleksiju s površine. Postupak mjerenja laserskim ekstenzometrom prikazan je na slici 6.



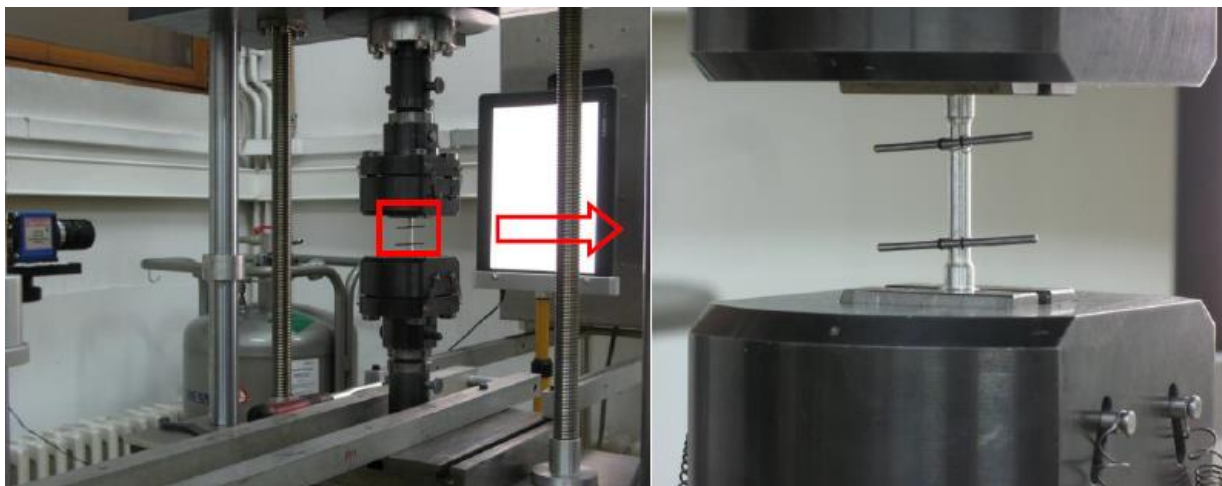
Slika 6. Mjerenje pomaka laserskim ekstenzometrom [1]

Hrapavosti površine uzrokuje interferenciju svjetlosnih zraka, te na slici nastaje zrnata struktura nasumično osvijetljenih piksela (*eng. laser speckle effect*). Svaka promatrana grupa piksela ima jedinstven uzorak čija je putanja po slici u korelaciji s rastezanjem materijala.

Glavna prednost laserskog ekstenzometra je nepostojanje ograničenja veličine mjernog područja, kao što je to slučaj kod mehaničkoga ekstenzometra te se ubraja u neinvazivne i beskontaktno metode čime se izbjegava oštećenje ispitnog uzorka. Može se također koristiti za ispitivanja u širokom temperaturnom području [1].

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. Mjerenje produljenja videoekstenzometrom na primjeru vlačnog ispitivanja aluminijske epruvete prikazano je na slici 7.



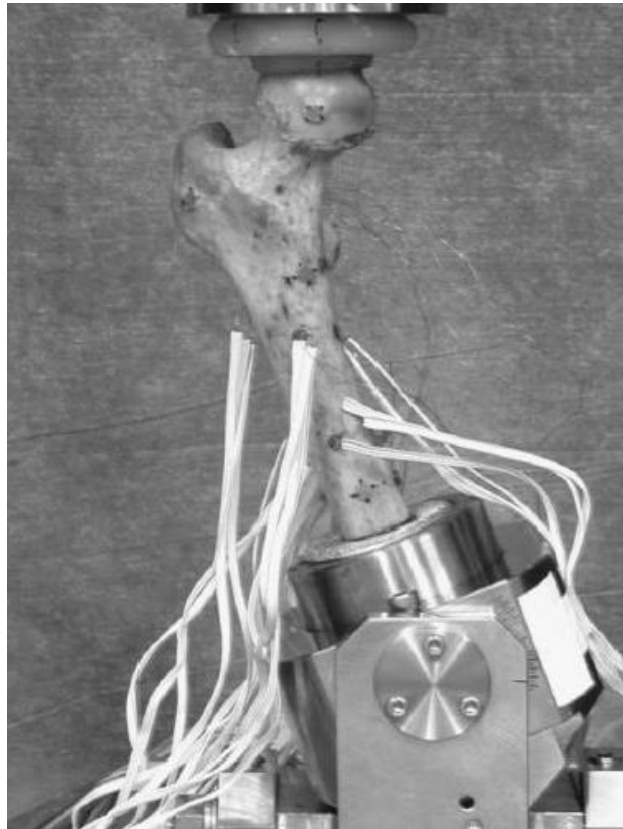
Slika 7. Mjerenje videoekstenzometrom [1]

Produljenje se direktno mjeri konstantnim mjerenjem udaljenosti između pričvršćenih markera. Na osnovi izmjerene produljenja zatim se računa deformacija ispitnog uzorka. Snimke kamere digitaliziraju se i svaki piksel dobiva svoju vrijednost intenziteta sive boje (engl. *gray value*). Marker i dovode do promjene u sivoj skali 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. Nadalje, omogućuje istodobno mjerenje produljenja i kontrakcije epruvete, što omogućuje određivanje Poissonova faktora te izračunavanje stvarnog naprežanja (eng. *True stress*) i stvarne deformacije (eng. *True strain*). Videoekstenzometar se, kao i laserski ekstenzometar, može koristiti za mjerenja u širokom temperaturnom području [1].

3.2.4. Elektrootporne mjerne trake

Elektrootporne mjerne trake najjednostavnija su grupa tenzometara. To su žičani tenzometri koji se sastoje od tanke savijene žice zalijepljene na podlogu od tankoga acetatnog papira. S gornje strane nalazi se 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 nalijepi na uzorak koji se ispituje i na osnovi izmjerenog otpora vodiča može se odrediti deformacija [1]. Slika 8. prikazuje mjerenje deformacija elektrootpornim mjernim trakama na kadaveričnom femuru.



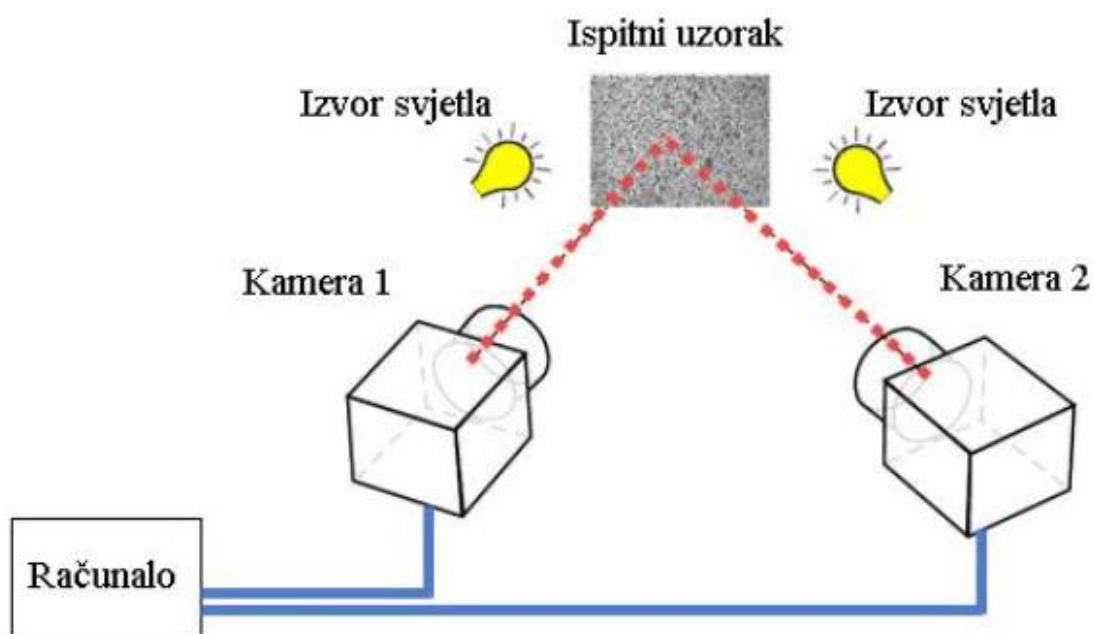
Slika 8. Mjerenje deformacija elektrootpornim trakama na svježoj kosti [1]

Prednost elektrootpornih traka je visoka točnost mjerenja, a nedostatak je zahtjevna priprema zbog potrebe za osiguranjem da se trake čvrsto zalijepe za ispitni uzorak.

Nedostatak svih 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 rada 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.

3.3. Metoda korelacije digitalne slike

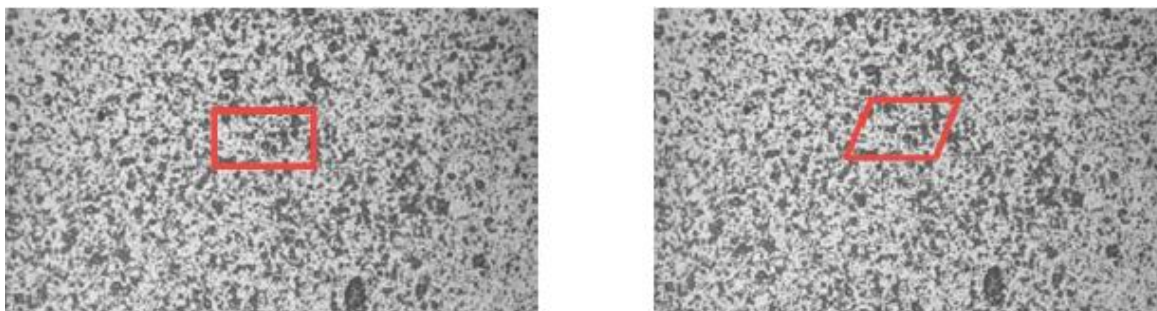
Metoda korelacije digitalne slike je beskontaktna optička metoda za mjerenje pomaka i deformacija [10]. Za razliku od elektrootpornih mjernih traka ili ekstenzometara koji daju samo pojedinačne mjerne vrijednosti, DIC određuje polje pomaka i raspodjelu deformacija po cijelom analiziranom području, što omogućuje bolje razumijevanje ponašanja materijala i konstrukcija tijekom opterećivanja. Potrebni elementi za primjenu ove metode, kamera, izvor svjetla te odgovarajući algoritam koji omogućuje korelaciju rezultirajućih digitalnih slika, prikazani su na slici 9.



Slika 9. Shematski prikaz mjerenja s dvije kamere primjenom korelacije digitalne slike [1]

Metoda uspoređuje digitalne slike ispitnog uzorka u različitim stadijima deformacije. Prati se promjena položaja točaka na površini ispitnog uzorka uspoređivanjem položaja mjernih točaka u deformiranom stanju s njihovim početnim položajem, u nedeformiranom stanju. Izlazni podaci mjerenja su digitalne slike. Prva slika je referentna i označava nedeformirano stanje uzorka.

Digitalne slike diskretiziraju se manjim poljima piksela koja se nazivaju podskupovi (eng. *subsets*) ili fasete (eng. *facets*), što je prikazano na slici 10.

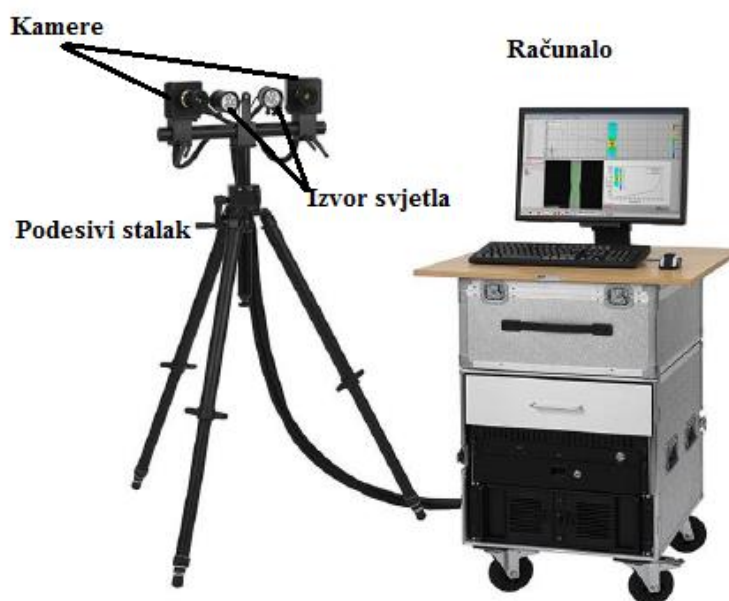


Slika 10. Primjer stohastičkog rastera i crveno označena pravokutna faseta u referentnoj konfiguraciji a) i deformiranoj konfiguraciji b) [1]

U središtu svake fasete nalazi se središnja, mjerna točka (eng. *measuring point*). Fasete su obično pravokutnog ili kvadratičnog oblika, a međusobno se razlikuju jedinstvenom raspodjelom intenziteta sive boje. Zbog toga, poželjno je da materijal koji se ispituje ima raznoliku teksturu kad je riječ o intenzitetu nijansi sive boje. No, obično to nije slučaj te je nužna dodatna priprema ispitnog uzorka – nanošenje stohastičkog uzorka (rastera) na površinu. Važno je napomenuti da se princip metode korelacije digitalne slike, prikazan u ovom poglavlju, temelji na lokalnom pristupu korelacije digitalne slike. Globalni pristup temelji se također na diskretizaciji slike podskupovima piksela, no mjerne su točke vrhovi elemenata (podskupova). Kako je u ovom radu korišten optički sustav *Aramis* čiji se algoritam temelji na lokalnom pristupu korelacije digitalne slike, globalni pristup nije detaljnije prikazan.

3.4. Optički sustav Aramis

Aramis je beskontaktni optički 3D mjerni sustav koji analizira, izračunava i dokumentira pomake i deformacije [11]. Temelji se na lokalnom pristupu korelacije digitalne slike, a služi za mjerenje trodimenzionalne promjene oblika i raspodjele deformacija na površini statički ili dinamički opterećenih ili deformiranih objekata. Primjenjuje se u analizi čvrstoće konstrukcija, određivanju svojstava materijala, verifikaciji i usavršavanju numeričkih proračuna, itd. Prikladan je za analizu objekata iz metalnih, kompozitnih, gumenih, drvenih i drugih materijala. [11]. Elementi sustava prikazani su na slici 11.



Slika 11. Optički mjerni sustav *Aramis* [11]

Sustav se sastoji od podesivog stakla, dviju kamera, izvora svjetla i računala za obradu rezultirajućih digitalnih slika. Ako se pri mjerenju koristi jedna kamera govori se o 2D mjerenju, a ako se koriste dvije kamere tada je riječ o 3D mjerenju [1]. Funkcije samog sustava *Aramis* kontroliraju se softverom. Preko softverskog sustava dostupne su funkcije mjerenja, procjene, prikaza i ispisa rezultata. Također, svim funkcijama može se pristupiti putem padajućeg izbornika ili kombinacijom tipki. *Aramis* koristi operativni sustav *Linux* koji u kombinaciji s posebno razvijenim softverom *Aramisa* predstavlja vrhunski sklop alata, informacija i mogućnosti [10]. Sam postupak mjerenja sustavom može se podijeliti na sljedeće korake:

1. Priprema mjernog objekta,
2. Nanošenje stohastičkog uzorka na površinu mjernog objekta,
3. Podešavanje i kalibracija sustava za željeni mjerni volumen,
4. Provedba snimanja mjernog objekta,
5. Pohrana i obrada digitalnih slika.

3.4.1. Priprema mjernog objekta

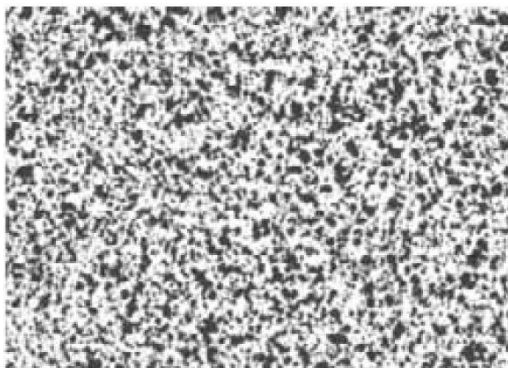
Priprema mjernog objekta važan je dio kod obavljanja mjerenja. Neadekvatna površina mjernog objekta i problem s rasterom mogu znatno utjecati na rezultat. Zato je potrebno ispuniti sljedeće preduvjete:

- Površina mjernog objekta mora imati uzorak prepoznatljiv senzoru kako bi jasno mogao izdvojiti fasete. Na temelju toga, područje piksela u referentnoj slici može se dodijeliti određenom području piksela u ciljanoj slici.
- Karakteristični uzorak površine mora biti u stanju pratiti deformacije uzorka.
- Optimalna površina uzorka mora biti glatka. Jako strukturirana površina može uzrokovati probleme u identifikaciji fasete i proračunu 3D točki.
- Obojani uzorak na objektu mora imati dobar kontrast.
- Površina uzorka ne smije biti sjajna zbog refleksije koja uzrokuje loš kontrast i svjetlinu u desnoj i lijevoj kameri. Refleksija može predstavljati problem kod računanja područja fasete.

Prema navedenim uvjetima mjerenju su najprikladniji stohastički uzorci koji su prilagođeni mjernom volumenu, razlučivosti kamere i veličini fasete.

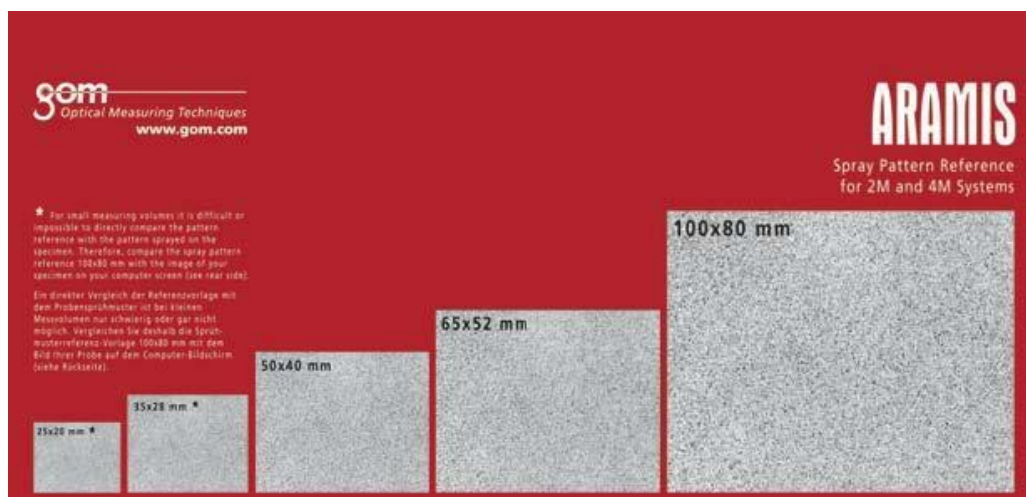
3.4.2. Nanošenje stohastičkog uzorka na površinu mjernog objekta

Kako metoda korelacije digitalne slike zahtijeva što nepravilniju teksturu na površini mjernog objekta, potrebno je prije mjerenja adekvatno tretirati ispitne uzorke. Prvo se uzorci trebaju očistiti od nečistoća i ulja. Tek nakon čišćenja na uzorke se nanosi raster. Na slici 12. prikazan je rasterski uzorak s dobrim kontrastom crnih točkica na bijeloj površini.



Slika 12. Stohastički uzorak s primjerom dobrog kontrasta [11]

Najčešće se, pri nanošenju boje prvo nanosi nereflektirajuća mat bijela boja. Na bijelu podlogu zatim se nanosi crna boja što rezultira crnim točkicama na bijeloj podlozi. To se može postići klasičnim sprejevima ili posebnim uređajima koji mogu nanositi boju pod tlakom. Gustoća i veličina nanesenih točkica ovisi o veličini mjernog volumena koji se ispituje. Slika 13. prikazuje primjere stohastičkih uzoraka tvrtke GOM za različite mjerne volumene.

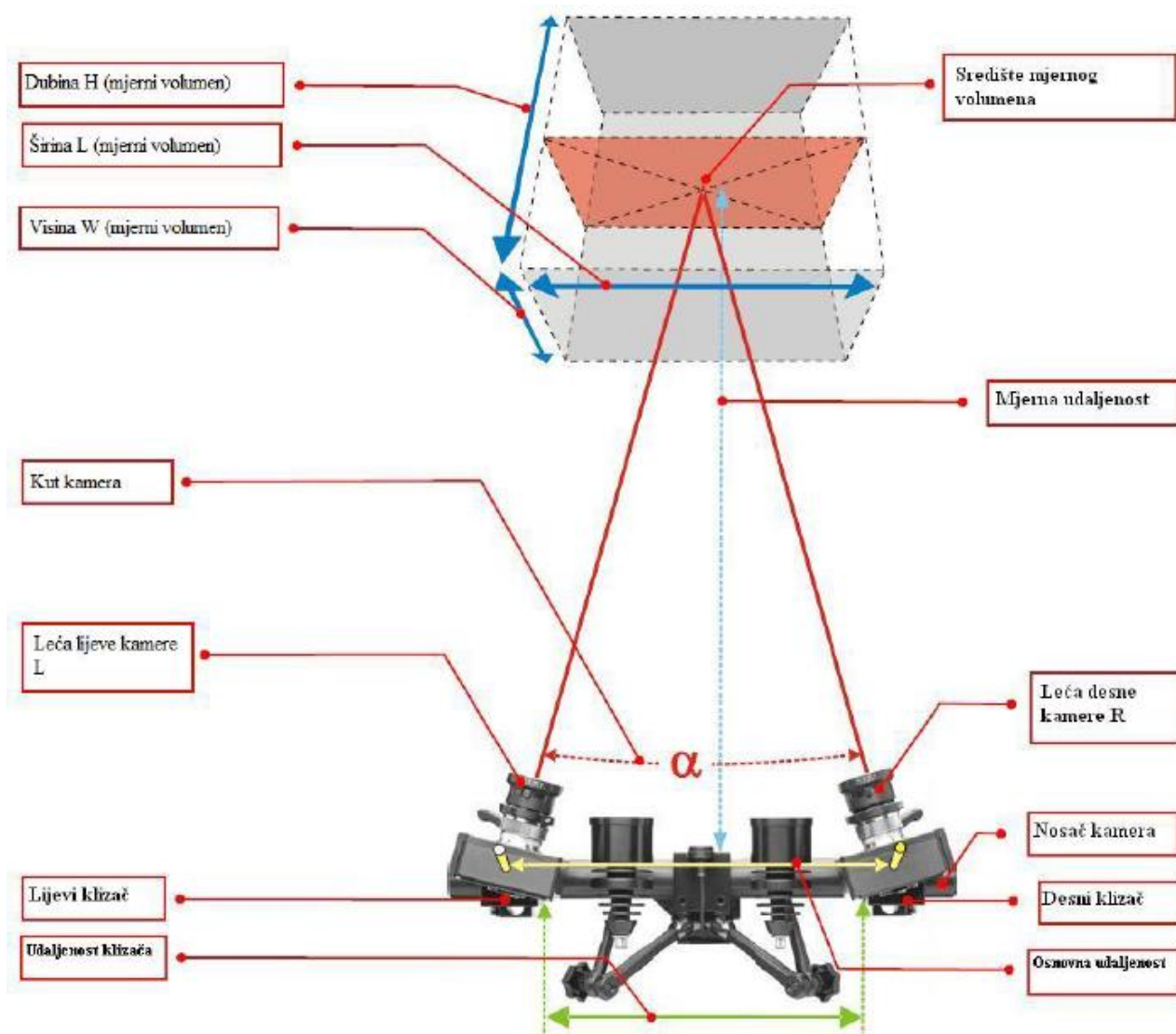


Slika 13. Primjere stohastičkih uzoraka za različite mjerne volumene [12]

Kod većih mjernih volumena raster može biti grublji dok kod manjih mjernih volumena raster je finiji i gušći.

3.4.3. Podešavanje i kalibracija sustava

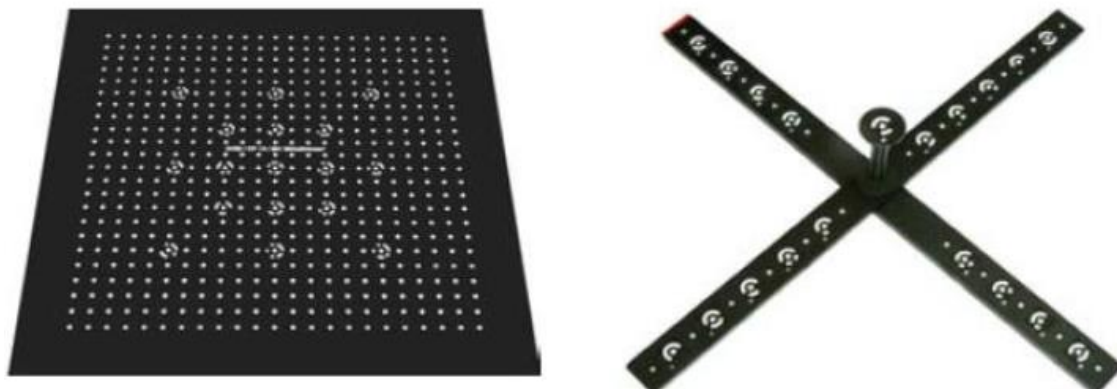
Prije početka ispitivanja potrebno je podesiti cijeli sustav. To podrazumijeva podešavanje udaljenosti od objekta, osvjetljenje objekta, senzore i kalibraciju kamera. Kalibracija služi kako bi se podesili unutarnji i vanjski parametri kamere, te da bi se poništile sve nepravilnosti u kameri koje mogu biti uzrokovane okolinom u kojoj se provodi mjerenje. Nepravilnosti mogu uzrokovati neprikladan prostor ispitivanja ili greške na samim kamerama (nečiste leće, polarizacijska stakla ili različita oštećenja na lećama) [1]. Svi dijelovi sustava i parametri koji se kalibriraju prikazani su na slici 14.



Slika 14. Ilustracija sustava Aramis s potrebnim parametrima za podešavanje [1]

Parametri koje je potrebno namjestiti prije svakog mjerenja su mjerni volumen, otvor blende s kojim se korigira razina osvjetljenosti na slici, fokus kamera koji podešava oštrinu slike te polarizacijska stakla koja se nalaze na kamerama i izvorima svjetla i koja omogućuju smanjenje neželjene refleksije s površine objekta. Kako bi se postigla oštra slika tijekom mjerenja i kalibracije važno je dobro postavljanje mjerne udaljenosti. Parametri poput udaljenosti i kuta među kamerama koji iznosi oko 25° , poboljšavaju triangulaciju točke u prostoru. Ponovno podešavanje sustava potrebno je samo u slučajevima kada se pojavljuju vanjski utjecaji kao što su vibracije ili zahtjev za drugim mjernim volumenom. Sve parametre treba podesiti prema uputama proizvođača, a nakon kalibracije više se ne smiju mijenjati.

Kalibracija se provodi pomoću odgovarajućih kalibracijskih objekata prikazanih na slici 15.



Slika 15. Kalibracijski objekti [1]

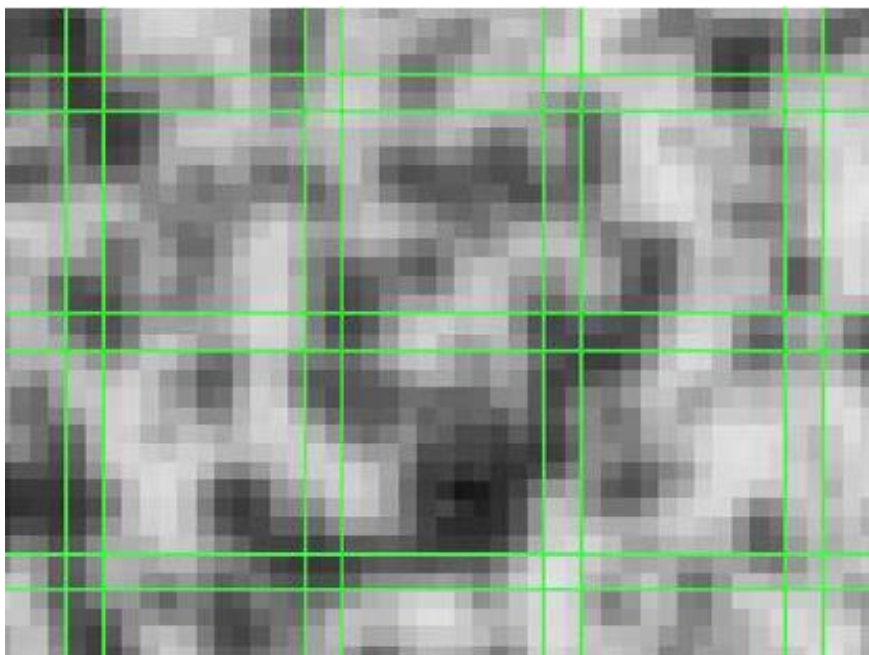
Postoje dvije vrste kalibracijskih objekata – kalibracijske ploče za male mjerne volumene (prikazana na lijevom dijelu slike 15.) i kalibracijski štapovi za veće mjerne volumene (desni dio slike 15.). Na njima se nalaze referentne točke čije su međusobne udaljenosti poznate. Postupak kalibracije unaprijed je određen u softveru sustava, tako da se s unaprijed određenim parametrima sustava snima kalibracijski objekt. Očekivana pogreška kalibracije kod ispravne kalibracije može iznositi od 0,01 do 0,04 piksela. U slučaju loše postavljene kamera, naknadnih promjena udaljenosti i kuta između kamera, pogrešnog odabira kalibracijskog objekta ili pogrešno provedenog procesa kalibracije, nastaje dekalibracija sustava, što rezultira velikim odstupanjima u rezultatima mjerenja. Nakon provedene kalibracije za određeni mjerni volumen, podaci o kalibraciji pohranjuju se u memoriju sustava pa naknadna kalibracija sustava za isti mjerni volumen nije potrebna.

3.4.4. Provedba snimanja mjernog objekta

Nakon kalibracije sustav se postavlja ispred mjernog elementa te je spreman za mjerenje. Ako je potrebno, dodatno se mogu podesiti izvori svjetla kako bi se dobila željena oštrina slike bez refleksija. Nadalje, prije snimanja podešavaju se i parametri kamere, brzina snimanja slike te vrijeme ekspozicije. Oni ovise o tehničkim specifikacijama kamere te količini svjetla na mjernom objektu [1].

3.4.5. Pohrana i obrada digitalnih slika

Nakon snimanja dobivene digitalne slike pohranjuju se u memoriju sustava. S obzirom da sustav koristi lokalni pristup metode korelacije digitalne slike, digitalne slike se diskretiziraju fasetama. Veličina i korak fasete definiraju se softverski pri obradi digitalnih slika, a primjer faset prikazan je na slici 16.



Slika 16. Faseta veličine 15x15 s dva preklapajuća piksela [1]

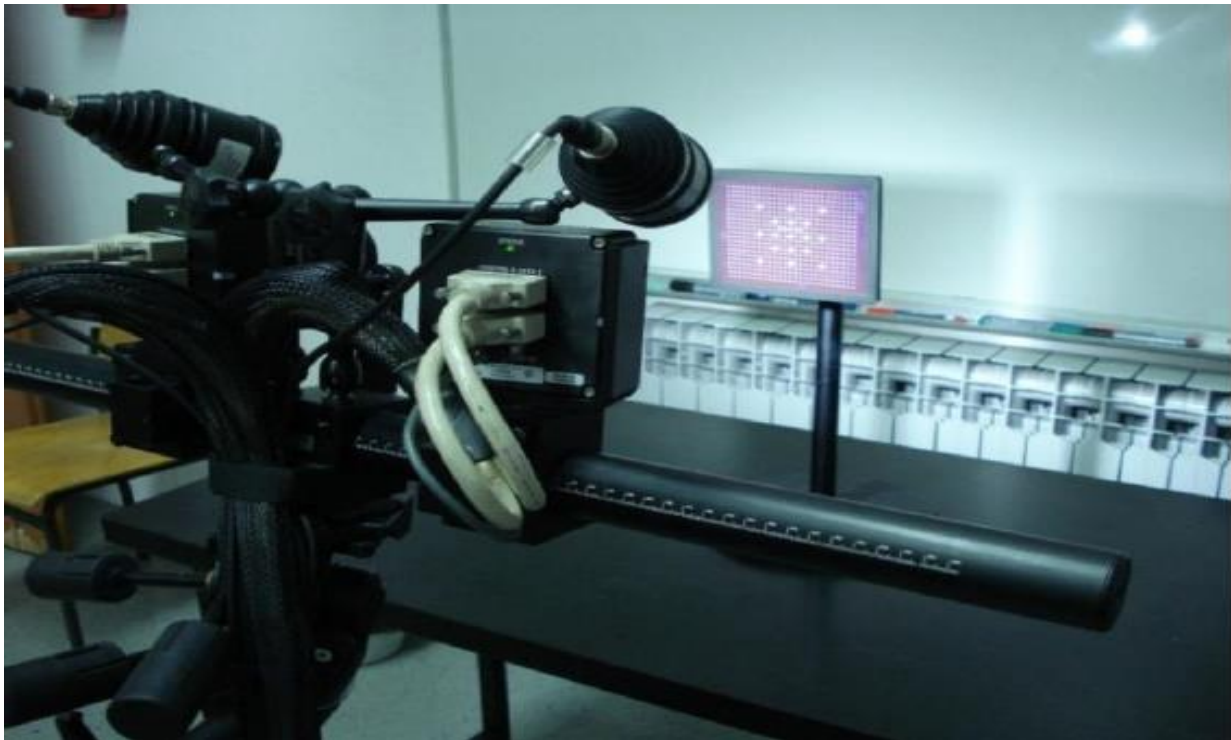
Na slici 16. prikazana je faseta dimenzija 15x15 piksela s korakom od 13 piksela tj. s dva piksela preklapanja. Kako se fasete identificiraju i prate različitim intenzitetima nijansi sive boje tijekom različitih koraka opterećenja, veličina fasete direktno utječe na mjernu nesigurnost mjerenja pomaka i deformacija. Povećanjem fasete smanjuje se mjerna nesigurnost, no izračun postaje računalno zahtjevniji. Također, u takvom slučaju nemoguće je odrediti pomake i deformacije u zonama manjima od veličine fasete. Smanjenje veličine fasete eliminira navedene nedostatke, no uzrokuje povećanje mjerne nesigurnosti. Povećanjem koraka fasete smanjuje se gustoća mjernih točaka što rezultira kraćim trajanjem izračuna pomaka i deformacija. S druge strane, smanjenjem koraka gustoća mjernih točaka se povećava čime izračun postaje zahtjevniji.

Kod mjerenja s dvije kamere uređaj prepoznaje istu sliku metodom epipolarne ravnine. Koordinate fasete određuju se iz kutnih točaka i središta fasete. Kako se iste fasete promatraju u lijevoj i desnoj kameri, fotogrametrijskim postupcima dobiva se zajednička 3D koordinata fasete. Rezultat izračuna deformacija i pomaka dostupan je kao 3D prikaz. Iz 3D prikaza se mogu napraviti sve daljnje prezentacije statističkih podataka, komponenti i proračuna.

Za mjerenje pomaka i deformacija na površini četiri uzorka ovčjih tibija primijenit će se optički sustav *Aramis* opremljen dvjema digitalnim CCD kamerama Dalsa Falcon 4M60 s frekvencijom od 60 do 480 Hz i rezolucijom 2358×1728 piksela. Prije mjerenja sustav je kalibriran te su podešeni sljedeći parametri :

- Objektiv 50 mm
- Mjerni volumen: 125 × 90 mm
- Mjerna udaljenost: 475 mm
- Međusobna udaljenost kamera: 184 mm
- Kut kamere : 25°

Postupak kalibracije prikazan je na slici 17.



Slika 17. Kalibracija optičkog sustava *Aramis*

Kalibracija je provedena kalibracijskim objektom CP20/MV90/72. Nakon završetka kalibracije postignuta je pogreška kalibracije od 0,019 piksela što je unutar dopuštenih granica. Brzina snimanja podešena je na dvije slike u sekundi (*eng. Frames per second – FPS*) trajanje ekspozicije, s obzirom na količinu svjetla, podešeno je na 82 ms.

4. EKSPERIMENTALNO ISPITIVANJE

U ovom poglavlju prikazano je provedeno *in vitro* ispitivanje kosti u svrhu dobivanja što boljeg uvida u mehaničko ponašanje kosti nakon narinutog mehaničkog opterećenja te određivanja pomaka. Četiri ovčje tibije savojno su opterećene u tri točke na statičkoj kidalici Beta 50-5 (Messphysik Austrija) s elektromotornim pogonom i maksimalnom silom od 50 kN. Kidalicom se digitalno upravlja upravljačkom jedinicom EDC25 (DOLI Elektronik Njemačka). Za mjerenje pomaka i deformacija tijekom opterećivanja korišten je optički sustav *Aramis 4M*.

4.1. Priprema uzoraka

Kosti su neposredno nakon zaprimanja djelomično očišćene od mekog tkiva te su nakon toga stavljene u zamrzivač na temperaturi od -20°C . Izvađene su pet sati prije ispitivanja kako bi se odmrznule. Dodatno su očišćene od mekog tkiva kako bi ostala glatka površina na koju se može nanositi boja što je prikazano na slici 18. Tijekom čišćenja kosti su povremeno ovlaživane fiziološkom otopinom kako bi zadržale vlažnost.



Slika 18. Ovčje tibije očišćene od mekog tkiva

Slika 18. prikazuje četiri ovčje tibije označene s T_{I1} , T_{I2} , T_{II1} te T_{II2} . Oznaka T označuje kost tibiju, indeks I kost ovce I, odnosno II kost ovce dva te indeksi 1 i 2 – redni broj kosti jedne ovce. Dakle, T_{I1} i T_{I2} uzorci su ovce I, a T_{II1} i T_{II2} ovce II.

Na površinu ispitnih uzoraka zatim je nanesen stohastički uzorak, crno – bijeli raster izrazitog kontrasta kako bi se za mjerenje pomaka i deformacija mogla koristiti metoda DIC. Za nanošenje stohastičkog uzorka korištena je nereflektirajuća boja u spreju (Aqua sprej na bazi vode proizvođača Motip – dupli GmbH, Kurt Vogelsang, Njemačka). Prvo je nanesen tanki sloj bijele boje što prikazuje slika 19.



Slika 19. Ispitni uzorci s nanesenom bijelom bojom

Bijela boja odabrana je radi postizanja što boljeg i jednoličnijeg kontrasta budući da je boja površine svježe kosti vrlo neujednačena što se može primjetiti na slici 18. Uzorci su ostavljeni na sušenju 30 minuta te je zatim nanesena crna boja tako da su sprejom u nekoliko prolaza raspršene sitne točkice boje. Stohastički uzorak na svježim kostima prikazan je na slici 20.

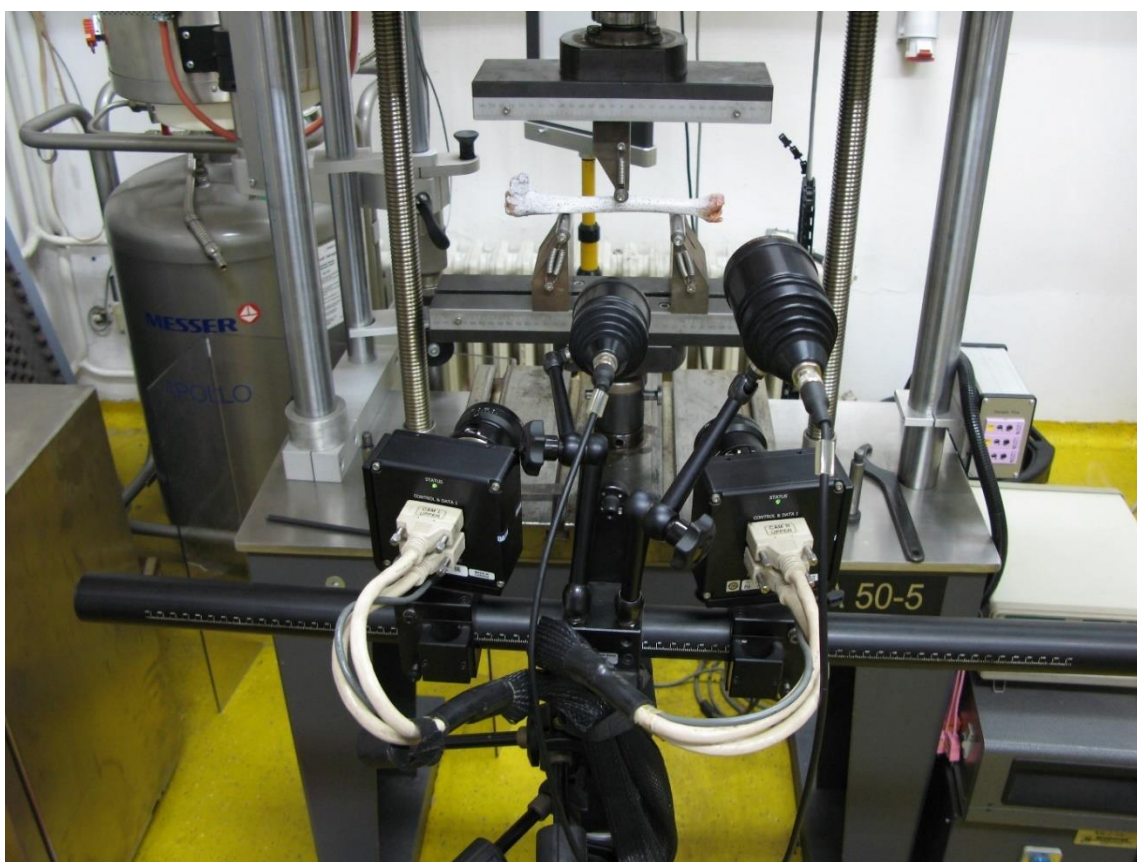


Slika 20. Dobiveni stohastički uzorak na ispitnim uzorcima

Stohastički uzorak osigurava pronalaženje istih faseta u obje kamere. Postignuta veličina i gustoća crnih točkica odabrana je na osnovi slike 13. Uzorci su zatim ostavljeni jedan sat da se suše na sobnoj temperaturi. Nakon pripreme ispitnih uzoraka uslijedilo je mehaničko ispitivanje.

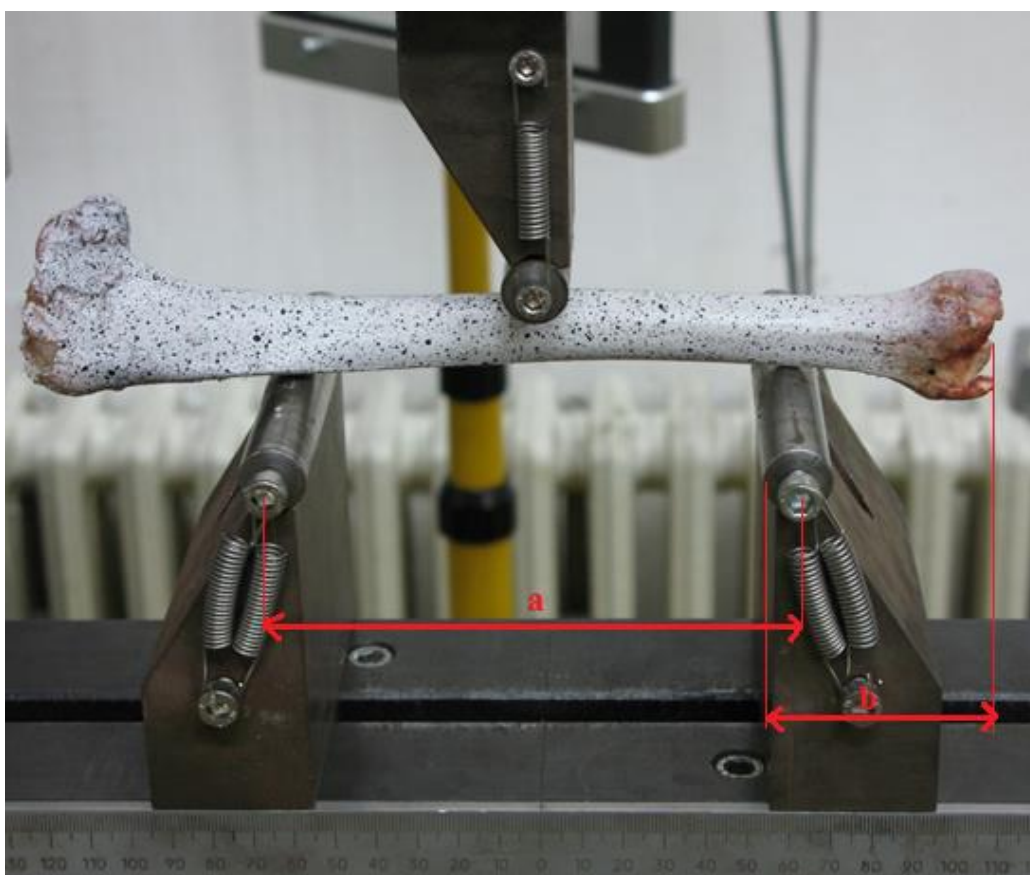
4.2. Provedba mehaničkog ispitivanja

Ispitni uzorci su opterećivani na savijanje u tri točke. Eksperimentalni postav prikazan je na slici 21.



Slika 21. Eksperimentalni postav za ispitivanje ovčjih tibija

Sustav Aramis kalibriran je kako je to opisano na kraju poglavlja 3.4, a parametri pozicioniranja uzoraka svježih kosti na kidalici prikazani su na slici 22.



Slika 22. Ispitni uzorak pozicioniran na kidalici

Fiksirani čelični valjci promjera $\varnothing 16$ mm, koji su poslužili kao oslonci, postavljeni su na međusobnoj udaljenosti od 120 mm. Uzorci su opterećeni s dodatnim valjkom s gornje strane također promjera $\varnothing 16$ mm. Svaka kost ručno je pozicionirana na kidalicu, a postavljene udaljenosti prikazane su u tablici 1.

Tablica 1. Parametri pozicioniranja uzoraka kosti

Oznaka kosti	Udaljenost oslonaca, a/ mm	Udaljenost između ruba kosti i oslonca, b/mm
T_{I1}	120	57,33
T_{I2}	120	57,33
T_{II1}	120	54
T_{II2}	120	54

Razmak između oslonaca bio je jednak za sve uzorke, $a = 120$ mm. Pošto su uzorci T_{I1} i T_{I2} veći od uzoraka T_{II1} i T_{II2} zbog stabilnog pozicioniranja udaljenost od ruba kosti do oslonca, b za kosti T_{I1} , T_{I2} postavljena je na veću udaljenost 57,33 mm, a za kosti T_{II1} te T_{II2} na manju, 54 mm. Opterećenje je narinuto uz kontrolu pomaka brzinom 5 mm/min do loma. Podatak o pomaku i pripadnoj sili bilježen je svakih 40 ms pomoću upravljačke jedinice kidalice. Nakon postavljanja parametara pristupilo se provedbi ispitivanja gdje su pomaci određivani metodom korelacije digitalne slike, primjenom optičkog sustava *Aramis*. Svi uzorci ovčjih tibija opterećivani su do loma. Na slici 23. prikazan je uzorak kosti nakon loma.



Slika 23. Mjesto loma uzoraka ovčje tibije

Tijekom mjerenja, osim veličina a i b bilježeni su i podaci o promjerima tibija. Za svaki uzorak odredio se promjer kosti prije loma. Nakon puknuća izmjerene su debljine kosti na mjestu loma s obje strane kosti. Izmjerene dimenzije ispitanih tibija prikazane su u tablici 2.

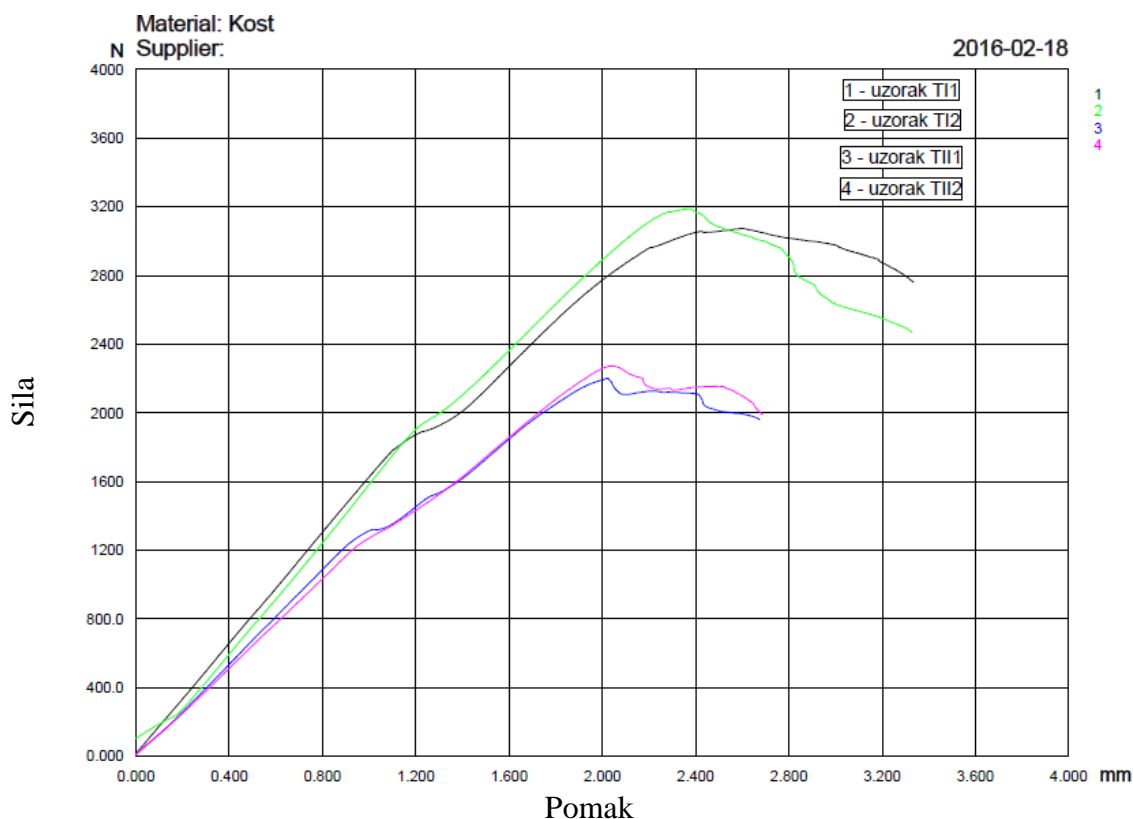
Tablica 2. Izmjerene dimenzije ispitanih uzoraka

Oznaka kosti	Promjer kosti prije ispitivanja, D/mm	Debljina kortikalne kosti na mjestu loma							
		Proksimalni dio, e/mm				Distalni dio, f/mm			
		e_1	e_2	e_3	e_{sr}	f_1	f_2	f_3	f_{sr}
T_{I1}	16,93	4,23	4,11	4,24	4,19	4,32	4,38	4,19	4,29
T_{I2}	16,39	3,55	3,59	3,19	3,44	3,40	3,13	3,70	3,41
T_{II1}	14,26	4,69	3,32	3,97	3,99	3,53	3,80	3,33	3,55
T_{II2}	14,64	3,51	3,02	2,84	3,12	3,53	3,21	3,67	3,47

Promjer kosti prije ispitivanja određen je iz CT snimki kostiju. Nakon ispitivanja izmjerena je debljina kortikalne kosti na mjestu loma s proksimalne i distalne strane kako bi se lakše mogla interpretirati razlika maksimalnih postignutih sila loma kod pojedinih kostiju. Srednja vrijednost debljine kortikalne kosti na mjestu loma s proksimalne strane iznosi 3,69 mm, a s distalne strane 3,68 mm. S obzirom da tijekom ovakvog ispitivanja trabekularna kost nije opterećena, cijeli iznos opterećenja preuzima kortikalna kost.

5. PRIKAZ I ANALIZA REZULTATA

U ovom poglavlju prikazani su rezultati ispitivanja opisanog u prethodnom poglavlju. Kako je već spomenuto ranije, savojno opterećenje narinuto je kontrolom pomaka te je mjerena sila koja uzrokuje lom kosti. Dijagram sila – pomak četiri uzorka ovčjih tibija prikazan je na slici 24.



Slika 24. Dijagram sila – pomak dobiven opterećivanjem ovčjih tibija

Dijagram prikazuje rezultate za četiri uzorka koji su ispitani do loma. Važno je napomenuti da pomak prikazan na apscisi predstavlja vertikalni hod kidalice. Iz dijagrama se za svaki uzorak može uočiti elastično područje, tj. do kojeg iznosa sile neće doći do trajnih deformacija uzoraka. Pa tako uzorak T_{I1} pokazuje linearno elastičan odziv do iznosa sile približno 1.85 kN koja se ostvaruje pomakom od približno 1,2 mm. Uzorak T_{I2} koji je sličnog promjera kao T_{I1} , pokazuje elastičan odziv do približno 1.9 kN pri pomaku od približno 1,2 mm. Kod uzoraka manjih promjera, T_{II1} i T_{II2} manji su i iznosi graničnih sila linearno elastično područja. Tako za uzorak T_{II1} granična sila iznosi 1,3 kN pri pomaku od 1 mm, a kod uzorka T_{II2} taj iznos sile je približno 1,2 kN pri pomaku od 0,9 mm.

Osim navedenih podataka očitane su i dobivene maksimalne postigute sile i pripadajući pomaci te sile i pomaci kod kojih je došlo do loma uzoraka što je prikazano u tablici 3.

Tablica 3. Maksimalna postignuta sila i pripadajući pomak, sila loma, pomak pri lomu

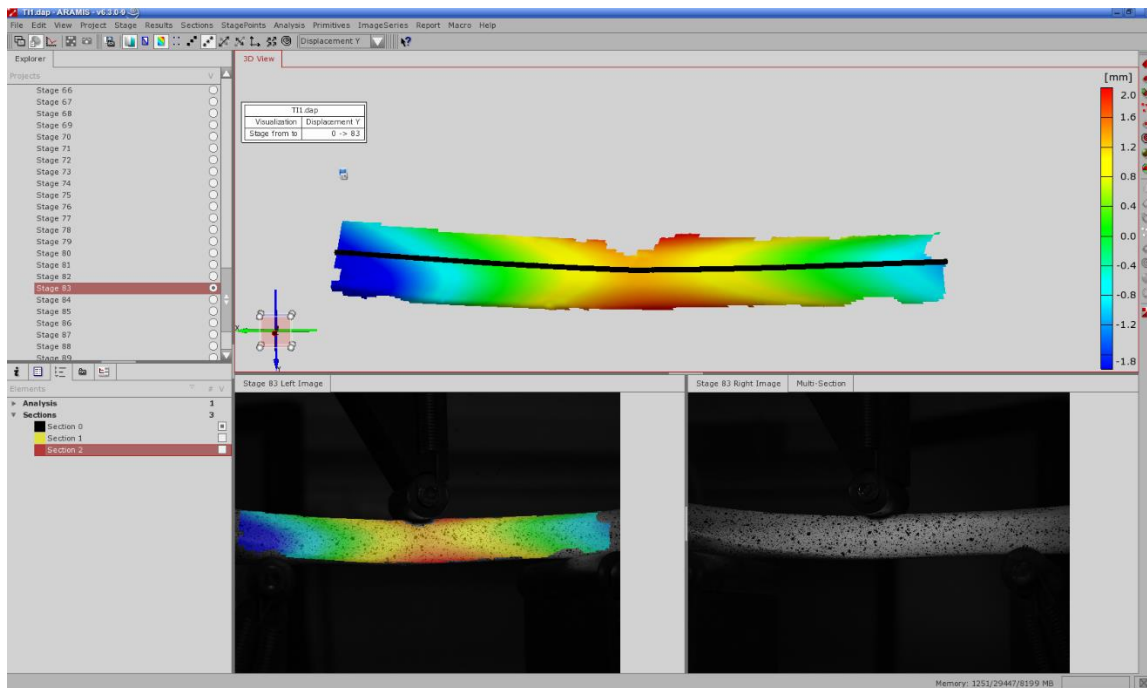
Oznaka kosti	F_{max} / N	s_{max} / mm	F_B / N	f / mm
T_{I1}	3075	2,599	2761	3,335
T_{I2}	3189	2,365	2467	3,329
T_{II1}	2202	2,025	1960	2,673
T_{II2}	2274	2,044	1990	2,686
Srednja vrijednost	2685	2,258	2295	3,006
Standardna devijacija	519,19	0,276	388,2	0,377

U tablici 3. F_{max} označuje maksimalnu postignutu silu, a s_{max} pomak pri maksimalnoj sili. Nadalje, F_B predstavlja silu kod koje je došlo do loma kostiju te f izmjereni pomak pri lomu. Srednja vrijednost maksimalne postignute sile iznosi 2685 N, a sila loma 2295 N. Dakle, lom nije nastupio pri maksimalnoj sili, već se nakon postizanja maksimuma, sila počela smanjivati sve do postizanja vrijednosti sile loma.

Metodom korelacije digitalne slike određeni su pomaci po cijeloj duljini ovčjih kostiju za vrijednost opterećenja neposredno prije pojave loma. Digitalne slike diskretizirane su fasetama veličine 15×15 piksela.

Za svaki uzorak u korisničkom sučelju *Aramis*-a određeno je polje pomaka. Polje pomaka prikazano je bojama te se skala vrijednosti nalazi na desnoj strani sučelja. Na svim ispitnim uzorcima definiran je presjek na kojem su analizirani vertikalni pomaci neposredno prije loma ispitnog uzorka. Za svaki uzorak prikazan je dijagram pomak – duljina odabranog presjeka kosti u kojima su vertikalni pomaci pomnoženi s vrijednosti -1 kako bi prikaz bio što realniji.

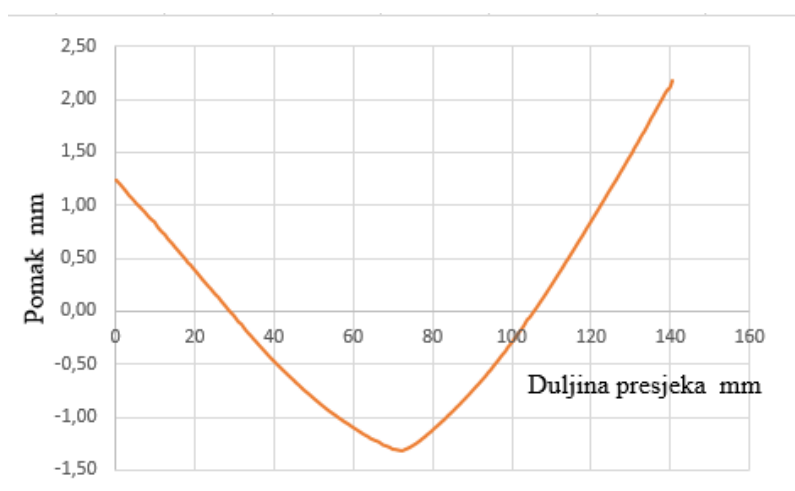
Slika 25. prikazuje dobiveno polje pomaka te odabrani presjek za analizu pomaka uzorka T_{11} .



Slika 25. Polje pomaka po cijeloj duljini kosti te definirani presjek na uzorku T_{11}

Na slici 25. može se uočiti da se najveći pomaci javljaju na samom mjestu opterećenja kosti, a minimalni na bočnim osloncima. Takav rezultat bio je očekivan, no vidljivo je da vertikalni pomak gledano po širini (smjer osi x) kosti nije jednak, tj. vrijednosti pomaka po duljini kosti nisu simetrične s obzirom na točku opterećenja.

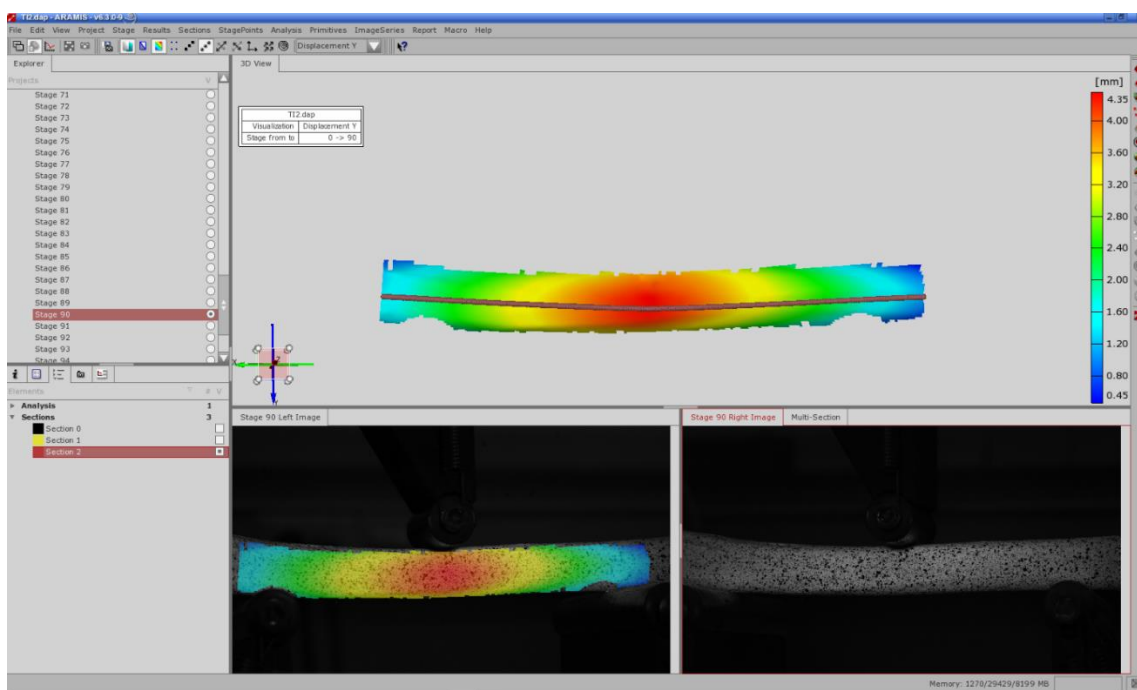
Za odabrani presjek označen crnom linijom na gornjoj slici analizirani su pomaci po cijeloj duljini uzorka te je na slici 26. prikazan dijagram pomak – duljina presjeka kosti.



Slika 26. Dijagram pomak – duljina presjeka uzorka T_{11}

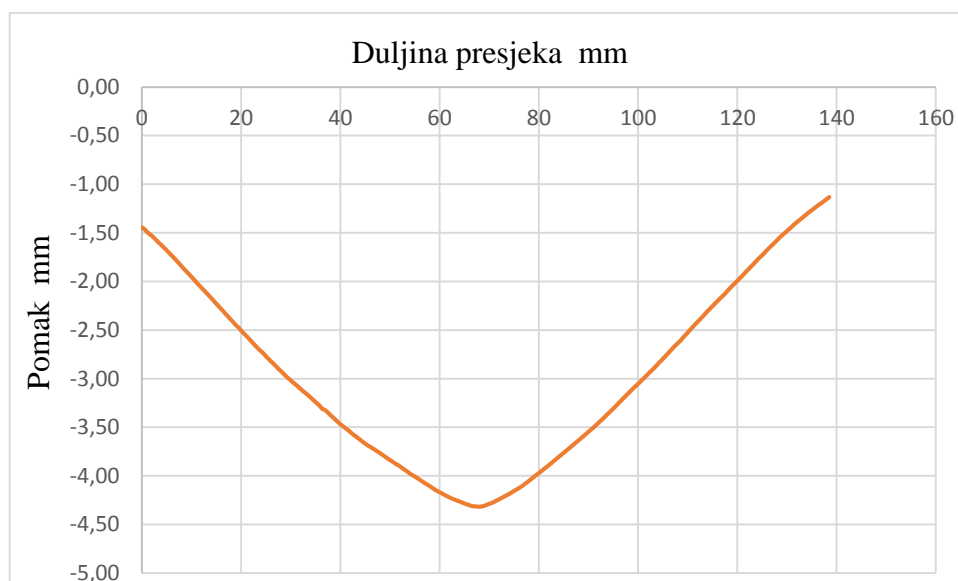
Iz dijagrama se može uočiti kako krivulja ne počinje u ishodištu koordinatnog sustava, već je pomaknuta prema gore za otprilike 1,2 mm. Razlog tomu je što je tijekom ispitivanja došlo do neželjenog zakretanja uzorka oko uzdužne osi. Do zakretanja je došlo zbog toga što je uzorak nepravilne geometrije te je oslonjen na oslonce bez dodatnog učvršćivanja. Zakretanje je uzrokovalo pomak uzorka ne samo u vertikalnom smjeru već i u horizontalnom.

Isti postupak u korisničkom sučelju *Aramis*-a proveden je i za ostale uzorke. Tako slika 27. prikazuje polje pomaka i odabrani presjek za analizu vertikalnog pomaka uzorka T_{12} .



Slika 27. Polje pomaka po cijeloj duljini kosti te definirani presjek na uzorku T_{12}

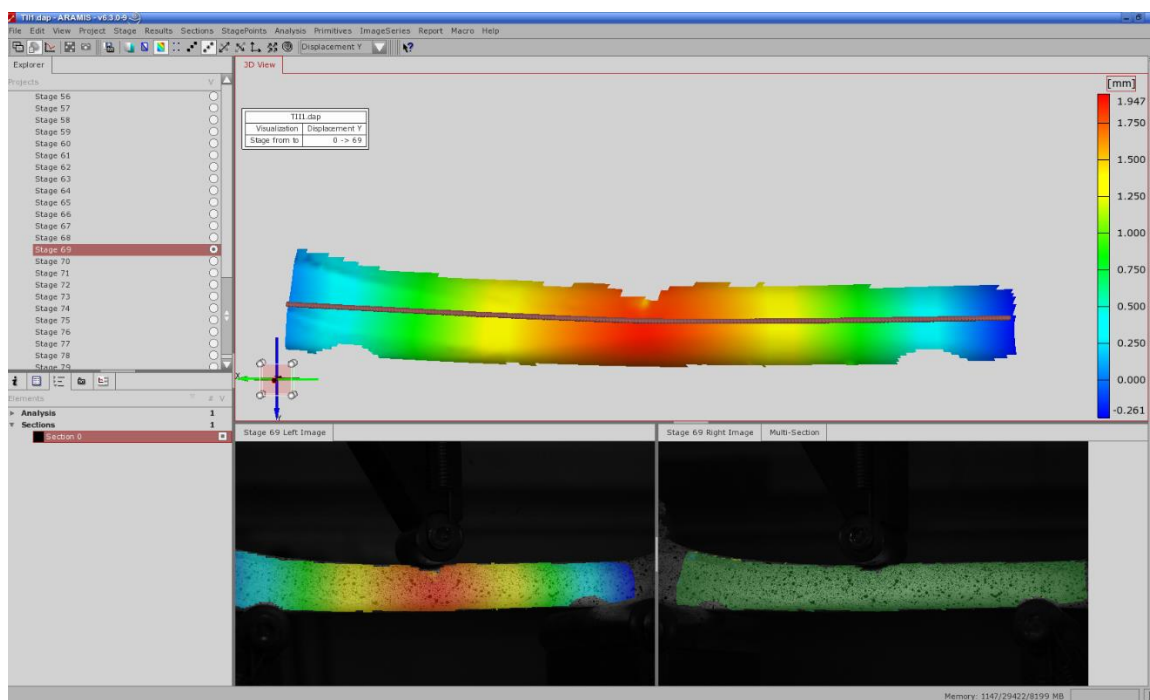
Na slici 27. može se uočiti da se jednako kao i kod uzorka T_{11} najveći pomaci javljaju na samom mjestu opterećenja kosti, a minimalni na bočnim osloncima. Zanimljivo je da je polje pomaka simetričnije s obzirom na mjesto opterećivanja kosti nego kod prethodnog uzorka. Nadalje, najveći pomak javlja se na sredini ispitnog uzorka gledano u vertikalnom smjeru (slika 27.), a ne na samom mjestu dodira valjka i uzorka. Za odabrani presjek označen crnom linijom na gornjoj slici, dijagram pomak – duljina presjeka kosti prikazan je na slici 28.



Slika 28. Dijagram pomak – duljina presjeka uzorka T_{12}

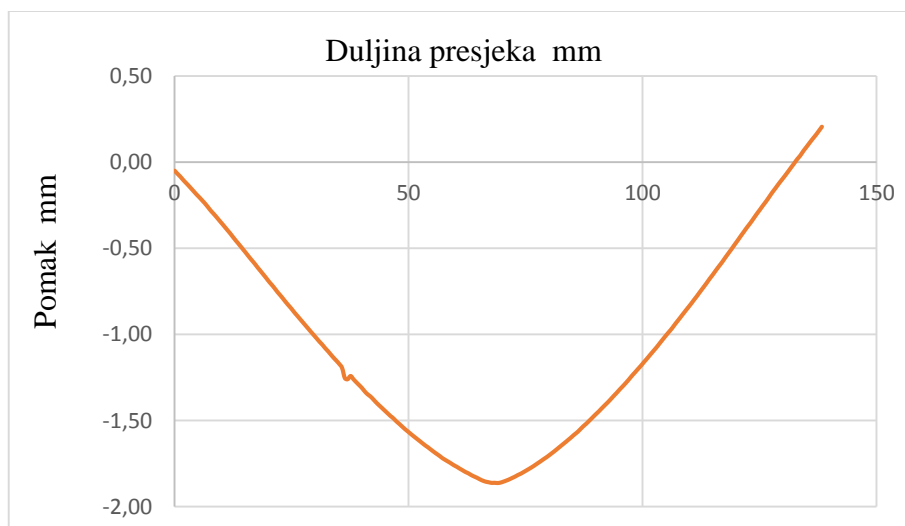
Iz dijagrama pomak – duljina presjeka uzorka T_{12} može se uočiti kao i kod prethodnog uzorka da krivulja ne počinje u ishodištu koordinatnog sustava. U ovom slučaju, pomaknuta je prema dolje za 1,5 mm. Naime, i kod uzorka T_{12} je tijekom ispitivanja došlo do neželjenog zakretanja kosti oko horizontalne osi, ali u suprotnom smjeru u odnosu na zakretanje uzorka T_{11} .

Za mjerne uzorke T_{II1} i T_{II2} također su dobivena polja pomaka po cijeloj duljini kosti. Kod ovih uzoraka nije došlo do zakretanja, pa su i dijagrami polja pomaka nešto drugačiji nego kod uzoraka T_{I1} i T_{I2} . Slike 29. i 30. prikazuju rezultate vezane uz uzorak T_{II1} pri čemu slika 29. prikazuje polje pomaka i definirani presjek, a slika 30. dijagram pomak – duljina presjeka. Rezultati uzorka T_{II2} prikazani su na slikama 31. i 32. Polje pomaka i definirani presjek prikazani su na slici 31., a dijagram pomak – duljina presjeka na slici 32.



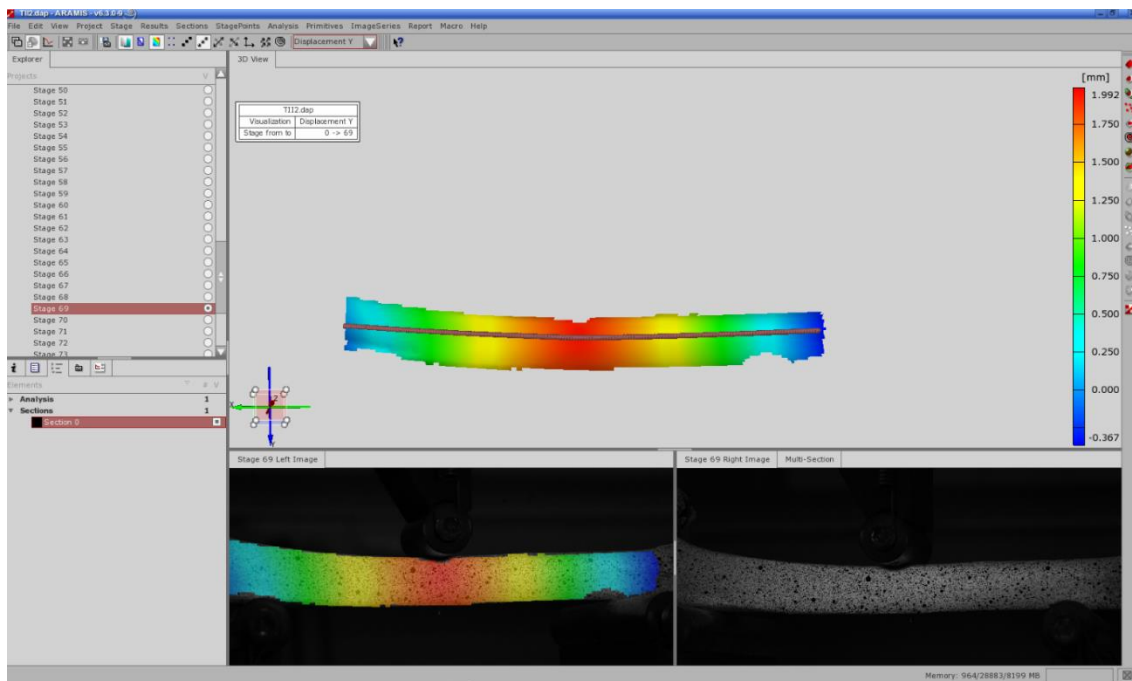
Slika 29. Polje pomaka po cijeloj duljini kosti te definirani presjek na T_{II1}

Dobiveno polje vertikalnih pomaka uzorka T_{II1} je očekivano, a najveće vrijednosti pomaka javljaju se po cijeloj širini uzorka gledano u vertikalnom smjeru na mjestu opterećenja.



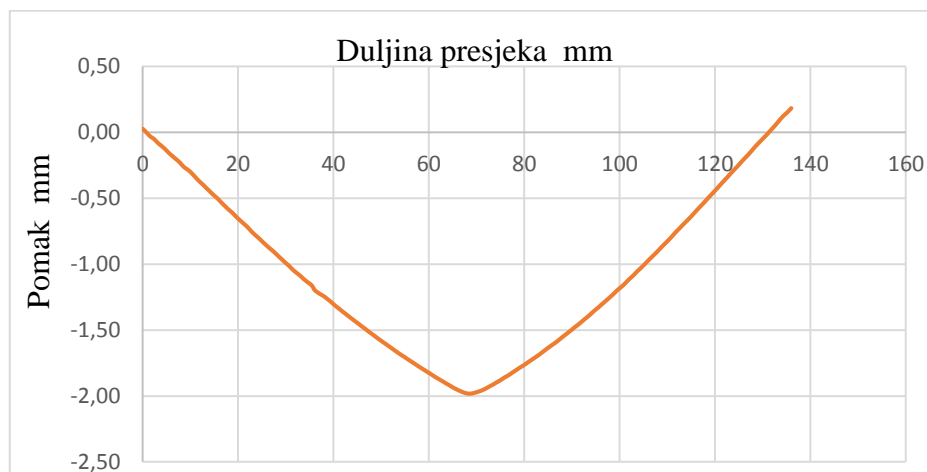
Slika 30. Dijagram pomak – duljina presjeka uzorka T_{II1}

Iz dijagrama pomak – duljina presjeka uzorka T_{II1} vidljivo je da krivulja počinje gotovo u ishodištu te da nije došlo do neželjene rotacije kosti oko uzdužne osi.



Slika 31. Polje pomaka po cijeloj duljini kosti te definirani presjek na T_{II2}

Polje pomaka uzorka T_{II2} slično je kao kod uzorka T_{II1} , najveće vrijednosti pomaka javljaju se na sredini ispitnog uzorka što je vidljivo na slici 31.



Slika 32. Dijagram pomak – duljina presjeka uzorka T_{II2}

Iz dijagrama pomak – duljina presjeka uzorka T_{II2} vidljivo je da krivulja, kao u prethodnom slučaju počinje gotovo u ishodištu što je i očekivano te da također nije došlo do neželjene rotacije kosti oko uzdužne osi.

6. ZAKLJUČAK

Cilj ovog završnog rada bio je primjeniti metodu korelacije digitalne slike za mjerenje polja pomaka i deformacija na svježim životinjskim kostima tijekom *in vitro* eksperimentalnog ispitivanja u svrhu dobivanja što točnijeg mehaničkog odziva kostiju na narinuto opterećenje. Ispitivanje je provedeno na ovčjim tibijama zbog njihove lake dostupnosti ali i čestih prijeloma tibije kod ljudi. Ovčje kosti često se koriste u pretkliničkim ispitivanjima stabilnosti ljudskih medicinskih implantata i u razvoju novih operativnih tehnika. Stoga je provedeno ispitivanje bitno jer može poslužiti za validaciju numeričkih modela mehaničkoga ponašanja životinjskih kostiju.

Savijanjem u tri točke ispitana su četiri ispitna uzorka ovčjih tibija. Ispitivanja su provedena na statičkoj kidalici, a polje pomaka dobiveno je mjerenjem optičkim sustavom *Aramis*. Utvrđena je prosječna vrijednost maksimalne sile 2274 N te prosječna vrijednost sile kod koje je nastupio lom 2295 N. Nadalje, iz dijagrama sila – pomak iščitane su vrijednosti opterećenja do kojih uzorci imaju linearno elastičan odziv tj. iznosi sila kod kojih neće doći do trajne deformacije kosti. Optičkim sustavom *Aramis* praćeni su pomaci i deformacije po cijeloj duljini ispitnih uzoraka. Kao rezultat, dobiveno je polje pomaka na površini uzoraka. Polje pomaka po duljini odabranih presjeka za uzorke T_{II1} i T_{II2} bilo je očekivano, najveće vrijednosti pomaka ostvarene su na mjestu djelovanja sile, a minimalne na bočnim osloncima. Kod uzoraka T_{I1} i T_{I2} došlo je do neželjenog zakretanja kostiju oko uzdužne osi te je dobiveno nešto drugačije polje pomaka u odnosu na ispitne uzorke T_{II1} i T_{II2} . Kako je došlo do spomenute neželjene rotacije ispitnih uzoraka te kako nije bilo moguće snimati ispitne uzorke sa svih strana tijekom opterećivanja, deformacije nisu analizirane.

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] Pearce, AI; Richards, RG; Milz S; Schneider, E.; Pearce, SG. *Animal models for implant biomaterial research in bone: A review*. European Cells and materials Vol.13. 2007. 1-10.
- [3] *Bones of the lower Extremity*
<http://www.castonline.ilstu.edu/mccaw/KNR181/Lower%20Extremity%20Skeleton/Bones%20of%20Lower%20Extremity%20I.pdf> (pristupljeno 16.2.2016.)
- [4] https://issuu.com/fizioterra/docs/anatomija_potkoljenice (pristupljeno 16.2.2016.)
- [5] Prijelom potkoljenice <file:///C:/Users/IVA/Downloads/151142474-prijelom-potkoljenice-seminar.pdf> (pristupljeno 16.2.2016.)
- [6] Zoričić, F. *Dinamička izdržljivost tibijalnog čavla*. Završni rad. Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Zagreb, 2014.
- [7] Štalekar, H. *Općenito o prijelomima*. Predavanja. Katedra za kirurgiju, Integrirani prediplomski i diplomski studij Medicina. 2010.
<https://mamed.medri.hr/katedre/Kirurgiju/autorizirana%20predavanja/stalekar/Stalekar.pdf> (pristupljeno 16.2.2016.)
- [8] <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00522> (pristupljeno 16.2.2016.)
- [9] Koprivčić, I; Lovrić, I; Kondža, G; Farkaš, V; Babić, M. *Kirurško liječenje prijeloma potkoljenice*. Acta Chirurgica Croatica Vol.9. 2012. 43-44.
https://bib.irb.hr/datoteka/666474.Vol_9_Br_1_Kirursko_lijecenje_prijeloma_potkoljenice.pdf (pristupljeno 16.2.2016.)
- [10] McCormick, N; Lord, J. *Digital Image Correlation*. Materialstoday Vol.13. 2010. 52 – 54. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1369702110702352> (pristupljeno 19.2.2016.)
- [11] Idek, V. *Primjena mjernoj sustava Aramis u analizi deformacija kod zavarivanja*. Diplomski rad. Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Zagreb, 2011.
- [12] Aramis user information – Hardware, GOM mbH, Njemačka, 2009.

PRILOZI

I. CD-R disc