

UNIVERZITET U BEOGRADU

MAŠINSKI FAKULTET

Katarina G. Čolić

**ANALIZA OTPORNOSTI NA LOM  
BIOMATERIJALA ZA VEŠTAČKI KUK**

doktorska disertacija

Beograd, 2012

UNIVERSITY OF BELGRADE  
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

Katarina G. Čolić

**FRACTURE BEHAVIOUR ANALYSIS OF  
ARTIFICIAL HIP BIOMATERIALS**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2012

**Mentor doktorske disertacije**

Dr Aleksandar Sedmak, redovni profesor,  
Univerzitet u Beogradu Mašinski fakultet

**Članovi komisije za odbranu doktorske disertacije:**

Dr Aleksandar Veg, redovni profesor,  
Univerzitet u Beogradu Mašinski fakultet

Dr Marko Rakin, vanredni profesor,  
Univerzitet u Beogradu Tehnološko-Metalurški fakultet

Dr Vera Šijački-Žeravčić, redovni profesor,  
Univerzitet u Beogradu Mašinski fakultet

Dr Borislav Dulić, redovni profesor u penziji,  
Univerzitet u Beogradu Medicinski fakultet

**Datum odbrane:**

---

## PREDGOVOR

Ovaj rad je nastao nakon višegodišnjeg istraživanja na projektima finansiranim od strane Ministarstva za prosvetu i nauku Republike Srbije, a pre svega tokom rada na projektu „Razvoj savremenih metoda dijagnostike i ispitivanja mašinskih struktura“, pod evidencionim brojem TR 35040.

Pre svega, zahvaljujem se prof. dr Aleksandru Sedmaku, mentoru, kao i prof. dr Aleksandru Vegu, prof. dr Marku Rakinu i prof. dr Veri Šijački-Žeravčić, čije su mi ideje i postavke bile od neizmerne pomoći tokom izrade disertacije. Takođe, zahvaljujem se prof. dr Borislavu Duliću na veoma korisnim savetima i na materijalu koji je korišćen tokom eksperimentalnih ispitivanja.

Toplo zahvaljujem prof. dr Nenadu Gubeljaku i kolegama iz laboratorije za ispitivanje materijala na Mašinskom fakultetu u Mariboru, Slovenija, na velikoj pomoći tokom eksperimentalnih ispitivanja.

Posebno se zahvaljujem dr Meri Burzić, prof. dr Tašku Maneskom, prof. dr Radivoju Mitroviću, prof. dr Dejanu Popoviću, kao i kolegama as. Nenadu Mitroviću, Milošu Miloševiću, as. Žarku Miškoviću i Mladenu Regodiću na veoma velikoj pomoći pri realizaciji eksperimentalnog dela ovog rada. Takođe, zahvaljujem se dr Blagoju Petrovskom na korisnim smernicama i materijalu koji su mi pomogli tokom izrade teze, kao i as. dr Aleksandru Grboviću i mr Bojanu Među na korisnim savetima i smernicama tokom izrade numeričkih modela.

Na kraju, zahvaljujem se Rastku Čoliću na neizmernoj pomoći tokom svih faza izrade disertacije, a naročito na korekturi i prelomu teksta, kao i Milici Bojić na grafičkoj obradi materijala.

Autor

---

## ANALIZA OTPORNOSTI NA LOM BIOMATERIJALA ZA VEŠTAČKI KUK

### Rezime:

Proteze zglobova imaju, uopšte uzevši, kratkoročni uspeh, pošto biološki i mehanički konflikti često uzrokuju otkaz implanata. Postoji puno potencijalnih problema koji mogu uticati na dugoročni ishod operacije, nakon što je urađena implantacija. Primećeno je da su u ortopedskim primenama, poput proteza kolena i kuka, lom usled zamora i habanje identifikovani kao najčešći problemi koji su povezani sa popuštanjem spoja kost-proteza i konačnim otkazom implanta. Tokom hirurške procedure i rada sa protezom neminovno će doći do pojave ogrebotina na njenoj površini, što može uzrokovati lokacije za pojavu prslina. Parametri projektovanja koje treba razmatrati u implantima su i parametri mehanike loma, pa je stoga neophodno razumevanje pojave inicijacije prslina i njenog daljeg rasta, radi sprečavanja katastrofalnog loma implanta. Linearno elastična mehanika loma se može primeniti u projektovanju biomedicinskih implanata, kada je parametar mehanike loma, odnosno mera čvrstoće materijala u prisustvu prslina konačne veličine u području važenja Hukovog zakona, kritični faktor intenziteta napona  $K_{Ic}$ .

U okviru distertacije sprovedena su eksperimentalna istraživanja određivanja parametara mehanike loma nerđajućeg čelika 316L i titanove legure Ti-6Al-4V primenom standardnih ispitivanja mehanike loma izvedenih na modifikovanim CT epruvetama i epruvetama sa zarezom, uz primenu savremenih metoda za praćenje polja pomeranja i deformacija na epruvetama. Istraživanja pokazuju da najlošije karakteristike u odnosu na žilavost loma imaju legure titana, koje pokazuju i veoma veliku osetljivost na zareze, međutim treba uzeti u obzir da pri izboru materijala za implante od značajnog uticaja i efekti biokompatibilnosti materijala. Prikazani su rezultati polja pomeranja tokom otvaranja vrha prslina i loma na analiziranim epruvetama od nerđajućeg čelika i titan legura, dobijeni primenom relevantnog softvera. Trodimenzionalni optički sistem GOM i softver Aramis primenjeni su za izvođenje eksperimentalne deformeacione analize ispitivanih epruveta, a rezultati pokazuju da primenjena metoda merenja daje

---

dobre rezultate u istraživanju ponašanja loma metalnih biomaterijala. Imajući u vidu da se sistem, korišćen u ovoj eksperimentalnoj analizi, koristi za rešavanje problema analize strukturnog integriteta i određivanja osobina materijala, zaključak je da je ova metoda pogodna za analizu nepravilnih geometrija predmeta sačinjenih od raznih materijala, što je često slučaj u biomedicinskim primenama.

Istraživanja u oblasti loma usled zamora usmerena su na identifikaciju faktora koji utiču na ponašanje proteze u realnim uslovima eksploatacije, pa su dalja istraživanja u okviru teze obuhvatila ispitivanja mehaničkog ponašanja materijala, na komplikovanim geometrijama samog implanta. U tom smislu, proučavanje ponašanja biomaterijala koji se koriste za izradu proteza veštačkog kuka pod dejstvom spoljašnjeg opterećenja ima važnu ulogu u obezbeđivanju integriteta i sigurnog rada implanta. Naročito je važno definisati pod kojim uslovima dolazi do njihovog loma i koji faktori utiču na dinamiku gubitka nosivosti. Najčešći standard koji se primenjuje za određivanje otpornosti femoralnih komponenti proteza kuka je ISO 7206, kojim se propisuju laboratorijski testovi.

Izvršena su eksperimentalna merenja na tri uzorka proteze kuka koji su uklonjeni iz pacijenta nakon revizije, u smislu određivanja ponašanja pod dejstvom izabраниh kritičnih vrednosti opterećenja, pri čemu je primenjen merni sistem za trodimenzionalno beskontaktno merenje polja pomeranja i deformacija. Kako bi se analiziralo mehaničko ponašanje proteze pod realnim fiziološkim opterećenjem, uslovi eksperimenta su bazirani na ISO 7206 standardu, ali su primenjena maksimalna opterećenja na implantu koja se mogu javiti *in vivo*, te je prikazana i uporedna analiza sa rezultatima merenja dobijenih primenom opterećenja koja su propisana standardom. Prikazani su rezultati polja deformacija koje nastaje dejstvom relevantnih opterećenja koja se javljaju na implantu tokom ciklusa hodanja, i to pre svega na mestima koncentracije napona.

U cilju daljih istraživanja urađeni su numerički modeli koji daju rezultate bliske dobijenim eksperimentalnim vrednostima, nakon čega su izvršene simulacije ponašanja stema proteze kuka pod karakterističnim opterećenjem.

Rezultati pokazuju da se na mestima povećane koncentracije napona može očekivati pojava oštećenja i prslina u materijalu, usled činjenice da su u tim oblastima dobijene vrednosti napona koje su veoma bliske ili čak i veće od granica

---

tečenja analiziranih biomaterijala. Realno je očekivati da će kod osoba koje su aktivne, kod kojih dolazi do pojave većih opterećenja, na mestima najveće koncentracije napona na stemu proteze doći do pojave mikrooštećenja.

U simulaciji rasta prsline klasične MKE su veoma ograničene usled potreba za kreiranjem nove mreže nakon svakog koraka rasta. Pri modeliranju problema rasta prsline u materijalu, korišćene su najsavremenije tehnike modeliranja koje podrazumevaju primenu proširene metode konačnih elemenata, u okviru potprograma koje korišćeni softver ABAQUS podržava. Pokazano je da je primenom numeričkih simulacija moguće pretpostaviti ponašanje stema proteze sa postojanjem greške tipa prsline i odrediti broj ciklusa hodanja koji će dovesti do konačnog otkaza proteze. Informacije prezentovane u ovom radu pokazuju da su mehaničke osobine i osobine materijala u odnosu na lom veoma važne kod projektovanja i odabira materijala za izradu bioproteza. Zamor bi, zajedno sa biološkim faktorima, odnosno biokompatibilnošću, trebalo da bude jedan od glavnih kriterijuma pri projektovanju implanata.

**Ključne reči:**

eksperimentalna analiza parametra mehanike loma, faktor intenziteta napona, metalni biomaterijali, legure titana, veštački kuk, optičko stereometrijski merni sistem, eksperimentalna analiza opterećenja proteze, metoda konačnih elemenata, proširena metoda konačnih elemenata, numeričke simulacije

**Naučna oblast:**

Tehničke nauke - Mašinstvo

**Uža naučna oblast:**

Nauka o materijalima, mehanika loma

**UDK:**

620.172:669.15:539.42(043.3)

615.477.2:539.42:519.6(043.3)

---

## FRACTURE BEHAVIOUR ANALYSIS OF ARTIFICIAL HIP BIOMATERIALS

### Abstract:

In general, joint prostheses are a short-term success, for biological and mechanical conflicts often cause them to fail. There are numerous potential problems that can influence the long-term success of the operation after the implantation. Fatigue fracture and wear have been identified as the most common problems related to loosening and final failure of orthopedic implants, such as knee and hip joint prostheses. During the surgical procedure and general handling of the prosthesis, scratches will inevitably appear on its surface, which can provide locations for crack initiation. Since fracture behaviour is among implant design parameters, it is necessary to understand fracture initiation and its subsequent growth, in order to prevent the catastrophic failure of the implant. When the fracture mechanics parameter, i.e. the measure of toughness of the material in presence of a finite length crack within the region pertaining to Hooke's Law, is the critical stress intensity factor  $K_{Ic}$ , linear elastic fracture mechanics can be applied in biomedical implant design.

In the course of this dissertation an experimental analysis was performed to obtain fracture mechanics parameters of 316L stainless steel and Ti-6Al-4V titanium alloy, using standard fracture mechanics tests on modified CT and notch specimens, and contemporary methods for obtaining specimen displacement and strain fields. The studies indicate that titanium alloys have worse fracture toughness characteristics than the other materials tested, along with great notch sensitivity, but that the choice of implant materials must be strongly influenced by the effects of material biocompatibility as well. Displacement fields during crack tip opening and fracture of the stainless steel and titanium alloy specimens were obtained using relevant software. Three-dimensional optical GOM system and Aramis software were used to perform experimental strain analysis on the specimens, with results showing that the applied measurement method gave good results in performing fracture behaviour studies of metallic biomaterials. Bearing



---

in mind that the system used in this experimental analysis is also used to solve problems of structural integrity analysis and determining of material properties, the conclusion is that this method is suitable for analysis of bodies with irregular geometries made from various materials, as is often the case in biomedical applications.

Fatigue fracture studies are aimed towards determining the factors influencing prosthesis behaviour in real exploitation conditions. Therefore, further studies in the course of this dissertation encompassed analysis of mechanical properties of the materials using the complicated geometries of implants themselves. Analysis of mechanical behaviour of hip implant biomaterials under external loading is an important step in ensuring implant integrity and safe operation. It is especially important to determine implant fracture conditions and factors which promote the rate of load-bearing failure. The standard that is most commonly applied in testing the toughness of femoral components of hip prostheses is ISO 7206, which prescribes laboratory testing conditions.

Experimental analysis was performed on three hip implant specimens removed from patients after revision surgery to determine mechanical behaviour under chosen critical stress load values, by using non-contact three-dimensional displacement and strain field measurement system. In order to analyse the mechanical behaviour of the prostheses under real physiological loading, the conditions of the experiment were based on the ISO 7206 standard, with maximum applied loads that can occur *in vivo*, and a comparison analysis was performed using obtained results for maximum loads, and maximum standard-recommended loads. Strain field results are shown, resulting from relevant implant loading occurring during gait cycle, especially at stress concentration points.

During further study numerical models were created, which gave results close to obtained experimental values, and a simulation of mechanical behaviour of hip prosthesis under characteristic loading was performed.

The results show that the damage and cracks can be expected to initiate at the stress concentration points in the material, due to the fact that those areas exhibit stress values very close to, or even exceeding yield stress values of analyzed biomaterials. It is realistic to expect that microdamage will occur at the

---

largest stress concentration spots on the hip prosthesis stem in active patients, who exert greater loads on the hip joint.

Classical FEM is very limited in simulating crack growth, due to the fact that mesh regeneration is necessary after each growth step. Most contemporary modelling methods were used to model the problem of crack growth in the material, using extended finite element method in the software compatible with ABAQUS. It is shown that by using numerical simulations it is possible to predict behaviour of a stem with crack-type damage, and determine the number of gait cycles that will lead to final failure of the prosthesis. Information presented in this work show that mechanical behaviour and fracture behaviour are very important factors in bioprosthesis design and material selection. Fatigue, alongside with biological factors, i.e. biocompatibility, should be one of the main criteria in implant design.

**Keywords:**

experimental analysis of fracture mechanics parameters, stress intensity factor, metallic biomaterials, titanium alloys, artificial hip, optical stereometric measurement system, experimental analysis of prosthesis loading, finite element method, extended finite element method, numerical simulations

**Scientific field:**

Technical sciences – Mechanical engineering

**Narrow scientific field:**

Material sciences, fracture mechanics

**UDK:**

620.172:669.15:539.42(043.3)

615.477.2:539.42:519.6(043.3)

## SADRŽAJ

<b>POGLAVLJE 1 .....</b>	<b>1</b>
<b>UVOD.....</b>	<b>1</b>
1.1 Predmet istraživanja i stanje nauke u predmetnoj oblasti.....	1
1.1.1. Istorijski osvrt na primenu metalnih biomaterijala.....	4
1.1.2. Prikaz problema koji dovode do potrebe za operacijom kuka.....	5
1.1.3. Aktuelni pristup istraživanju i projektovanju implanata .....	10
1.1.4. Pravci budućeg razvoja metalnih biomaterijala .....	13
1.2 Ciljevi istraživanja i primenjene naučne metodologije .....	19
1.2.1. Primenjeni naučni principi u okviru doktorske disertacije.....	22
1.2.2. Primenjene naučne metode u okviru doktorske disertacije .....	23
<b>POGLAVLJE 2 .....</b>	<b>26</b>
<b>IDENTIFIKACIJA PROBLEMA OTKAZA PROTEZA ZA ZAMENU KUKA .....</b>	<b>26</b>
2.1 Sistematski prikaz osobina proteza veštačkog kuka.....	26
2.1.1. Razvoj proteza za zamenu kuka.....	30
2.1.2. Savremeni tipovi proteza za zamenu kuka .....	34
2.2 Biomaterijali koji se koriste pri izradi proteza veštačkog kuka .....	45
2.2.1. Polimeri .....	45
2.2.2. Keramike.....	46
2.2.3. Metali.....	48
2.3 Identifikacija problema otkaza kod proteza veštačkog kuka .....	49

---

2.3.1. Kliničke performanse .....	49
2.3.2. Biomehanički problemi .....	52
2.4 Osiguranje integriteta proteza za zamenu kuka.....	57
2.4.1. Aktuelni problemi kod osiguranja integriteta proteza za zamenu kuka	57
2.4.2. Definicija loma usled zamora i habanja u ortopedskim aplikacijama.....	61
2.4.3. Potreba za kombinovanim medicinskim i inženjerskim pristupom kod analize proteza za zamenu zglobova .....	65
<b>POGLAVLJE 3 .....</b>	<b>68</b>
<b>MEHANIKA DEFORMACIJE METALNIH BIOMATERIJALA.....</b>	<b>68</b>
3.1 Sistematski prikaz karakteristika metalnih biomaterijala .....	68
3.1.1. Osnovne karakteristike biometalnih materijala u ortopediji .....	68
3.1.2. Nerđajući čelici.....	69
3.1.3. Legure na bazi kobalta.....	74
3.1.4. Titan i legure titana .....	80
3.1.5. Izrada implanata od legura titana.....	88
3.2 Mehaničke karakteristike metalnih biomaterijala za implante.....	88
3.2.1. Osnovne postavke ponašanja biomaterijala.....	88
3.2.2. Napon .....	90
3.2.3. Deformacija i brzina deformacije.....	94
<b>POGLAVLJE 4 .....</b>	<b>100</b>
<b>EKSPERIMENTALNI PRISTUP U ANALIZI PARAMETARA MEHANIKE LOMA METALNIH BIOMATERIJALA.....</b>	<b>100</b>

---

4.1 Osnovne postavke mehanike loma metalnih biomaterijala.....	100
4.1.1. Predmet proučavanja mehanike loma .....	101
4.1.2. Klasifikacije lomova .....	108
4.2 Parametri mehanike loma metalnih biomaterijala.....	112
4.2.1. Grifitovo rešenje problema krtog loma .....	112
4.2.2. Faktor intenziteta napona .....	115
4.2.3. Otvaranje vrha prsline (CTOD) .....	126
4.2.4. Konturni J – integral.....	131
4.3 Eksperimentalna istraživanja određivanja parametara loma metalnih biomaterijala.....	136
4.3.1. Metodologija istraživanja - primena standarda za ispitivanje C(T) epruveta .....	137
4.3.2. Materijal i metode korišćene u eksperimentalnoj analizi .....	147
4.3.3. Metodologija istraživanja - primena standarda za ispitivanje epruveta sa zarezom .....	152
<b>POGLAVLJE 5 .....</b>	<b>156</b>
<b>EKSPERIMENTALNA ISPITIVANJA MEHANIČKIH KARAKTERISTIKA PROTEZE VEŠTAČKOG KUKA.....</b>	<b>156</b>
5.1 Analiza mehaničkih karakteristika veštačkog kuka tokom eksploatacije ....	156
5.1.1. Osnovni principi biomehničke analize zgloba kuka .....	157
5.1.2. Analiza opterećenja koja deluju na zglob kuka i implanta .....	161
5.2 Savremene eksperimentalne metode ispitivanja.....	169
5.2.1. Sistem za beskontaktno optičko merenje deformacija.....	170

---

5.2.2. Aramis sistem za trodimenzionalno optičko merenje deformacija .....	175
5.3 Eksperimentalna određivanja biomehaničkih parametara proteze veštačkog kuka.....	182
5.3.1. Metodologija istraživanja - primena standarda za biomehanička ispitivanja implanata .....	183
5.3.2. Materijali i metode korišćene u eksperimentalnoj analizi .....	186
<b>POGLAVLJE 6 .....</b>	<b>196</b>
<b>PRIMENA METODE KONAČNIH ELEMENATA ZA NUMERIČKO MODELIRANJE PONAŠANJA BIOMATERIJALA U PROTEZAMA ZA VEŠTAČKI KUK.....</b>	<b>196</b>
6.1 Primena numeričkih metoda za modeliranje mehaničkog ponašanja metalnih biomaterijala .....	196
6.1.1. Linearno elastični konstitutivni zakon .....	197
6.1.2. Modeliranje trodimenzionalnih struktura primenom metode konačnih elemenata.....	202
6.1.3. Modeliranje problema mehanike loma.....	207
6.1.4. Izračunavanje faktora intenziteta napona i J-integrala .....	219
6.2 Primena metode KE kod modeliranja ponašanja ortopedskim implanata i biomaterijala.....	223
6.2.1. Izrada numeričkog modela totalne proteze kuka .....	224
6.2.2. Metodologija verifikacije modela .....	232
6.2.3. Izrada modela sa prslinom.....	236
<b>POGLAVLJE 7 .....</b>	<b>239</b>
<b>ANALIZA I DISKUSIJA DOBIJENIH EKSPERIMENTALNIH I NUMERIČKIH REZULTATA .....</b>	<b>239</b>

7.1 Prikaz dobijenih eksperimentalnih rezultata.....	239
7.1.1. Rezultati eksperimentalnih analiza na C(T) eprueta.....	239
7.1.2. Rezultati eksperimentalnih analiza na eprueta sa zarezom.....	257
7.1.3. Rezultati eksperimentalnih analiza na implantima kuka.....	259
7.2 Prikaz dobijenih numeričkih rezultata.....	276
7.2.1. Definisane proračunskih modela za analizu primenom MKE.....	276
7.2.2. MKE analiza proračunskih modela.....	278
7.3 Diskusija.....	292
<b>POGLAVLJE 8 .....</b>	<b>312</b>
<b>ZAKLJUČAK .....</b>	<b>312</b>
8.1 Zaključak.....	312
<b>LITERATURA .....</b>	<b>318</b>

## INDEKS POJMOVA, SKRAĆENICA I OZNAKA

Implant	Proteza koja zamenjuje funkcionalni deo ili organ u ljudskom organizmu
Stem	Femurska komponenta proteze kod parcijalne i totalne zamene kuka postavljena u medularni kanal butne kosti
Osteointegracija	Proces formiranja funkcionalnog odnosa kosti sa implantom i njegovim površinama
Biokompatibilnost	Osobina materijala da ne izaziva negativni biološki odgovor organizma tokom primene unutar ljudskog tela
THA	Total Hip Arthroplasty, totalna artroplastika kuka
ASTM	American Society for Testing and Materials, Američko društvo za testiranje materijala
ISO	International Standard Organization, Međunarodna organizacija za standarde
BS	British Standard, oznaka standarda koje donosi British Standards Institution (BSI), Britanska institucija za standarde
RSN	Ravno stanje napona
RSD	Ravno stanje deformacije
LEML	Linearno elastična mehanika loma
EPML	Elasto-plastična mehanika loma
CTOD	Crack Tip Opening Displacement, parametar otvaranja vrha prsline
CMOD	Crack Mouth Opening Displacement, parametar otvaranja usta prsline
SYM	Strip Yield Model, model trake tečenja



C(T)	Kompaktna epruveta za zatezanje
MKE	Metoda konačnih elemenata
PMKE	Proširena metoda konačnih elemenata
$R_m$	Zatezna čvrstoća, MPa
$R_{p0,2}$	Napon tečenja, Mpa
$R_T$	Efektivni napon tečenja
$A$	Izduženje, %
$\nu$	Poasonov koeficijent
$E$	Jangov modul elastičnosti, GPa
$\sigma$	Napon
$\varepsilon$	Deformacija
$K$	Faktor intenziteta napona
$K_c$	Kritična vrednost faktora intenziteta napona
$K_{Ic}$	Kritični faktor intenziteta napona pri otvaranju prsline oblikom cepanja
$J$	Rajsov konturni integral
$G$	Sila rasta prsline
$A_i$	Energija stvaranja prsline
$A_p$	Energija rasta prsline
$a_0$	početna dužina prsline
$a_c$	kritična dužina prsline

## POGLAVLJE 1

### UVOD

#### 1.1 Predmet istraživanja i stanje nauke u predmetnoj oblasti

Na polju ortopedije, koja se bavi terapijom muskuloskeletalnih poremećaja, poput povreda ili bolesti kostiju, zglobova, kičme, mišića i ligamenata, legure metala su našle široku primenu u stabilizovanju povreda ovih potpornih tkiva, ili kao substitut kosti. Metalni implantati koji se često koriste u ortopedskoj hirurgiji uključuju proteze za zamenu zglobova (kao što su parcijalne i totalne proteze kuka, kolena i lakta), implante za fiksaciju kod rekonstrukcije kostiju (kao što su ploče, intramedularni klinovi, zavrtnji za kosti koji se koriste pri unutrašnjoj fiksaciji preloma i sredstva za spoljašnju fiksaciju preloma) i implante za spinalnu fiksaciju.

Materijali za implante nazivaju se biomaterijali, zbog činjenice da se uvode u biološko okruženje. Problemi endoprotetike su usko povezani sa osobinama materijala koji se koriste. U zavisnosti od regiona u koje ih treba ugraditi, i funkcije koju treba da omoguće, preduslovi za izbor materijala za endoproteze se veoma razlikuju. U osnovi, svaki biomaterijal mora biti kompatibilan sa telom (tj. da ima negativne testove na karcinogenost, citotoksičnost, pirogenost itd.), i što je izuzetno važno, mora da pokaže dobru hemijsku stabilnost (otpornost na koroziju), i mora posedovati zahtevane mehaničke osobine (pre svega dinamičku čvrstoću). Idealni metalni biomaterijal za femoralnu komponentu treba da ima dobru otpornost na zamor, dobre karakteristike čvrstoće, odnosno velike vrednosti napona tečenja i zatezne čvrstoće, kao i dobru otpornost na koroziju. Ortopedski biomaterijali su, uopšte uzevši, ograničeni na one materijale koji se koriste za izradu delova sa cikličnim opterećenjem. Iako se u ortopediji koriste i metali, polimeri i keramika, upravo su metali ti koji su se tokom godina bez sumnje pokazali kao oni koji imaju odgovarajuće osobine materijala, kao što su velika čvrstoća, žilavost, otpornost na lom, tvrdoća, otpornost na koroziju, mogućnost

oblikovanja i biokompatibilnost, a koje su neophodne za većinu primena sa cikličnim opterećenjem, potrebnih za fiksiranje fraktura i parcijalnu i totalnu artroplastiku zglobova. [1][2][3][4][5] [6]

Pošto je glavna funkcija dugih kostiju donjeg dela tela obezbeđivanje potpore za podnošenje opterećenja, bilo je razumno očekivati da će inicijalni materijali uvedeni za zamenu zglobova, poput veštačkih kukova, biti metali. I nerđajući čelik, kao što je 316L, i Co-Cr legure su odabrani kao pogodni materijali, zbog svoje relativno dobre otpornosti na koroziju i razumno dugačkog radnog veka tokom opterećenja unutar ljudskog tela. Naravno, njihova krutost i čvrstoća znatno premašuju koštane parametre. Tri legure koje su najčešće korišćene u izradi implanata kuka su nerđajući čelici, legure titana i Co-Cr legure. [7][8] [9][10][11] Komponente od nerđajućeg čelika su tipično pravljene od čelika sa 18% hroma, 8% nikla i 0.08% sadržaja ugljenika, koji je bolje poznat kao 316 čelik. Tokom 1950-tih je razvijen 316L čelik, kod koga je udeo ugljenika smanjen na 0.03%, i time poboljšana otpornost na koroziju. Komponente od nerđajućeg čelika su pogodne za upotrebu *in vivo* samo kada imaju nizak udeo nečistoća. Nerđajući čelik se ne koristi često za implante, i lošiji je od drugih superlegura pošto ima manju dinamičku čvrstoću od drugih, nije tako biokompatibilan i skloniji je eroziji. Međutim, mehaničke osobine nerđajućeg čelika su skorije znatno popravljene, pa predstavlja dobru alternativu za starije pacijente sa nižim očekivanim fizičkim potrebama, životnim vekom ili ograničenim finansijskim sredstvima. Legure na bazi kobalta su otpornije na koroziju, zamor, habanje i lom od legura železa, ali je i njihov modul elastičnosti veći nego kod drugih biomaterijala.

Pored pomenutih 316L i Co-Cr legura, titan, i tzv. avijaciona legura Ti-6Al-4V se danas takođe koriste za femoralni deo proteze. U tabeli 1.1 su prikazane relevantne mehaničke osobine ovih metala, sa osobinama kosti zarad poređenja karakteristika. Legura titana koja je isprva korišćena, Ti-6Al-4V, je dodatno razvijana tokom godina, pa su kreirane nove legure poput Ti-5Al-2.5Fe i Ti-6Al-7Nb sa boljim osobinama. U praksi se nije raširila upotreba Ti-5Al-2.5Fe, tako da se iz tog razloga danas može i zanemariti. U skorije vreme su razvijane nove, tzv.

beta-legure titana sa modulom elastičnosti od 85 GPa i sa poželjnim vrednostima mehaničkih osobina, poput statičke i dinamičke čvrstoće. [12]

Legure titana, naročito Ti-6Al-4V i Ti-6Al-7Nb, su trenutno najpogodniji materijali za proteze zglobova, i registrovani su u ASTM standardu kao biomaterijali. [13][7][14][15] Ti-6Al-4V je legura koja je sastavljena od 90% titana, 6% aluminijuma i 4% vanadijuma. Ova legura predstavlja odličan materijal zbog svoje otpornosti na koroziju, velike izdržljivosti, velikog odnosa čvrstoće i težine i pozitivne biokompatibilnosti. Ima i visok koeficijent trenja, pa se ne koristi često za komponente u direktnom kontaktu, pošto habanjem lako oslobađa čestice. Titan je veoma otporan na koroziju zbog čvrstog oksidnog sloja (jedinog stabilnog proizvoda reakcije) koji se formira u *in vivo* uslovima. Ti-6Al-7Nb sadrži 7% niobijuma umesto vanadijuma. Ova legura ima bolju otpornost na koroziju od Ti-6Al-4V. Postoje mnoge raspoložive legure titana, svaka sa individualnim osobinama koje je čine pogodnim rešenjem za određeni problem. Međutim, poboljšanje jedne osobine može dovesti do slabljenja drugih osobina.

Tabela 1.1. Mehaničke osobine kortikalne kosti i metalnih biomaterijala [4]

Materijal	Modul elastičnosti (GPa)	Pritisna čvrstoća (GPa)	Zatezna čvrstoća (GPa)
Kost			
(vlažna pri niskom naprezanju)	15.2	0.15	0.090
(vlažna pri visokom naprezanju)	40.7	0.27-0.40	-
316L nerđajući čelik	193		0.54
Co-Cr (liven)	214		0.48
Ti			
0% poroznost	110		0.40
40% poroznost	24*		0.076
Ti-6Al-4V			
0% poroznost	124		0.94
40% poroznost	27*		0.14

\* Izračunato uzevši da je  $E = E (1 - \nu)^3$

### 1.1.1. Istorijski osvrt na primenu metalnih biomaterijala

Prvi čelični materijali za izradu koštanih ploča i zavrtnja za tretiranje preloma kostiju počinju da se koriste u 19. veku. Tretiranje fraktura zavrtnjima je omogućavalo bolju čvrstoću spoja u odnosu na raniju metodu fiksiranja metalnim žicama. Poniklovani i vanadijumski čelici su kasnije zamenili ugljenične čelike, koji brzo korodiraju unutar ljudskog tela.

Nerđajući čelik je ušao u ortopedsku primenu oko 1926, i to počevši sa 18Cr-8Ni oblikom. Međutim, postalo je jasno da njegova upotreba dovodi do problema uzrokovanih korozijom i malom dinamičkom čvrstoćom. Stoga je zamenjen 17Cr-14Ni-2.5Mo nerđajućim čelikom, koji je otporniji na koroziju u hloridnoj sredini unutar tela. [2][4][3]

Vitalijum je razvijen oko 1936. i isprva je korišćen kao materijal za koštane ploče ili zavrtnje. Kasnije je ustanovljeno da je veoma otporan na koroziju i habanje, što je dovelo do njegove široke upotrebe za izradu veštačkih zglobova kuka i veštačkih kostiju.

Titan je ekstremno aktivan element. U Zemljinoj kori se nalazi kao stabilni oksid, što takođe znači da nije lako odvojiti metalni titan i kiseonik. Zato je titan tek 1949. u SAD prvi put upotrebljen u komercijalne svrhe. Iako je titan na tržište biometalnih materijala ušao kasnije od ostalih, njegova upotreba se uskoro povećala zbog povoljnih svojstava: relativno visoke čvrstoće, niskog modula elastičnosti, visoke biokompatibilnosti i niskog nivoa toksičnosti (u poređenju sa nerđajućim čelikom i vitalijumom).

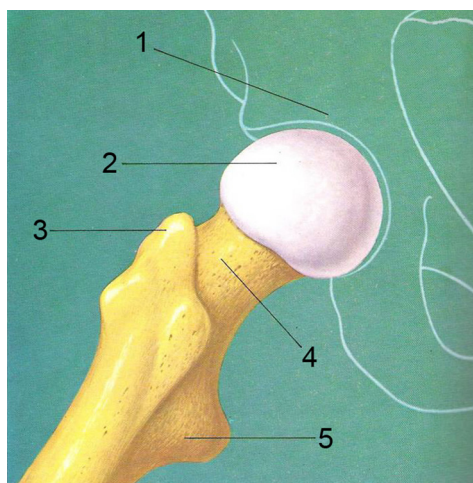
Razvoj i primena ortopedskih materijala pratili su zahteve koji su postavljani kroz usavršavanje modela proteza primenjenih za zamenu kuka.

### 1.1.2. Prikaz problema koji dovode do potrebe za operacijom kuka

Zglob kuka omogućava artikulaciju između femura i acetabuluma karlice. Sa medicinske tačke gledišta, kuk je jedan od najznačajnijih zglobova u telu. Mogućnost hodanja zavisi od zdravog, bezbolnog kuka. Kuk napadaju dva tipa bolesti, oba veoma česta kod starijih osoba. *Osteoartritis* je primarni razlog zašto se svake godine obavi veoma veliki broj operacija totalnih zamena kuka, a *osteoporoza* femoralnog vrata dovodi do nekoliko stotina hiljada lomova kuka godišnje, od kojih gotovo svi zahtevaju hirurško tretiranje pomoću metalnog dela za fiksaciju ili primene implanta. Za razumevanje mehanike kuka i zahteva koji se postavljaju pred implante koji koriguju njegove probleme važno je poznavati sile koje deluju na kuk tokom hodanja. [16][17][18]

Nekoliko miliona ljudi u svetu godišnje prelomi kuk, pri čemu je rizik od preloma za žene 40%, a za muškarce 13%. [1][17] Osteoporoza je smanjenje koštane mase i faktori rizika za prelome kod osoba sa osteoporozom su klinički asimptomatski do preloma. Veoma je širok dijapazon faktora koji mogu uticati na rizik od preloma kuka, a neki od njih uključuju pol, starosno doba, stepen osteoporoze, telesnu masu i visinu. [16][19][1][17] Prelom kuka nastaje kao rezultat delovanja nefizioloških sila, pri čemu je osnovni uzrok frakture neelastični sudar tela sa podlogom. Različiti oblici i stepen preloma kuka su posledica složenih deformacija koje nastaju pri direktnom sudaru kuka sa podlogom. Usled postojanja različite raspodele unutrašnjih napona u samom femuru, mogu se javiti veoma različiti tipovi preloma kuka. Na slici 1.1 je prikazan proksimalni okrajak butne kosti.

Osnovna podela preloma koji nastaju na kuku je na prelome koji nastaju unutar zglobne kapsule (intrakapsularno) i na prelome koji nastaju izvan zglobne kapsule (ekstrakapsularno). [1][16] Jedan od najčešćih preloma kuka je prelom vrata butne kosti, koji se smatra intrakapsularnim prelomom. Kada je reč o ekstrakapsularnim prelomima kuka, izdvajaju se dva tipa preloma, intertrohanterni i subtrohanterni prelomi.



*Slika 1.1. Proksimalni okrajak butne kosti: (1) ilijačna kost (2) glava butne kosti (3) veliki trohanter (4) vrat butne kosti (5) mali trohanter [1] [6]*

Ciljevi lečenja preloma su postizanje brzog zarastanja, uspostavljanje funkcije i očuvanje estetskog izgleda. Generalno, mogu se definisati neoperativne i operativne tehnike lečenja preloma, pri čemu se izbor hirurškog zahvata definiše u skladu sa kliničkom slikom pojedinačnog pacijenta, pošto svaki tip i svako mesto preloma dovode do jedinstvene kombinacije karakteristika koji zahtevaju specifične metode lečenja. Ako postoji mogućnost da se zadrži glava butne kosti, kao hirurška procedura kod nedislociranih i dislociranih preloma vrata butne kosti bira se metoda fiksacije preloma. Ova metoda fiksacije preloma podrazumeva primenu zavrtnja za učvršćivanje nedislociranih ili dislociranih preloma nakon repozicije, a preporučuje se primena kod pacijenta sa dobro očuvanom gustinom koštane mase. [16] [20][1][6]

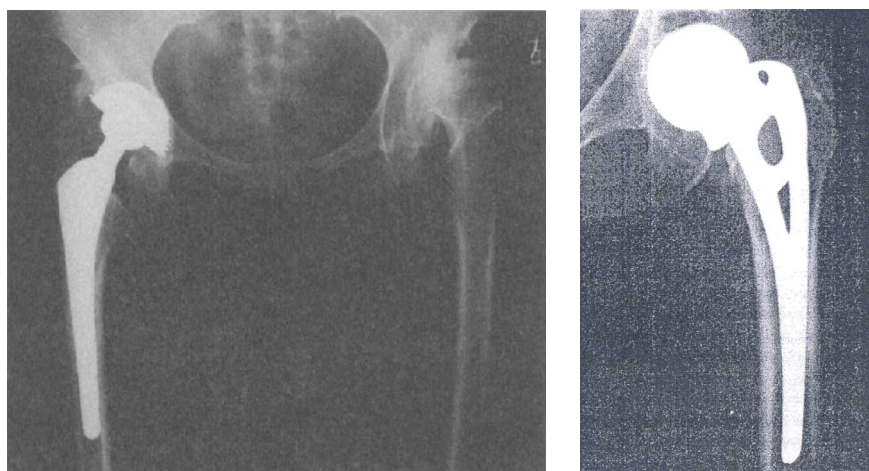
Kao sredstva za unutrašnju fiksaciju preloma u ovom slučaju koriste se zavrtnji, a kada je reč o intertrohanternim prelomima koriste se i intramedularni klinovi. Sva sredstva za unutrašnju fiksaciju treba da odgovaraju definisanim zahtevima za biomaterijale, pa su nerđajući čelik, legure kobalta i hroma, i legure titana najpodesnije za unutrašnju fiksaciju. [21]

U slučaju kada je neophodno ukloniti glavu i deo vrata butne kosti, kao hirurška procedura bira se metoda parcijalne ili totalne artoplastike. Totalna proteza kuka primenjuje se kada klinička slika podrazumeva postojanje

osteoartroze, reumatoidnog artritisa ili neka druga patološka stanja. Totalna artroplastika kuka (eng. Total Hip Arthroplasty - THA) je široko korišćena strategija restauracije normalne funkcije zgloba kuka, koja je poremećena usled frakture ili bolesti. [16][17][22][23][24][18]

Normalni artikularni zglob u ljudskom telu se formira na krajevima dve ili više kosti. Ovi krajevi su obloženi slojem hrskavice, prirodnog klizajućeg materijala, i normalna hrskavica omogućava pokretanje gotovo bez trenja i bez bola. Međutim, kada se hrskavica ošteti ili oboli usled artritisa, traume ili infekcije, zglobovi postaju kruti i bolni. Degeneracija zgloba je završna faza procesa razaranja zglobne hrskavice, koja dovodi do jakog bola, gubitka pokretljivosti, a ponekad i do ugaone deformacije ekstremiteta. [6] Jedna od najuspešnijih tehnika koja je pomogla obnavljanju funkcije degenerisanog zgloba je totalna zamena zgloba. Kod ovog hirurškog pristupa se uklanja obolela hrskavica i deo kosti, i zamenjuje odgovarajućom protezom zgloba.

Totalna zamena kuka je efektivna terapija za ozbiljne oblike osteoartritisa (kada je uzrok ove degenerativne bolesti zglobova mehanički iniciran, što je često slučaj, ova bolest se bolje naziva osteoartrozom), invalidirajuće efekte reumatoidnog artritisa, urođene deformacije i neke vrste post-traumatskih stanja. Osteoartritis je najčešća indikacija za zamenu zgloba i čini otprilike 65% ukupnog broja. [17][23]



*Slika 1.2. Totalna i parcijalna artroplastika kod uznapredovalog osteoartritisa kuka [3] [1]*



Uspešna primena parcijalne i totalne proteze, odnosno implanata kuka prikazana je na slici 1.2.

Pacijentima sa veoma degenerisanim zglobovima je totalna artroplastika od ogromne koristi, pošto na taj način dobijaju brz prestanak bola i povratak normalnih funkcija kretanja. Međutim, hirurške procedure zamene zgloba imaju i svojih loših strana. Totalna artroplastika zgloba se obično indikuje kod pacijenata preko 50 godina sa uznapredovalim osteoartritisom, osim kod pacijenata sa reumatoidnim artritisom, koji je ponekad indikovao kod mlađih osoba u slučajevima u kojima dolazi do rapidnog progresivnog uništenja zglobova. Razlog za ovako ograničene indikacije proteza zglobova je dugotrajnost proteza. Multicentralna studija dugotrajnosti implantiranih proteza zglobova je pokazala da je najveća verovatnoća otkaza proteze usled loma ili habanja od 5 do 10 godina nakon implantiranja. Modeli i materijali se konstantno unapređuju, ali raspoložive proteze i dalje imaju problem dugotrajnosti. [25][26][27][28]

Pošto je trenutni vek implanata 10-15 godina ovo može dovesti do četiri revizije tokom života pacijenta. [29] Bitan faktor tokom ovih revizija je količina preostale kosti nakon hirurške intervencije, koja treba da nosi novi implant. Bitan faktor koji određuje količinu preostale kosti je tip korišćenog implanta. Još jedan problem koji se sreće je taj, što kada se kost ošteti zbog implanta, ona se prirodno regeneriše, ali ne u originalnom obliku koji je odabran za pozicioniranje implanta. Metamorfoza kosti potom predstavlja problem za dobru fiksaciju implanta u acetabularnoj čašici. Ovo stanje može dovesti do toga da glava ispadne iz ležaja, ili pomeranja implanta sa svoje lokacije. Takođe, problem predstavlja i habanje implanta. Nasuprot ljudskoj kosti, koja može biološki regenerisati spoljašnji, pohabani sloj kosti, implant se ne može sam popravljati ili rasti. Stoga su oštećenja implanta nastala habanjem permanentna i ireverzibilna, sem u slučaju revizije hirurgije.

Biološka kompatibilnost je tesno povezana sa korozijom. Implant je po svojoj definiciji strano telo koje se uvodi u biološku masu. Telo može prirodno pokušati da odbaci strano telo, a telesni fluidi su sastavljeni uglavnom od rastvora

bogatog kiseonikom koji sadrži oko 1% natrijum-hlorida, sa malim količinama drugih soli i organskih komponenti, na temperaturi 36.5°C. Pod normalnim uslovima telesna tečnost u ljudskom telu je slani rastvor koncentracije 0.9% koji sadrži aminokiseline i proteine, a sastoji se od različitih vrsta fluida, poput tkivnih fluida, limfnih fluida i krvi. Takođe sadrži čvrste komponente, poput lutajućih ćelija – leukocita i makrofaga – kao i krvna zrnca (limfocite, trombocite i eritrocite). Pri normalnim uslovima, telesna tečnost ima kiselost od pH 7, koja može pasti do 4-5 kada je prisutna upala izazvana hirurgijom ili povredom, što podrazumeva biološko okruženje unutar ljudskog tela koje veoma korozivno utiče na materijale. Ovi uslovi su problematični kada se određeni metalni materijali uvedu u njega, pošto metali uopšteno imaju tendenciju da korodiraju unutar tela. Stoga implant mora izdržati uslove unutar tela bez značajnije korozije. Veliki problem kod svih proteza zglobova je degradacija korišćenih metala. Proizvodi korozije mogu da izazovu ubrzano formiranje čestica nastalim habanjem, što može dovesti do popuštanja spoja komponenti ili drugih problema povezanih sa oslobađanjem toksičnih elemenata unutar tela. Na primeru aluminijuma, primarni efekat ove akumulacije je oštećenje mozga, koje se manifestuje poremećajima govora, miohronim grčevima, motornom apraksijom, poremećajima pamćenja, promenama karaktera ličnosti, demencijom i napadima (dijaliznom encefalopatijom). Sekundarni efekat aluminijuma kod pacijenata koji primaju dijalizu je razvoj osteomalacije, kod koje aluminijum menja kalcijum u osteoidu, dovodeći do povećanog nivoa kalcijuma u krvotoku, i inhibicije paratireoidnog hormona. [30][31][6] Najčešće korišćena legura titana za izradu proteza sadrži 6% aluminijuma. Zbog velikih fizičkih i mehaničkih problema izazvanih korozijom i njenim proizvodima, neophodno je projektovati proteze od materijala koji su veoma otporni na koroziju. Netoksični elementi koji već postaju dominantni u projektovanju implanata su: Ti, Nb, Ta, Zr i Sn, koji su svi elementi sa niskom citotoksičnošću. Elektrohemijska korozija ortopedskih implanata i dalje postavlja značajne kliničke probleme. Iako su korodirajući implant, koji su se koristili u prošlosti, zamenjeni modernim „superlegurama“ otpornim na koroziju, pod određenim kliničkim uslovima su primećeni podmukli korozioni procesi. Stoga

implant mora biti kompatibilan sa telom, ili će izazvati čitav niz bioloških odgovora i preranu reviziju proteze.

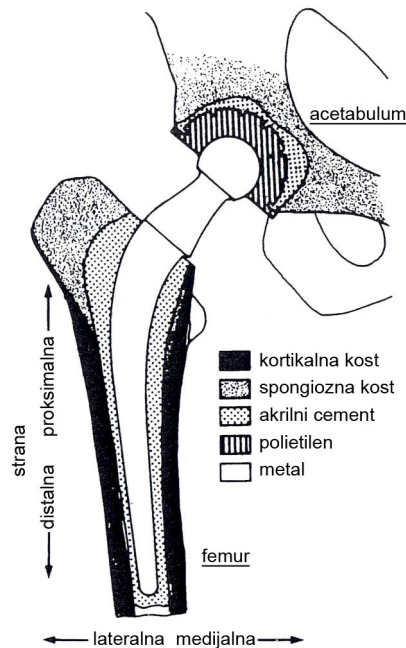
Broj ciklusa kod individualne proteze, naravno, zavisi od nivoa aktivnosti pojedinca. Zbog ovoga često dolazi do toga da mlađi pacijenti imaju problema sa otkazom implanata ranije nego stariji pacijenti.

### **1.1.3. Aktuelni pristup istraživanju i projektovanju implanata**

Uspešna široka primena proteza za veštački kuk, koja je napredovala tokom poslednjih nekoliko decenija, rezultat je naučnog i tehnološkog razvoja ortopedske hirurgije i bioinženjeringa, a naročito sinergije oblasti medicine, biomaterijala i biomehanike. Potrebno je naglasiti da je šira upotreba počela oko 1960. uvođenjem dva izuma Ser Džona Čarnlija (Sir John Charnley). Jedan je bio usvajanje principa „niskog trenja“, po kome relativno mala metalna femoralna glava rotira unutar polietilenske acetabularne čašice. Drugi je bilo korišćenje akrilnog cementa (polimetil-metakrilat ili PMMA) kao ispunjavajućeg materijala, koji je omogućavao ujednačen prenos opterećenja između glatke proteze i neravne površine kosti. Kada se PMMA postavi u tečnoj fazi, on se prožima sa kosti, a kada se osuši predstavlja relativno fleksibilan omotač između kosti i proteze (slika 1.3). Međutim, polimetil-metakrilat je relativno slab materijal, i popuštanje spoja kost-proteza na duge staze je pripisano njegovoj mehaničkoj dezintegraciji. [32] [26][33]

Ovaj sistem je pretrpeo mnoge varijacije tokom godina, ali je i dalje značajan faktor u modernoj hirurgiji zamene zglobova. Težnja ka poboljšanju trajnosti fiksacije implanata je dovela do boljih tehnika cementiranja. Alternativni modeli proteza su usmereni ka zameni akrilnog cementa drugim vidovima fiksacije. Rane bescementne proteze su utiskivane ili urezivane. Bescementne proteze sa poroznim omotačem su uvedene za stimulaciju urastanja kosti i dobijanja poboljšane fiksacije, pošto proteze kuka sa omotačem od hidroksiapatita formiraju

snažnu biološku vezu sa kosti (osteointegraciju). Neke od ovih bescementnih proteza su otkazale, ali druge se sasvim dobro srednjeročno i dugoročno ponašaju.



Slika 1.3. Shematski poprečni presek cementne Čarnlijeve proteze [34]

Konačni zaključci o njihovim ukupnim kliničkim performansama, kao i o najboljim metodama fiksacije ili modelima, iziskuju dugotrajnije studije. Bescementne proteze se većinom koriste kod mlađih pacijenata (<60 godina), gde se pretpostavlja da će ovaj tip proteze pojednostaviti operaciju revizije.

Veći broj starijih ljudi, u kombinaciji sa dužim životnim vekom, je doveo do potrebe za boljim i dugotrajnijim ortopedskim implantima. Ukupna vrednost ortopedske industrije prevazilazi 10 milijardi dolara godišnje, a u narednim decenijama se očekuje njen brz rast, sa trenutnim kontinuiranim rastom od 10% godišnje. Primećen je rast u ukupnom broju totalnih zamena kuka (THA) tokom 1994-1995 koje je izveo NHS u Engleskoj. Procenjuje se da se preko  $3 \times 10^5$  operacija postavljanja proteze veštačkog kuka obavi svake godine u svetu. Globalno tržište implanta za kukove je 2002. godine vredelo otprilike 2.5 milijarde dolara, što predstavlja oko 700.000 operacija zamena zgloba kuka. [35][36][29] [17]

Otkad je Ser Džon Čarnli pokrenuo razvoj proteza za totalnu zamenu kuka pre 60 godina, razvijen je ogroman broj proteza. Hirurzi danas imaju mogućnost da blisko oponašaju originalnu geometriju kuka pomoću čitave lepeze produžetaka i dužina vrata. Raspoložive su razne dužine stemova za svaku primenu, od primarne zamene do komplikovane revizije i nadogradnje. Napredak na polju hemije i primene koštanih cementa je doveo do uniformnijih, pouzdanijih implantacija. Istraživanje biomaterijala je dovelo do pojave novih, jačih komponenti otpornijih na zamor. Iako su unapređeni gotovo svi elementi modela i izrade implanta, ipak dugoročna stabilnost implanata ostaje jedan od najvećih problema.

Danas je raspoloživ širok dijapazon modela totalnih proteza kuka, koji se razlikuju i po geometrijskim konfiguracijama i po osobinama materijala. Obično su u svakodnevnoj upotrebi dva tipa totalne proteze kuka. U zavisnosti od tipa vezivanja sa nosećom kosti, proteza može biti ili cementna (kada se koristi koštani cement da se proteza fiksira za kost), ili bescementna (kada se implant direktno postavlja u kost utiskivanjem, za kojim sledi reakcija kosti poznata kao osteointegracija, koja konačno stabilizuje implant). [37][38][35][39][40][41]

Glavne uzroke kliničkih komplikacija nakon ugradnje bescementne proteze predstavljaju dva faktora: inicijalna nestabilnost femoralnog stema i resorpcija proksimalne kosti. Smatra se da nakon totalne zamene zgloba do ranog otkaza bescementnih implanata projektovanih za osiguravanje biološke fiksacije dolazi zbog inicijalne nestabilnosti implanta, a time i nedovoljno urasle kosti, naročito kod femoralne komponente nakon totalne zamene kuka. Otkaz cementnih implanata se povezuje sa postojanjem čestica nastalih habanjem, koje su rezultat loma cementa usled velikog naprezanja i postojanja mikropokretanja na spoju, kao i sa aseptičkim popuštanjem.

Proteze zglobova imaju, uopšte uzevši, kratkoročni uspeh, pošto biološki i mehanički konflikti često uzrokuju otkaz implanata. Postoji puno potencijalnih problema koji mogu uticati na dugoročni ishod operacije, nakon što se izvrši implantacija. Popularnost implementacije proteza kuka se pripisuje visokoj uspešnosti kod starije populacije. Međutim, kod mlađe populacije je primećena

mного manja uspešnost, pošto mlađe osobe češće i jače opterećuju zglobove od pripadnika starije populacije. Proteze su stoga sklonije otkazu, što dovodi do povećanog broja ranih operacija revizije.

Stoga se tokom procesa optimizacije u potrazi za idealnim biomaterijalom i geometrijom proteze kuka moraju vršiti preklinički testovi koji bi proverili da li novi modeli mogu da garantuju mehaničku izdržljivost na fiziološko opterećenje.

Elegantan alternativni pristup bi bilo korišćenje metode konačnih elemenata (MKE) kako bi se dobio preliminarni pregled očekivanih mehaničkih osobina potencijalnog modela. Ovo ne znači da se prekliničko testiranje može preskočiti, već predstavlja brz način za prepoznavanje modela sa potencijalno slabijim karakteristikama.

#### **1.1.4. Pravci budućeg razvoja metalnih biomaterijala**

Metalni materijali imaju široku upotrebu u medicini, ne samo u ortopedskim implantima, već i za izradu kardiovaskularnih aparata, i za druge namene. Biomaterijali su uvek u kontaktu sa živim tkivom, pa se stoga moraju dobro razumeti interakcije između površine materijala i tkiva. Od naročite važnosti su reakcije metalne površine sa biomolekulima i/ili reakcije metalne površine sa ćelijama. Dobro razumevanje ovih reakcija će omogućiti dodavanje novih biofunkcija metalnim materijalima koji poseduju odlična mehanička svojstva.

Predlažu se novi metalni biomaterijali, koji bi trebalo da unaprede prenos opterećenja na kost, i umanje incidentnost popuštanja spoja i bola u kuku. Trenutno korišćene legure (Co-Cr-Mo legura,  $E = 227$  GPa i Ti-6Al-4V legura,  $E = 115$  GPa) imaju relativno visok modul elastičnosti usled koji ograničava prenos opterećenja na okolnu kost u protezama kuka. Modeli za bolji prenos opterećenja mogu koristiti smanjenu površinu preseka za povećanje fleksibilnosti, nauštrb adekvatne stabilnosti implanta unutar kosti. Razvijaju se legure za implante nižih modula elastičnosti i sa većom otpornošću na koroziju. [12][20] Jedna od takvih je i Ti-13Nb-13Zr ( $E = 79$  GPa) legura, koja sadrži manje elemenata koji izazivaju

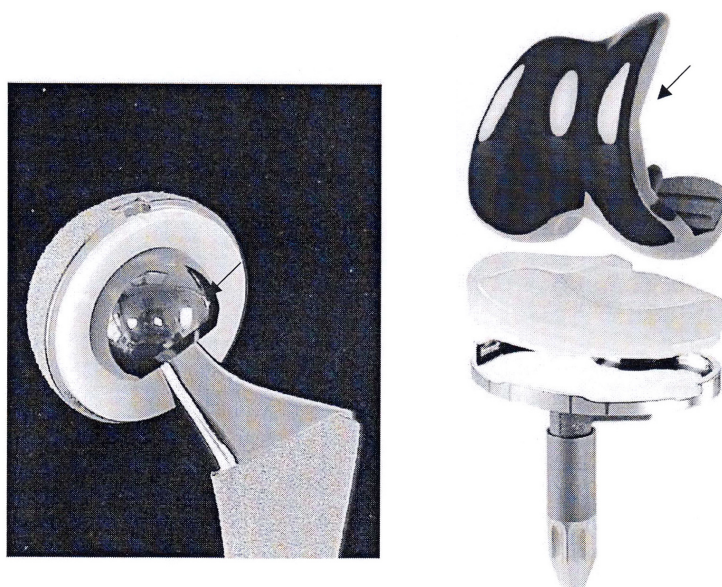
nepovoljan čelijski odgovor (tj. Co, Cr, Mo, Ni, Fe, Al, V), a ima i čvrstoću uporedivu sa postojećom Ti-6Al-4V legurom. [42] Nb i Zr konstituenti su dodati zarad poboljšanja biokompatibilnosti sa kostima i otpornosti na koroziju. Takođe, nove tehnike površinske obrade, kao što je difuziono stvrđnjavanje predloženo za Ti-13Nb-13Zr leguru, može proizvesti stvrđnutu površinu sa otpornošću na habanje superiornom u odnosu na Co-Cr-Mo leguru, koja trenutno ima najbolje tribološke osobine. Ove poboljšane osobine površine mogu dovesti do poboljšanja otpornosti na mikrotrenje do kojeg dolazi u regijama femoralne glave i vrata, kao i na modularnim spojevima trenutnih modela implanata.

Potruga za novim metalnim legurama za proteze kuka sa poboljšanom biokompatibilnošću i mehaničkim osobinama i dalje traje. Korišćenje Ti legura, Co-Cr-Mo legura ili nerđajućeg čelika za specifične aplikacije uglavnom znači da će se dobiti neka poželjna osobina nauštrb neke druge. Neki primeri ovoga su žrtvovanje hemijske inertnosti nauštrb čvrstoće (otpornosti na habanje), kao što je slučaj sa Ti legurom i Co-Cr-Mo kod klizajućih površina u protezi, kao i kompromis otpornosti i duktilnosti pri korišćenju nerđajućeg čelika umesto Ti i Co-Cr-Mo legura za žice za fiksiranje kostiju. Često su nove legure samo varijacije ove prethodno opisane tri kategorije metala za implante, koji su već odobreni za upotrebu kao materijali za implante. Ove unapređene legure obično sadrže samo minorni dodatak novih elemenata, kako bi se zaštitili od ekvivalentnosti sa postojećim ASTM i FDA legurama, tako olakšavajući proces regulatornog odobrenja. Ove nove legure uglavnom spadaju u jednu od četiri kategorije: (1) legure titana, (2) legure kobalta, (3) nerđajući čelici i, ređe odobravani (4) refraktorni metali.

#### **1.1.4.1. Nove legure na bazi cirkonijuma i tantala**

Cirkonijum (Zr) i tantal (Ta) se karakterišu kao refraktorni metali (u koje spadaju i molibden i volfram) zbog svoje relativne hemijske stabilnosti (pasivnog sloja oksida) i visoke tačke topljenja. Zbog velike čvrstine, hemijske stabilnosti i otpornosti na habanje, legure poput oksinijuma (Oxinium) će verovatno postati popularne kao ortopedski biomaterijali. Zbog stabilnosti svojeg sloja oksida, Zr i Ta

su veoma otporni na koroziju. Otpornost na koroziju je, uopšte uzevši, upravno srazmerna biokompatibilnosti (mada ne uvek), pošto su stabilniji oksidi metala manje hemijski aktivni i/ili biološki raspoloživi, te stoga manje učestvuju u biološkim procesima. Ova visoka biokompatibilnost se proizvodi relativno velikom debljinom sloja oksida (otprilike 5  $\mu\text{m}$ ), a mogućnost dobijanja osobina materijala nalik osobinama keramike (tj. tvrdoće) putem tehnika kao što su obogaćivanje kiseonikom je rezultovala proizvodnjom novih komponenti implanta od ovih legura (slika 1.4) (npr. oksidizovane TKA femoralne komponente od cirkonijuma, Smith and Nephew Inc.). [43][44] Iako nove legure cirkonijuma, kao što je oksinijum, uopšte uzevši poseduju veću tvrdoću i otpornost na habanje (abrazionim testiranjem je ustanovljeno da je otprilike 10 puta veća nego kod Co i Ti legura), što ih čini pogodnim za aplikacije sa klizajućim površinama, skupe su za izradu, i trenutno se upotrebljavaju samo u specijalnim slučajevima, kada problemi poput alergije na metal (tačnije, hipersenzitivnosti na metal) iziskuju poklanjanje naročite pažnje biokompatibilnosti. Kako se budu prevazilazili problemi vezani za cenu oblikovanja ovih metala, očekuje se da će njihovo korišćenje biti u porastu.



*Slika 1.4. Primeri novih THA i TKA komponenti od oksidizovanog cirkonijuma [4]*



#### 1.1.4.2. Nove legure titana

Jedna nova grupa Ti legura namenjena upotrebi u ortopedskim komponentama koristi molibden u koncentracijama većim od 10%. Dodatak Mo stabilizuje  $\beta$  fazu na sobnoj temperaturi, pa se stoga ove legure nazivaju i  $\beta$ -Ti legure. Ove  $\beta$ -Ti legure obećavaju 20% niže module elastičnosti, što je bliže realnim vrednostima kostiju, te stoga i bolju mogućnost oblikovanja, uz zadržavanje drugih mehaničkih osobina tipičnih za Ti-6Al-4V.

Drugi pokušaji unapređenja tradicionalnih Ti-6Al-4V legura su rađeni na polju unapređenja biokompatibilnosti i mehaničkih osobina zamenom vanadijuma kao relativno toksičnog metala drugim, manje toksičnim metalima. Dve takve Ti legure su Ti-5Al-2.5Fe i Ti-6Al-7Nb, koji umesto V sadrže Fe i Nb, respektivno. [15] Ove legure imaju slične osobine kao tradicionalni Ti-6Al-4V, ali i veću dinamičku čvrstoću i niži modul elastičnosti, te stoga poboljšavaju prenos opterećenja sa kosti na implant.

Titan i njegove legure, naročito Ti-6Al-4V ( $\alpha + \beta$  tip legure) se smatraju najatraktivnijim biokompatibilnim metalnim materijalima zbog odlične kombinacije mehaničkih svojstava, otpornosti na koroziju i biokompatibilnosti. Njihov modul elastičnosti je, međutim, i dalje veći u poređenju sa ljudskom kosti. U literaturi ne postoje navodi o toksičnosti samog Ti-6Al-4V. Međutim, sastavni element legure, vanadijum, pokazuje jaku toksičnost. Razvijene su substitutivne legure koje sadrže samo niskotoksične elemente.

Drugi cilj razvoja novih legura je smanjenje modula elastičnosti. Nizak modul elastičnosti sprečava pojavu zaštite od napona u ortopediji. Osnovna tehnika u razvoju novih legura je zamena vanadijuma i aluminijuma niobijumom, tantalom i cirkonijumom. [12][45] [46][16] Citotoksičnost ovih elemenata je veoma niska. Neke od skorije razvijenih legura titana su date u tabeli 1.2.

Tabela 1.2. Standardizovani titan i legure titana [3]

Legura	Tip	UNS broj	ASTM standard	ISO standard
Ti-3Al-2.5V	$\alpha + \beta$	R56320	ASTM B 348	
Ti-5Al-2.5Fe	$\alpha + \beta$			ISO 5832-10
Ti-6Al-7Nb	$\alpha + \beta$	R56700	ASTM F 1295	ISO 5832-11
Ti-15Mo	$\beta$	R58150	ASTM F 2066	
Ti-13Nb-13Zr	$\beta$	R58130	ASTM F 1713	
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	$\beta$	R58120	ASTM F 1813	
Ti-45Nb	$\beta$	R58450	AMS 4982	
Ti-35Nb-7Zr-5Ta	$\beta$	R58350		
Ti-55.8Ni	Intermetalna		ASTM F 2063	

Ti-6Al-7Nb je razvijena u Švajcarskoj, dok je Ti-13Nb-13Zr razvijena u SAD. Ti-6Al-7Nb je ( $\alpha + \beta$ )-tip legure. Ti-13Nb-13Zr je  $\beta$ -tip legura titana sa niskim modulom elastičnosti i većom čvrstoćom. Kuroda *et al.* (1998) su napravili Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr leguru, koja se transformiše u  $\beta$ -tip leguru toplotnim tretiranjem i livenjem. Ona poseduje modul elastičnosti od 47 GPa, što je jedna od najnižih vrednosti dobijenih kod titanovih legura. [16] Ovaj niži modul elastičnosti bi mogao da umanjí pojavu zaštite od napona koja vodi ka otkazu proteze.

#### 1.1.4.3. Nove legure kobalta

Neke nove legure kobalta su po sastavu identične sa tradicionalnim legurama, ali koriste nove tehnike izrade za manipulaciju mikrostrukture materijala za implante, u cilju poboljšanja mehaničkih osobina. Jedan takav, skoro patentiran, primer – TJA-1537, iako po sastav identičan sa ASTM F-75 – ima poboljšanu otpornost na habanje i zamornu čvrstoću, do koje se došlo eliminacijom karbida, nitrida i čestica druge faze (Allegheny Technologies). [2] Ove čestice se normalno formiraju na granicama zrna unutar standardne F75 CoCrMo legure, i umanjuju otpornost na habanje i zamornu čvrstoću. Druge nove Co legure koje se trenutno razvijaju za ortopedsku upotrebu teže poboljšanju

biokompatibilnosti redukcijom sadržaja ugljenika, čime se izbegava taloženje karbida na granicama zrna.

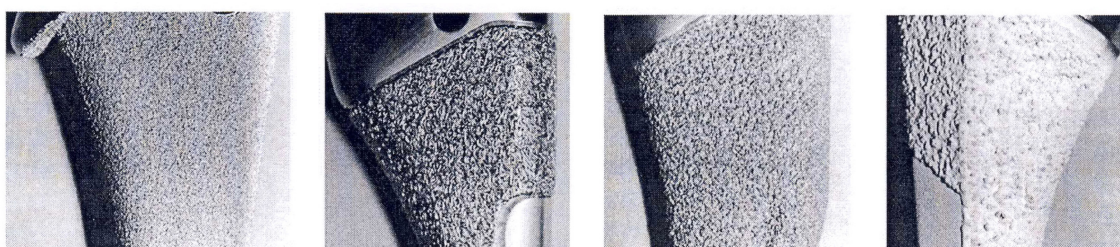
#### **1.1.4.4. Novi nerđajući čelici**

Relativno slaba otpornost na koroziju i biokompatibilnost nerđajućih čelika u poređenju sa Ti i Co-Cr-Mo legurama pruža podsticaj razvoju boljih nerđajućih čelika. Nove legure, poput BioDur 108 (Carpenter Technology Corp.), pokušavaju da problem korozije reše u osnovi austenitnom legurom nerđajućeg čelika bez nikla. Ovaj čelik sadrži visok procenat azota, kako bi zadržao austenitnu strukturu, i ima veću granicu tečenja, dinamičku čvrstoću, kao i veću otpornost na tačkastu koroziju i koroziju u žlebovima u poređenju sa legurama koje sadrže nikl, poput 316L (ASTM F139). [8] [2]

Kako bi se poboljšala čvrstoća, otpornost na koroziju i biokompatibilnost konvencionalnih nerđajućih čelika, razvijeni su austenitni nerđajući čelici bez sadržaja nikla: Fe-15Cr-(10-15)Mn-4Mo-0.9N, Fe-18Cr-18Mn-2Mo-0.9N, Fe-(15-18)Cr-(10-12)Mn-(3-6)Mo-0.9N i Fe-(19-23)Cr-(21-24)Mn-(0.5-1-5)Mo-(0.85-1.1)N. Ove legure, međutim, imaju visok udeo azota i mangana, pošto azot i mangan, poput nikla, kontrolišu mehanička svojstva nerđajućih čelika. Na čvrstoću austenitnih nerđajućih čelika bez sadržine nikla najviše utiče sadržina azota, dok na otpornost na koroziju najviše utiče ukupna sadržina hroma, molibdena i azota. Kod kaljene Fe-(19-23)Cr-(21-24)Mn-(0.5-1-5)Mo-(0.85-1.1)N legure, najveća zatezna čvrstoća je preko 931 MPa, a izduženje manje od 49%. Otpornost na koroziju ove legure je veća nego kod konvencionalnih austenitnih nerđajućih čelika. I drugi austenitni nerđajući čelici bez nikla imaju dobre kombinacije čvrstoće, izduženja i otpornosti na koroziju. Takođe je razvijen i austenitni nerđajući čelik bez nikla i mangana, Fe-23Cr-2Mo-1.5N. [2][5] Udeo azota u ovoj leguri je veći nego u drugim austenitnim nerđajućim čelicima bez nikla. Kod ove legure je najveća zatezna čvrstoća preko 1200 MPa, a izduženje preko 40% za kaljenu leguru.

### 1.1.4.5. Obrada površine biomaterijala

Trenutno se koristi čitav dijapazon kontaktnih površina implanata za poboljšanje kratkotrajnih i dugotrajnih osobina stimulisanjem urastanja kosti, i poboljšanom fiksacijom. Izbor površina uključuje hrapavi titan, porozne slojeve od kuglica napravljenih od kobalt hroma ili titana, mreže od titanove žice (vlaknaste mreže), plazma-naprskani titan, i bioaktivne nemetalne materijale poput hidroksiapatita ili drugih jedinjenja sa kalcijum-fosfatom (slika 1.5). [47][48] [49] [50][51][52][53] Trenutno se za poboljšanje fiksacije ortopedskih implanata razvijaju osteokonduktivni i osteoinduktivni faktori rasta, poput transformišućeg faktora rasta beta (TGF beta), koji bi se koristili kao osteogeni premazi površine implanata.



THA femoralni stem od Co-Cr legure sa Co-Cr kuglicama na površini

THA stem od Ti legure sa omotačem od metalnih vlakana od čistog Ti

Stem od Ti legure sa površinom plazma naprskanom titanom

THA stem od Ti legure sa hrapavom površinom i omotačem od hidroksiapatita

*Slika 1.5. Primeri trenutno korišćenih obrada površine stemova proteze kuka [4]*

## 1.2 Ciljevi istraživanja i primenjene naučne metodologije

Uzevši u obzir veoma veliki broj uticajnih faktora koji prate problematiku otkaza proteze za zamenu ljudskog kuka, kao i činjenicu da se reakcija organizma na postavljeni implant ne može predvideti i da je individualna kod svakog pacijenta, u okviru ove disertacije se primarno posmatra ponašanje implanata za zamenu kuka sa mehaničke tačke gledišta. U okviru disertacije korišćen je materijal dobijen sa Odeljenja za aloartroplastiku Klinike za ortopedsku hirurgiju i traumatologiju Kliničkog centra Srbije u Beogradu.

Tokom hirurške procedure i rada sa protezom može doći do pojave ogrebotina na njenoj površini, čime se uzrokuje povećanje napona u tim oblastima, a one postaju lokacije za rast prsline i konačni lom proteze (slika 1.6).



*Slika 1.6. Lom na stemu proteze za zamenu kuka*

Sile nastale ljudskom aktivnošću, a koje deluju na protezu, kreiraju dinamičke napone koji variraju u vremenu i rezultuju otkazom usled mehaničkog zamora materijala implanta. Stoga je bitno osigurati da proteza ne otkáže usled zamora, mada je incidentnost loma usled zamora proteza kuka značajno smanjena tokom prošlih decenija. Dugoročne performanse i uspeh cementne totalne artroplastike kuka su u vezi sa čvrstoćom spoja proteze i kosti. Otkazi spoja cement-metal, odvajanje spoja stem-cement i lom cementa mogu inicirati gubitak fiksacije implanta. Smatra se da su naročito razdvajanje spoja i otkaz cementa usled zamora činioci koji izazivaju dugoročno popuštanje spoja kost-implant, po scenariju otkaza usled akumulacije oštećenja cementnih stemova proteze. Ako zbog modela stema dolazi do stvaranja velikih napona u oblastima fiksacije proteze, postoji verovatnoća da će kratkoročno doći do loma, ili dugoročno do otkaza proteze usled zamora. Sprovedeno je više istraživanja sa ciljem ustanovljavanja ponašanja pri naprezanju i zamoru proteza pod statičkim telesnim opterećenjem.

Dugoročni otkaz cementnih implanata, projektovanih za ukrštenu mehaničku fiksaciju, često se vezuje za čestice habanja nastale lomom i fragmentacijom cementa zbog velikog naprezanja, a pospešenih

mikropokretanjima na spoju. Smatra se da prisustvo velike količine čestica izaziva periprotetičnu osteolizu, najverovatnije zbog migracije čestica duž spoja kost-implant. Na sigurnost čvrstoće spoja ortopedskog implanta, dakle, utiču mnogi faktori, poput kvaliteta kosti i modela implanta i spoja.

Pored infekcije, aseptičko popuštanje spoja kost-proteza je jedan od glavnih postoperativnih problema, koje može biti izazvano mehaničkim otkazom koštanog cementa, ili čak implanta, pojavom čestica nastalih habanjem u regiji spoja, relativnim pomeranjem spoja i pojavom zaštite od napona na kosti. Svaka od ovih pojava može da inicira biološki nepogodan odgovor, dovodeći do resorpcije kosti i popuštanja spoja kost-implant.

Primećeno je da su u ortopedskim primenama, poput proteza kolena i kuka, lom usled zamora i habanje identifikovani kao najveći problemi koji su povezani sa popuštanjem spoja kost-implant, podopterećenjem kosti usled pojave zaštite od napona i konačnim otkazom implanta. Tokom proteklih decenija rizik od *in vivo* frakture stema proteze kuka je značajno smanjen.

Pojava loma na femoralnoj komponenti je relativno retka, pa iako lom femoralne komponente izgleda kao minorni problem, konstantna evolucija modela proteze kuka, u potrazi za dugoročnim performansama, može dovesti do pojave fundamentalnih grešaka i povećati procenat fraktura stemova od tzv. „istorijskog značaja“. Štaviše, parametričke studije projektovanja proteze koja izaziva mali stepen zaštite od napona su pokazale da postoje problemi u uticaju ovih proteza na inicijalnu stabilnost, kao i da kod njih može doći do povećanja napona u cementnom omotaču, što može dovesti do loma cementa, popuštanja spoja kost-implant i konačnog otkaza stema usled zamora.

Cilj ovog rada je da predstavi teorijski okvir sa primenom eksperimentalnih i numeričkih metoda za ispitivanje otpornosti na lom kao parametra mehanike loma metalnih biomaterijala i ispita mogućnosti otkaza stema kod proteza zamene kuka usled pojave prevelikih opterećenja tokom ciklusa hodanja i postojanja prslina u materijalu.

### 1.2.1. Primenjeni naučni principi u okviru doktorske disertacije

**Mehanika loma** kao naučna disciplina ima za cilj proučavanje pojave i rasta prsline i njihov uticaj na ponašanje materijala i konstrukcija. Mehanika loma je naučna disciplina koja je počela svoj razvoj početkom XX veka radovima o koncentraciji napona (Inglis) i brzini oslobađanja energije (Grifit), a ubrzan razvoj ove discipline počinje tokom pedesetih godina kada je Irvin postavio osnove linearno elastične mehanike loma (LEML) primenom faktora intenziteta napona  $K$  i njegove kritične vrednosti  $K_c$ . Sledi proširenje na elasto-plastičnu oblast (EPML) analizom plastične zone ispred vrha prsline i uvođenjem novih parametara - otvaranja vrha prsline i  $J$  integrala, a potom i integracija sa drugim disciplinama poput zamora materijala, puzanja i korozije, čija je danas osnova.

Savremena metoda procene maksimalnih napona i otpornosti proteze na lom je korišćenjem metode konačnih elemenata. Međutim, i tim studijama će trebati eksperimentalna potvrda, kako bi dobijeni rezultati bili verodostojni.

**Metoda konačnih elemenata (MKE)** je aproksimativna numerička metoda koja se koristi za rešavanje velikog broja inženjerskih problema, prvenstveno za rešavanje parcijalnih diferencijalnih jednačina i integrala. MKE se razvila šezdesetih godina 20. veka, iz potrebe da se reše kompleksni problemi elastičnosti i strukturne analize. Osnovni princip MKE predstavlja diskretizaciju kompleksne regije, kojom se definiše kontinuum, u jednostavne geometrijske oblike - elemente. MKE je počela da se koristi tokom 1960-tih kao generalizacija matičnih metoda strukturne analize. Od tada je MKE postao najčešće korišćena metoda u računskoj mehanici i drugim naučnim i inženjerskim oblastima. Ogromne prednosti MKE počivaju na velikom broju istraživača na ovom polju, neprekidnom razvoju kompjuterske tehnologije, i praktičnim rezultatima u industrijskim i istraživačkim primenama. Razvijen je i u svakodnevnoj upotrebi je veliki broj industrijskih i naučnih softverskih paketa koji se baziraju na MKE. U skorije vreme je MKE, kao alat za kompjutersko modeliranje, postala atraktivnija i u bioinženjeringu i medicini.

Cilj mnogih istraživanja koja su sprovedena koristeći računske metode na polju totalne artroplastike kuka (THA) je bilo poboljšanje ukupne pouzdanosti ortopedskih implanata. Veliko ograničenje u primeni računskih metoda u ortopedskim istraživanjima je nemogućnost uzimanja u obzir varijabilnosti i nesigurnosti važnih parametara sistema, poput opterećenja zgloba, svojstava materijala i anatomije, kao i efekta ove varijabilnosti na odgovor izračunatog modela. Zbog toga će i dalje biti neophodno sprovoditi eksperimentalne studije kako bi se odredila svojstva materijala, strukturni naponi i deformacije. Nažalost, analize konačnih elemenata ne predstavljaju tačne uslove opterećenja unutar ljudskog tela. Nelinearni elementi, poput gustine kostiju ili direkcionalnih razlika u Poasonovom koeficijentu kosti se ne mogu modelirati tokom analize. Takođe, nemoguće je reprodukovati tačan oblik delova u kompjuterskom programu, pošto se veličina i oblik ljudskog skeletalnog sistema neprekidno menjaju. Međutim, sa napretkom tehnologije modeli postaju sve tačniji, i uskoro će predstavljati veoma dobru alatku za modeliranje i projektovanje sve boljih proteza.

### **1.2.2. Primenjene naučne metode u okviru doktorske disertacije**

U doktorskoj disertaciji je, u cilju istraživanja otpornosti na lom karakterističnih metalnih biomaterijala, korišćen veći broj savremenih naučno-istraživačkih metoda, koje su primenjivane shodno tipu problema koji je rešavan.

U skladu sa klasičnim eksperimentalnim procedurama definisanim standardima, u okviru disertacije izvršena su laboratorijska ispitivanja i izvršeno je izračunavanje parametara mehanike loma. Eksperimentalna ispitivanja predstavljena u ovoj disertaciji obuhvatila su analizu nerđajućeg čelika i legura titana kao karakterističnih metalnih materijala za biomedicinske primene. Primenjena metodologija ispitivanja bazirana je na trodimenzionalnom optičkom mernom sistemu, koji je primenjen za analizu strukturnog integriteta i određivanja svojstava materijala. Primenjeni su standardni testovi iz mehanike loma koji su izvedeni na modifikovanim C(T) epruvetama po standardima ASTM International Standard Test for Materials E1820-08 i E399-06. [54][55] Pošto su legure titana



veoma osetljive na zamor usled zarez, izvršen je i test kidanja sa oštrim zarezom. Ponašanje legure Ti-6Al-4V pri zamoru je istraženo pomoću testa po standardu ASTM International Standard Test for Materials E338-03. [56] Eksperimenti su izvedeni u laboratoriji za ispitivanje materijala na Mašinskom fakultetu u Mariboru, Slovenija (Laboratory for Machine Parts and Structures, Faculty of Mechanical Engineering, University of Maribor).

Dalje eksperimentalne analize urađene u okviru disertacije obuhvataju analizu tri tipa iskorišćenih implanta od legure titana, pri čemu se metodologija ispitivanja bazira na modifikaciji postojećih standarda za testiranje biomedicinskih proteza. Uprkos napretku na polju projektovanja i testiranja, i dalje se sreću lomovi stemova kuka. Stoga je cilj izvršenog ispitivanja bio analiza efekta maksimalnih opterećenja koja deluju na implant, a koja se mogu pojaviti *in vivo*. Kako bi se analiziralo mehaničko ponašanje proteze pod fiziološkim opterećenjem, metodologija primenjena u okviru eksperimentalnih ispitivanja tokom izrade disertacije bazirana je na ISO 7206-4 standardu koji se koristi za određivanje otpornosti femoralnih komponenti proteza kuka. [57] Za eksperimentalno testiranje proteza kuka korišćena je mašina za servo-hidraulično dinamičko i statičko testiranje materijala ZWICK ROELL HB250. Za određivanje polja deformacija i pomeranja korišćen je GOM sistem za trodimenzionalno merenje deformacija i softverski paket Aramis. Eksperimenti su izvedeni primenom merne opreme laboratorije za analizu pomeranja i deformacija, a u laboratoriji za ispitivanje mašinskih elemenata i sistema Mašinskog fakulteta u Beogradu.

Imajući u vidu kompleksnost problema analize otpornosti na lom biomaterijala u realnim uslovima, najefikasniju mogućnost daljih istraživanja u okviru disertacije dale su numeričke metode, odnosno metoda konačnih elemenata. Osnovni problem u primeni ove metode na rešavanje problema rasta prsline u biomaterijalu bio je u definisanju uslova pri kojima počinje rast prsline i načina njegove simulacije. U cilju izrade numeričkog proračunskog modela implanta izvršena je digitalizacija postojećih realnih uzoraka veštačkog kuka, koji su skenirani optičkim skenerom Atos na Mašinskom fakultetu u Kragujevcu. Numerički proračuni u okviru disertacije urađeni su primenom softverskih paketa

za proračun i analizu MKE ABAQUS v6.11 i Morfeo/crack for Abaqus. Težilo se izradi što gušće a tačnije mreže, sa vođenjem računa i o procesorskim i memorijskim ograničenjima kompjutera na kojima je proračun sproveden. Metoda konačnih elemenata je odabrana kao metod u ovom istraživanju zato što je pomoću MKE moguće opisati šta se dešava u određenoj strukturi pri opterećenju a da se pri tom istraživanje ne sprovodi *in vivo*, tj. da pacijent nije izložen nikakvim neprijatnim ili bolnim metodama.

## POGLAVLJE 2

### IDENTIFIKACIJA PROBLEMA OTKAZA PROTEZA ZA ZAMENU KUKA

#### 2.1 Sistematski prikaz osobina proteza veštačkog kuka

U okviru disertacije analizira se ponašanje metalnih biomaterijala koji se koriste za izradu delova parcijalnih i totalnih proteza veštačkog kuka, pa je u okviru ovog poglavlja dat prikaz osobina implanata za zamenu kuka, kao i problema koji mogu uticati na inicijaciju oštećenja u materijalu, odnosno dovesti do otkaza proteze.

Totalna zamena kuka je hiruruška procedura kod koje se uklanjaju delovi zgloba kuka i vrši se njihova zamena veštačkim delovima, poznatim kao proteza, prikazana na slici 2.1.



*Slika 2.1. Totalna proteza kuka*



*Slika 2.2. Parcijalna Ostin-Mur proteza*

Ovi implanati se sastoje od stema, koji se uvlači u medularni kanal kosti kako bi se stabilizovala proteza, i artikularnih delova. Dakle, u opštem slučaju se proteza za totalnu zamenu kuka sastoji od femurske i acetabularne komponente,

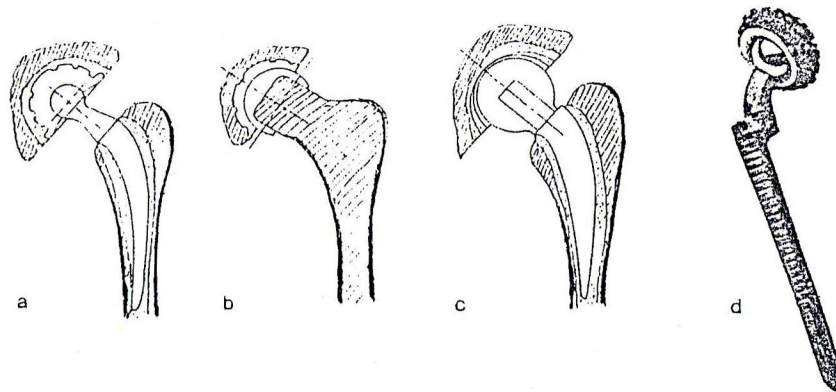
pri čemu se femurska osnova se deli na glavu, vrat i telo. Kod totalne proteze kuka femoralna glava je najčešće izrađena od kobalt-hrom legure, alumine ili cirkonijuma, dok je komponenta stema izrađena od legure titana ili CoCr-legure, a ranije je korišćen 316L nerđajući čelik. [58][38][59][40][60][28] Klizajuće površine se često prave od kobalt-hrom legure i ultravisokomolekularnog polietilena, pošto se ovom kombinacijom postiže svojstvo slično niskom trenju klizajućih površina. Polietilen takođe poseduje umerenu plastičnost, što mu omogućava da se deformiše, i tako kreira pogodnu klizajuću površinu u kontaktu sa kobalt-hrom legurom. [59] [37]

Velika količina kosti i hrskavice koja je otklonjena za vreme operacije čini proceduru postavljanja proteze nepovratnom, tako da su proteze totalne zamene zgloba stalni implantati. Hemiartoplastika predstavlja alternativnu metodu, koju je moguće primeniti kada nije došlo do globalne degeneracije zgloba i kada se vrši rekonstrukcija samo jedne strana zgloba, dok je druga očuvana.[1][16] Jedni od prvih tipova parcijalnih proteza kuka koje su primenjene su Ostin-Mur i Tompson, korišćene za zamenu samo glave i dela vrata butne kosti. Treba napomenuti da se parcijalna proteza po Ostin Mur-u, prikazana na slici 2.2, gotovo isključivo koristi lečenje preloma kuka u našim ortopedskim ustanovama. [1]

Ove proteze su izrađene od jednog komada i definišu se kao monoblok proteze. Međutim, postoje i tipovi biartikularnih protaza, koje obezbeđuju smanjenje habanja acetabuluma, a povećavaju obim mogućih pokreta u kuku.

Hirurško postavljanje totalne proteze kuka se obavlja na sledeći način. Obolela femoralna glava se odseče, a medularni kanal femura se buši i razvrće kako bi se pripremio za stem proteze. Takođe se razvrće hrskavica acetabuluma. Kod cementne metode fiksacije, PMMA koštani cement se priprema od polimera u prahu i tečnog monomera. Kada cement dostigne „testastu“ gustinu, ubacuje se u medularni kanal femura, a potom se postavlja stem. Na sličan način se cementira i acetabularna komponenta. Zatim se proveravaju položaj i artikulacija veštačkog zgloba. [58][59][37][40][39][22] U slučaju kada su oba zgloba zahvaćena uznapredovalim artritismom, operacije se rade bilateralno. Razni tipovi implanata

kuka se mogu podeliti na implante sa kuglom i čašicom, sa duplom čašicom, sa kugličnim ležajem i klinom, i implante sa uvučenom kuglom i ležajem, kao što je prikazano na slici 2.3. Širok dijapazon raspoloživih implanata odražava ograničeno znanje o funkciji zgloba, kao i sposobnosti zgloba da se prilagode na povredu koja nastaje implantacijom.

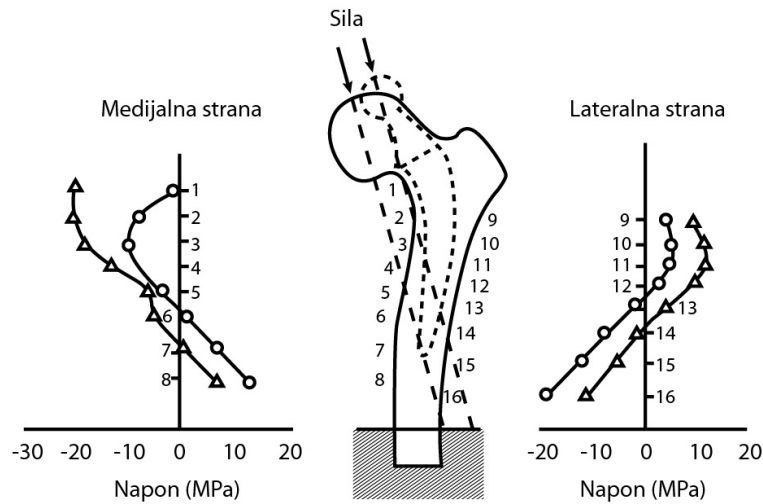


*Slika 2.3. Različiti tipovi totalnih proteza kuka. (a) sa kuglom i čašicom (b) sa duplom čašicom (c) sa kugličnim ležajem i klinom (d) sa uvučenom kuglom i ležajem [2]*

Najveći problem kod zamene zgloba kuka, ali i drugih zglobova, je fiksacija implanata. Ovo je problem iz razloga što implant počiva na šupljikavoj-spongioznoj kosti, koja je znatno slabija od kompaktne-kortikalne kosti, te može biti nedovoljno trabekula za izdržavanje povećanog opterećenja. Takođe, koncentracija napona na implantu u tačkama oštrog kontakta, poput posteromedijalne regije i lateralnog kraja femoralnog stema, izaziva resorpciju već oslabljene kosti. [61]

Cement služi ne samo da inicijalno pričvrsti implant za kost, već i kao apsorber udara, pošto je viskoelastični polimer. Koštani cement takođe pomaže da se opterećenje uniformnije rasporedi preko veće površine i umanjuje koncentraciju napona na kosti zbog prisustva proteze. Međutim, napon unutar kosti u regiji distalnog stema je mnogo veći nego što je normalno. Nasuprot tome, napon unutar kosti u proksimalnoj regiji je smanjen zbog prisustva implanta, kao što je prikazano na slici 2.4. Brojevi pokazuju otklon merača deformacija. Primetno je da nema napona u poziciji 1 (posteromedijalna regija) nakon postavljanja implanta. Ovaj efekat zaštite od napona (eng. stress shielding) izaziva resorpciju

kosti u proksimalnoj regiji zbog smanjenog napona unutar nje, što dovodi ili do popuštanja spoja kost-proteza ili do loma stema.



Slika 2.4. Naponi na površini femoralnog stema pri opterećenju od 4000 N [2]

Kako bi se pojasnio problem proksimalne resorpcije, može se bezbedno povećati opterećenje u proksimalnoj regiji korišćenjem dužeg vratnog dela stema. Međutim, ovakva konfiguracija povećava momenat sile u srednjem delu stema, i pravi preduslov za lom.

I sam cement povremeno kreira probleme, poput monomerskih isparenja koja ometaju sistemske funkcije tela, čime se smanjuje krvni pritisak. Veoma egzotermna polimerizacija može izazvati lokalni porast temperature, koji može dovesti do ćelijske nekroze. Takođe, preparacija intramedularne šupljine pre ubacivanja cementa može blokirati sinusoidne kapilare unutar kosti, što dovodi do nekroze tkiva i masne embolije. [6]

Problemi na spoju cement-proteza se mogu umanjiti ukoliko se proteza presvuče koštanim cementom dok je još u fabrici. Ovakvi implantati su danas i komercijalno raspoloživi. Presvlačenje ne samo što povećava čvrstoću spoja, nego i elimiše eksponiranje površine metala okruženju, smanjuje količinu neophodnog koštanog cementa tokom procedure implantacije, a time i potrebnu količinu

toplote i količinu otpuštenih monomera tokom hirurške procedure. Tehnika presvlačenja se može koristiti za sve ortopedske implante.

Još jedan problem je teškoća uklanjanja i uništavanje tkiva ukoliko se implant mora ukloniti iz bilo kog razloga. Stoga je zamenjivost važan aspekt projektovanja implanta. Danas se on najčešće projektuje tako da je moguće zameniti svaku komponentu bez uklanjanja drugih.

### **2.1.1. Razvoj proteza za zamenu kuka**

Jedne od najranijih proteza su razvijene upravo za zamenu degenerisanih površina zgloba kod osteoartritičnog kuka. Ove proteze su bile napravljene od raznih materijala, a njihov izbor je obično bio na empirijskoj osnovi. Nije bilo naučnih studija koje bi odredile da li materijal odgovara modelu. Stoga su neke od proteza radile sa izvesnim uspehom, dok su druge katastrofalno otkazale.

Najraniji pokušaji da se povrati pokretljivost bolnim i deformisanim zglobovima kuka datiraju iz 1820-tih (Vajt, 1822; Barton, 1827) i centrirani su jednostavno na uklanjanje zahvaćenih femoralnih i acetabularnih kostiju. Ovo je od 1830-1880. evoluiralo u prilično neuspešne pokušaje vraćanja pokretljivosti putem interpozicionih membrana između femoralne glave i acetabuluma, kada su isprobani materijali poput drvenih blokova i životinjskih (npr. svinjskih) mekih tkiva. Smatra se da je tek 1923. godine Marius Smit-Petersen (Smith-Petersen) otpočeo modernu eru totalne zamene zgloba razvojem „kalupne“ artroplastike (slika 2.5). [40][4] Implant je bio napravljen od stakla oblikovanog kao šuplja hemisfera koja se mogla postaviti na glavu zgloba kuka, time praveći novu glatku klizajuću površinu. Iako biokompatibilno, staklo nije moglo da izdrži napone pri hodanju, i brzo je otkazalo. Istorija razvoja totalne artroplastike kuka je naročito povezana sa razvojem biomaterijala, što je jedan od najboljih primera kako se implant, prvi put iskorišćen pre više od sto godina, razvio do visoke uspešnosti prvenstveno zahvaljujući napretcima na polju biomaterijala.

Prvi metal koji je bio otporan na koroziju i omogućavao dovoljnu biokompatibilnost i performanse postao je raspoloživ 1939., a u pitanju je bila legura kobalta nazvana Vitalijum, koji su koristili Venabl, Stak i Bič (slika 2.5). [4] Iako je ovaj novi materijal bio uspešan, pošto je bio veoma čvrst i otporan na koroziju, sama tehnika zamene površine zgloba nije bila adekvatna. Postalo je jasno da nije dolazilo do smanjenja bola u očekivanoj meri, kao i da je pokretljivost kuka ostala ograničena kod mnogih pacijenata. Takođe, kalupna artroplastika nije hirurzima dozvoljavala tretiranje brojnih i raznolikih artritičkih deformiteta kuka.

Modeli projektovani sa kratkim stemovima, su bili podložni visokom naponu smicanja, što je kod pojedinih pacijenata rezultovalo preranim popuštanjem spoja kost-proteza i otkazom. Implanti sa kratkim stemovima su postepeno zamenjeni implantima sa dugim stemovima, koji su omogućavali manju koncentraciju napona. [2][3] Proteze sa dugim stemom su nastavile trend koji su započele proteze sa kratkim stemom, to jest, sve je više sile koja nastaje opterećenjem prebacivano na femur kroz intramedularni stem. Šablon proteza sa dugim stemom je 1940. uveo Bolman (Bohlman) u saradnji sa Ostin T. Murom (Austin T. Moore), kada su uradili implantaciju proteze od Vitalijuma dužine 12 inča (30.48 cm), koja je zamenila femoralnu glavu i imala dugačke potpore koje su se šrafale u spoljašnji deo femoralnog kanala (Moore, 1943). [2][3]

Braća Džudet (Judet) su projektovale protezu od najlona za zamenu femoralne glave. Međutim, pokazalo se da je najlon veoma podložan habanju, i da je unutar kukova izazivao upalnu reakciju na strano telo. Tokom 1950-tih, Mur (Moore) (1952) i Tompson (Thompson) (1954) su razvili proteze kod kojih je nerđajući čelik menjao femoralnu glavu. [35][2] Pošto je menjana samo femoralna glava, dakle samo deo zgloba, ova operacija je nazvana hemiartroplastika.

U početku su ovi implantirani korišćeni bez koštanog cementa. Dokaz uspešnosti modela Tompsonove i Murove proteze je u tome što se i dalje koriste uz samo manje varijacije originala. Uprkos odličnom modelu ovih ranih proteza sa dugim stemom, one su primarno bile uspešne kada su se koristile da zamene obolele femoralne glave, i nisu se dobro ponašale kada je bilo neophodno



acetabularno širenje (razvrtanje). Stoga je ova manjkavost pokrenula razvoj totalne artroplastike kuka.



Slika 2.5. Prikaz istorijskog razvoja proteza za zamenu kuka [4]

Prva totalna artroplastika kuka se pripisuje Filipu Vajlsu 1938., kada je koristio kuglu od nerđajućeg čelika pričvršćenu za femur i nerđajuću acetabularnu oblogu pričvršćenu šrafovimima (Vajls, 1953). Rezultat ovog modela su bili razočaravajući zbog loše otpornosti na koroziju *in vivo* ranih nerđajućih čelika, i velike koncentracije napona na protezama sa kratkim stemom. [4] Adaptaciju ovog modela, koja se pokazala uspešnom, su 1951. napravili Dž. K. Meki (G. K. McKee) i Dž. Votson-Farar (J. Watson-Farrar). Koristili su čašicu od nerđajućeg čelika i

protezu sa dugim (Tompsonovim) stemom, koja je ubrzo imala otkaz zbog loše otpornosti na koroziju nerđajućeg čelika, pa su je zamenili legurom kobalt-hroma, koja je imala veći uspeh. Meki-Farar proteza je brzo evoluirala, i uključila je i potpuno sferičnu femoralnu glavu zasečenu pri vratu, kako bi se smanjio kontakt glave sa obodom acetabularne proteze, i omogućila veća pokretljivost (Meki i Votson-Farar, 1943). [4][2]

Jedno od primarnih pitanja kojima su se bavili rani istraživači je bilo učvršćivanje protetičke komponente za kost. Iako su Murova i Tompsonova proteza pokazale odlične rane rezultate, nisu bile sasvim zadovoljavajuće, pošto je zbog upotrebe dolazilo do popuštanja spoja kost-proteza. Uvođenje otvora za urastanje kosti na površini stema nije proizvelo dovoljnu biološku fiksaciju koja bi zaustavila mikropokretanje proteze. Kako bi se rešio ovaj problem, Džon Čarnli je tokom 1960-tih u upotrebu uveo metil metakrilat, hladnosušeci cement, koji je omogućavao sigurno pričvršćivanje komponenti. [32][40] Drugi problem je bio određivanje najbolje klizajuće površine. Čarnlijeva proteza, kod koje je metalna femoralna glava artikulisala o acetabularnu čašicu od teflona, prevazišla je problem visokog trenja metalne femoralne glave o metalnu acetabularnu kapu kod Meki-Farar proteze. Međutim, preterano habanje komponente od teflona je Čarnlija navelo da isproba polietilen visoke gustine, koji se ispostavio kao veoma zadovoljavajuće rešenje. Sredinom 1970-tih su postale raspoložive dve rane proteze, i to Meki-Farar (1970) i Čarnlijeva proteza (1979), koje su bile namenjene zameni i femoralne glave i acetabularne strane zglobova kuka. [62]

Zamena zglobova je uvela revoluciju u terapiji obolelih ili oštećenih zglobova, omogućavajući oslobađanje od bola i obnavljanje funkcije. Materijali i tehnike zamene koje je otkrio Čarnli su kasnije korišćene i za tretiranje drugih zglobova, poput kolena, laktova i ramena.

### 2.1.2. Savremeni tipovi proteza za zamenu kuka

Prilikom zamene kuka veštačkim zglobom pokretne klizajuće površine (femoralna glava i čašica) se moraju postaviti tako da reprodukuju prirodan pokret unutar zgloba kuka, pa bi oblikovanje implanta za zamenu zgloba trebalo da se zasniva na kinematičkom i dinamičkom prenosu opterećenja karakterističnih za zglob. Potrebno je obezbediti takve karakteristike oblika implanta da podnose opterećenja koja mogu da budu i do osam puta veća od telesne težine. Sigurno pozicioniranje femoralne glave u odnosu na druge komponente zgloba se postiže pomoću stema. Stem kuka se, skoro bez izuzetka, permanentno usađuje u intramedularni kanal femura. Međutim, postavlja se problem preopterećenja mesta dodira implant-kost ili sprečavanja prenošenja opterećenja, koji može da dovede do resorpcije kosti i kao posledica toga do olabavljenja implantata. Smanjenje napona usled savijanja na mestu dodira kosti i proteze se smanjuje pravilnim postavljanjem i ispravnom dužinom vrata femura. Čašica, kao pokretni partner femoralne glave, se za fiksiranje priprema oblikovanjem prirodnog acetabuluma kako bi se prilagodio modelu implanta. Osnovni uslov funkcionisanja klizajućih površina zgloba je da funkcionišu uz minimalno trenje, kako bi se obezbedilo stvaranje najmanje količine otpadnih materijala.

U današnje vreme se specifične prednosti raznih materijala kombinuju u modularne implante. Zahvaljujući podeli funkcija, svaki materijal može biti optimizovan prema specifičnoj funkciji (tabela 2.1). [63][59][60][64][2] Svojstva materijala, oblik i primenjen metod fiksacije implanata određuju karakteristike prenošenja opterećenja u individualnom slučaju.

Primer tipičnih komponenti proteze za zamenu kuka, sa stemom od legure titana, modularnom glavom od legure kobalta (ASTM F-75) koja artikuliše o oblogu od UHMWPE i sa kapicom od legure titana, prikazan je na slici 2.6. Takođe su prikazani keramička glava i tri acetabularne kapice sa raznim površinama za cementnu i bescementnu fiksaciju.

Tabela 2.1. Optimizacija materijala za proteze kuka 47 [65]

Materijal	Cementiran stem kuka	Necementiran stem kuka	Femoralna glava	Kapica / umetak	Školjka od metala
CP titan	-	-	Ns/X*	-	X
Legure titana	Ns	X	Ns/X*	-	X
CoCrMo	X	X	X	M	X
Nerđajući čelik	X	-	X	-	-
Keramika	-	-	X	A	-
Cirkonijum	-	-	X	-	-
UHMWPE	-	-	-	X	-

X u kliničkoj upotrebi

Ns klinički neuspešan

X\* u kliničkoj upotrebi, uz površinsku obradu

M metal-metal artikulacija

A keramika-keramika artikulacija

- nije u kliničkoj upotrebi

CP titan = komercijalno čisti titan



Slika 2.6. Primer tipičnih komponenti kod totalne proteze kuka [4]

U smislu postavljanja i izrade trenutno postoje dve vrste proteza, proteze koje se sastoje od jednog dela, odnosno tip monolitne proteze i proteze koje se sastoje od dva ili više delova, odnosno tip modularne proteze. [40][4] Modularne

komponente se sklapaju tokom same hirurške intervencije, pa omogućavaju podešavanje implanata intraoperativno i tokom budućih hirurških revizija. Ovo je velika prednost, u smislu da se mogu zameniti samo delovi proteze na kojima je došlo do otkaza, primera radi moguće je zameniti pohabanu polietilensku klizajuću površinu novom bez vađenja metalnog dela proteze iz kosti. Međutim, prednost monolitnih komponenti, osim cene je i činjenica da su manje sklone koroziji ili rastavljanju. Na slici 2.7 su prikazani različiti tipovi monolitnih, odnosno blok proteza.



Slika 2.7. Primeri monolitnih (blok) proteza



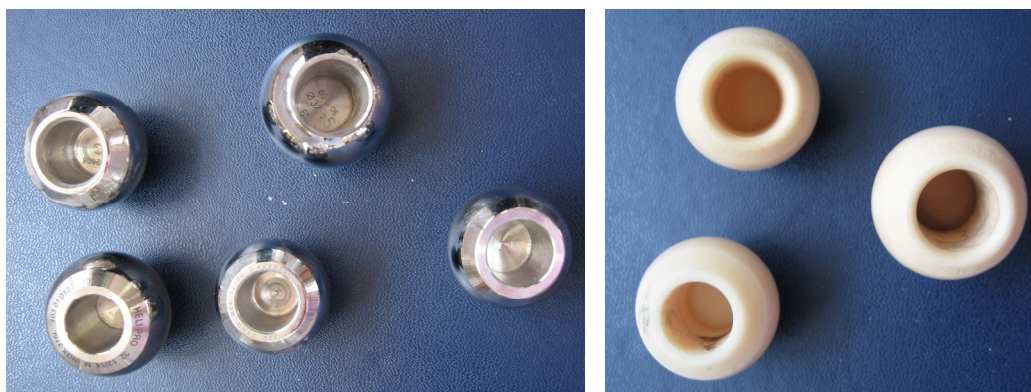
Slika 2.8. Primeri modularnih proteza

U zavisnosti od tipa spoja, modularne proteze su izrađene od legura visoke čvrstoće načinjenim od CoCr, nerđajućeg čelika ili legura titana sa odgovarajućom završnom obradom. Kod modularne proteze kuka moguće je tokom operacije pričvrstiti femoralnu glavu sa različitim dužinama vrata preko konične veze. Danas na tržištu postoji oko 30 različitih tipova ustoličenih i standardizovanih konusa, koji se razlikuju po uglu i prečnicima konusa (ASTM F1636).

Prečnik femoralnih glava varira od 22 do 38 mm. U parcijalnim protezama glava, prečnika do 60 mm, artikuliše direktno o zdravu hrskavicu acetabuluma. U slučaju monolitne acetabularne komponente, ona je napravljena od polietilena

ultra visoke molekularne težine (UHMWPE), a kombinacija metalne školjke i UHMWPE umetka se koristi kod modularne komponente.

Dugo vremena se smatralo da je UHMWPE (ultravisokomolekularni polietilen) za čašice bio klinički dokazan partner metalnim i keramičkim femoralnim glavama. U skorašnje vreme polietilen sve više gubi na reputaciji, pošto je primećeno da su čestice nastale trenjem jedan od glavnih faktora nastanka čestične osteolize („čestična bolest“). [63][66][67] Novi visoko umreženi polietileni su omogućili veću otpornost na habanje u laboratorijskim uslovima testiranja, ali do danas nisu raspoloživi klinički podaci o habanju. U težnji da se naprave klizajuće površine koje su još otpornije na abraziju, ubrzo je započet razvoj klizajućih površina tipa tvrdo na tvrdom, napravljenih od metala ili keramike. U ovim slučajevima su obe artikularne površine napravljene od istog materijala, i ekstremno su otporne na habanje. Količina habanja je 50 do 100 puta manja nego kod konvencionalnih ležajeva od polietilena. Ležajevi od alumine su do sada zabeležili oko 30 godina kliničke primene, a metalni više od 40 godina kliničkih rezultata. Ishodi 10 godina kliničkih kontrola su raspoloživi za drugu generaciju metalnih ležajeva (Metasul), napravljenih od CoCrMo legure. [63][68][69] Na slici 2.9 prikazani su tipovi ležajeva od metala i keramike, različitih prečnika.



*Slika 2.9. Razni tipovi ležajeva od metala i keramike*

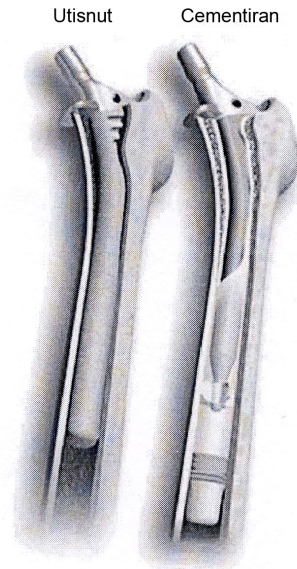
Trenutno se implant za zamenu kuka tipično konstruiše od femoralnog stema, izrađenog od legure titana ili kobalt-hroma i cementiranog polimetilmetakrilatom, PMMA, ili utisnutog na mesto (slika 2.10), povezanog sa

modularnom glavom od legure kobalt-hroma ili keramike, koja se pokreće unutar obloge acetabularne čašice od ultra visoko molekularnog polietilena (UHMWPE) ili keramike, koja se cementira, zašrafljuje ili utiskuje na mesto. [59][40] Uprkos ovom jednostavnom arhetipu artroplastike kuka postoje stotine varijacija koje su na raspolaganju ortopedskim hirurzima, sa vrlo malo apsolutnih preporuka koji tip implanta ili koji implant iz ponude od preko 10 najvećih proizvođača je najbolji za dobro definisana ortopedska obolela stanja. Uopšte uzevši, raspoloživ je dijapazon hrapavosti površine, omotača, geometrija, sastava materijala itd. Međutim, postoje neke opšte preporuke. [60][39][19][70][71] Tipično se implanti kod starijih pacijenata (>80 godina) cementiraju pomoću PMMA koštanog cementa, pošto je šansa za reviziju minimalna u poređenju sa mlađim pacijentima (<60 godina), a uklanjanje koštanog cementa je i tehnički komplikovanije, a može smanjiti i raspoloživost nosive kosti.

#### **2.1.2.1. Metode fiksacije proteza za zamenu kuka**

Trenutno se primenjuju dva klinički dokazana principa za trajnu fiksaciju komponenata proteze, primenom cementa ili poroznim urastanjem, kao što je prikazano na slici 2.10. Osnovni princip koji je potrebno primeniti nezavisno od metode je da implant treba da se pouzdano fiksira za telo što je pre moguće. [40][39][72][73][74]

Kod cementne ugradnje, komponenta proteze se fiksira na koštanu podlogu pomoću koštanog cementa na bazi polimetil-metakrilata (PMMA). Kako bi se ovo uradilo, femur se obrađuje strugovima, a čašica razvrtačima, tako da se potom može postaviti cementni omotač debljine od 1 do 5 mm. Cement, koji se priprema tokom hirurške intervencije, se na koštanu podlogu postavlja pomoću špriceva, nakon što se kost očisti od krvi i medularnog masnog tkiva. Pošto se implant postavlja na još tečan cement, cement se pomera i prodire u šupljikavu strukturu kosti. U optimalnom slučaju ovo omogućava formiranje neprekinutog cementnog omotača koji je dobro učvršćen za kost, i tesno prianja za implant. Cement se stvrdnjava za nekoliko minuta zahvaljujući egzotermnoj reakciji.



*Slika 2.10. Prikaz metoda fiksacije kod proteza kuka [4]*

Drugi metod fiksacije je pomoću biološke fiksacije koja se postiže primenom poroznih površina sa odgovarajućom teksturom koje omogućavaju da kost raste u međuprostore. Nasuprot cementnom postavljanju, direktan kontakt između proteze i kosti nije samo poželjan, već i neophodan. Za ovu primenu se naročito koriste čist titan i titanove legure, zbog svoje dokazane biokompatibilnosti i pozitivnog efekta na osteointegraciju. CoCr proteze sa poroznom površinom su takođe pogodne za bescementno postavljanje.

Mesto za implant se tokom hirurške intervencije priprema tako da proteza ima stabilnu primarnu mehaničku čvrstoću spoja sa kosti putem utiskivanja. Prekomerno relativno pomeranje između kosti i proteze se mora izbeći tokom osteointegracije, tako da kost može rasti oko proteze, i na taj način premostiti šupljine između kosti i površine implanta. Zbog toga se transformacija i rekonstrukcija kosti događa u skladu sa biomehaničkom raspodelom opterećenja. Opisani proces transformacije kosti je spor i traje mesecima, pa čak i godinama. Zbog ovoga se bescementna proteza sme samo delimično opteretiti tokom prvih nekoliko meseci, a puno opterećenje se sme aplicirati tek oko tri meseca nakon hirurške intervencije. Kod implanata sa poroznom površinom koštano tkivo može



da prodre u pore, brazde ili mrežu, i omogućava formiranje intimne veze između metala i kosti.

Osim navedenih metoda, u skorije vreme je u upotrebi i treći metod fiksacije implanata, kada se vrši direktno hemijsko vezivanje implanta i kosti, putem oblaganja implanta kalcijum-hidroksiapatitom koji ima mineralnu strukturu sličnu kosti. Osim toga, nedavno je zapaženo direktno vezivanje biostakla za kost kao i staklo-keramike putem selektivnog rastvaranja površinskog filma, ali se klinička primena se još uvek ispituje. [5][75]

U cilju prilagođenja prenosa opterećenja zahtevima različitih regija kosti koriste se proteze koje kombinuju dva ili više mehanizama fiksacije u različitim regijama implanta. Potrebno je uvideti da svaki mehanizam fiksacije ima sopstveno ponašanje i svoje karakteristike prenosa opterećenja. U zavisnosti od tipa fiksacije, proteze se razlikuju ne samo po materijalu, već i po modelu.

Kod cementnih proteza se preferira zaokrugljen model, bez oštih ivica i štrčećih delova, kako bi se postigla ujednačena debljina cementnog omotača, i da se spreče štetne koncentracije napona u slabom cementnom omotaču.

Kod bescementnih implanata postoji mnogo elemenata geometrije koji omogućavaju primarnu fiksaciju. Ovi elementi se mogu sastojati od oštih ivica, rebara, peraja ili samourezujuće loze. Na stemovima kuka su uglavnom postavljeni proksimalno, dok su na čašicama uglavnom ekvatorijalni. Specijalne površine namenjene obrastanju i urastanju kosti omogućavaju osteointegraciju kosti.

Bescementna implantacija endoproteza je doživela veliku ekspanziju, naročito tokom kasnih 1980-tih. Danas se mlađi pacijenti sa dobrom koštanom podlogom kojima je potrebna zamena zgloba uglavnom tretiraju bescementnim implantima. Zbog veoma dobrih dugoročnih rezultata koji se postižu cementnim sistemima, poslednjih godina se nešto češće ugrađuju, a naročito se na ovaj način tretiraju stariji pacijenti. I cementna i bescementna fiksacija imaju svoje prednosti, i danas se smatraju jednako validnim metodama fiksacije, sa aproksimativno ekvivalentnim ishodom uspeha.

### 2.1.2.2. Cementne proteze veštačkog kuka

Primena metode fiksacija implanata polimetil-metakrilatom, odnosno koštanim cementom, obezbeđuje neposrednu stabilnost, koja omogućava bolesniku da odmah nosi svu svoju težinu na ekstremitetu.

Danas se primenjuju usavršene tehnike cementiranja kao što je pulsna lavaža (ispiranje) medularnog kanala, optimalna hemostaza spongioze i sušenje medularnog kanala kao i umetanje proteze pod pritiskom, što može da rezultira mestom dodira cementa i kosti bez praznog prostora između njih, uz maksimalnu isprepletenost sa spongiozom. [76][77][78][79] Međutim, primenom metode fiksacije cementom može doći do popuštanja na spoju, odnosno na mestu dodira kosti i cementa i cementa sa implantatom, a mehanizam koji poboljšava stabilnost mesta dodira metala i cementa još uvek je predmet ispitivanja. [80][81][82][83][84][85][86][50]



*Slika 2.11. Primeri cementnih proteza*

Na slici 2.11 prikazani su neki tipovi cementnih proteza. Kod cementiranih proteza kuka dugo vremena su se uglavnom koristile proteze izrađene od CoCr i

legura nerđajućeg čelika, koje su već više decenija pokazale relativno uspješne kliničke performanse. [87]

Prva proteza kuka napravljena od legura titana za cementiranu upotrebu su bile monoblok proteze kuka sa ugrađenom glavom, napravljene od kovane Ti-6Al-4V legure. Uvođenjem legura titana su se očekivala poboljšanja u odnosu na CoCr i legure nerđajućeg čelika koje su u to vreme bile u upotrebi, uzevši u obzir da je modul elastičnosti titanovih legura samo polovinu (110 GPa) od modula elastičnosti legura CoCr i nerđajućeg čelika (210 GPa).

Međutim, veliki problem je habanje ove legure, pa je učinjen napor da se poboljša otpornost na habanje materijala od titana apliciranjem odgovarajućih postupaka površinske obrade. Klinički rezultati publikovani početkom 1990-tih su otkrili prisustvo ogrebotina svega nekoliko godina nakon implantacije, a potom i znake habanja femoralne glave od titana, sa progresivnom, veoma izraženom crnom obojenošću okolnog tkiva zbog prisustva čestica nastalih habanjem titana. [63][88][65][89] Ejdžens (Agins) je objavio iskustva sa 9 proteza kuka sa parcijalno popuštenim spojem napravljenih od Ti-6Al-4V, koje su artikulisale naslanjajući se na UHMWPE, čije je prosečno vreme trajanja bilo 3 godine. Tokom revizije je primećeno da je tkivo kapsule pocrnelo, a da su femoralne glave imale razaznatljive ogrebotine. Blek (Black) je 1990. objavio slučaj jednodelne proteze kuka koja je artikulisala naslanjajući se na polietilen, kada je nakon revizije ustanovljeno da su postojale jasno prepoznatljive ogrebotine na glavi, ali nije bilo ničeg neuobičajenog što se ticalo čvrstoće spoja stema. Blek je ukazao da netretirane glave od titana za artikulaciju sa polietilenom predstavljaju rizik i da bi ih trebalo zameniti drugim materijalima, poput CoCr, ili legurama titana sa otvrdnutom površinom.

Takođe je primećeno i rano popuštanje spoja kod modularnih stemova kuka od titana sa Co-Cr kugličnom glavom. Na primer, Tompkins je prijavio incidentnost od 11% radiološki detektovanog popuštanja spoja sa proksimalnim razvezivanjem na spoju implant-cement nakon u proseku pet godina sa modularom Triad protezom (Johnson & Johnson, New Brunswick NJ, USA). Masu (Massoud) je 1997.

naišao na preuranjeno popuštanje spoja kod 76 modularnih Capital proteza (3M Health Care, Leicestershire, UK), nakon trogodišnje kontrole. Dvanaest proteza (16%) se već bilo potpuno odvojilo. On je posumnjao da je ograničena debljina cementnog omotača razlog za otkaz, a i inače je tvrdio da bi cementni omotači za cementirane proteze kuka trebalo da budu deblji, sa minimalnom debljinom zida od 2-3 mm.

Vilert (Willert) je 1996. pisao o fenomenu za koji se do tada mislilo da se ne može pojaviti kod titana. Analizirao je 28 slučajeva Miler (Müller) pravih stemova (Sulzer Orthopedics, Winterhur, Švajcarska) od legure titana kod kojih je primećena masivna korozija pukotina na delu stema. Pacijenti su se žalili na „bol u stanju mirovanja“, koji se razlikovao od bola uzrokovanog popuštanjem spoja kost-proteza. Kod pojedinih revizija su izmerene pH vrednosti čak do 2.4 na površini stema odmah po eksplantaciji. U preparaturi tkiva za histološku analizu su primećene čestice cementa, kontrastni medij za radiografiju, polietilen i čak i produkti korozije titana. Razvezivanje implanta i cementa u kombinaciji sa mehaničkim mikropokretima su mogući uzroci ove korozije. [30]

Međutim, navedeni primeri još jednom potvrđuju važnost posmatranja sistema kao celine. Čak i minorne modifikacije jednog parametra mogu imati detrimentalni efekat na ceo sistem. Na kraju je kombinacija projektovanja, završne obrade, izbora i kombinacije materijala, hirurške tehnike i tehnike cementiranja, ono što određuje dugoročni uspeh cementne proteze kuka.

### **2.1.2.3. Bescementne proteze veštačkog kuka**

Metode fiksiranja implantata urastanjem kosti zahtevaju da pacijent miruje oko 12 nedelja kako bi mogao da nosi svoju celokupnu težinu, pri čemu je potrebno obezbediti prevenciju postoperativnog opterećenja spostvenom težinom tokom navedenog perioda.

Ovaj tip učvršćenja omogućava da se komponente proteze direktno fiksiraju za koštanu podlogu. Komercijalno čist Ti, Ti-legura i kalcijum hidroksiapatit (HAp)

koriste se kao materijali sa poroznim omotačem. Upravo u ovom tipu aplikacije titan pokazuje svoje osobene prednosti. Međutim, tokom prvih postoperativnih nedelja se mora postići mehanički stabilna čvrstoća spoja proteza-kost, kako bi se osigurala permanentna osteointegracija implanta. Sekundarna fiksacija proteze se postiže urastanjem i obrastanjem nove kosti na površini implanta. Potraga za optimalnom površinom, ili njenom strukturom, je bila predmet brojnih eksperimenata na životinjama od sredine 1970-tih, a i dalje je cilj savremenih istraživanja. [48] Na slici 2.12 prikazani su tipovi bescementnih proteza.



*Slika 2.12. Neki tipovi bescementnih proteza sa površinom za stimulisanje osteointegracije*

U principu se razlikuje površina za urastanje i površina za obrastanje kosti. Površine za urastanje kosti karakterišu otvorene porozne strukture, kroz koje kost može da raste u strukturu. Ovaj tip površine je takođe poznat kao „porozni omotač“. Ovakve površine mogu se proizvesti raznim procesima, koji se razlikuju po veličini pora i zapremini poroznosti. Pore moraju biti dovoljno velike da olakšaju urastanje krvnih sudova i dovod osteocita. Studije raznih autora su pokazale da su najbolje veličine pora od 100-400  $\mu\text{m}$  i zapremine poroznosti od 30-50%. Mikropokretanja do 30  $\mu\text{m}$  između implanta i koštanog tkiva ne ometaju

urastanje kosti. Međutim, veća relativna pomeranja, do 150  $\mu\text{m}$ , dovode do formiranja fibroznog tkiva između kosti i implanta, i stoga do slabijeg spoja između kosti i površine stema. [90][91][92]

U zavisnosti od željene vrste fiksacije sa kosti, i parcijalna osteointegracija se može smatrati celishodnom. U ovakvim slučajevima se model deli u funkcionalne zone, i optimizuje se u skladu sa funkcijom. Za proksimalno fiksiran stem proteze kuka, rešenje može iziskivati da se stem proksimalno opremi strukturisanom površinom titana. Različiti, i u pojedinim slučajevima, ekvivalentni procesi su raspoloživi za strukturu površine. Može se napraviti i omotač od hidroksiapatita, kako bi se olakšala rapidna osteointegracija. Distalna oblast stema se može uglačati kako bi se izbeglo smanjenje proksimalnog prenosa opterećenja putem osteointegracije. Ovo glačanje će sprečiti osteointegraciju, a time i prenos opterećenja na distalnom delu.

Cementne endoproteze kuka spadaju u najduže raspoložive kliničke procedure u endoprotetici kuka. Dugovečnost cementnih endoproteza kuka se može koristiti kao uporedni standard za bescementne endoproteze kuka. Činjenica je da su obe tehnike pričvršćavanja čvrsto prisutne na tržištu, i pokazuju dobre do vrlo dobre kliničke rezultate.

## **2.2 Biomaterijali koji se koriste pri izradi proteza veštačkog kuka**

### **2.2.1. Polimeri**

Polimeri se u ortopediji najčešće koriste za artikularne klizajuće površine pri zameni zglobova i kao materijal za interpoziciono cementiranje između implanta i kosti (slika 2.10). Polimeri koji se koriste za artikularne površine moraju imati nizak koeficijent trenja i nizak nivo habanja prilikom kontakta sa drugom površinom, koja je obično izrađena od metala. Džon Čarnli je u početku koristio Teflon (PTFE) za acetabularnu komponentu svoje totalne artroplastike

kuka (slika 2.5). Međutim, ubrzano puzanje i loša otpornost na koroziju materijala koji je koristio su uzrokovali otkaz *in vivo*, što je za posledicu imalo zamenu njegovim konačnim izborom, ultravisokomolekularnim polietilenom (UHMWPE). [93][94]

Polimeri koji se koriste za fiksiranje kao strukturni međuspoj između komponente implanta i koštanog tkiva moraju imati odgovarajuće mehaničke osobine polimera koji se može izliti u određen oblik i osušiti *in vivo*. [93][94][4][2]

Jedan od najčešće korišćenih polimera koji se danas koriste u ortopediji je visoko ukršteni ultravisokomolekularni polietilen, koji se tipično koristi u totalnoj artroplastici kuka kao klizajuća površina projektovana da omogući klizajuću artikulaciju uz nisko trenje. Polietilen je komercijalno raspoloživ u tri varijante: niske gustine, visoke gustine, i UHMWPE. Gušće pakovanje linearnih lanaca u UHMWPE omogućava bolje mehaničke osobine koje su neophodne za ortopedsku upotrebu, iako su smanjene i duktilnost i otpornost na lom. U totalnoj artroplastici kuka tipično acetabularna čašica od UHMWPE artikuliše o femoralnu glavu od kobalt-hrom legure. [69][2][3]

Testovi na habanje su pokazali da se otpornost na habanje UHMWPE povećava ukrštanjem iradijacijom gama zracima pri 2.5 – 5.0 Mrad i manje, što je pokazano simuliranim studijama. Ovo, međutim, može negativno uticati na zateznu čvrstoću (McKellop *et al.*, 2000). Stoga se mora obratiti pažnja kako bi se minimizovali negativni oksidativni efekti uz očuvanje dobre otpornosti na habanje.

### **2.2.2. Keramike**

Poslednjih godina keramika i staklokeramika igraju sve značajniju ulogu u izradi implanata. Iako se u Evropi koriste preko četvrt veka, FDA je tek 2003. odobrila da se prvi implant kuka sa klizajućom površinom tipa keramika-keramika koristi u procedurama zamene kuka u SAD. Primarni razlog za uvođenje ove alternativne klizajuće površine je superiorna otpornost na habanje keramike u poređenju sa metal-metal ili metal-polimer klizajućim površinama. Ove i druge

unapređene osobine, kao što je otpornost na dalju oksidaciju (što rezultuje inertnošću unutar tela), visokom čvrstoćom i niskim trenjem, iziskuju upotrebu pune gustine i kontrolisane, male i uniformne veličine zrna (obično manje od  $5\mu\text{m}$ ) keramičkih materijala. [68][2][3][5] Mala veličina zrna i puna gustina su bitne jer su dva osnovna parametra koji kontrolišu mehaničke osobine keramike. Šupljine unutar tela keramike povećavaju napon i degradiraju mehaničke osobine. Veličina zrna kontroliše magnitudu unutrašnjih napona koje stvara termalna kontrakcija tokom hlađenja. U keramici su takvi naponi od termalnih kontrakcija kritični jer ne može doći do plastične deformacije, kao u slučaju duktilnih materijala.

Keramika od alumine ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) i cirkonijuma ( $\text{ZrO}_2$ ) se koristi u ortopediji zamene kuka od 1970-tih. Prvi keramički spoj (alumina/alumina) je 1970. implantirao Pjer Buten (Pierre Boutin). Od početka je teorijska prednost tvrde articularne površine na tvrdoj površini bilo nisko habanje. Zbog jonskih veza i hemijske stabilnosti keramika je takođe i relativno biokompatibilna. Inicijalni problemi oko otpornosti na lom i habanja su rešeni smanjenjem veličine zrna, povećanjem čistoće, smanjenjem poroznosti i poboljšanjem tehnologije proizvodnje (npr. vrućim izostatičkim presovanjem). Rani otkazi ovog spoja su bili uzrokovani i greškama u materijalu, ali i hirurškim greškama. Veoma nisko habanje, u kombinaciji sa stalno opadajućim brojem lomova (smatra se da se sada lom dešava 1/2000 tokom deset godina), doveli su do rastuće popularnosti klizajućih površina tipa keramika-keramika. [68][64][95]

Bilo je pokušaja da se iskoristi osteofilna površina izvesnih keramika i staklokeramika. Ovi materijali predstavljaju međuspoj takve biološke kompatibilnosti sa osteoblastima da te ćelije polažu kost direktno uz materijal u nekoj vrsti direktne hemiofizičke veze. Staklokeramike specijalnog sastava, nazvane biostakla (eng. bioglasses), se koriste za implante u ortopediji. [75] Predloženi model za hemijsku vezu koja se formira između stakla i kosti je da staklo trpi kontrolisanu degradaciju površine, što proizvodi sloj bogat  $\text{SiO}$ ,  $\text{Ca}$  i  $\text{P}$  na mestu dodira. Inače amorfan, sloj bogat  $\text{Ca}$  i  $\text{P}$  kristalizuje kao mešani hidroksikarbonat apatit strukturalno integrisan sa kolagenom, koji omogućava dalje vezivanje sa novoformiranim mineralizovanim tkivima. Takođe postoje i



potpuno različita neorganska jedinjenja za koja se pokazalo da su osteofilna. Između ostalih, ona uključuju OHAp, koji je oblik prirodnog neorganskog jedinjenja unutar kalcifikovanih tkiva, i kalcita,  $\text{CaCO}_3$ , i njegovog Mg analoga, dolomita. U ortopediji i stomatologiji je najčešću primenu našao OHAp. Koristi se kao oplata za metalne proteze u ortopediji, a u gustoj, partikulatnoj formi u stomatologiji. Elastične osobine OHAp i staklokeramike kao oplata na metalnim stemovima proteza kuka omogućavaju još jedan metod fiksiranja, umesto korišćenja PMMA. U ovom slučaju se fiksiranje odvija direktnim vezivanjem kosti za površinu oplata.

### 2.2.3. Metali

Pošto je glavna funkcija dugih kostiju donjeg dela tela podnošenje opterećenja, bilo je razumno očekivati da će inicijalni materijali uvedeni za zamenu zglobova, poput veštačkih kukova, biti metali. I nerđajući čelik, kao što je 316L, i Co-Cr legure su rano odabrani kao pogodni materijali, zbog svoje relativno dobre otpornosti na koroziju i razumno dugačkog radnog veka tokom opterećenja unutar ljudskog tela. Naravno, njihova otpornost, tvrdoća i čvrstoća znatno premašuju koštane parametre. Metali ostaju centralna komponenta materijala u savremenoj totalnoj artroplastici kuka. Metali poseduju odgovarajuće osobine materijala, kao što su velika tvrdoća, duktilnost, otpornost na lom, čvrstoća, otpornost na koroziju, mogućnost oblikovanja i biokompatibilnost, neophodne za podnošenje opterećenja prilikom fiksiranja fraktura parcijalne i totalne artroplastike zglobova. Legure za implante su isprva razvijane za pomorske i avijacione primene, gde su od najvišeg značaja mehaničke osobine, kao što su velika čvrstoća i otpornost na koroziju. Postoje tri glavne legure metala koje se koriste u ortopediji, a naročito u protezama zamene zglobova: (1) legure na bazi titana, (2) legure na bazi kobalta, i (3) legure nerđajućeg čelika. [4][2][65][5] Specifične razlike u otpornosti, duktilnosti i čvrstoći obično određuju koja će od ove tri legure biti korišćena za određenu primenu ili komponentu implanta. Ipak je visoka čvrstoća sve tri legure, više od bilo čega drugog, doprinela njihovoj širokoj upotrebi kao materijala za implante koji podnose opterećenje.

## 2.3 Identifikacija problema otkaza kod proteza veštačkog kuka

### 2.3.1. Kliničke performanse

„Kvalitet“ proteze zgloba zavisi od kliničkih faktora poput medicinskih komplikacija koje može pretrpeti pacijent, prisustva rezidualnog bola, ograničenja pokretljivosti, i popuštanja spoja komponenti. Iako precizne veze nisu uvek očigledne, kvalitet se u osnovi određuje pomoću faktora projektovanja proteze (materijala, oblika proteze, načina fiksacije i upotrebljenih hirurških instrumenata), hirurških faktora (veštine i iskustva hirurga, uključujući i odabir pacijenta i proteze, kao i davanje uputstava pacijentu), i faktora pacijenta (mehaničkog kvaliteta kosti, ukupnog zdravstvenog stanja, starosne dobi, telesne težine, i nivoa fizičke aktivnosti).

Najčešća komplikacija je dugoročno popuštanje spoja povezano sa infekcijom, koje se obično naziva aseptičko ili mehaničko popuštanje spoja. Aseptičko popuštanje je postepen proces pri kome se gubi mehanički integritet spoja implant-kost i formira se fibrozno tkivo između ove dve površine. [96][97][98][99][100] Tokom vremena se javlja postepeno povećanje debljine ovog tkiva. Ovo kod pacijenta rezultuje pojavom bola i funkcionalnih problema, pa je aseptičko popuštanje ograničavajući faktor za funkcionalni životni vek zglobnih rekonstrukcija.

Tačan mehanizam aseptičkog popuštanja cementnog implanta kuka nije do kraja utvrđen, ali je poznato da učestvuje nekoliko faktora. Neki od njih utiču na biološke procese direktno na spoju cement-kost. Čestice nastale trenjem kao posledicom artikulacije čašica-glava mogu migrirati u spoj cement-kost. One izazivaju reakcije ćelija makrofaga, koje uzrokuju resorpciju kosti. Kao posledica toga se formira sloj fibroznog tkiva između cementa i kosti, smanjujući integritet fiksacije. Ciklično opterećenje zgloba kuka kreira relativno pokretanje između kosti i cementa, za koje se zna da izaziva dalju resorpciju kosti i popuštanje spoja kost-proteza. Sličan rezultat se može dobiti u ranom stepenu putem resorpcije

kosti na spoju nakon nekroze kosti koja može biti izazvana procedurom mehaničkog struganja tokom operacije, termalnim oštećenjem od toplote polimerizacije akrilnog cementa, ili ćelijsko toksičnim efektima rezidualnog monomera u cementu. [97][101][31]

Druga kategorija uzročnika aseptičkog popuštanja ima mehaničko poreklo. Opterećenje zgloba kuka je relativno veliko i često, do milion ciklusa godišnje. Ovo može izazvati otkaz usled zamora komponenti i spojeva proteze kuka. Zamornim procesima su naročito podložni metalni biomaterijali, kao i akrilni cement i njegovi spojevi sa kosti i komponentama implanta. Mehanički procesi indirektno utiču i na biološke procese u kosti. Kost reaguje na hronično preopterećenje formiranjem nove kosti, a na podopterećenje resorpcijom, koja se naziva adaptivnim koštanim remodeliranjem usled deformacije. Na ovaj način se morfologija kosti i integritet fiksacije mogu postepeno menjati tokom vremena. Ovo takođe utiče na napone unutar materijala i njihovu čvrstoću.

Dugoročne studije pregleda na velikim grupama pacijenata su pokazale da je prosečan životni vek cementne proteze negde između 10 i 20 godina. Iako su individualne varijacije velike, prosek grupe pacijenata veoma zavisi od modela proteze i od srednje starosti populacije pacijenata u vreme operacije. Kod mlađih pacijenata je očekivani životni vek proteza značajno kraći, verovatno kao rezultat većeg nivoa fizičkih aktivnosti, bržeg metabolizma i biološkog procesa remodeliranja. [102][19][43][71][95]

Problemi povezani sa bescementnim protezama se vezuju za tri uzroka. Prvi se tiče stabilnosti fiksacionog spoja. Fiksacija počiva na dobrom mehaničkom prijanjanju, pošto se ne koristi cement da bi se popunile šupljine između proteze i kosti. Stoga su dimenzije i oblik protetske komponente u odnosu na kost važnije nego kod cementnih proteza. Povrh toga, neophodne su preciznije tehnike pripreme kosti. Problem dobrog postavljanja nije rešen za savremene raspoložive modele proteza. Zbog ovoga je inicijalna postoperativna fiksacija, ili inicijalna stabilnost, daleko od idealne. Pacijenti tako mogu patiti, često privremeno, od rezidualnog postoperativnog bola u sredini butine uzrokovanog relativnim

pokretanjem implanta prilikom opterećenja. Ovo relativno pokretanje može sprečiti urastanje kosti ili osteointegraciju implanta, što utiče na dugoročnu stabilnost implanta. Neadekvatno postavljanje implanta proizvodi šupljine na spoju implant-kost, što otvara put migrirajućim česticama nastalim habanjem, čime se na duge staze pospešuje popuštanje spoja.

Drugo, fenomen adaptivnog koštanog remodeliranja usled deformacije naročito utiče na dugoročno postoperativno ponašanje bescementnih proteza. Uzrok ovoga je to što su ovi implantati obično relativno kruti, što na prostiranje deformacija unutar kosti drastičnije utiče nego što je to slučaj kod cementnih proteza. Ovaj efekat može biti i dodatno povećan krutim spojem formiranim urastanjem kosti ili osteointegracijom. Kada se ovo desi, pojedine oblasti okolne kosti postaju podopterećene, odnosno dolazi do pojave poznate kao zaštita od napona, što uzrokuje resorpciju kosti. Nije poznato do koje mere ovaj mehanizam utiče na dugoročne kliničke rezultate. Međutim, svakako je sigurno da će preveliki gubitak kosti na kraju uzrokovati mehanički otkaz strukture implant-kost. Takođe, oslabljena kost može kreirati nepovoljnu situaciju za revizionu hirurgiju.

Treće, proteze koje su čvrsto fiksirane urastanjem kosti ili osteointegracijom su veoma teške za uklanjanje, ukoliko se za to ukaže potreba. Stoga nije sigurno da je jednostavnija revizija otkazalih cementnih u odnosu na bescementne proteze. Ovo se često navodi kao prednost bescementnog tipa.

Kako bi se procenio kvalitet proteze kuka u smislu potencijala za dugotrajnost, računaju se procenti uspešnosti za seriju pacijenata. Primera radi, švedska ortopedska zajednica je razvila jedinstveni informacioni sistem, Švedski Registar (Swedish Register), za posmatranje dugoročnih rezultata zamene zglobova. [103][36] U ovom sistemu se skladište podaci o svakoj proceduri, uključujući informacije o pacijentu, hirurgiji i implantu. Na ovaj način se mogu dobiti objektivni podaci, u kojima se korelišu faktori implanta, pacijenta i hirurške procedure sa dugotrajnošću proteze, sa visokim statističkim značajem.

Poslednjih godina su razvijene metode koji omogućavaju mnogo preciznije određivanje ponašanja proteze, i stoga i ranije otkrivanje problema. Pokazano je da

aseptičkom popuštanju komponenata proteze gotovo uvek prethodi migracija. Rentgenska stereofotogrametrijska analiza (RSA) omogućava detekciju ovih migracija sa tačnošću od oko 100  $\mu\text{m}$ . Korišćenje ove metode omogućava dobru predikciju budućeg popuštanja proteze, čak i 6 meseci nakon operacije. Dual-energy X-ray apsorpcijometrija (DEXA) je nova metoda merenja koštane mase *in vivo*, sa tačnošću od oko 5%. [104][105] Ova metoda može biti korišćena za detekciju gubitka kosti oko proteze i za predikciju budućih problema, kao i za procenu efektivnosti određene proteze u pogledu potencijala za očuvanje kosti. Na kraju, analiza koračanja tokom ciklusa hodanja (GaitRite sistemi) je još jedna metoda za objektivno merenje kvaliteta THR i ranu detekciju problema. [106][107][108]

### **2.3.2. Biomehanički problemi**

#### **2.3.2.1. Habanje ortopedskih biomaterijala**

Stvaranje čestica nastalih habanjem, i posledična reakcija tkiva na takve čestice imaju centralnu ulogu u dugotrajnosti proteza zglobova. Zapravo, danas se smatra da su ove čestice primarni faktor koji utiče na dugoročne performanse proteza zglobova kuka, kao i primarni uzrok degradacije ortopedskih biomaterijala (na osnovu gubitka ukupne mase ili zapremine implanta). Čestice nastale habanjem, trenjem ili fragmentacijom indukuju formiranje inflamatorne reakcije, koja se u određenom trenutku promovira u odgovor granulacionog tkiva na strano telo, koje može napasti i spoj kost-implant. [66][67][109][31] Ovo često rezultuje progresivnim lokalnim gubitkom kosti, koje ugrožava i cementirane i necementirane implante (Jakobs *et al.*, 1994b; Jakobs, 1995; Jakobs *et al.*, 2001). Veoma izraženo popuštanje spoja totalne proteze kuka sa kosti, uzorokovano masivnim prisustvom čestica nastalih habanjem, koje se može videti unutar okolnog pigmentisanog tkiva prikazano je na slici 2.13. Nastao je primetno veliki zazor između proteze i noseće kosti.



*Slika 2.13. Popuštanje spoja totalne proteze kuka uzorokovano habanjem [3]*

Habanje se uvek dešava prilikom artikulacije veštačkih zglobova, kao rezultat mešanog načina podmazivanja. Od početka endoprotetike su postojali pokušaji da se smanji ovo habanje putem raznih kombinacija materijala i površinske obrade. Kod pacijenata kojima je ugrađena polietilenska čašica moguće je utvrditi stepen habanja pomoću rentgenskih snimaka. Sa druge strane, ova procedura zahteva visok nivo standardizacije radiografskih procedura i evaluacionih tehnika. Izvađene čašice kuka se, na primer, mogu precizno izmeriti mašinama za koordinatno merenje (CMM – Coordinate measuring machines). Tako je moguće izračunati habanje u odnosu na neupotrebljenu čašicu, u pogledu linearne penetracije glave u mm po godini, ili volumetrijskom habanju u mm<sup>3</sup> po godini. Kod kliničkih podataka o habanju na čitavoj populaciji pacijenata se primećuju značajne varijacije.

U tabeli 2.2 su prikazani tipični podaci o habanju kod raznih kombinacija materijala. Kod ležajeva od polietilena se haba samo ovaj materijal. U metal-metal i keramika-keramika ležajevima se habaju obe komponente. [63][69][110][111][112][64][113]

*Tabela 2.2. Klinički podaci o habanju kod totalne proteze kuka [65]*

Femoralna glava	Čašica	Linearno habanje	Dimenzije	Godišnja količina habanja
-----------------	--------	------------------	-----------	---------------------------

		[ $\mu\text{m}/\text{god}$ ]	čestica [ $\mu\text{m}$ ]	[ $\text{mm}^3/\text{god}$ ]
Metal	Polietilen	100 – 300	0.2 – 2	20 – 80
Keramika	Polietilen	50 – 150	0.2 – 2	7 – 30
Keamika	Keramika	2 – 5 <sup>a</sup>	0.5 – 2	< 1
Metal (CoCr)	Metal (CoCr)	2 – 5 <sup>a</sup>	0.1 – 2	< 1

<sup>a</sup> habanje po komponenti

### 2.3.2.2. Korozijska ortopedijskih biomaterijala

Elektrohemijska korozijska se, do izvesne mere, dešava na svim metalnim površinama, uključujući implante. Ovo je nepoželjno iz dva glavna razloga: (1) degradativni proces može umanjiti strukturalni integritet implanta, i (2) oslobađanje produkata degradacije je potencijalno toksično po organizam. [30][2][3] Do degradacije metalnih biomaterijala može doći zbog fenomena elektrohemijskog rastvaranja ili trenja, ali se najčešće događa zbog sinergijske kombinacije ova dva uzroka. Elektrohemijski procesi uključuju generalizovanu korozijsku koja podjednako zahvata celu površinu, i lokalizovanu korozijsku koja zahvata ili oblasti implanta koji su relativno zaštićeni od okolne sredine (korozijska u žlebovima), ili naizgled slučajna mesta na površini (tačkasta korozijska). Takođe, ovi elektrohemijski i drugi mehanički procesi interaguju, potencijalno uzrokujući prerani strukturalni otkaz i/ili ubrzano oslobađanje metala (npr. lom zbog korozijske usled napona, zamor usled korozijske, kao i kontaktna korozijska; Braun i Merit, 1981; Kuk *et al.*, 1983; Bandi *et al.*, 1991; Braun *et al.*, 1992; Koler *et al.*, 1992b; Gilbert i Jakobs, 1997).

### 2.3.2.3. Adaptivno koštano remodeliranje

Kao što je već pomenuto, jedan od hroničnih odgovora na ortopedski implant je adaptivno koštano remodeliranje. Uopšte uzevši, termin „adaptivno koštano remodeliranje“ označava promene u koštanoj masi i geometriji uzrokovane promenom mehaničkog okruženja kosti. [114][115][50] Prisustvo implanta menja mehaničko okruženje kosti i u mnogim područjima umanjuje

opterećenje koje trpi noseća kost. Ovaj fenomen se naziva „zaštita od napona“ (eng. stress shielding) i smatra se važnim uzrokom gubitka periprotetične kosti.

Stepen pojave zaštite od napona stoji u zavisnosti od relativne krutosti implanta i nosećeg skeleta. Ovaj odnos zavisi od geometrije i svojstava materijala i implanta i noseće kosti, i relativne pozicije implanta unutar kosti. Treba primetiti da implantati većeg prečnika izazivaju veći stepen zaštite od napona nego implantati manjeg prečnika. Stoga bi, sa striktno mehaničke tačke gledišta, najbolja metoda zaštite od dugoročnog gubitka kosti u proksimalnom femuru nakon parcijalne i totalne artroplastike kuka bila redukcija pojave zaštite od napona redukcijom krutosti implanta.

#### **2.3.2.4. Osteoliza**

Pokretanje veštačkog zgloba kuka proizvodi milijarde mikroskopskih čestica koje se otkidaju tokom veštačke artikulacije. Ove čestice se skladište u tkivima kapsule zgloba, i mogu dovesti do neželjenog lokalnog odgovora na strano telo. Histociti vrše fagocitozu, „jedu“ oslobođene čestice i formiraju granulome. Na graničnom sloju između implanta i kosti oni ometaju transformacioni proces kosti i dovode do osteolize. [116][100] Oblasti zahvaćene osteolizom se na rentgenskom snimku obično vide kao tamnije, ovalne do izdužene oblasti koje predstavljaju oslabljeno tkivo na spoju. Osteoliza sa progresivnom resorpcijom kosti dovodi do nestabilnosti proteze. Razgradnja cementa metalnom abrazijom kod cementnih proteza sa popuštenim spojem takođe može dovesti do proizvodnje čestica nastalih habanjem. Razvoj osteolize je samo delom pitanje materijala na kome se vrši abrazija – on zavisi od dimenzija i oslobođene količine čestica u jedinici vremena.

Osteolizu karakteriše destrukcija kosti, koja se vidi konvencionalnom radiografijom, kao što je prikazano na slici 2.14. Može se javiti kao fokalni proces, ili biti šire rasprostranjena. Osteoliza ima mnogo etiologija, uključujući primarne i metastatičke koštane tumore, infekcije, reumatološke bolesti i metaboličke



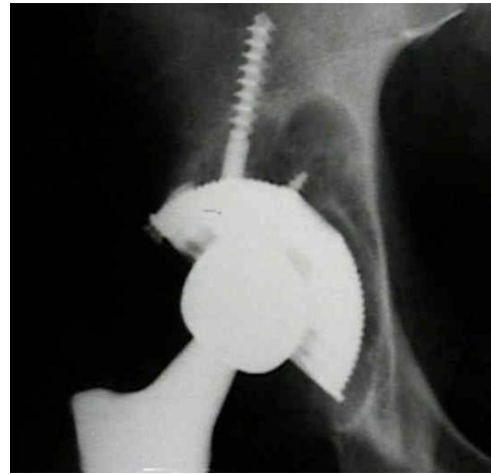
abnormalnosti, poput hiperparatireoidizma. Kod proteza zglobova se razlikuju dva tipa osteolize.

Prvi je linearni tip, koji se povezuje sa sporo progresivnim, tankim radiolucenim linijama ~ 2 mm debljine oko proteze sa popuštenim spojem. Tokom radiografske procene stabilnosti totalne proteze zgloba se traga za ovim linijama. Problematičnije radiolucencije povezane sa osteolizom su one koje su povezane sa progresivnim formiranjem mehurova i šupljina u telu periprotetične kosti. Ove radiolucetne oblasti mogu počinjati da se formiraju od proteze nadalje, erodirajući i šupljikavu i kortikalnu kost, i u nekim slučajevima može doći do patološke frakture. Ove osteolitičke oblasti se povezuju sa svim vrstama proteza zglobova, ali su naročito česte oko proteza kuka i kolena. Klinička i osnovna istraživanja sugerišu da čestice nastale habanjem i njihovi nusproizvodi igraju značajnu ulogu u etiologiji periprotetične osteolize. Većina čestica ima prečnik manji od 5  $\mu\text{m}$  i može biti podvrgnuta fagocitozi putem makrofaga.

Čestice raznih sastava su povezane sa etiologijom i patogeneom osteolize oko totalnih proteza zglobova. Istraživanja su istakla naročiti značaj čestica polietilena, pošto se gotovo uniformno koristi u svim protezama zglobova, a te čestice se u najobilnijim količinama nalaze u periprotetičnim tkivima. Makrofagi su ključne ćelije u događajima povezanim sa periprotetičnom osteolizom. Izgleda da se osteoliza pojavljuje kao rezultat povećane lokalne sinteze faktora koštane resorpcije od strane aktiviranih makrofaga. Kroz ćelijske i biohemijske mehanizme signalizacije, fagocitne čestice stimulišu povećanu akumulaciju i umnožavanje makrofaga, kao i sintezu faktora koštane resorpcije.



(a)



(b)

*Slika 2.14. Radiogrami na kojima se vidi prisustvo osteolize (a) Femoralna osteoliza (b) Acetabularna osteoliza [6] [34]*

Drugi tip osteolize nastaje usled čestica metala nastalih habanjem, do kojeg dolazi usled upotrebe metal-metal klizajućih površina. [109]

## **2.4 Osiguranje integriteta proteza za zamenu kuka**

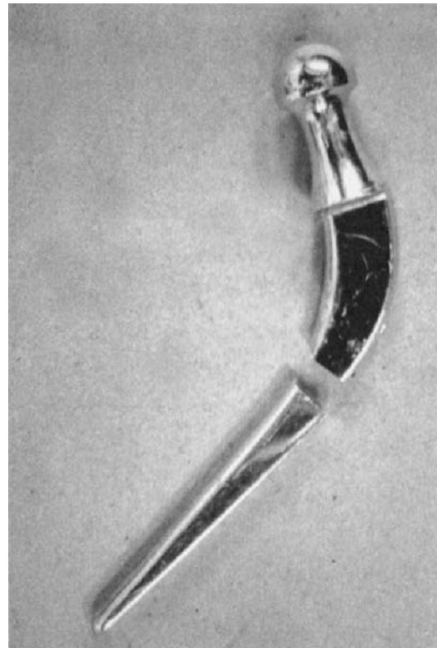
### **2.4.1. Aktuelni problemi kod osiguranja integriteta proteza za zamenu kuka**

Koristeći legure metala, visokokvalitetnu plastiku i polimerne materijale, ortopedski hirurzi mogu da rekonstruišu prelome kuka, ili zamene bolni, disfunkcionalni zglob visokofunkcionalnom dugotrajnom protezom. Međutim, najveći broj implanata traje svega 10-15 godina. Jedan od najčešćih problema i za pacijente i za lekare je otkaz implanta. [117][92][118][119][91][120][90][121][122] Dugoročno posmatrano, popuštanje spoja kost-implant je glavni uzrok otkaza. Povremeno dolazi i do iščašenja ili iskrivljenja implanta, kao što je

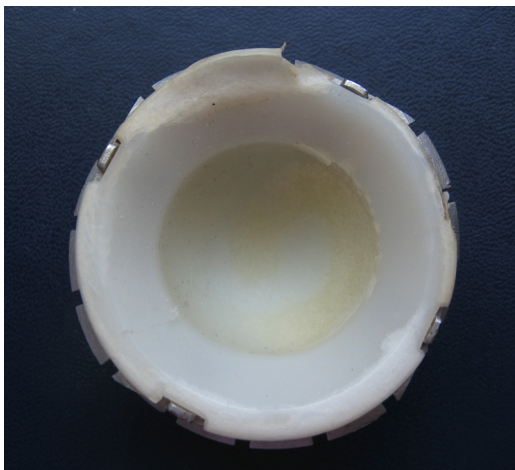
prikazano na slici 2.15. [73][123] Vrlo često dolazi do habanja kod svih tipova proteza zglobova, primera radi habanja metalnih ili polimernih materijala prikazano na slici 2.17. [124][125][63][68][66][109][113] Sem ovih problema, otkaz može imati uzrok i u lomu keramike ili metala ili od kojih su izrađene komponente proteze zgloba, slika 2.16. [111][102][126][110]



Slika 2.15. Iščašenje totalne proteze kuka [3]



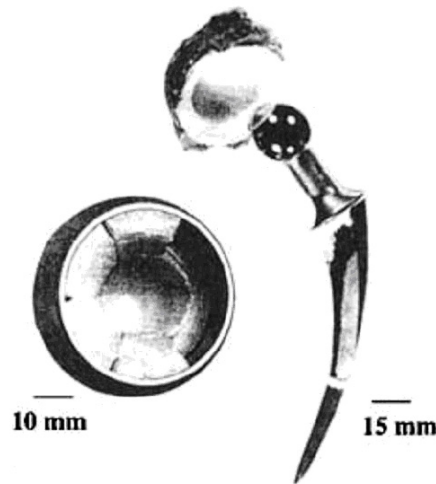
Slika 2.16. Lom femoralnog stema [3]



Slika 2.17. Primeri pohabanih čašica od ultravisokomolekularnog polietilena

Lom usled zamora i habanje su identifikovani kao jedni od glavnih problema povezanih sa popuštanjem spoja kost-proteza, zaštitom od napona, i konačnim

otkazom implanta. [127][90][91][125][124] Na slici 2.18 su dati primeri loma proteza kuka usled zamora. [109] Može se videti da interakcija zamora i habanja igra značajnu ulogu u otkazu ovih medicinskih naprava. Na primer, acetabularna čašica od ultravisokomolekularnog polietilena (UHMWPE) je tako pohabana da je doživela krt lom. Do ovoga je došlo uprkos relativno visokoj inicijalnoj otpornosti na lom, reda veličine  $2 \text{ MPa m}^{1/2}$ . Na femoralnom stemu proteze izrađenom od livenog kobalt-hroma došlo je do loma usled zamora.



*Slika 2.18. Primer otkaza proteze kuka usled zamora [3]*

Lom femoralne komponente je retka, ali dobro dokumentovana komplikacija nakon postavljanja proteze kuka. Većina fraktura stema se dogodila na trećini implanta, gde popuštanje proksimalnog stema i fiksacija čvrstog distalnog stema rezultuju savijanjem grede i otkazom usled zamora. [126][118][125][124][119][120][92] Primera radi, analizira se slučaj dva prerana otkaza usled zamora na dobro pozicioniranim, dobro fiksiranim, cementiranim, livenim femoralnim komponentama od kobalt-hroma na spoju vrat-rame. Faktor koji je doprineo otkazu implanta je bilo duboko lasersko rezbarenje u oblasti implanta koja je bila izložena velikom naponu, što je dovelo do smanjene otpornosti na zamor, i nakon toga do loma. Ova smanjena otpornost na zamor u veoma opterećenoj regiji implanta, u kombinaciji sa velikim zahtevima pacijenta (težina

preko 90 kg, visok nivo aktivnosti), rezultovala je ranim otkazom implanta zbog loma.

Stem napravljen od legure kobalt-molibden je doživeo lom oko devet godina nakon implantacije (slika 2.19). Do otkaza stema došlo zato što je došlo do trenja između stema i metalne potpore, što je dovelo do nastanka prsline i njenog rasta ka centru stema tokom cikličnog opterećenja nastalog hoda. [3]



*Slika 2.19. Frakturisani stem 9 godina nakon implantacije. Strelica pokazuje prslinu. [3]*

Analize ranih lomova femoralnih komponenti su identifikovale nekoliko faktora koji doprinose katastrofalnom otkazu implanta, uključujući materijal i model, pozicioniranje implanta, tehniku cementiranja i osobine pacijenta [120][92][128][118][119][87]

Uopšte uzevši, ljudsko telo je najosetljivije na zamor u zglobovima, pri čemu primenjeni biomaterijali moraju da izdrže veliki broj radnih ciklusa, reda veličine 10-100 miliona. Ovo je veoma težak uslov za bilo koji sintetički biomaterijal. Dugoročni odgovor tela na materijale od kojih se prave implanti je takođe veliki problem, pogotovo kada otpad koji nastaje habanjem nije biorazgradiv.

Kako bi se rešili ovi i dugi problemi, hirurzi i bioinženjери su definisali projektne zahteve, kao i očekivana svojstva pogodnih biomaterijala. Projektни

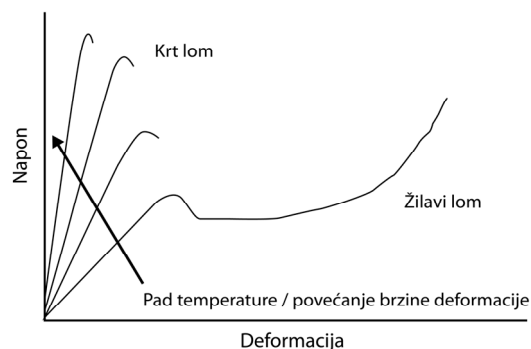
zahtevi za proteze zglobova su zaista veoma kompleksni, pošto sa tačke gledišta hirurga postoje specifični funkcionalni zahtevi, a postoje kritična ograničenja zbog trenutno raspoloživih odgovarajućih materijala, i ograničenja modela. Sem ograničenog broja odgovarajućih materijala, proteza zgloba mora da funkcioniše u nepogodnom okruženju i da trpi izuzetno veliko opterećenje.

#### 2.4.2. Definicija loma usled zamora i habanja u ortopedskim aplikacijama

Lom je raspadanje tela na dve ili više komponenti, koje nastaje kao rezultat delovanja spoljašnje sile. Lom materijala može rezultovati gubitkom materijala. Stoga je neophodno razumeti neke osnovne procesa loma. Ukoliko je sila koja deluje na uzorak ciklična, može doći do loma usled zamora.

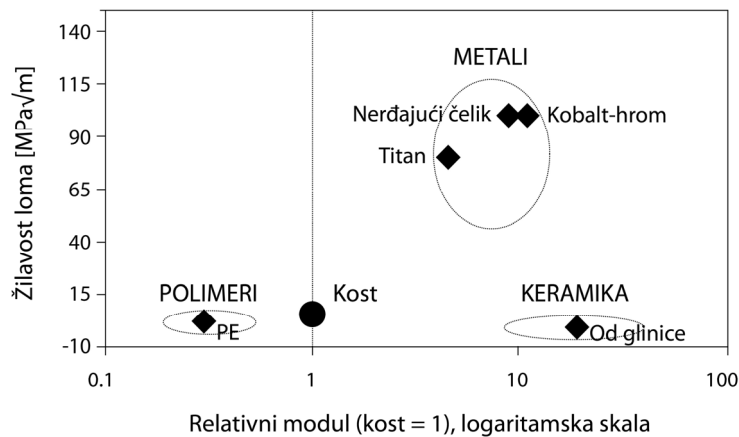
##### 2.4.2.1. Ponašanje u odnosu na otpornost na lom

Način otkaza prilikom loma može biti krt, kada je potrebna energija veoma niska (kao u slučaju stakla ili keramike), ili žilav (kao kod mnogih metala i plastika), kada je energija potrebna za lom visoka. [129] Energija loma se obično može izmeriti površinom ispod krive napon/deformacija, kao što je prikazano na slici 2.20.



Slika 2.20. Krive napona/deformacije za materijale koji pokazuju krt i žilav lom

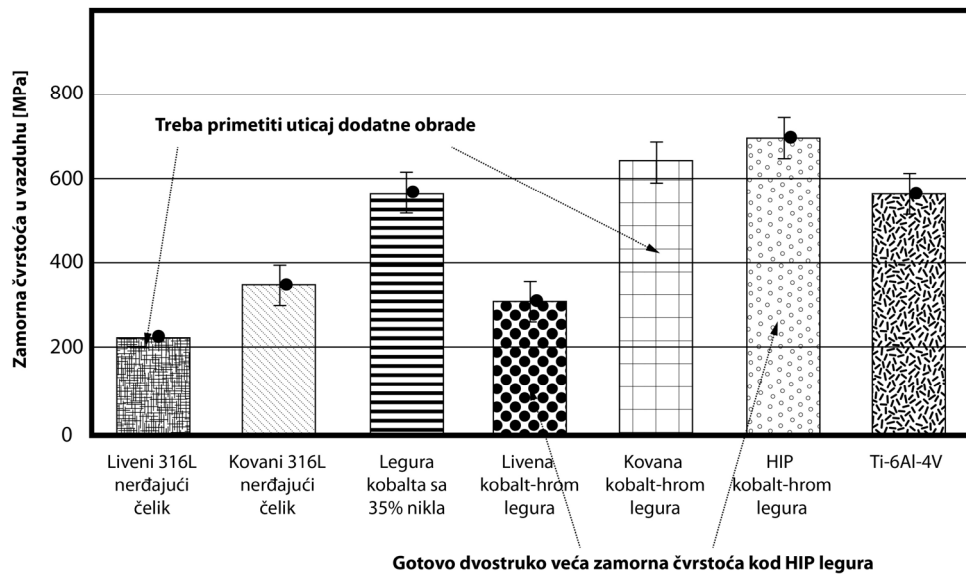
Proces loma se može okarakterisati i svojstvom materijala nazvanim otpornost na lom. Ovo je mera otpornosti na propagaciju prsline. Ovde se pretpostavlja da svi materijali koji se koriste u bioinženjeringu imaju inherentne defekte, poput mikroprslina, i da do otkaza dolazi zbog toga što rast prsline dostigne kritičnu vrednost, i izaziva katastrofalni otkaz. Vrednosti otpornosti na lom ( $K_{IC}$ ) se mogu izmeriti standardnim test protokolima poput ASTM E399. U literaturi se mogu naći okvirne vrednosti žilavosti loma različitih biomaterijala koji se koriste kod proteza kuka, koje su na slici 2.21 prikazane u odnosu na relativni modul za razne materijale koji se koriste za implante. Trebalo bi primetiti da metalni materijali za implante imaju najviše vrednosti, a slede ih polimeri, dok najmanje vrednosti imaju keramički materijali. [109][89][3][130][131][132][133]



Slika 2.21. Shematski prikaz odnosa otpornosti na lom i relativnog modula materijala za izradu implanata: polimera, metala i keramike

Zamor metala je bio predmet širokih istraživanja, pa su ustanovljene trajne dinamičke čvrstoće legura metala često korišćenih za implante kuka, poput nerđajućeg čelika, kobalt hroma i titana, kao i njihov odnos sa mikrostrukturom, vrstom površinske obrade, i otpornošću na koroziju tih materijala. Na slici 2.22 je prikazana otpornost na zamor nekih od čestih legura za implante. Zanimljivo je primetiti značaj obrade materijala, poput kovanja, pa se može uočiti da kovani 316L nerđajući čelik i kovani Co-Cr imaju značajno veću zamornu čvrstoću od livenih komponenti. Opseg modula elastičnosti za kosti ruku i nogu je 100 – 200

MPa, za lobanju  $\sim 97$  MPa, a kičmenih pršljenova 1-10 MPa. Međutim, moduli elastičnosti metalnih biomaterijala su znatno veći, što predstavlja problem.



Slika 2.22. Zamorna čvrstoća nekih često korišćenih legura za implante

Unutar tela simultano deluju i mehanički i hemijski efekti. Prilikom određivanja otpornosti na zamor biomaterijala koristi se simulirano okruženje sa telesnim tečnostima, trenjem i elektrohemijским mehanizmima. Kombinacija mehaničkih i hemijskih procesa igra vitalnu ulogu u nukleaciji prsline. Nemogućnost brze repasivacije uzrokuje elektrohemijšku razgradnju površinskih slojeva. Formiranjem ravni klizanja se može probiti zaštitni film od oksida tokom zamora, što izlaže nezaštićene oblasti koroziji. Interesantno je pomenuti *in vitro* studiju zamora usled korozije 316L hladno vučenog čelika (Taira i Lautenšlager, 1992), koja je otkrila da posmatranje struje korozije može dati jasnu indikaciju početka prsline, koja se ne bi inače primetila. Oni su takođe pokazali da se apliciranjem potencijala od 200 mV na površinu metala, čime se sprečava pasivacija oksidnog sloja, postiže značajan pad u zamornoj čvrstoći, od  $\sim 150$  MPa.

U mehanici loma, prostiranje prsline nastale zamorom u biomaterijalima se proučava (a) za duge prsline ( $> 3$  mm) pomoću C(T) epruveta, a (b) za kratke prsline ( $1 - 250 \mu\text{m}$ ) pomoću tehnika mikroindentacije na servo-hidrauličnoj mašini. Ovi pristupi su dobri za proučavanje biomaterijala kod kojih osetljivost na



veličinu inicijalnih nepravilnosti i brzina prostiranja prsline određuju životni vek implanta. Za predikciju životnog veka se obično koristi Parisova jednačina [134][129]:

$$da / dN = C(\Delta K)^m \quad (2.1)$$

gde su  $C$  i  $m$  konstante, a  $\Delta K$  je opseg intenziteta napona. Faktor opsega intenziteta napona se može predstaviti jednačinom oblika

$$\Delta K = Y(\Delta\sigma)(\pi a)^{1/2} \quad (2.2)$$

gde je  $Y$  funkcija geometrije, a  $a$  dužina prsline.

Kombinujući jednačine (2.1) i (2.2), dobija se

$$da / dN = C \left\{ Y(\Delta\sigma)(\pi a)^{1/2} \right\}^m \quad (2.3)$$

Integracijom jednačine (2.3), predikcija životnog veka biomaterijala se može predstaviti izrazom

$$\int_0^{N_f} dN = \int_{a_i}^{a_f} \frac{1}{YC(\Delta\sigma)^m \pi^{m/2} a^{m/2}} \frac{da}{a^{m/2}} \quad (2.4)$$

gde je  $N_f$  ukupni broj ciklusa to otkaza,  $a_i$  inicijalna dužina prsline, a  $a_f$  dužina prsline neposredno pred katastrofalni otkaz (ovo se može proceniti izradom konvencionalnih testova za otpornost na lom, i koristeći odnos  $K_{IC} = Y\sigma / \sqrt{(\pi a_f)}$  za određivanje  $a_f$  za datu vrednost  $K_{IC}$ , i primenjenog napona ( $\sigma$ )). Pošto je  $Y$  funkcija geometrije i dužine prsline, rešavanje jednačine (2.4) pri određivanju inicijalne dužine prsline za dati životni ciklus je najbolje raditi numeričkim putem. Takvo rešenje će biti korisno za predikciju životnog veka biomaterijala. Mora se primetiti da često nema direktne povezanosti između otpornosti na zamor i otpornosti na habanje.

Uspešnost biomaterijala unutar tela zavisi od različitih faktora poput osobina materijala, modela i *biokompatibilnosti* korišćenog materijala, kao i drugih faktora koji nisu pod kontrolom inženjera, uključujući hiruršku tehniku,

zdravstveno stanje i aktivnost pacijenta. Ako se verovatnoća otkaza implanta označi sa  $f$ , onda se *pouzdanost* može izraziti kao

$$r = 1 - f \quad (2.5)$$

Ako postoji više načina na koji može doći do otkaza, što je obično slučaj kao što je pokazano u prethodnim razmatranjima, ukupna pouzdanost  $r_t$  izračunava se kao proizvod individualnih pouzdanosti  $r_1 = (1 - f_1)$  itd.:

$$r_t = r_1 r_2 \dots r_n \quad (2.6)$$

Stoga, iako se može pokušati kontrolisati jedan vid otkaza, poput otpornosti na lom implanta, drugi načini otkaza, poput infekcije, mogu značajno ograničiti korisnost podatka ukupne pouzdanosti implanta.

### **2.4.3. Potreba za kombinovanim medicinskim i inženjerskim pristupom kod analize proteza za zamenu zglobova**

#### **2.4.3.1. Projektovanje proteze kuka sa tačke gledišta hirurga**

Ciljevi zamene zgloba kuka su momentalno oslobađanje od bola nakon hirurgije i obnavljanje svakodnevnih funkcija, poput hodanja i sedenja. Najvažnija pitanja sa kojima se hirurzi susreću tokom izbora proteze su:

*Prilagodljivost sistema.* Važno je da implant bude prilagodljiv, a sistem fleksibilan, kako bi mogao da se prilagodi nepredviđenim potrebama tokom hirurške procedure. Prilagodljiv dizajn omogućava optimizaciju implanta sa manjim brojem potrebnih komponenti. Kako bi se ispuno ovaj zahtev, kod mnogih proteza za totalnu zamenu zgloba je usvojen modularni pristup.

*Model i materijali.* Model bi trebalo da bude optimizovan korišćenjem biokompatibilnih materijala, da bi se osiguralo da životni vek proteze bude dovoljno dugačak kako bi potrajao tokom života pacijenta. Proteza bi trebalo da

ima dobar sistem fiksacije. Važno pitanje u projektovanju je da bi uklanjanje kosti trebalo biti minimalno.

*Instrumentacija.* U idealnom slučaju hirurški instrumenti koji se koriste prilikom postavljanja proteze bi trebalo da budu jednostavni i dugotrajni.

*Mogućnost revizije.* Ukoliko se ukaže potreba za uklanjanjem implantirane proteze, instrumenti i tehnike bi trebalo da budu jednostavni i laki za izvođenje.

#### **2.4.3.2. Projektovanje proteze kuka sa tačke gledišta inženjera**

Cilj je projektovati protezu za zamenu zgloba, koja će verno oponašati funkciju prirodnog zgloba, sa životnim vekom koji je veći od životnog veka pacijenta. Ključ dugotrajnosti je raspoloživost pogodnih materijala. Svi materijali koji se koriste za zamenu zglobova bi trebalo da imaju četiri karakteristike. Materijali bi trebalo da budu:

- (i) *biokompatibilni*, tj. da mogu funkcionisati unutar tela bez kreiranja lokalnih ili sistemskih odgovora na strano telo,
- (ii) *biofunktionalni*, tj. otporni na koroziju, degradaciju i habanje, kako bi tokom dugog vremenskog perioda zadržali čvrstoću i oblik (otpornost na habanje je naročito značajna kod održavanja dobre funkcije zgloba, i sprečavanja daljeg uništavanja kosti zbog formiranja čestica tokom međusobnog trenja delova implanta),
- (iii) *biomimetički*, tj. da imaju mehanička svojstva kao strukture čiju zamenu vrše (npr. dovoljno čvrsti da podnose opterećenje, dovoljno savitljivi da podnose naprezanje bez loma), i
- (iv) da budu izrađeni po najvišim standardima, uz kontrolu kvaliteta, po razumnoj ceni.

Od svega navedenog, biofunktionalnost predstavlja najveći izazov. Materijali za implante moraju posedovati izvrsna mehanička svojstva, kao što su

visoka zatezna čvrstoća i napon tečenja, nizak modul elastičnosti, i naročito visoka trajna dinamička čvrstoća i otpornost na habanje. Osim ovih mehaničkih svojstava, funkcionalni dizajn, ekspertna izrada i čvrsta kontrola kvaliteta su faktori od najvećeg značaja za sigurnosti i pouzdanost implanta.

Nedostaci materijala koji su se ranije koristili su doveli do razvoja novih procesnih tehnika i pojave novih legura kako bi se poboljšala dugotrajnost proteza. Štaviše, tehnike površinske obrade, kao što je prskanje plazma sprejom, se koriste kako bi unapredile osteogena svojstva kod bescementne fiksacije. Proučavaju se novi materijali sa unapređenim mehaničkim svojstvima, koji su takođe i bioaktivni i pospešuju prirastanje za kost. U potrazi za novim materijalima bi kompoziti trebalo da budu naročito interesantni. Oni nude veliki broj prednosti.

- (i) Njihova anizotropna struktura se može prilagoditi da poseduje razna neophodna mehanička svojstva.
- (ii) Bolje podnose zamor u odnosu na metale, i postoji mogućnost snižavanja krutosti bez istovremenog smanjenja čvrstoće.
- (iii) Omogućavaju projektovanje i izradu bioresorbabilnih (bioerodibilnih) implanata (npr. za osteosintezu).
- (iv) Radiotransluentna priroda ugljeničnih materijala omogućava primenu ovih materijala i kod pacijenata koji se leče od raka radijacionom terapijom.

Kod svih ovih kompleksnih zahteva za proteze zglobova, od najveće važnosti su sigurnost, funkcionalnost i pouzdanost implanta.

## POGLAVLJE 3

### MEHANIKA DEFORMACIJE METALNIH BIOMATERIJALA

#### 3.1 Sistematski prikaz karakteristika metalnih biomaterijala

Biometalni materijali se definišu kao metalni materijali koji se koriste u kontaktu sa ćelijama, tkivima ili telesnim tečnostima. [4][135][2][5] Uopšte uzevši, implantiraju se u ljudsko telo da bi kompenzovali gubitak oblika ili funkcije usled faktora kao što su starenje, bolest i nezgode. Metalni materijali se često koriste za zamenu strukturnih komponenti ljudskog tela pošto prevazilaze plastične ili keramičke materijale u pogledu zatezne čvrstoće, dinamičke čvrstoće i žilavosti. Zbog toga se koriste u medicinskim aplikacijama opterećenim cikličnim naprezanjem, poput veštačkih zglobova, dentalnih implanata, veštačkog srca, koštanih ploča, žica i stentova. [4][2][3][5]

U okviru disertacije analizirano je mehaničko ponašanje metalnih biomaterijala, u smislu ispitivanja otpornosti na lom, pa je u okviru ovog poglavlja dat prikaz osnovnih karakteristika tri specifične grupe metalnih biomaterijala.

##### 3.1.1. Osnovne karakteristike biometalnih materijala u ortopediji

Biometalni materijali koji se koriste za implante moraju posedovati sledeća svojstva [4][135][2][5][3]:

- (i) *Netoksičnost*: Ovaj zahtev se postavlja pošto oslobađanje metalnih jona i čestica može izazvati rak, deformitete, alergije, nekrozu, kalcifikaciju i upalu.
- (ii) *Visoku otpornost na koroziju*: Poznato je da je otpornost na koroziju u vezi sa toksičnošću unutar ljudskog tela i trajnošću upotrebljenog materijala. Po proceni citotoksičnosti na ćelijama u kulturama, neki

metali su štetni po ćelijsku deobu ćak i kada je koncentracija soli metala  $10^{-6} - 10^{-5} \text{ mol l}^{-1}$ . Stoga u idealnom slućaju metalni materijali ne bi trebalo uopšte da korodiraju.

- (iii) *Trajnost*: Materijali koji se implantuju u ljudsko telo bi trebalo da funkcionišu po svojoj nameni bez problema, i to tokom ćitavog oćekivanog ćivotnog veka primaoca implanta, poćevši od trenutka implantacije. Implanti bi takoće trebalo da imaju visoku otpornost na koroziju i visoku otpornost na zamor, uz minimum oslobaćanja ćestica usled trenja, kada do oslobaćanja dolazi usled toga što se implant ćesto ciklićno opterećuje.
- (iv) *Otpornost i tvrdoća*: Pošto je pri ugradnji materijala, poput koćstanih ploća, kićmenih fiksacija i većih veštaćkih zglobova kolena, ogranićen prostor, velićina implanta mora biti mala. To znaći da otpornost i tvrdoća materijala za implante moraju biti dovoljno visoki.
- (v) *Nizak modul elastićnosti*: Modul elastićnosti za biometalne materijale je 5-10 puta nepoželjno viši nego modul elastićnosti kosti. Stoga gustina kosti opada, i ćvrstoća se smanjuje zbog pojave zaştite od napona.
- (vi) *Biokompatibilnost*: Metalni biomaterijali moraju biti biokompatibilni. Suştina biokompatibilnosti je u afinitetu površine biomaterijala ka ćelijama. Ovaj afinitet se razlikuje od vrste primene u biomedicini. Na primer, kod stemova veštaćkih zglobova kuka koji se implantuju u femur, potrebno je brzo i ćvrsto sjedinjavanje i osteointegracija sa kosti.

### 3.1.2. Nerćajući ćelici

Prvi nerćajući ćelik koji se koristio za implante je bio 18-8 (tip 302 po modernoj klasifikaciji), koji je ćvršći od vanadijum ćelika i otporniji na koroziju. Vanadijum ćelik se više ne koristi za izradu implanata pošto ima neadekvatnu otpornost na koroziju. Kasnije je u upotrebu uveden 18-8sMo nerćajući ćelik, koji

sadrži molibden, kako bi se poboljšala otpornost na koroziju u slanom rastvoru. Ova legura je postala poznata kao 316 nerđajući čelik. Tokom 1950-tih je sadržaj ugljenika 316 nerđajućeg čelika redukovana sa 0.08% na maksimalno 0.03% težine, što je poboljšalo otpornost na koroziju u hloridnom rastvoru. Ovaj čelik je postao poznat kao 316L. [2][3][129]

Nerđajući čelik koji se najčešće koristi u ortopedskoj praksi je označen sa 316LV (American Society for Testing and Materials F138, ASTM F138, a takođe se koriste i F139, D899, F1586, F621 itd.). „316“ klasifikuje materijal kao austenitni, „L“ označava niski sadržaj ugljenika, a „V“ vakuum u kome je formiran. Sadržaj ugljenika mora ostati nizak kako bi se sprečila akumulacija karbida (hrom-ugljenik) na granicama zrna.

Svi čelici su sastavljeni od železa i ugljenika, i obično mogu sadržati hrom, nikl i molibden. U tragovima se mogu naći i mangan, fosfor, sumpor, azot i silikon. Ugljenik i drugi elementi u leguri utiču na mehaničke osobine čelika tako što mu menjaju mikrostrukturu. [129][136]

### 3.1.2.1. Vrste i sastavi nerđajućih čelika

Nerđajući čelici, odnosno čelici otporni na koroziju, prave se dodatkom više od 12% hroma, što rezultuje formiranjem tankog hemijski stabilnog i pasivnog oksidnog filma. Ovaj film se formira i regeneriše u prisustvu kiseonika. [136] Nerđajući čelik, uopšte uzevši, ne korodira. Međutim, u slanom i hloridnom okruženju dolazi do tačkaste korozije, a kada rastvoreni kiseonik reaguje sa jonima hlora, ova korozija se još više ubrzava.

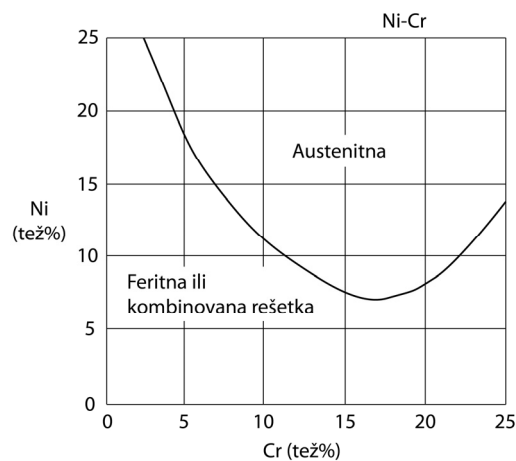
U medicinske svrhe se najviše koriste *austenitni nerđajući čelici*, naročito tipovi 316 i 316L zbog svoje visoke otpornosti na koroziju. Ovi čelici se ne mogu očvršćavati termičkom obradom, ali se mogu očvršćavati hladnim vučenjem. ASTM (American Society for Testing and Materials) za izradu implanata preporučuje tip 316L, umesto tipa 316. Kod tipa 316L otpornost na koroziju je poboljšana dodavanjem molibdena i smanjenjem sadržine ugljenika. Uključivanje molibdena

poboljšava otpornost na tačkastu koroziju u slanom rastvoru. Ova grupa nerđajućih čelika je nemagnetna i ima bolju otpornost na koroziju od svih drugih. Specifikacije 316 i 316L nerđajućih čelika su date u tabeli 3.1.

Tabela 3.1. Hemijski sastav 316L nerđajućeg čelika [8]

Element	Sadržaj (tež%)
C	0,03 max
Mg	2,00 max
P	0,03 max
S	0,03 max
Si	0,75 max
Cr	17,00 – 20,00
Ni	12,00 – 14,00
Mo	2,00 – 4,00

Na stabilnost austenitne faze se može uticati sadržinom i nikla i hroma, kao što je prikazano na slici 3.1 za ugljenične nerđajuće čelike sa sadržajem ugljenika od 0.10% težine. [136][129][2]



Slika 3.1. Uticaj udela Ni i Cr na austenitnu fazu ugljeničnog nerđajućeg čelika

Nikl je najvažniji element legure koji stabilizuje austenitnu formu železa i doprinosi povećanju otpornosti na koroziju. Molibden povećava otpornost na koroziju formiranjem pasivnog filma. Ugljenik i azot su rastvorljivi u železu, i doprinose povećanju čvrstoće. Ugljenik takođe ima visok afinitet sa hromom, i



formira hrom karbide. Ovo dovodi do taloženja ugljenika u oblastima oko karbida. Zbog sjedinjavanja u karbide se smanjuje koncentracija hroma, a time i otpornost na koroziju čelika u okolini karbida. Mora se primetiti da je za povećanje otpornosti na koroziju neophodno smanjiti udeo ugljenika.

Azot je veoma rastvorljiv u austenitnim nerđajućim čelicima, i koristi se za povećavanje čvrstoće, pošto stabilizuje austenitu strukturu i može se koristiti umesto nikla, koji može biti veoma toksičan unutar ljudskog tela. Stoga su za medicinsku primenu razvijeni austenitni čelici bez nikla sa visokom koncentracijom azota. [136][3][129]

Po hemijskom sastavu nerđajući čelici se dele na dve kategorije: hrom i hrom-nikl tipove. Po mikrostrukturi se dele na tri kategorije: feritne, martenzitne i austenitne. Feritni i martenzitni nerđajući čelici su feromagnetni, dok su austenitni čelici nemagnetni. Austenitni čelici su superiorni u odnosu na feritne i martenzitne čelike po pitanju otpornosti na koroziju, čvrstoće i obradivosti. [136][129]

ASTM standardi za nerđajuće čelike koji se koriste za medicinske i hirurške svrhe su dati u tabeli 3.2.

*Tabela 3.2. Standardi za čelike za hirurške implante [3]*

<b>Specifikacija</b>	<b>Nominalna sadržina</b>
F138-97	Kovane šipke i žice od 18Cr-14Ni-2.5Mo nerđajućeg čelika
F139-96	Kovani listovi i trake od 18Cr-14Ni-2.5Mo nerđajućeg čelika
F745-95	18Cr-14Ni-2.5Mo kaljeni liveni nerđajući čelik
F899-95	Bileti, šipke i žice od nerđajućeg čelika
F1314-95	Kovane šipke i žice od 22Cr-12.5Ni-5Mg-2.5Mo nerđajućeg čelika ojačanog azotom
F1586-95	Kovane šipke od 21Cr-10Ni-3Mg-2.5Mo nerđajućeg čelika ojačanog azotom

### **3.1.2.2. Osobine nerđajućeg čelika**

U tabeli 3.3 su prikazane mehaničke osobine 316 i 316L nerđajućih čelika. Kao što se može primetiti, u odnosu na primenjeni proces obrade se mogu dobiti

različite osobine – kod termičke obrade se dobijaju mekši materijali, a kod hladnog vučenja se dobijaju veća čvrstoća i krutost.

Usled činjenice da i tip 316L nerđajući čelici mogu korodirati unutar tela pod određenim uslovima, poput postojanja oblasti velikog naprezanja, a bez prisustva kiseonika ne koriste se za izradu dugotrajnih implanata. Pogodni su, međutim, za izradu privremenih implanata, poput koštanih ploča, šrafova i klinova.

*Tabela 3.3. Mehaničke osobine 316L nerđajućeg čelika [8]*

Uslovi	Zatezna čvrstoća $R_m$ (MPa)	Napon tečenja $R_{p0,2}$ (MPa)	Izduženje A (%)	Tvrdoća
kaljen	485 ili 505	172 ili 195	40	95 HRB
hladna deformacija	860	690	12	---

Iako su biomehaničke osobine nerđajućeg čelika uglavnom manje poželjne u odnosu na druge legure za implante, nerđajući čelici ipak poseduju veću duktilnost, kvantitativno indikovano trostruko većim „procentom izduženja na mestu loma“ u poređenju sa drugim metalima. Ovaj aspekt nerđajućeg čelika mu je omogućio da ipak ostane popularan kao jeftinija alternativa Ti i Co legurama.

### **3.1.2.3. Izrada implanata od nerđajućeg čelika**

Austenitni čelici vrlo brzo otvrdnjavaju tokom obrade, te se ne može primeniti hladno vučenje bez međukoraka termičke obrade. Termička obrada, s druge strane, ne bi trebalo da izaziva formiranje hrom karbida ( $CCr_4$ ) na granicama zrna, pošto to može dovesti do korozije. Iz istog razloga se ne primenjuje zavarivanje na implantima izrađenim od austenitnih čelika. [137][118] Prilikom termičke obrade komponenti može doći do izobličenja, ali se ovaj problem može jednostavno rešiti kontrolisanjem uniformnosti zagrevanja. Još jedan nepoželjni efekat termičke obrade je formiranje površinskih ljuspica korozije, koje se moraju skinuti ili hemijski (kiselinom) ili mehanički (peskiranjem). Nakon uklanjanja

ljuspica, površina komponente se glača do visokog ili mat sjaja. Površina se onda čisti, odmašćuje i pasivizira azotnom kiselinom (ASTM Standard F86). Komponenta se potom pere i ponovo očisti pre pakovanja i sterilizacije.

Čelik se izrađuje procesom topljenja, rafinisanja, solidifikacije, valjanja i toplotnog tretiranja. Nakon što se bileti toplo izvaljaju u ploče i šipke pri temperaturama iznad 1000 °C, na sobnoj temperaturi se valjaju u listove i žice. Proizvod u svom finalnom obliku se toplotno tretira u skladu sa standardnim specifikacijama. U slučaju 316L, izvodi se rapidno hlađenje vodom nakon zagrevanja na 1010-1150 °C. Ovaj oblik toplotnog tretiranja izaziva rastvaranje precipitata poput karbida hroma, koji se mogu nataložiti tokom procesa izrade, kao i otpuštanje zaostalih napona izazvanih valjanjem. Ovim postupkom se dobijaju esencijalna svojstva neophodna za biometalne materijale, poput otpornosti na koroziju, čvrstoće, platičnosti i žilavosti. Danas se nerđajući čelici koriste samo za privremene implante zbog toksičnosti nikla unutar ljudskog tela, kao i njegovoj podložnosti lomu zbog pojave zamornih prslina usled korozije i koroziji unutar žlebova. [4][2]

Pojava zamorne prsline usled korozije, do koje dolazi kada postoji kombinacija delovanja napreznja i korozivnog okruženja, dovodi do mehaničkog otkaza materijala. Dokazano je da se ova vrsta prsline pojavljuje čak i pri niskim nivoima konstantnog napona, što bi moglo da se dogodi u implantu sa zaostalim naponom. Formiranje prsline se ubrzava procesom korozije, a rast prsline se događa zbog delovanja napona. Zbog korozije i biokompatibilnosti na duge staze nerđajući čelik se primarno koristi u tretiranju fraktura i spinalnim fiksacijama. Kod ovih primena se implant uklanja nakon završetka terapije.

### **3.1.3. Legure na bazi kobalta**

Početakom 19. veka Hejns (Haynes) je razvio kobalt-molibden leguru, koju je nazvana stelit. Pokazivala je veću čvrstoću na visokim temperaturama, kao i veću otpornost na koroziju u poređenju sa drugim superlegurama. Legura je prvobitno

korišćena za avionske motore. Tek 1930-tih je korišćena u biomedicini, kada je nazvana vitalijum. Modifikovanjem vitalijuma su razvijeni su različiti tipovi legura, pri čemu je obično njihov zajednički naziv kobalt-hrom legure. U osnovi postoji dva tipa: jedan je Co-Cr-Mo legura, koja se obično koristi za *izlivanje*, a druga je Co-Ni-Cr-Mo legura, koja se obično koristi za *kovanje*. Co-Cr-Mo legura za livenje se prvobitno koristila u stomatologiji, a zatim i u izradi veštačkih zglobova. Kovana Co-Ni-Cr-Mo legura je uvedena u upotrebu kasnije, i koristi se za izradu stemova proteza za veoma opterećene zglobove, poput kolena i kuka. [4][2][5] Kod livenja legura u strukturi može doći do pojava grubog zrna, segregacija na granici zrna, kavitacionih mehurova i šupljina. Livene legure, takođe, imaju bolju otpornost na habanje, tačkastu i koroziju u žlebovima u odnosu na nelivene legure. Međutim, u odnosu na njih poseduju manju dinamičku čvrstoću i otpornost na lom.

### **3.1.3.1. Tipovi i sastavi legura na bazi kobalta**

U ASTM standardu je navedeno četiri tipa Co legura koje se preporučuju za izradu hirurški postavljenih implanata: (1) livena Co-Cr-Mo legura (F76), (2) kovana Co-Cr-W-Ni legura (F90), (3) kovana Co-Ni-Cr-Mo legura (F562) i (4) kovana Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe legura (F563). Hemijski sastav prva tri tipa je dat u tabeli 3.4. Danas su samo dve od ove četiri legure u širokoj upotrebi pri izradi implanata, a to su livena Co-Cr-Mo i kovana Co-Ni-Cr-Mo legura. Kao što se može videti iz tabele 3.4, sastav ovih legura je приметно različit.

ASTM standardi za kobalt-hrom legure koje se koriste za medicinske i hirurške svrhe su dati u tabeli 3.5.

Co-Ni-Cr-Mo legure koje imaju visok udeo Ni (25-37%) imaju visoku otpornost na koroziju, ali uzrokuju i zabrinutost zbog moguće toksičnosti i/ili imunogene reaktivnosti zbog oslobođenog Ni. Treba obratiti pažnju na biološku reaktivnost oslobođenog Ni iz Co-Ni-Cr legure pri statičnim uslovima. Takođe, zbog loših frikcionih osobina (habanja), Co-Ni-Cr legure su nepođodne za korišćenje u

pokretnim komponentama. Stoga je Co-Cr-Mo dominantna legura za implante koji se koriste u zameni zglobova (ASTM F75). [9][10][11]

Tabela 3.4. Hemijski sastav Co-Cr legura [9][10][11]

Element	CoCrMo (F75)		CoCrWNI (F90)		CoNiCrMo (F562)		CoNiCrMoWFe (F563)	
	Min.	Maks.	Min.	Maks.	Min.	Maks.	Min.	Maks.
Cr	27.0	30.0	19.0	21.0	19.0	21.0	18.00	22.00
Mo	5.0	7.0	--	--	9.0	10.5	3.00	4.00
Ni	--	2.5	9.0	11.0	33.0	37.0	15.00	25.00
Fe	--	0.75	--	3.0	--	1.0	4.00	6.00
C	--	0.35	0.05	0.15	--	0.025	--	0.05
Si	--	1.00	--	1.00	--	0.15	--	0.50
Mn	--	1.00	--	2.00	--	0.15	--	1.00
W	--	--	14.0	16.0	--	--	3.00	4.00
P	--	--	--	--	--	0.015	--	--
S	--	--	--	--	--	0.010	--	0.010
Ti	--	--	--	--	--	1.0	0.50	3.50
Co			Balance					

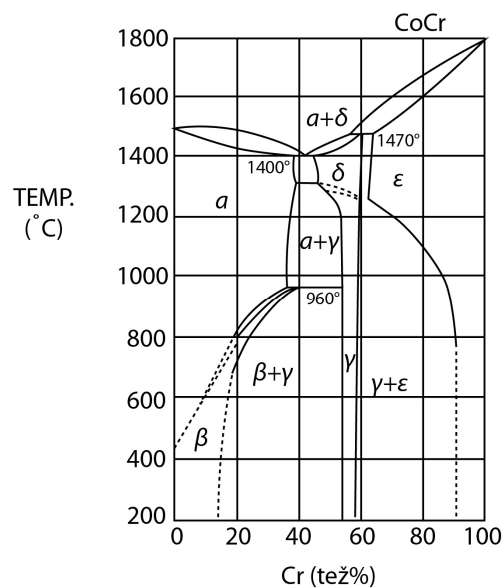
Tabela 3.5. Standardi za Co-Cr legure za hirurške implante [3]

Specifikacija	Nominalna sadržina
F75-98	Co-28Cr-6Mo livena legura i proizvodi od legure
F90-97	Kovana Co-20Cr-15W-10Ni legura
F562-95	Kovana Co-35Ni-20Cr-10Mo legura
F563-95	Kovana Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe legura
F799-99	Odlivci od Co-28Cr-6Mo legure
F961-96	Odlivci od Co-35Ni-20Cr-10Mo legure
F1058-97	Kovana Co-Cr-Ni-Mo-Fe legura
F1537-94	Kovana Co-28Cr-6Mo legura

### 3.1.3.2. Osobine legura na bazi kobalta

Dva osnovna elementa legura kobalta formiraju kristalnu rešetku sastavljenu do 65% težine Co, a ostatak je Cr, kao što se vidi na slici 3.2. Molibden se dodaje da bi se rafinisala veličina zrna, ojačala kristalna rešetka, kao i otpornost na koroziju. Nikl se dodaje za poboljšanje livljivosti, ali u odnosu manjem od 1%, kako bi se osigurala niska toksičnost. Livljivost se dodatno poboljšava dodavanjem 0.2-0.3% ugljenika leguri, pošto se na taj način tačka topljenja snižava za ~ 100 °C.

Distribucija karbida bogatih hromom  $M_{23}C_6$  i kaljivost ove legure omogućavaju visoku otpornost na habanje. Ova legura se koristi za izradu delova veštačkog zgloba kuka zahvaljujući odličnim tribološkim svojstvima, iako se za izradu čašica zglobova generalno koriste plastični materijali. Što je manji udeo ugljenika, to se legura može bolje kovati. Kovana legura ima manju otpornost na habanje, ali veću trajnu dinamičku čvrstoću i otpornost na koroziju u odnosu na livenu leguru. [4][2][3]



Slika 3.2. Fazni dijagram Co-Cr legure [2]

Jedna od najčešće primenjenih kovanih Co legura je Co-Ni-Cr-Mo, originalno nazvana MP35N (Standard Pressed Steel Co.), koja sadrži po oko 35% težine Co i Ni. [132][133] Legura ima visoku otpornost na koroziju u slanom rastvoru (sa

jonima hlora) prilikom naprezanja. Hladnom deformacijom se znatno može povećati čvrstoća legure, međutim, hladnu deformaciju nije jednostavno izvesti, naročito kada se izrađuju veći proizvodi, poput stemova proteze kuka. Implant izrađen od ove legure se može izraditi samo vrućim kovanjem. [3][2]

Otpornost na abrazivno habanje kovane Co-Ni-Cr-Mo legure je slična kao kod livene Co-Cr-Mo legure (oko 0.14 mm godišnje u testu simulacije zgloba). Međutim, Co-Ni-Cr-Mo legura se ne preporučuje za izradu klizajućih površina proteza zglobova, pošto loše podnosi trenje sa sobom, ali i drugim materijalima. Bolja zamorna čvrstoća i maksimalna zatezna čvrstoća kovane Co-Ni-Cr-Mo legure je čine veoma pogodnom za primene kod kojih je potrebna dugotrajnost bez loma ili zamora usled naprezanja, kao što je slučaj kod stemova proteza kuka. Ova prednost se još bolje može sagledati kod situacije kada se implant mora zameniti, pošto je prilično teško izvaditi polomljeni komad implanta koji je zaglavljn duboko u femoralnom medularnom kanalu. Štaviše, reviziona artroplastika je obično inferiorna u odnosu na originalnu po pitanju funkcije, zbog lošije fiksacije implanta.

U tabeli 3.6 su prikazane mehaničke osobine koje su potrebne kod Co legura. I livene i kovane legure imaju odličnu otpornost na koroziju.

*Tabela 3.6. Mehaničke osobine koje se zahtevaju od CoCr legura [9][10][11]*

Osobine	Za oblikovanje CoCrMo (F75)	Kovana CoCrWNi (F90)	Kovana CoNiCrMo (F562)	
			Livena u rastvoru	Hladna obrada i starenje
Zatezna čvrstoća $R_m$ , MPa	655	860	793 - 1000	1793 min
Napon tečenja $R_{p0,2}$ , MPa	450	310	240 - 655	1585
Izduženje A, %	8	10	50.0	8.0
Oblast redukcije, %	8		65.0	35.0
Tačka kidanja, MPa	310			

Co-Cr-W-Ni legura je razvijena da bi se smanjile šupljine nastale skupljanjem, pravljenje kavitacionih mehurova i segregacija na granicama zrna, što je poboljšanje u odnosu na Co-Cr-Mo leguru. Kako bi se dodatno poboljšala svojstva legure, smanjen je udeo ugljenika, molibden je zamenjen volframom, a deo hroma je zamenjen udelom od 9-10% nikla. Nikl i volfram su dodati kako bi se ojačala kristalna rešetka, i za kontrolu distribucije i veličine karbida. Ova legura ima slabiju otpornost na koroziju i otpornost na zamor usled korozije u odnosu na Co-Cr-Mo leguru, ali se može kovati. Stoga se koristi za kratkoročne implante, poput koštanih ploča i žica.

Toplo obrađena Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe legura se takođe koristi za kratkoročne implante, pošto sadrži visok udeo nikla.

Modul elastičnosti legura na bazi kobalta se ne menja sa promenama njene zatezne čvrstoće. Modul varira od 220 do 234 GPa, što je više nego kod drugih materijala, poput nerđajućih čelika. Ovo može imati implikacije na različite načine prenosa opterećenja na kost, iako nije precizno ustanovljeno koji je tačan efekat povećanog modula elastičnosti.

### **3.1.3.3. Izrada implanata od legura na bazi kobalta**

Co-Cr-Mo legura je naročito osetljiva na postupke očvršćavanja, tako da se ne mogu koristiti normalne procedure izrade koje se koriste kod drugih metala. Legura se izliva pomoću metode voštanog kalupa, kada se pre svega izrađuje voštana replika željene komponente koja se zatim prekriva vatrostalnim materijalom, prvo tankim slojem suspenzije silicijum-dioksida u rastvoru etil silikata, a potom se potpuno obloži kalupom. Vosak se otopi u peći (100-150°C), zatim se kalup zagreje do visoke temperature, čime izgore preostali tragovi voska ili materijala koji formiraju gasove. U kalup se sipa istopljena legura gravitacionom ili centrifugalnom silom. Temperatura kalupa je oko 800-1000°C, a legure je 1350-1400°C. [4][3]



Kontrolisanje temperature kalupa će uticati na veličinu zrna odlivka. Pri višim temperaturama se formira krupno zrno, što umanjuje čvrstoću. Međutim, visoka temperatura procesiranja će rezultovati većim taloženjem karbida, sa većim rastojanjem između mesta taloženja, što rezultuje manje krtime materijalom. Ovdje opet postoji kompromis između čvrstoće i krutosti.

Co-Ni-Cr-Mo legura (MP-35N) se može liti ili kovati. Legura se može dobro obrađivati, poput 316L čelika. Mehanička svojstva obe legure su gotovo ista kao kod livene Co-Cr-Mo legure, pri čemu Co-Cr-Mo ima bolju otpornost na habanje i koroziju.

Jednostavnost izrade i dobra svojstva legura kobalta ih čine idealnim za širok dijapazon ortopedskih primena, uključujući metalne komponente svih implanata za zamenu zglobova, kao i za fiksaciju fraktura. Dugoročna klinička upotreba je pokazala da ove legure imaju dosta dobru biokompatibilnost.

Iako su Co-Cr-Mo legure najotpornije, najčvršće i najotpornije na opterećenje od svih metala koji se koriste za izradu komponenti za totalnu zamenu zglobova, mora se obratiti pažnja da se te osobine očuvaju, pošto izrada završnog sloja može dovesti do smanjenja tih osobina.

#### **3.1.4. Titan i legure titana**

Prvi pokušaji upotrebe titana za izradu implanata datiraju iz kasnih 1930-tih. Mala težina ( $4.5 \text{ g/cm}^3$  u poređenju sa  $7.9 \text{ g/cm}^3$  za 316 nerđajući čelik,  $8.3 \text{ g/cm}^3$  za livenu Co-Cr-Mo leguru, i  $9.2 \text{ g/cm}^3$  za kovanu Co-Ni-Cr-Mo leguru) i dobre mehanohemijske osobine su prednosti prilikom odabira materijala za izradu implanata. Legure titana su razvijene sredinom 1940-tih za potrebe avio industrije, ali su otprilike tada prvi put upotrebljeni i u ortopediji. Dve legure koje su razvijene i koje se dominantno dugo vremena koriste za implante su komercijalno čisti titan (CPTi) i Ti-6Al-4V. [65][2][4] Komercijalno čisti titan (CPTi, ASTM F67) je 98-99.6% čisti titan. Iako se CPTi najčešće koristi u dentalnim aplikacijama, stabilnost sloja oksida koji se formira na CPTi (što povlači i njegovu visoku

otpornost na koroziju, tabela 3.7), i njegova relativno visoka plastičnost u poređenju sa Ti-6Al-4V je dovela do korišćenja CPTi u poroznim omotačima (npr. od metalnih vlakana) komponenti proteza za zamenu zglobova. Uopšte uzevši, komponente za zamenu zglobova se prave od Ti-6Al-4V (ASTM F-136), umesto od CPTi, zbog superiornih mehaničkih osobina.

Tabela 3.7. Elektrohemijske osobine metala za implante (otpornost na koroziju) u 0.1 M NaCl pri pH 7 [4]

Legura	ASTM oznaka	Gustina (g/cm <sup>3</sup> )	Korozioni potencijal (vs kalomel) (mV)	Pasivna gustina struje (mA/cm <sup>2</sup> )	Potencijal razlaganja (mV)
Nerđajući čelik	ASTM F138	8.0	-400	0.56	200-770
Co-Cr-Mo legure	ASTM F75	8.3	-390	1.36	420
Ti legure					
CPTi	ASTM F67	4.5	-90 do -630	0.72-9.0	>2000
Ti-6Al-4V	ASTM F136	4.43	-180 do -510	0.9-2.0	>1500
Ti5Al2.5Fe	**	4.45	-530	0.68	>1500
Ni45Ti	**	6.4-6.5	-430	0.44	890

\*\* Nema trenutni ASTM standard

Legure titana su osobito dobre za komponente proteze za zamenu zgloba kuka zbog visoke otpornosti na koroziju u poređenju sa nerđajućim čelikom i Co-Cr-Mo legurama. Film pasivnog oksida (primarno izgrađen od TiO<sub>2</sub>) štiti i Ti-6Al-4V i CPTi legure. Uopšte uzevši, Ti-6Al-4V ima mehaničke osobine koje bolje odgovaraju implantnim zahtevima od nerđajućeg čelika, sa savojnom čvrstoćom manjom od nerđajućeg čelika i Co-Cr-Mo legura. Koeficijenti torziona i aksijalne krutosti Ti legura su bliži osobinama kosti, i teoretski prouzrokuju manje zaštite od napona od Co legura i nerđajućeg čelika. Međutim, legure titana su naročito osetljive na geometrijske faktore, i to je posebno izražena osetljivost na zarez. Ovo smanjuje efektivnu otpornost komponente time što podiže podložnost materijala za propagaciju prsline kroz komponentu. [65][138] Stoga se vodi računa i tokom projektovanja geometrije, i tokom izrade komponenata od Ti legure. Možda su

najveći nedostaci Ti legura njihova relativna mekoća u poređenju sa Co-Cr-Mo legurama, kao i njihove relativno loše osobine pri habanju i trenju. Ti-6Al-4V je više od 15% mekši od Co-Cr-Mo legura, što se takođe ispoljava u značajno većem habanju od Co-Cr-Mo, kada se koristi za artikulaciju, npr. kod femoralne glave implanta. Stoga se Ti legure retko biraju za izradu kada su od presudnog značaja čvrstoća i otpornost na habanje.

#### 3.1.4.1. Sastav CP titana i legura na bazi titana

Postoji četiri stepena nelegiranog titana za hirurške implante, koji su dati u tabeli 3.8. Stepeni su određeni sadržinom nečistoća: trebalo bi pažljivo kontrolisati sadržinu kiseonika, železa i azota. Naročito kiseonik ima veliki uticaj na plastičnost i čvrstoću.

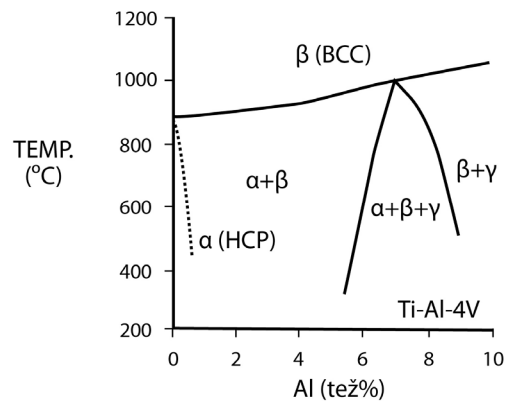
*Tabela 3.8. Hemijski sastav titana i njegovih legura [7][139]*

Element	Stepen 1	Stepen 2	Stepen 3	Stepen 4	Ti6Al4V*
Azot	0.03	0.03	0.05	0.05	0.05
Ugljenik	0.10	0.10	0.10	0.10	0.08
Vodonik	0.015	0.015	0.015	0.015	0.0125
Železo	0.20	0.30	0.30	0.50	0.25
Kiseonik	0.18	0.25	0.35	0.40	0.13
Titan			ostalo		

\*Aluminijum 6.00tež% (5.50 - 6.50), vanadijum 4.00tež% (3.50 - 4.50), i ostali elementi 0.1tež% maksimalno ili 0.4tež% ukupno.

Primedba: sve su maksimalno dozvoljeni težinski udeli.

Zahtevi za hemijski sastav Ti-6Al-4V su dati u tabeli 3.8. Glavni legirni elementi legure su aluminijum (5.5-6.5% težine) i vanadijum (3.5-4.5% težine).



Slika 3.3. Deo faznog dijagrama Ti-Al-V legure pri 4% udela V

### 3.1.4.2. Struktura i osobine titana i legura titana

U poređenju sa nerđajućim čelicima i kobalt-hrom legurama, titan ima bolju čvrstoću, ali lošija tribološka svojstva. [4][2][65] Modul elastičnosti titana je otprilike dva puta manji od nerđajućih čelika i kobalt-molibden legura. Na sobnoj temperaturi se formira veoma stabilni pasivni oksidni film, zbog brze reakcije sa kiseonikom. [88]

Temperatura alotropske transformacije titana je 883 °C. Kada je temperatura niža od ove, kristalna rešetka je heksagonalna gusto pakovana ( $\alpha$ -Ti), a kada je temperatura viša od 883 °C, rešetka će biti prostorno centrirana kubna rešetka ( $\beta$ -Ti). Elementi koji stabilizuju alfa rešetku su aluminijum, ali i kalaj, ugljenik, kiseonik i azot. Oni podižu temperaturu transformacije i šire oblast alfa faze na dijagramu ravnoteže, (slika 3.3). [2][65] Vanadijum, ali i molibden, niobijum, hrom i železo stabilizuju beta rešetku, smanjuju temperaturu transformacije i povećavaju oblast beta faze na dijagramu. Dodavanje stabilizatora beta rešetke omogućava postojanje dvofazne rešetke ( $\alpha + \beta$ ), ili samo beta rešetke na sobnoj temperaturi. [65][4][2]

Komercijalno čisti titan ima samo alfa rešetku. Postoje četiri stepena čistoće komercijalno čistog titana (nazvanog CP titan), koji sadrži male količine železa, azota i kiseonika. Ukupan udeo drugih elemenata je max. 0.7%, gradirano od 1 do

4. Zatezna čvrstoća se povećava sa povećanjem broja. Čist titan ima bolju otpornost na koroziju u odnosu na legure titana.

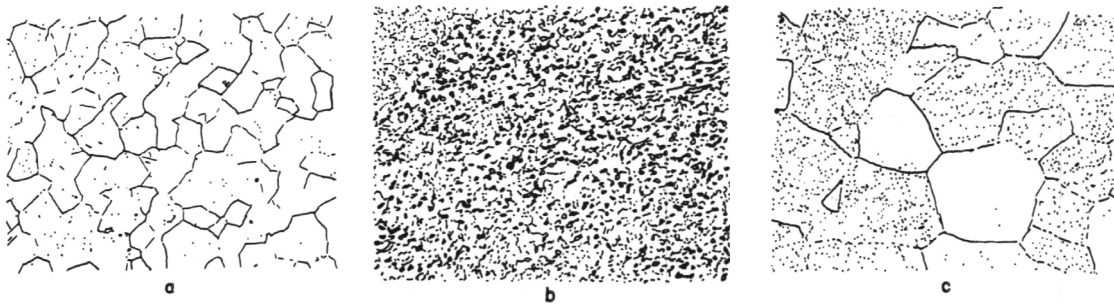
Alfa legure titana imaju bolju otpornost na toplotu i bolje se zavaruju, ali imaju manju čvrstoću i slabije su obradive u odnosu na beta legure. [65][3][2][4]

Beta legure titana su legure sa kristalnom rešetkom ojačanom dodavanjem stabilizatora beta strukture. Beta struktura na sobnoj temperaturi se može postići tretiranjem kristalne rešetke – tj. rapidnim hlađenjem. Beta titanove legure imaju visoki stepen simetrije i veliki broj ravni klizanja. Struktura ovih ravni omogućava izvrsnu plastičnu deformabilnost. Starenjem se mogu stvoriti tragovi alfa faze u beta rešetci, pri čemu beta rešetka sa tragovima alfa faze ima veliku čvrstoću.

$\alpha$  legure imaju jednofaznu mikrostrukturu (slika 3.4a), koja omogućava dobru zavarivost. Stabilizirajući efekat visokog udela aluminijuma u ovoj grupi legura rezultuje odličnom čvrstoćom i otpornošću na oksidiranje na visokim temperaturama (300-600°C). Ove legure se ne mogu termički obrađivati zarad povećanja čvrstoće, pošto su jednofazne.

Dodavanjem kontrolisane količine  $\beta$  stabilizatora se omogućava očuvanje čvršće  $\beta$  faze i na temperaturama ispod temperature transformacije, što rezultuje dvofaznim sistemom. Talozi  $\beta$  faze će se pojaviti u kristalnoj rešetci termičkom obradom i rapidnim hlađenjem, a potom starenjem na nešto nižoj temperaturi. Ciklus starenja uzrokuje taloženje finih  $\alpha$  čestica iz metastabilne  $\beta$  faze, što čini  $\alpha$  rešetku čvršćom nego što je  $\alpha$ - $\beta$  rešetka (slika 3.4b).

Visok udeo  $\beta$ -stabilizirajućih elemenata (13% V u Ti13V11Cr3Al leguri) rezultuje mikrostrukturu koja je u suštini  $\beta$  koja se može očvrstnuti termičkom obradom (slika 3.4c).

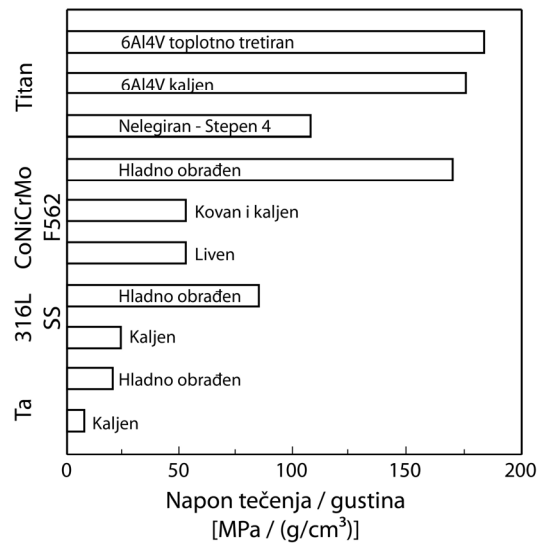


Slika 3.4. Mikrostruktura titanovih legura (x 500) [2]

Mehaničke osobine komercijalno čistog titana i Ti-6Al-4V legure su date u tabeli 3.9. Modul elastičnosti ovih materijala je oko 110 Gpa, što je polovina vrednosti za Co legure. Iz tabele 3.9 se može videti da viši udeo nečistoća dovodi do veće čvrstoće i niže duktilnosti. Čvrstoća materijala varira od vrednosti mnogo niže od 316 nerđajućeg čelika ili Co legura do vrednosti otprilike iste kao kod kaljenog 316 nerđajućeg čelika ili livene Co-Cr-Mo legure. Međutim, kada se uporede specifične čvrstoće (čvrstoća po gustini), legure titana su bolje od bilo kog drugog materijala za implante, kao što je prikazano na slici 3.5. Uprkos tome, titan ima nisku otpornost na smicanje, što ga čini nepogodnim za izradu koštanih šrafova, ploča i sličnih implanata. Takođe ima tendenciju da se haba u klizajućem kontaktu sa samim sobom i drugim metalima.

Tabela 3.9. Mehaničke osobine titana i njegovih legura [7][139]

Osobine	Stepen 1	Stepen 2	Stepen 3	Stepen 4	Ti6Al4V	Ti13Nb13Zr
Zatezna čvrstoća $R_m$ , MPa	240	345	450	550	860	1030
Napon tečenja $R_{p0,2}$ , MPa	170	275	380	485	795	900
Izduženje, %	24	20	18	15	10	15
Oblast redukcije, %	30	30	30	25	25	45



Slika 3.5. Odnos tačke tečenja i gustine kod nekih materijala za implante [2][65]

Titan poseduje visoku otpornost na koroziju zahvaljujući formiranju čvrstog sloja oksida. *In vivo* je oksid ( $\text{TiO}_2$ ) jedini stabilni proizvod reakcije. Oksidni sloj formira tanki prijanjajući film i pasivizira materijal.

Razvijene su dvofazne legure sa disperzijom beta forme u alfa fazi koje zadržavaju najbolja svojstva iz obe faze. Ti-6Al-4V je tipična, široko korišćena dvofazna legura. Struktura legure u mnogome zavisi od načina izrade i toplotnog tretiranja. [140] Zatezna čvrstoća je  $\sim 930$  MPa za kaljenu leguru, a  $\sim 1200$  MPa kod legure sa ojačanom kristalnom rešetkom i tretmanom starenja. Legura čije su nečistoće redukovane kako bi se poboljšala čvrstoća na niskim temperaturama i otpornost na rast prsline se naziva ELI Ti-6Al-4V (eng. extra low interstitial, ekstra mali međuprostor). [7][89]

Titan i njegove legure su od naročitog značaja za biomedicinu zbog svoje izvanredne biokompatibilnosti, specifične čvrstoće, niskog modula elastičnosti i otpornosti na koroziju. Eksperimentalne studije na životinjskim modelima i dugoročna klinička primena na ljudima su potvrdili njihovu superiornu biokompatibilnost. [88][65] Štaviše, oksidne površine titana i njegovih legura se

dobro podnose u kontaktu sa kosti, i postaju oseointegrisane bez otkrivenog prisustva fibroznog tkiva između kosti i implanta.

CP-titan se više koristi za dentalne implante, ali se koristi i u ortopedskoj hirurgiji, prvenstveno u obliku žičane mreže za porozni omotač koji se sinteruje na komponente od legura titana za zamenu zglobova.

Niži modul elastičnosti legure čini je idealnim kandidatom za snižavanje strukturne krutosti implanta bez izmene oblika. Na primer, aksijalna krutost, savojna krutost i torziona krutost koštane ploče izrađene od legure titana imaće dva puta manje vrednosti u odnosu na koštanu ploču iste veličine i oblika izrađene od nerđajućeg čelika ili legure kobalta. Zbog toga se korišćenjem ploče od legure titana smanjuje pojava zaštite od napona kada se ploča kruto pričvrsti za kost, tako da se opterećenje rasporedi i na kost i na ploču. Ovo mehaničko svojstvo je dovelo do upotrebe titanovih legura za fiksacije fraktura i kičmene fiksacije, uključujući ploče, klinove i šrafove. Ovo svojstvo je takođe dovelo i do upotrebe titanovih legura za izradu stemova proteza zglobova kuka.

Zbog niže tvrdoće titanove legure dolazi do niže otpornosti na habanje. Kliničkim posmatranjima je ustanovljeno značajno prisustvo ogrebotina i habanja femoralnih glava od titanove legure kod totalne proteze zgloba. Merenja nivoa titana i aluminijuma u tkivima i fluidima unutar zgloba kuka potvrđuju da dolazi oslobađanja značajne količine ovih elemenata sa femoralne glave. Ova posmatranja sugerišu da se titan koji nije prošao dodatnu površinsku obradu ne treba koristiti za klizajuće površine. Uprkos dugoročnim kliničkim dokazima o izvrsnoj biokompatibilnosti titanovih legura, mogućnost oslobađanja citotoksičnih elemenata poput vanadijuma, koji bi izazvao lokalne i sistemske probleme, dovela je do uvođenja u upotrebu manjeg obima drugih legura titana u kojima je vanadijum zamenjen inertnijim elementima, poput niobijuma.

ASTM standardi za legure titana koje se koriste za medicinske i hirurške svrhe su dati u tabeli 3.10.

*Tabela 3.10. Standardi za legure titana koji se koriste za hirurške implante [3]*



<b>Specifikacija</b>	<b>Nominalna sadržina</b>
F67-95	Nelegirani titan
F136-98	Kovana Ti-6Al-4V ELI legura
F620-97	Ti-6Al-4V legura
F1108-97a	Livena Ti-6Al-4V legura
F1295-97a	Kovana Ti-6Al-7Nb legura
F1472-96	Kovana Ti-6Al-4V legura
F1713-96	Kovana Ti-13Nb-13Zr legura
F1813-97	Kovana Ti-12Mo-6Zr-2Fe legura

### **3.1.5. Izrada implanata od legura titana**

Titan je veoma reaktivan na visokoj temperaturi i lako gori u prisustvu kiseonika. Stoga je za procesiranje na visokoj temperaturi potrebna ili inertna atmosfera, ili se procesiranje odvija topljenjem u vakuumu. [65] Kiseonik se lako rastvara u titanu i čini materijal krtijim. Zbog toga bi termičku obradu ili kovanje trebalo raditi na temperaturama ispod 925°C. Mašinska obrada na sobnoj temperaturi ne rešava sve probleme, pošto se materijal haba i steže oko alata za obradu. Za minimiziranje ovog efekta se koriste veoma oštri alati velike snage pri niskim brzinama rada. Takođe se može raditi elektromehanička obrada.

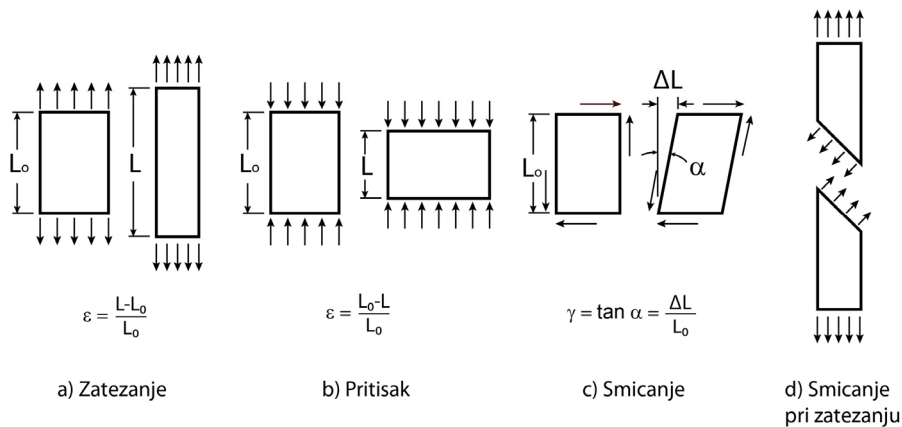
## **3.2 Mehaničke karakteristike metalnih biomaterijala za implante**

### **3.2.1. Osnovne postavke ponašanja biomaterijala**

Za materijal koji se mehanički deformiše *napon* se definiše kao unutrašnja sila po jedinici površine posmatranog poprečnog preseka, i obično se izražava u Njutnima po metru kvadratnom (Paskal, Pa) . [141][142][143][144][145]

$$\text{Napon } (\sigma) = \frac{\text{sila}}{\text{poprečni presek}} \left[ \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right]. \quad (3.1)$$

Opterećenje može delovati na materijal kao *zatezanje*, *pritisak* i *smicanje*, ili kao njihova kombinacija. Zatezni naponi se generišu kada na predmet deluju opterećenja (sile) koje ga zatežu (slika 3.60a), dok se pritisni naponi javljaju kada sile stiskaju predmet (slika 3.60b). Naponi smicanja se opiru opterećenjima koja deformišu ili rastavljaju predmet klizanjem slojeva molekula jednih preko drugih po jednoj ili više ravni (slika 3.60c). Naponi smicanja se mogu javiti i kod jednoosnog zatezanja i pritiska, pošto se maksimalni napon smicanja kreira na ravnima koji su pod uglom od  $45^\circ$  u odnosu na pravac delovanja sile (slika 3.60d).



Slika 3.6. Prikaz mehanizama nastanka deformacije u telu

Promena oblika tela pod delovanjem sile se naziva *deformacija*:

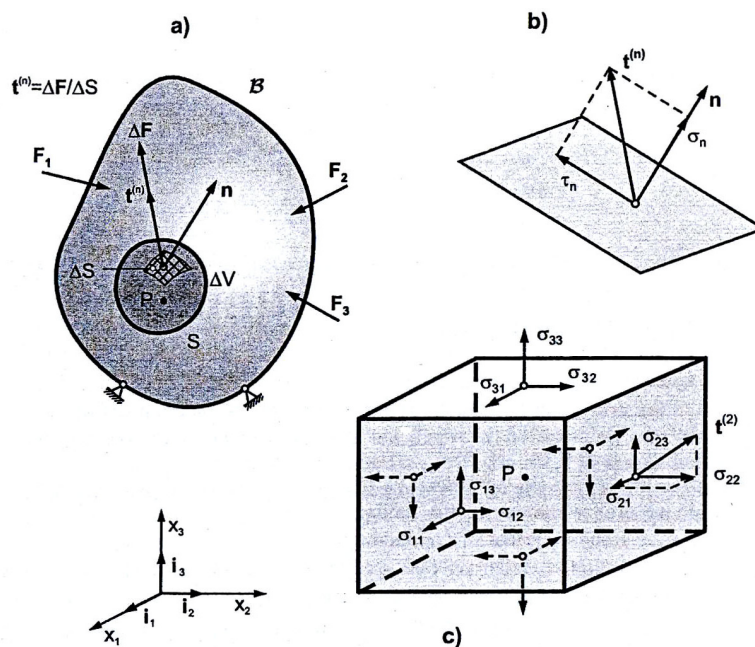
$$\text{Deformacija } (\varepsilon) = \frac{\text{deformisana dužina} - \text{početna dužina}}{\text{početna dužina}} \left[ \frac{\text{m}}{\text{m}} \right]. \quad (3.2)$$

Deformaciju je takođe moguće izraziti kao odnos izduženja, tj. deformisane i početne dužine. Deformacije povezane sa različitim vrstama napona se nazivaju zatezne, pritisne i smičuće deformacije (slika 3.60). [141][144][146]

Napon i deformacije su definisani kao osnovne mehaničke veličine koje opisuju ponašanje biomaterijala. Uvodi se pretpostavka da kontinuum predstavlja čvrsto telo koje se može deformisati, a koje se pomera u prostoru i deformiše se

usled delovanja mehaničkog opterećenja. Naponi i deformacije se definišu u tački tela. Tokom deformacije tela, naponi i deformacije se menjaju, a cilj primene mehanike kontinuuma je određivanje tih promena unutar čitavog biomaterijala, tj. za sve materijalne tačke tela. Ovakav pristup, u kome se prati istorijat promena veličina (poput napona i deformacija) u materijalnim tačkama, naziva se *Langranžovim pristupom* analize kontinuuma. [141][142][145][146]

### 3.2.2. Napon



Slika 3.7. Naponi unutar materijalnog tela nastali usled mehaničke akcije. (a) Jedinična zapremina  $\Delta V$  oko tačke  $P$ , sila  $\Delta F$  i vektor napona  $\mathbf{t}(\mathbf{n})$  na površini  $\Delta S$  sa normalom  $\mathbf{n}$ . (b) Normalna  $\sigma_n$  i tangencijalna  $\tau_n$  komponenta vektora napona  $\mathbf{t}^{(n)}$ . (c) Komponente  $\sigma_{ij}$  tenzora napona  $\sigma$  u materijalnoj tački  $P$  [146]

Da bi se definisao pojam napona, razmatra se materijalno telo  $B$  koje se deformiše pod dejstvom mehaničkog opterećenja, kao što je prikazano na slici 3.70a. [141][143][144][146] Usled ove deformacije se kreiraju unutrašnje mehaničke sile u telu, koje se mogu odrediti, ukoliko se izdvoji mala zapremina  $\Delta V$  materijala oko *materijalne tačke*  $P$  unutar  $B$ . Mehanička akcija okolnog materijala

na materijal unutar jedinične zapremine  $\Delta V$  deluje na površinu  $\Delta S$ , a sila po jedinici površine  $\mathbf{t}^{(n)}$  se označava kao vektor napona, pri čemu superskriptovano  $n$  označava spoljašnju jedinicu normalnu na  $\Delta S$ . Stoga je

$$\mathbf{t}^{(n)} = \lim_{\delta S \rightarrow 0} \frac{\Delta \mathbf{F}}{\Delta S} = \frac{d\mathbf{F}}{dS} \quad (3.3)$$

gde je  $\Delta \mathbf{F}$  sila koja deluje na  $\Delta S$ . Vektor napona  $\mathbf{t}^{(n)}$  se može rastaviti na normalnu i tangencijalnu komponentu – normalni ( $\boldsymbol{\sigma}_n$ ) i tangencijalni ( $\boldsymbol{\tau}_n$ ) napon, gde je  $\boldsymbol{\sigma}_n$  u pravcu  $\mathbf{n}$ , a  $\boldsymbol{\tau}_n$  leži u ravni sa čija je  $\mathbf{n}$  normala,

$$\mathbf{t}^{(n)} = \boldsymbol{\sigma}_n + \boldsymbol{\tau}_n \quad (3.4)$$

kao što je prikazano na slici 3.70b.

Definiše se jedinična zapremina oko materijalne tačke P okružena površinama paralelnim osama Dekartovog koordinatnog sistema  $x_1, x_2, x_3$  (slika 3.70c). Na svakoj od jediničnih površina sa normalama  $\mathbf{i}_1, \mathbf{i}_2, \mathbf{i}_3$  moguće je odrediti vektore napona, i dobiti normalne i tangencijalne komponente ovih vektora, koji se označavaju kao  $\sigma_{11}, \sigma_{12}, \sigma_{13}, \dots, \sigma_{31}, \sigma_{32}, \sigma_{33}$ , pri čemu se u mehanici kontinuuma pravci smatraju pozitivnim. Komponente  $\sigma_{11}, \sigma_{22}, \sigma_{33}$  su normalne komponente napona, dok su  $\sigma_{ij}, i \neq j$ , smičuće komponente napona. Komponente napona se mogu napisati u matričnom obliku kao

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix}. \quad (3.5)$$

Može se dokazati da se komponenta  $\sigma_{ij}$  transformiše po tenzornom transformacionom pravilu,

$$\bar{\boldsymbol{\sigma}} = \mathbf{T}\boldsymbol{\sigma}\mathbf{T}^T \quad (3.6)$$

pa stoga napon u materijalnoj tački, izražen pomoću komponenti  $\sigma_{ij}$  predstavlja *tenzor napona*,

$$\boldsymbol{\sigma} = \sigma_{km} \mathbf{i}_k \mathbf{i}_m. \quad (3.7)$$

Takođe se može dokazati da je tenzor napona simetričan. Dokaz da su komponente  $\sigma_{ij}$  simetrične i tenzornog karaktera su zasnovani na fizičkom stanju ravnoteža sila koje deluju na materijal.

Vektor napona  $\mathbf{t}^{(n)}$  na ravni sa normalom  $\mathbf{n}$  se može predstaviti kao

$$\mathbf{t}^{(n)} = \boldsymbol{\sigma} \mathbf{n}, \quad t_i^{(n)} = \sigma_{ij} n_j. \quad (3.8)$$

Ova jednačina je poznata kao Košijeva teorema, gde je  $\boldsymbol{\sigma}$  Košijev tenzor napona. Stoga, ako je u materijalnoj tački poznat tenzor napona, moguće je izračunati ukupni napon (vektor  $\mathbf{t}^{(n)}$ ), kao i normalne i smičuće komponente napona, na svakoj ravni koja prolazi kroz tu tačku.

Glavni normalni naponi  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$  koji deluju na ravni sa jediničnim normalama  $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \mathbf{p}_3$  se mogu dobiti računanjem sopstvene vrednosti. Tada matrica napona ima dijagonalni oblik,

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

a tenzor napona je

$$\boldsymbol{\sigma} = \sigma_1 \mathbf{p}_1 \mathbf{p}_1 + \sigma_2 \mathbf{p}_2 \mathbf{p}_2 + \sigma_3 \mathbf{p}_3 \mathbf{p}_3. \quad (3.10)$$

Potrebno je primetiti da su smičući naponi na glavnim ravnima jednaki nuli.

Stanje napona u materijalnoj tački se može predstaviti Morovim krugovima, uz pomoć tzv. pola Morovog kruga. Iz toga se može zaključiti da maksimalni smičući naponi deluju na ravni rotirane za  $\pi/4$  u odnosu na glavne ose.

U mnogim situacijama je neophodno predstaviti stanje napona pomoću srednje vrednosti napona  $\sigma_m$ ,

$$\sigma_m = \frac{1}{3}(\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33}) = \frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \quad (3.11)$$

i pomoću devijacije napona  $\boldsymbol{\sigma}'$ , koristeći komponente

$$\sigma'_{ij} = \sigma_{ij} - \sigma_m \delta_{ij}. \quad (3.12)$$

Očigledno je da se devijacija napona  $\boldsymbol{\sigma}'$  od napona  $\boldsymbol{\sigma}$  razlikuje samo po normalnoj komponenti. Po jednačini (3.11), srednja vrednost napona je jedna trećina traga  $\boldsymbol{\sigma}$  i stoga ima istu vrednost u bilo kom koordinatnom sistemu (tj. invarijantna je u odnosu na koordinatne transformacije).

Od izuzetnog je značaja da komponente napona u kontinuumu budu takve da se zadovolje jednačine ravnoteže:

$$\frac{\partial \sigma_{ik}}{\partial x_k} + f_i^V = 0 \quad i, k = 1, 2, 3; \quad \text{ili} \quad (\nabla^T \boldsymbol{\sigma})^T + \mathbf{f}^V = \mathbf{0} \quad . \quad (3.13)$$

Pri tome se jednačine ravnoteže (3.13) mogu napisati pomoću reprezentacije napona pomoću jednog indeksa kao

$$\mathbf{L}\boldsymbol{\sigma} + \mathbf{f}^V = \mathbf{0}, \quad \text{ili} \quad L_{ij}\sigma_j + f_i^V = 0 \quad (3.14)$$

gde je operator  $\mathbf{L}$

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \partial / \partial x_1 & 0 & 0 & \partial / \partial x_2 & 0 & \partial / \partial x_3 \\ 0 & \partial / \partial x_2 & 0 & \partial / \partial x_1 & \partial / \partial x_3 & 0 \\ 0 & 0 & \partial / \partial x_3 & 0 & \partial / \partial x_2 & \partial / \partial x_1 \end{bmatrix}. \quad (3.15)$$

Jednačine ravnoteže u cilindričnom koordinatnom sistemu  $r, \theta, z$  su

$$\begin{aligned}
\frac{\partial \sigma_{rr}}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \sigma_{r\theta}}{\partial \theta} + \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\theta\theta}}{r} + f_r^V &= 0 \\
\frac{\partial \sigma_{r\theta}}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \sigma_{\theta\theta}}{\partial \theta} + \frac{\partial \sigma_{\theta z}}{\partial z} + \frac{2\sigma_{r\theta}}{r} + f_\theta^V &= 0 \\
\frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \sigma_{\theta z}}{\partial \theta} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rz}}{r} + f_z^V &= 0.
\end{aligned} \tag{3.16}$$

### 3.2.3. Deformacija i brzina deformacije

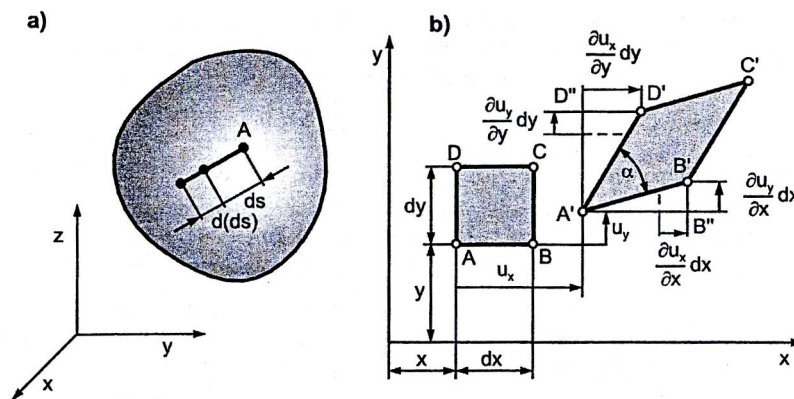
Deformacija je mehanička veličina kojom se meri promena oblika materijala, odnosno deformacija se koristi za definisanje kinematike promene oblika materijala. Primenom teorije mehanike kontinuuma potrebno je uvesti pretpostavku da su deformacije male, tj. da su pomeranja materijalnih tačaka usled deformacija mala. [141][145][142][143][144][146]

Ako se definiše deformacija  $\varepsilon$  materijalnog elementa jedinične dužine  $ds$ , kao

$$\varepsilon = \frac{d(ds)}{ds} \tag{3.17}$$

dobija se izraz kojim se određuje promena po jedinici dužine. Pomoću ove definicije moguće je definisati deformacije materijalnih elemenata u pravcima koordinatnog sistema  $x, y, z$  kao

$$\begin{aligned}
\varepsilon_{xx} = \frac{d(dx)}{dx}, \quad \varepsilon_{yy} = \frac{d(dy)}{dy}, \quad \varepsilon_{zz} = \frac{d(dz)}{dz}, \quad \text{ili} \\
\varepsilon_{ii} = \frac{d(dx_i)}{dx_i}, \quad i = 1, 2, 3 \text{ (nema zbira po } i\text{)}.
\end{aligned} \tag{3.18}$$



Slika 3.8. Definicija malih deformacija (a) izduženje podužnog elementa (b) deformacija pravougaonog materijalnog elementa [146]

Međutim, da bi se predstavila distorzija biomaterijala, neophodno je uvesti smičuće (ugaone) deformacije kao mere promene oblika. Ove deformacije se definišu kao promena ugla između bilo koja dva segmenta duži inicijalno pod pravim uglom (slika 3.80b). Stoga se u  $x, y, z$  koordinatnom sistemu definišu izrazi

$$\begin{aligned} \gamma_{xy} &= \frac{\pi}{2} - \alpha_{xy}, \quad \gamma_{yz} = \frac{\pi}{2} - \alpha_{yz}, \quad \gamma_{xz} = \frac{\pi}{2} - \alpha_{xz}, \quad \text{ili} \\ \gamma_{ij} &= \frac{\pi}{2} - \alpha_{ij}, \quad i \neq j, \quad i, j = 1, 2, 3 \end{aligned} \quad (3.19)$$

gde je  $\alpha_{ij}$  ugao između segmenata duži  $dx_i$  i  $dx_j$  nakon deformacija. Jasno je da su smičuće deformacije simetrične, tj.  $\gamma_{ji} = \gamma_{ij}$ . Smičuće deformacije  $\gamma_{ij}$  su *inženjerske smičuće deformacije* koje se koriste u inženjerskoj literaturi. S druge strane, u mehanici kontinuuma se koriste *stvarne smičuće deformacije*, koje se definišu kao

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \gamma_{ij}, \quad i \neq j, \quad i, j = 1, 2, 3. \quad (3.20)$$

Može se dokazati da se komponente deformacija  $\varepsilon_{ij}$ , kao i smičuće deformacije, transformišu u skladu sa tenzorskim pravilom. Ova osobina  $\varepsilon_{ij}$  dolazi iz kinematike deformacije. Stoga iz komponente  $\varepsilon_{ij}$  moguće je dobiti deformacije  $\bar{\varepsilon}_{ij}$  u rotiranom koordinatnom sistemu  $\bar{x}_i$ , i tako izračunati promene dužine i



distorzije u drugim pravcima. Tenzor deformacija  $\boldsymbol{\varepsilon}$  se može napisati u matričnom obliku ili u tenzornom obliku kao

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \varepsilon_{km} \mathbf{i}_k \mathbf{i}_m. \quad (3.21)$$

Tenzor deformacija  $\boldsymbol{\varepsilon}$  se naziva *tenzor malih (linearnih) deformacija*.

Tenzor deformacija se može napisati za glavne pravce, ili pomoću Morovih krugova. Takođe je moguće koristiti izraz za deformaciju izraženu kao 6 x 1 matricu:

$$[\boldsymbol{\varepsilon}]^T = [\varepsilon_{11} \quad \varepsilon_{22} \quad \varepsilon_{33} \quad \gamma_{12} \quad \gamma_{23} \quad \gamma_{13}]. \quad (3.22)$$

Tada se transformacija (3.6) može napisati kao

$$[\bar{\boldsymbol{\varepsilon}}] = \mathbf{T}^\varepsilon [\boldsymbol{\varepsilon}] \quad (3.23)$$

gde matrica  $\mathbf{T}^\varepsilon$  sadrži kosinuse uglova između osa  $\bar{x}_i$  i  $x_i$ .

Komponente deformacije se mogu izračunati iz pomeranja  $u_i$ ,

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right), \quad \text{ili} \quad \boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2} (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) \quad (3.24)$$

a onda se može dobiti i polje deformacija iz polja pomeranja. Deformacije u cilindričnom koordinatnom sistemu su

$$\begin{aligned} \varepsilon_{rr} &= \frac{\partial u_r}{\partial r}, & \varepsilon_{\theta\theta} &= \frac{1}{r} \frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{u_r}{r}, & \varepsilon_{zz} &= \frac{\partial u_z}{\partial z} \\ \varepsilon_{r\theta} &= \frac{1}{2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial u_r}{\partial \theta} + \frac{\partial u_\theta}{\partial r} - \frac{u_\theta}{r} \right), & \varepsilon_{\theta z} &= \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_\theta}{\partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial u_z}{\partial \theta} \right), & \varepsilon_{zr} &= \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_r}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial r} \right) \end{aligned} \quad (3.25)$$

gde je  $u_r$  radijalna,  $u_\theta$  tangencijalna a  $u_z$  aksijalna komponenta vektora pomeranja.

Moguće je definisati i tenzor brzine deformacija  $\mathbf{D}$  i vektor rotacije  $\mathbf{W}$ . Tenzor brzine deformacija se definiše kao

$$D_{ij} = \dot{\epsilon}_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial \dot{u}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \dot{u}_j}{\partial x_i} \right), \quad \text{ili} \quad \dot{\boldsymbol{\epsilon}} = \frac{1}{2} (\nabla \dot{\mathbf{u}} + (\nabla \dot{\mathbf{u}})^T) \quad (3.26)$$

a vektor rotacije kao

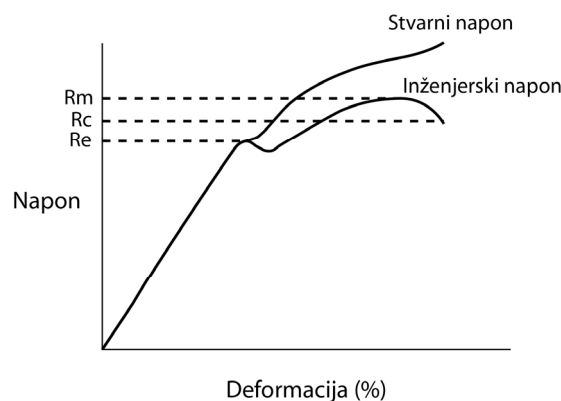
$$W_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial \dot{u}_i}{\partial x_j} - \frac{\partial \dot{u}_j}{\partial x_i} \right), \quad \text{ili} \quad \mathbf{W} = \frac{1}{2} (\nabla \dot{\mathbf{u}} - (\nabla \dot{\mathbf{u}})^T). \quad (3.27)$$

Treba primetiti da je vektor rotacije koso simetričan, tj.  $W_{ii} = 0$ ;  $W_{ji} = -W_{ij}$ . Stoga se javljaju tri nenulte komponente  $W_{12}, W_{23}$  i  $W_{31}$ , i moguće je odrediti vektor rotacije  $\mathbf{w}$  sa komponentama  $w_1 = -W_{31}$ ,  $w_2 = -W_{23}$ ,  $w_3 = -W_{12}$ . Tenzor brzine deformacija predstavlja brzinu deformacije, dok vektor rotacije predstavlja brzinu rotacije biomaterijala.

Kao u slučaju tenzora napona, mogu se izračunati invarijante tenzora deformacija.

Ako se ponašanje napon-deformacija nacrtano kao grafikon, dobiće se kriva koja predstavlja kontinuirani odgovor materijala na delovanje sile (slika 3.90). [129][143] Kriva napon-deformacija za čvrsta tela se ponekad može podeliti na plastičnu i elastičnu oblast linijom granice tečenja. U elastičnoj oblasti deformacija  $\epsilon$  se povećava upravno srazmerno naponu  $\sigma$  (Hukov zakon):

$$\sigma = E \epsilon : \text{napon} = (\text{inicijalna kriva})(\text{deformacija}). \quad (3.28)$$



Slika 3.9. Kriva napon-deformacija idealizovanog materijala

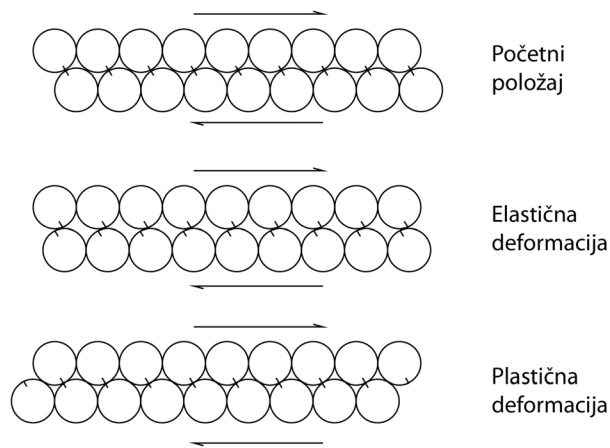
Nagib ( $E$ ) ili konstanta proporcionalnosti zateznih i pritisnih krivih napon-deformacija se naziva *Jangov modul elastičnosti* ili *modul elastičnosti*, i predstavlja odnos vrednosti priraštaja napona i priraštaja deformacije. Što je materijal krući, veća je vrednost  $E$ , i teže ga je deformisati. Slična analiza se može napraviti i za smičuće deformacije, kada se modul smicanja  $G$  definiše kao inicijalni nagib krive napona i deformacija smicanja. Jedinica modula je ista kao i za napon, pošto deformacija nema jedinicu (izražava se procentualno). Modul smicanja izotropnog materijala se u odnosu na Jangov modul elastičnosti može napisati kao:

$$E = 2G(1 + \nu) \quad (3.29)$$

gde je  $\nu$  *Poasonov koeficijent* materijala. Poasonov koeficijent se definiše kao negativni odnos poprečne i podužne dilatacije pri zateznom ili pritisnom opterećenju šipke. Poasonov koeficijent je za često korišćene krute metalne biomaterijale oko  $1/3$ , a nešto manji, oko  $1/2$ , za gumenaste materijale i meka biološka tkiva.

U *plastičnoj oblasti* promene deformacije više nisu proporcionalne naponu. Štaviše, ako prestane delovanje sile, materijal se neće vratiti u svoj početni oblik, već će ostati permanentno deformisan, što se naziva *plastična deformacija*. Na slici 3.10 je data ilustracija šta se događa na atomskoj razmeri prilikom deformacije materijala. Moguće je primetiti da se individualni atomi izobličuju i izdužuju, dok deo deformacija odlazi na relativno pokretanje atoma u odnosu jednih na druge. Kada prestane delovanje sile pre nego što atomi pređu na novi položaj, atomi će se vratiti na svoj početni položaj, što ovo čini *elastičnom deformacijom*. Kada se materijal *plastično deformiše* atomi se pomeraju na taj način da im se menjaju susedi, te se kada prestane delovanje sile ne mogu vratiti na početni položaj.

Na slici 3.90 se može videti maksimalna vrednost napona, nakon koje često sledi prividno smanjenje dok se ne dođe do tačke loma materijala. Maksimalni napon se naziva *zatezna čvrstoća* ili *maksimalna zatezna čvrstoća*. Međutim, zatezna čvrstoća je relativno nevažna za izbor ili izradu biomaterijala - jer je granica elastičnosti ta koja određuje da li će se biomaterijal deformisati ili ne.



*Slika 3.10. Shematski prikazi dvodimenzionalnog atomskog modela pri elastičnoj i plastičnoj deformaciji*

U okviru sledećeg poglavlja definisane su teorijske i eksperimentalne postavke kod proučavanja otpornosti na lom metalnih biomaterijala.

## POGLAVLJE 4

### EKSPERIMENTALNI PRISTUP U ANALIZI PARAMETARA MEHANIKE LOMA METALNIH BIOMATERIJALA

#### 4.1 Osnovne postavke mehanike loma metalnih biomaterijala

Osnovni ciljevi mehanike loma kao naučne discipline su proučavanje pojave i rasta prsline i njihov uticaj na ponašanje materijala i konstrukcija. Mehanika loma je započela svoj razvoj početkom XX veka radovima o koncentraciji napona (Inglis) i brzini oslobađanja energije (Grifit), a ubrzan razvoj ove discipline počinje tokom pedesetih godina kada je Irvin postavio osnove linearno elastične mehanike loma (LEML) primenom faktora intenziteta napona  $K$  i njegove kritične vrednosti  $K_c$ . Nadalje, analizom plastične zone ispred vrha prsline i uvođenjem novih parametara - otvaranja vrha prsline i  $J$  integrala, definisane su i osnovne postavke elasto-plastične oblasti proučavanja mehanike loma (EPML).

Definisanje sile, opterećenja, napona, deformacije i pomeranja je vitalno za razumevanje osobina stanja čvrstih tela i za opisivanje mehaničkog ponašanja tela sa i bez prsline. Jasno je da tela sa prsline imaju drugačije mehaničke osobine od tela bez prsline, i da se njihovo ponašanje opisuje u skladu sa principima mehanike loma. Mehanika loma se može podeliti na dve oblasti. Linearno elastična mehanika loma (LEML) se bavi osnovama teorije linearne elastičnosti, dok elastoplastična mehanika loma (EPML) opisuje plastično ponašanje duktilnih čvrstih tela.

Teorijska razmatranja mehanike loma omogućila su da se definiše pojam faktora intenziteta napona pomoću koga se može odrediti intenzitet napona u okolini vrha prsline. Ova vrednost se može iskoristiti za određivanje mere otpornosti na lom, uzevši u obzir da dostizanjem kritične vrednosti ovog faktora nastupa nestabilan rast prsline. Izvršena teorijska i eksperimentalna istraživanja otpornosti na lom metalnih biomaterijala na epruvetama sa prsline pri opterećenju zatezanja silom i pri istom opterećenju kod epruveta sa zarezom

prikazana u ovom radu, imala su u prvom redu za cilj određivanje karaktera tih procesa uz korišćenje osnovnih postavki mehanike loma.

#### **4.1.1. Predmet proučavanja mehanike loma**

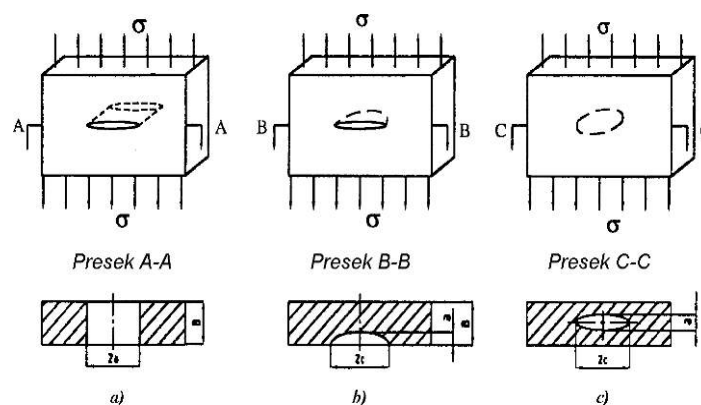
Teorija elastičnosti koristi zatvoreni oblik analitičkih procedura za razvijanje konstitutivnih jednačina koje se koriste za predviđanje otkaza čvrstih tela bez prslina. Međutim, kada telo sadrži nepravilnosti ili prsline, jednačine polja nisu u potpunosti definisane teorijom elastičnosti, pošto se ne uzima u obzir fenomen singulariteta napona pri vrhu prsline. Teorija elastičnosti samo omogućava predikciju granice tečenja kao kriterijuma za otkaz, pa iako je ova informacija korisna, za predikciju loma komponenti koje sadrže prsline neophodno je koristiti principe mehanike loma. Termin mehanika loma se u užem smislu odnosi na istraživanje uslova razvoja prsline, a u širem smislu on obuhvata i deo otpornosti materijala, koji se odnosi na završnu fazu procesa deformisanja usled delovanja opterećenja. Na osnovu toga se kao predmet proučavanja mehanike loma definišu problemi otpornosti i loma konstrukcija.

Mehanika loma proučava mehaničko ponašanje tela sa prslinom pod dejstvom opterećenja. Irvin (Irwin) je razvio polje mehanike loma na osnovu ranih radova Inglisa (Inglis), Grifita (Griffith) i Vestergarda (Westergaard). Mehanika loma se u osnovi bavi nepovratnim procesom loma usled nukleacije i rasta prslina. Formiranje prslina može biti kompleksan proces, koji u mnogome zavisi od mikrostrukture kristalnog ili amornog tela, dejstva opterećenja i uslova okruženja. Mikrostruktura igra veoma važnu ulogu u procesu loma, zbog kretanja dislokacija, postojanja taloga na granicama zrna, inkluzija, veličine zrna i tipova faza koji čine kristalnu rešetku. Svi ovi činioci su nesavršenosti, odnosno greške u materijalu i mogu postati mesto nastanka prsline pod nepovoljnim uslovima. Primera radi, kruti lom je niskoenergetski proces, sa malom disipacijom energije, koji može dovesti do katastrofalnog otkaza bez ikakvog upozorenja, pošto je brzina rasta prsline velika. Stoga pre trenutka loma može biti malo do nimalo plastične deformacije. S druge strane, žilavi (duktilni) lom je visokoenergetski proces za koji se vezuje velika

količina disipacije energije i velika plastična deformacija pre nastupanja faze nestabilnog rasta prsline. Stoga dolazi do sporog rasta prsline usled pojave ojačanja materijala usled deformacije u regiji vrha prsline.

Mehanika loma polazi od pretpostavke da svi inženjerski materijali imaju prsline koje iniciraju otkaz. Da bi se napravila procena preostalog radnog veka mašine ili strukturne komponente, potrebno je znati na koji način se prostiru naponi zbog prisustva prsline, zajedno sa stanjem rasta prsline. Kod prsline se na vrhu pojavljuju veliki naponi, i ovoj tački treba posvetiti posebnu pažnju, pošto na njoj dolazi do rasta prsline. Opterećenje tela sa prsline često prati neelastična deformacija i drugi nelinearni efekti na vrhu prsline, osim kod idealno krutih materijala. Međutim, postoje i situacije gde je pojava neelastičnih deformacija i nelinearnih efekata veoma mala u poređenju sa dužinom prsline i drugim karakterističnim dimenzijama tela, i u tim slučajevima LEML adekvatno opisuje prostiranje napona u telu sa prsline. U situacijama kada dolazi do izražene neelastične deformacije neophodno je koristiti EPML.

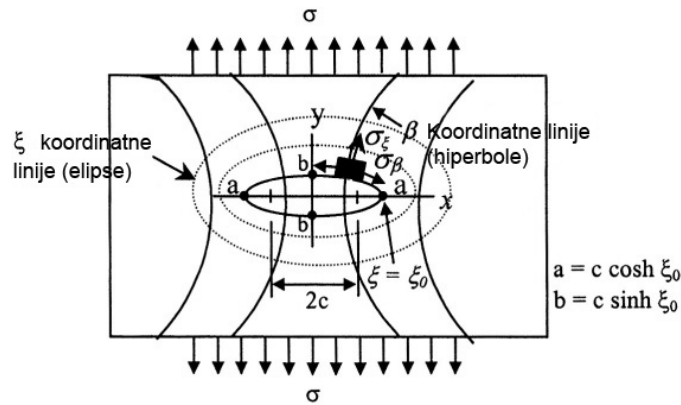
Prsline se definiše kao šupljina u telu nastala bez uklanjanja materijala, a ograničena je sa dve naspramne površine čije je međusobno rastojanje mnogo manje od njene druge dve dimenzije, slika 4.1 . Zajednička konturna linija površina prsline je front prsline. [147][148][149][150]



Slika 4.1. Tipovi ravanskih prsline: a) prolazna, b) površinska i c) unutrašnja [149]

U realnim materijalima prsline su nepravilnog oblika, ali u cilju definisanja parametara proračuna u okviru mehanike loma predstavljaju se idealizovano kao

elipsa. [147][148][151][152][153] U cilju opisivanja ponašanja tela sa prslinom, definiše se beskonačna ploča sa eliptičnim otvorom, sa glavnom osom  $2a$  i sporednom osom  $2b$ , kao na slici 4.2, gde su eliptične koordinate  $(\xi, \beta)$  a Dekartove koordinate  $(x, y)$ .



Slika 4.2. Beskonačna ploča sa eliptičnim otvorom [154]

Ideja je prikazati maksimalnu komponentu elastičnog napona na eliptičnom vrhu prsline po glavnoj osi  $2a$  kada sporedna osa  $2b \rightarrow 0$ . Inglis je proučavao ovaj problem i objasnio prostiranje elastičnog napona na beskonačnoj ploči. Kada napon deluje pod pravim uglom na glavnu osu  $2a$  tanke ploče, izraz kojim se određuje prostiranje napona za eliptični otvor na slici 4.2 je

$$\sigma_x = \sigma \left[ -\frac{1}{A^2} + \frac{x(x^2 - a^2 + b^2)^{-1/2}}{A^2} + \frac{a^2 x (x^2 - a^2 + b^2)^{-3/2}}{A} \right] \quad (4.1)$$

$$\sigma_y = \sigma \left[ 1 - B + Bx(x^2 - a^2 + b^2)^{-1/2} + \frac{a^2 x (x^2 - a^2 + b^2)^{-3/2}}{A} \right] \quad (4.2)$$

gde je  $A = 1 - b/a$ ;  $B = (1 - 2b/a)/(1 - b/a)^2$  i  $\rho$  - minimalni poluprečnik na kraju glavne  $a$ -ose.

Rezultantni maksimalni aksijalni napon na ivici elipse je

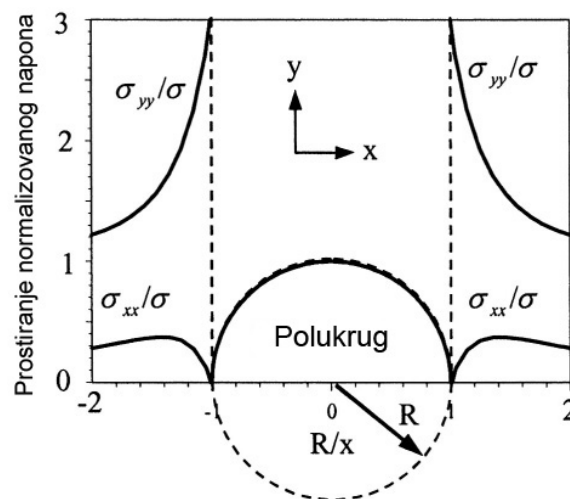


$$\sigma_{\max} = \left(1 + \frac{2a}{b}\right) \sigma \quad (4.3)$$

$$\sigma_{\max} = K_t \sigma. \quad (4.4)$$

$K_t$  je faktor koncentracije napona, a  $\sigma$  je nazivni napon ili sila rasta prslina. U slučaju kružnog otvora, odnosno ako je  $a = b$ , onda je na otvoru  $K_t = 3$  a  $\sigma_{\max} = 3\sigma$ . S druge strane, ako  $b \rightarrow 0$ , onda  $\sigma_{\max} \rightarrow \infty$  i predstavlja singularitet, tako da se formira vrlo oštra prslina pošto  $\rho \rightarrow 0$ . Međutim, ako se prslina formira kada je  $\rho \neq 0$ , naponsko stanje na vrhu prslina se definiše pomoću faktora intenziteta napona ( $K_I$ ) umesto faktora koncentracije napona ( $K_t$ ). Zapravo, mikrostrukturni i geometrijski diskontinuiteti, poput zareza, otvora, žlebova i sl. predstavljaju pogodno mesto za nastanak prslina kada je faktor koncentracije napona dovoljno veliki.

Slučaj simetričnog kružnog otvora na ploči konačnih dimenzija je prikazan na slici 4.3, na kojoj je prikazano prostiranje aksijalnih i transverzalnih normalizovanih napona po  $x$ -osi u blizini kružnog otvora na širokoj, tankoj ploči opterećenoj zatezanjem. Jednačine za normalizovane napone u ovom slučaju su bazirane na Groverovoj (Grover) analizi.



Slika 4.3. Prostiranje napona u blizini kružnog otvora na tankoj ploči

$$\frac{\sigma_x}{\sigma} = \frac{3}{2} \left( \frac{R}{x} \right)^2 - \frac{3}{2} \left( \frac{R}{x} \right)^4 \quad (4.5)$$

$$\frac{\sigma_y}{\sigma} = 1 + \frac{1}{2} \left( \frac{R}{x} \right)^2 + \frac{3}{2} \left( \frac{R}{x} \right)^4 \quad (4.6)$$

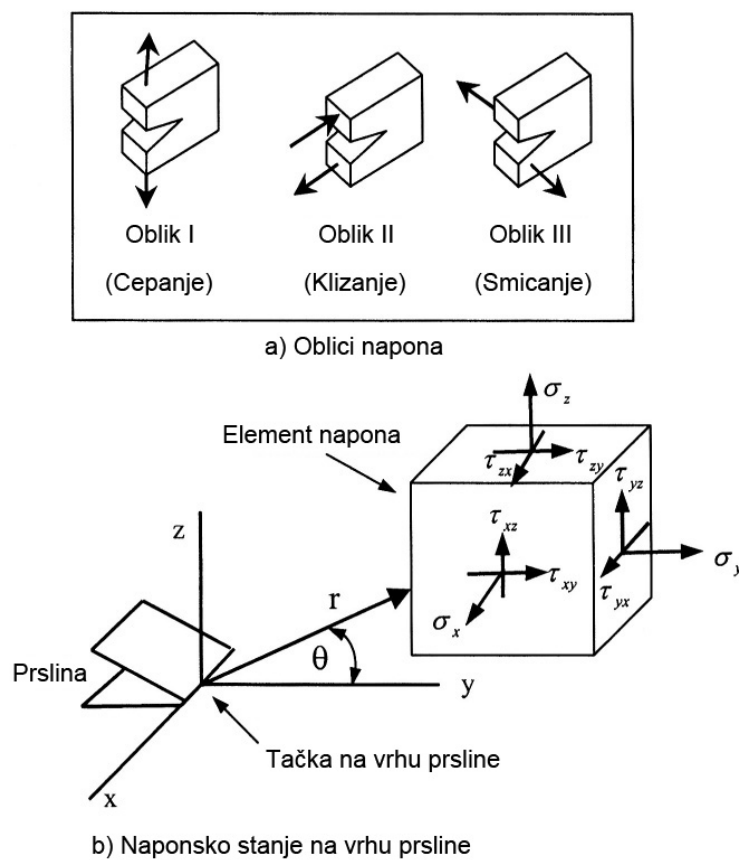
gde je  $R$  - poluprečnik otvora,  $\sigma$  - nazivni napon,  $\sigma_x$  - transverzalni napon i  $\sigma_y$  - aksijalni napon.

Linearno elastična mehanika loma (LEML) uvodi pretpostavku da površina koja je udaljena od vrha prsline ostaje elastična, a plastično područje vrha prsline je malo. Međutim, to nije slučaj kod svih materijala, pa je veoma značajno da se elastični i elasto-plastični lom obuhvate okvirima mehanike loma. Zadatak linearno-elastične mehanike loma je da opiše polje napona u blizini vrha prsline zavisno od njenog oblika, dimenzija, orijentacije kao i od osobina samog materijala. Naravno, sve ovo važi pod uslovom da je ponašanje posmatrane strukture saglasno Hukovom zakonu, a neizbežna plastična deformacija se odvija isključivo u maloj zapremini neposredno oko fronta prsline. Određivanje polja napona i deformacija u toj zoni se može predstaviti sa tri osnovna oblika opterećenja, odnosno sa tri modela pomeranja površina prsline kao njihove posledice.

Na prslinu unutar tela mogu delovati tri vrste opterećenja, koje dovode do pomeranja površina prsline. Mehaničko ponašanje čvrstog tela sa prslinom specifične geometrije i veličine se može prevideti određivanjem faktora intenziteta napona ( $K_I$ ,  $K_{II}$  i  $K_{III}$ ), kao na slici 4.4 . Irvin [155][156][149][147][153] je pokazao da postoje tri osnovna oblika pomeranja jedne površine prsline ka drugoj i da se njima opisuje ponašanje prsline u svim naponskim stanjima. Oblici pomeranja vrha prsline, koja leži u X-Z ravni, mogu se opisati na sledeći način:

- Oblik I - razvoj prsline cepanjem (slika 4.1 a-I), određen je pomeranjem površina prsline tako da se one otvaraju simetrično u odnosu na prvobitnu ravan prsline.

- Oblik II - razvoj prsline klizanjem, (slika 4.1 a-II), odnosi se na lokalnu deformaciju pri kojoj jedna površina klizi po drugoj u istoj ravni, ali u suprotnim smerovima.
- Oblik III - razvoj prsline smicanjem, (slika 4.1 a-III), predstavlja slučaj lokalne deformacije, pri kojoj se površine smiču jedna po drugoj duž cele prsline tako da se tačke materijala, koje su pre razvoja prsline bile u istoj vertikalnoj ravni, posle razvoja prsline raspoređuju po različitim vertikalnim ravnima.



Slika 4.4. Osnovni modeli razvoja prsline

Svi oblici razvoja prsline rešavaju se na osnovu jednačina izvedenih za ravan problem teorije elastičnosti, a rešenja ravnog problema teorije elastičnosti važe za ravno stanje deformacije i za ravno stanje napona. Koji će od ovih oblika dominirati kod realnih prsline u konstruisanju zavisi od opterećenja i faktora koji zavise od geometrije i dimenzija.

Ukoliko do rasta prsline dođe na ravni normalnoj na pravac delovanja spoljašnjeg opterećenja, onda se faktori intenziteta napona definišu u skladu sa ASTM E399 [55] standardnom metodom za testiranje kao:

$$K_I = \lim_{r \rightarrow 0} (\sigma_{yy} \sqrt{2\pi r}) f_I(\theta) = \sigma_{yy} \sqrt{2\pi r} \quad ; \quad \sigma_{yy} = \sigma_{yy}(r, \theta = 0) \quad (4.7)$$

$$K_{II} = \lim_{r \rightarrow 0} (\tau_{xy} \sqrt{2\pi r}) f_{II}(\theta) = \tau_{xy} \sqrt{2\pi r} \quad ; \quad \tau_{xy} = \tau_{xy}(r, \theta = 0) \quad (4.8)$$

$$K_{III} = \lim_{r \rightarrow 0} (\tau_{yz} \sqrt{2\pi r}) f_{III}(\theta) = \tau_{yz} \sqrt{2\pi r} \quad ; \quad \tau_{yz} = \tau_{yz}(r, \theta = 0) \quad (4.9)$$

gde su  $f_I(\theta)$ ,  $f_{II}(\theta)$  i  $f_{III}(\theta)$  trigonometrijske funkcije koje se analitički izvode, a  $K_I$  je razvio Irvin.

Epruvete i komponente sa nesavršenostima ili prslinama se mogu opteretiti do različitih vrednosti faktora intenziteta napona za određeni oblik napona, kao na slici 4.4. Ovo je analogno situaciji u kojoj se komponente bez prsline opterećuju do različitih vrednosti napona  $\sigma$ . Veličine  $\tau$  i  $\theta$  su polarne koordinate zone plastičnosti koja se formira ispred vrha prsline. Ako je na slici 4.4  $\theta = 0$ , onda se naponi mogu odrediti na ravni prsline.

Faktori intenziteta napona za određeni oblik prsline se mogu napisati kao uopštena funkcija

$$K_i = f(\text{napon, geometrija prsline, konfiguracija uzorka}) \quad (4.10)$$

gde je  $i = I, II, III$ , što odgovara obliku I, II i III, respektivno.

Veličina  $K_i$  se može koristiti za određivanje statičkog ili dinamičkog napona loma, brzine rasta prsline i brzine rasta prsline usled korozije. Kod krtih materijala brzina oslobađanja energije  $G_i$ , koja se naziva i sila rasta prsline, izračunava se kao odnos faktora intenziteta napona i modula elastičnosti, odnosno

$$G_i = \frac{K_i^2}{E'} \quad (4.11)$$

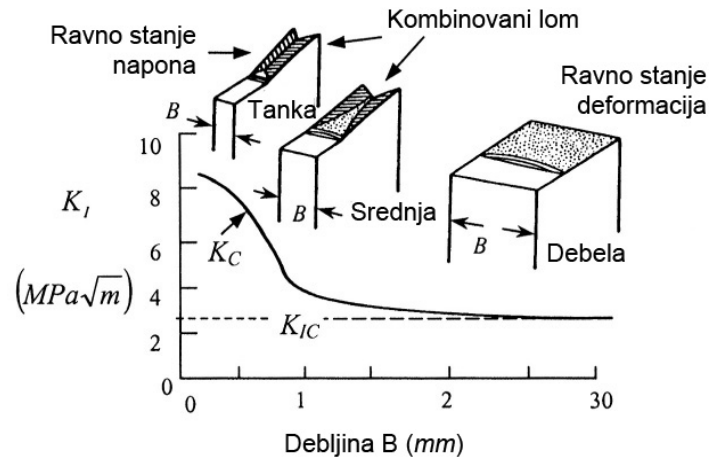
gde je  $E' = E$  za ravno stanje napona (MPa) i  $E' = E / (1 - \nu^2)$  za ravno stanje deformacije (MPa).

Jednačina (4.11) predstavlja jedan od fundamentalnih matematičkih modela u mehanici loma, specifično za oblik I.

#### 4.1.2. Klasifikacije lomova

Ocena otpornosti prema razvoju prslina bitno zavisi od toga da li je u posmatranom području elementa konstrukcije uspostavljeno ravno stanje napona ili ravno stanje deformacije. U području elastičnog opterećenja prsline prouzrokuju koncentraciju napona, sa lokalnim porastom napona iznad napona tečenja, znači do njegovog loma. Lokalno prekoračenje zatezne čvrstoće i lokalni lom na vrhu prsline će se iskazivati na različite načine pri krutom i pri plastičnom (žilavom) ponašanju materijala, znajući da se jedan isti materijal pod određenim okolnostima može ponašati krto, dok se u drugim okolnostima može ponašati plastično.

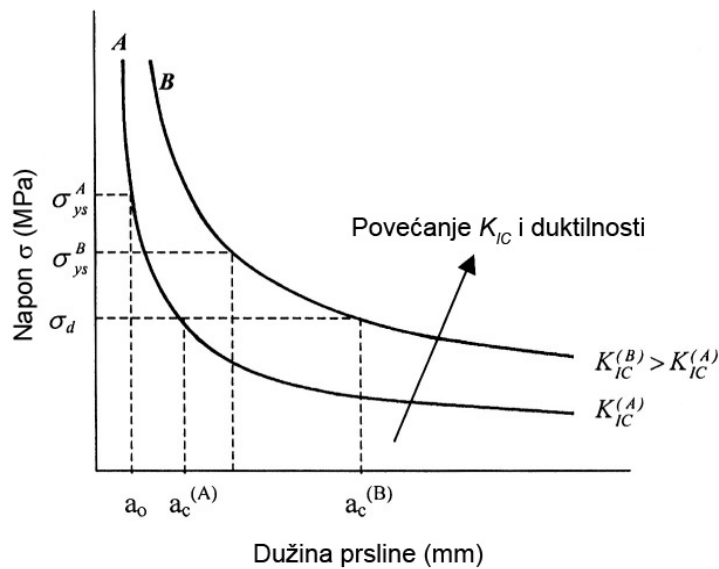
Žilavost loma do izvesne granice veoma zavisi od debljine materijala, što je prikazano na slici 4.5. [147][149][151][153][157] Kod tanke ploče procesom loma upravlja ravno stanje napona, pošto je ploča previše tanka da bi se napon prostirao po toj dimenziji.



Slika 4.5. Uticaj debljine uzorka na žilavost loma ( $K_C$  i  $K_{IC}$ ) [154]

Kod debele ploče je dominantno ravno stanje deformacije ( $\sigma_z \neq 0$ ) kada  $K_{IC}$  postaje osobina materijala. Kako bi se tokom projektovanja osigurao strukturni integritet, potrebno je koristiti ovu osobinu. Karakteristike površine loma, shematski prikazane na slici 4.5, variraju između oblika loma kod ravnog stanja napona i kod ravnog stanja deformacije. Kod ravnog stanja napona se pojavljuje kos lom (tragovi smicanja pod uglom od oko  $45^\circ$ ) kao indikacija parcijalno žilavog loma, dok se kod ravnog stanja deformacije pojavljuje ravna površina loma, kao indikacija krtog loma. Bilo koja kombinacija ovih oblika loma dovodi do površine kombinovanog loma. Takođe, žilavost loma kod ravnog stanja napona ( $K_C$ ) zavisi od metalurških osobina i geometrije uzorka, dok žilavost loma kod ravnog stanja deformacije ( $K_{IC}$ ) zavisi samo od metalurških osobina i temperature.

Pošto je žilavost loma kod ravnog stanja deformacije  $K_{IC}$  osobina materijala, napon prikazuje zavisnost od dužine prsline, što je shematski prikazano na slici 4.6 za dva hipotetična materijala.



Slika 4.6. Zavisnost oblika loma od dužine prsline i napona [154]

Treba primetiti da i  $K_{IC}$  i  $a_c$  utiču na napon, i da se kriva pomera nagore pri većim nivoima  $K_{IC}$ , što takođe znači da duktilnost ima veliki uticaj na napon i  $K_{IC}$ . Pretpostavkom da krive A i B predstavljaju trendove otkaza pod različitim uslovima, tumačenje slike 4.6 pokazuje da za oba materijala postoji inicijalna dužina prsline ( $a_0$ ) pri naponu tečenja.

Ova pojava se odvija stabilno ukoliko su i dužina prsline i napon u kontrolisanom opsegu, poput  $a_0 < a < a_c$  i  $\sigma_d < \sigma < \sigma_{ys}$ . Do nestabilnosti prsline dolazi kada  $a \rightarrow a_c$  i  $\sigma \rightarrow \sigma_d$ . Ovaj shematski prikaz rasta prsline važi i za krivu A i za krivu B, koje predstavljaju ponašanje loma dva hipotetična materijala.

Dakle, što je veće  $K_{IC}$ , veće je i  $a_c$ , pošto se otpornost na lom kontroliše vrednošću žilavosti loma kod ravnog stanja deformacije. Zbog toga je za hipotetične materijale sa slike 4.6  $a_c(B) > a_c(A)$  i  $K_{IC}(B) > K_{IC}(A)$  pri  $\sigma = \sigma_d$ . Ovo znači da je kod materijala A moguć manji rast prsline nego kod materijala B. Iako je materijal B atraktivniji za inženjerske primene, na njegovo mehaničko ponašanje može u značajnoj meri uticati temperatura i postojanje korozivnog okruženja. Treba takođe primetiti da ove krive predstavljaju idealno elastično ponašanje, dok većina materijala pokazuje plastičnost zbog pojave tečenja.

Kod mehaničkog projektovanja inženjerskih struktura obično se radi analiza polja napona i pomeranja kako bi se predvidela mogućnost dolaska do otkaza. Danas su raspoložive kvalitetne metode za određivanje prostiranja napona u opterećenim strukturama, i zarad dobijanja tačne predstave o naponskom stanju se izrađuju detaljne teorijske analize na osnovu pojednostavljenih pretpostavki o ponašanju materijala i strukturnoj geometriji. Nakon naponske analize bira se odgovarajući kriterijum otkaza koji služi za procenu čvrstine i integriteta strukturne komponente.

Konvencionalni kriterijumi otkaza su razvijeni da bi se objasnili otkazi čvrstoće nosivih struktura, koji se grubo mogu klasifikovati na žilave i krte. Kod žilavog loma, pre loma strukture dolazi do velike deformacije tokom relativno dugog vremenskog perioda, kada može doći do tečenja ili plastične deformacije. S druge strane, kod krtog loma dolazi do male, obično nagle, deformacije. Postojanje defekata veoma utiče na mehanizme oba tipa otkaza, i defekti povezani sa žilavim lomom se značajno razlikuju od onih koji utiču na pojavu krtog loma. Kod žilavog loma, kod koga dolazi do tečenja pre loma, defekti (dislokacije, razmaci na granicama zrna, intersticijalni i preveliki substitucionni atomi, talozi) izobličuju i krive ravni kristalne rešetke. Krti lom, koji se dešava pre nego što dođe do primetnog plastičnog tečenja, inicira na mestu defekata poput inkluzija, oštarih zarezova, površinskih ogrebotina ili prslina.

Poreklo krtog loma je gotovo uvek postojeća prslina ili sličan tip zarezova ili koncentratora napona, jer su troosni naponi razvijeni u takvim tačkama najvažniji faktor u određivanju da li će prslina rasti pod dejstvom delujućeg opterećenja. Krtom lomu prethode samo elastične deformacije, koje su male. Ovaj lom je dobijen cepanjem i odgovara stanju ravne deformacije. Prelom pri krtom lomu ima ravnu, prilično glatku površinu, normalnu na pravac delovanja spoljnog opterećenja. Velika brzina razvoja krtog loma posledica je činjenice da od trenutka početka krtog loma, za dalji razvoj nije potreban utrošak energije. Posledice velike brzine razvoja krtog loma su katastrofalne kada su u pitanju opterećene komponente.



Drugi granični slučaj je plastični lom. Karakteristika plastičnog loma je da se tokom čitavog procesa loma troši energija, sve dok ne dođe do razdvajanja celine na dva dela. Plastični lom nastaje uz značajnu plastičnu deformaciju. Površine plastičnog loma su najčešće tamne, sa vlaknastim izgledom i vidljivom plastičnom deformacijom, kao što je lokalno ispupčenje ili krivljenje. Dobar pokazatelj deformacije je značajno smanjenje površine pri lomu jer je prethodno došlo do klizanja pri čemu je deformacija bila prostorna. Lom se može pripisati nekoj dugotrajnoj promeni ili oštećenju materijala, ili postepenom porastu opterećenja.

Ova podela na krti i plastični lom odnosi se na dva granična slučaja koji su samo teorijski značajni, jer se u praksi sreću lomovi kojima prethode i elastične i plastične deformacije. Takvi mešoviti lomovi karakterišu se žilavošću koja se može smatrati merom sposobnosti materijala i konstrukcijskog dela da se suprostave razvoju krtog loma.

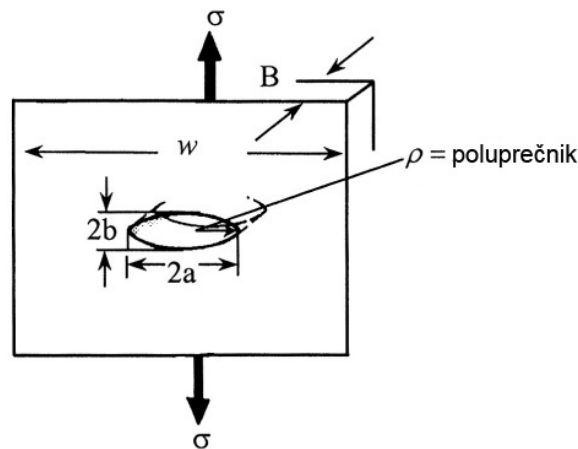
## **4.2 Parametri mehanike loma metalnih biomaterijala**

Mehanika loma je omogućila da se definišu nova ispitivanja koja su potrebna da se oceni sklonost ka razvoju prslina i kritični uslovi brzog razvoja loma. Ova ispitivanja su propisana standardima, pa će biti prikazani samo oni parametri koji omogućavaju primenu standarda, pri čemu je akcenat stavljen na teorijskom objašnjenju parametara koji su ispitivani.

### **4.2.1. Grifitovo rešenje problema krtog loma**

Grifit je 1921. primetio da se pri opterećenju ploče od krtog materijala sa prslinom smanjuje potencijalna energija, a povećava površinska energija. Potencijalna energija je povezana sa oslobađanjem uskladištene energije i rada koji obavljaju spoljašnje sile. Površinska energija je rezultat prisustva prslina, prikazanoj na slici 4.7, pri čemu se pretpostavlja eliptična prolazna prslina sa poluprečnikom vrha prslina  $\rho$ , koja se nalazi na beskonačno velikoj ploči. Ova

energija se javlja zbog neuravnotežene konfiguracije najbližih susednih atoma na bilo kojoj površini čvrstog tela.



Slika 4.7. Prolazna prslina eliptičnog oblika na velikoj ploči

Osnovna ideja analize je da se razmotri kolika je vrednost spoljašnjeg napona potrebna za izazivanje nestabilnosti (rasta) prsline kod velike ploče sa prslinom, izloženoj uniformnom spoljašnjem opterećenju po  $y$ -osi, normalnom na liniju prsline po  $x$ -osi. [147][148][151][150][152] Grifit je koristio konfiguraciju sa slike 4.7 za određivanje površinske energije i smanjenja potencijalne energije, kada beskonačna ploča ima prolaznu prslinu dužine  $2a$ , i opterećena je normalno na front prsline.

Stoga je ukupna potencijalna energija sistema:

$$U = U_0 - U_a + U_\gamma \quad (4.12)$$

$$U = U_0 - \frac{\pi\beta a^2 \sigma^2 B}{E} + 2(2aB\gamma_s) \quad (4.13)$$

gde je  $U$  - potencijalna energija tela sa prslinom,  $U_0$  - potencijalna energija tela bez prsline,  $U_a$  - elastična energija usled prisustva prsline i  $U_\gamma$  - elastična površinska energija usled formiranja površina prsline. Oznaka  $\sigma$  odnosi se na primenjeni napon, a  $\gamma_s$  na specifičnu površinsku energiju. Pretpostavlja se da je  $\beta = 1$  za ravno stanje napona, i  $\beta = 1 - \nu^2$  za ravno stanje deformacije.

Uslov ravnoteže jednačine (4.13) se određuje parcijalnim izvodom prvog reda u odnosu na dužinu prsline. Ovaj izvod je značajan pošto se tako može vrlo jednostavno odrediti kritična dužina prsline. Ako je  $dU/da = 0$ , dužina prsline i ukupna površinska energija su

$$a = \frac{(2\gamma_s)E}{\pi\beta\sigma^2} \quad (4.14)$$

$$2\gamma S = \frac{\pi\beta a\sigma^2}{E}. \quad (4.15)$$

Sređivanjem jednačine (4.15) dobija se značajan izraz u linearno elastičnoj mehanici loma (LEML):

$$\sigma\sqrt{\pi a} = \sqrt{\frac{(2\gamma_s)E}{\beta}} \quad (4.16)$$

$$K_I = \sigma\sqrt{\pi a}. \quad (4.17)$$

Veličina  $K_I$  se naziva faktor intenziteta napona, i predstavlja silu koja stimuliše rast prsline. Kritična vrednost  $K_I$  je osobina materijala poznata kao žilavost loma, koja predstavlja silu koja se opire rastu prsline. Iz jednačine (4.16) se može zaključiti da se rast prsline u krutim čvrstim telima u potpunosti rukovodi kritičnom vrednošću  $K_I$ , definisanog jednačinom (4.17). Prethodna jednačina je primenljiva za uzorak koji sadrži i druge geometrije prsline, a opterećen je spoljašnjom silom na zatezanje. Kritična vrednost  $K_I$  (žilavost loma) se može eksperimentalno utvrditi, i predstavlja napon na kome dužina prsline dostiže kritičnu (maksimalnu) vrednost pre stadijuma brzog rasta. Stoga  $K_I \rightarrow K_{IC}$  kako  $\sigma \rightarrow \sigma_f$  kada  $a \rightarrow a_c$ .

Ako se izračuna drugi izvod jednačine (4.13) u odnosu na dužinu prsline dobija se:

$$\frac{\partial^2 U}{\partial a^2} = -\frac{2\pi\beta\sigma^2 B}{E}. \quad (4.18)$$

Treba primetiti da  $d^2U/da^2 < 0$  predstavlja nestabilni sistem, te će prslina neprestano rasti.

Uvođenjem  $\rho$  u (4.3) dobija se jednačina aksijalnog napona, uz  $\sigma_y = \sigma_{\max}$

$$\sigma_{\max} = \left(1 + 2\sqrt{\frac{a}{\rho}}\right)\sigma. \quad (4.19)$$

Kod oštre prslina  $a \ll \rho$  i  $\sqrt{a/\rho} \ll 1$ , pa se jednačinom (4.19) maksimalni aksijalni napon može odrediti kao

$$\sigma_{\max} = \left(2\sqrt{\frac{a}{\rho}}\right)\sigma. \quad (4.20)$$

Stoga teorijski faktor koncentracije napona postaje

$$K_t = 2\sqrt{\frac{a}{\rho}} = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma}. \quad (4.21)$$

Korišćenje pristupa koncentracije napona se ne može koristiti za opisivanje ponašanja oštih prslina, pošto teorijski faktor koncentracije napona  $K_t \rightarrow 0$  kako  $\rho \rightarrow 0$ . Stoga eliptični otvor postaje eliptična prslina, a  $K_t$  daje najcelishodniji pristup analize struktura i komponenti sa oštrim prslinama.

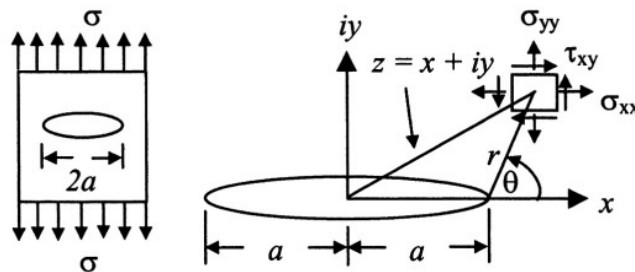
#### 4.2.2. Faktor intenziteta napona

Faktor intenziteta napona je fundamentalna veličina koja određuje naponsko stanje na vrhu prslina, i može se koristiti za predikciju otkaza ploče sa prslinom. Faktor intenziteta napona zavisi i od geometrijske konfiguracije i od načina opterećenja tela. Za njegovo određivanje je korišćeno više metoda, [149][151][152][155][156][153][158] i one se mogu podeliti na:

1. teorijske (Vestergardova poluinverzna metoda i metoda kompleksnih potencijala)
2. numeričke (Grinova funkcija, težinske funkcije, kolokacija granice, metoda alternacije, integralne transformacije, kontinualne dislokacije i metoda konačnih elemenata, kao i proširena metoda konačnih elemenata)
3. eksperimentalne.

Teorijske metode su uglavnom ograničene na ploče beskonačnih dimenzija sa jednostavnom geometrijskom konfiguracijom prslina i graničnih uslova, dok je kod komplikovanijih situacija neophodno koristiti numeričke ili eksperimentalne metode.

U cilju teorijskog objašnjenja pojma faktora intenziteta napona, na slici 4.8 je prikazan kompleksni koordinatni sistem koji opisuje prslinu sa dva kraja, polazeći od oblika I kao osnove. [155][156][147][148][153][154] Ovo je klasična reprezentacija Vestergardovog pristupa određivanju naponskog stanja na eliptičnoj prslini ukupne dužine  $2a$ .



Slika 4.8. Polje napona na vrhu prsline sa kompleksnim koordinatama.

Ejrijeva (Airy) kompleksna funkcija i Vestergardova kompleksna funkcija su:

$$\phi = \operatorname{Re} \bar{Z}' + y \operatorname{Im} \bar{Z} \quad (\text{Ejri}) \quad (4.22)$$

$$Z(z) = \operatorname{Re} Z + i \operatorname{Im} Z \quad (\text{Vestergard}) \quad (4.23)$$

gde je  $Z$  - analitička funkcija napona. Naponi koje je Vestergard predložio za reprezentaciju polja singularnog napona na vrhu prsline dati su sledećim izrazima:

$$\begin{aligned} \sigma_{xx} &= \operatorname{Re} Z - y \operatorname{Im} Z' \\ \sigma_{yy} &= \operatorname{Re} Z + y \operatorname{Im} Z' \\ \tau_{xy} &= -y \operatorname{Re} Z'. \end{aligned} \quad (4.24)$$

Međutim, kako bi se napravila adekvatna reprezentacija naponskog stanja na vrhu prsline potrebno je dodati još neke veličine funkcijama napona analitičkim na celom regionu. Ovo znači da se pri rešavanju praktičnih problema moraju postaviti granični uslovi. To dovodi do poznatog problema granične vrednosti, u kojoj je metoda granične vrednosti (MGV) tehnika alternativna najčešće korišćenoj metodi konačnih elemenata (MKE) i metodi konačnih razlika (MKR). Stoga originalni Vestergardovi naponi više nemaju jedinstveno rešenje, pa je analiza naponskog stanja u oblasti oko vrha prsline od ekstremnog značaja.

Kada se ploča sa eliptičnom prslinom sa slike 4.8 izlaže dejstvu biaksijalnog napona,  $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma$ , može se primeniti Vestergardova funkcija napona  $Z(z)$ , a izrazi za faktor intenziteta napona za telo beskonačnih dimenzija (nekorigovani) i telo konačnih dimenzija (korigovani) za oblik I, respektivno su:

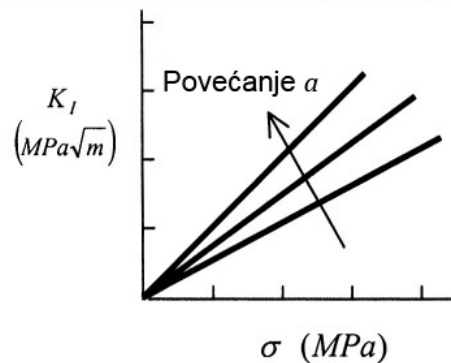
$$K_I = \sigma \sqrt{\pi a} \quad (\text{nekorigovan}) \quad (4.25)$$

$$K_I = \alpha \sigma \sqrt{\pi a} \quad (\text{korigovan}) \quad (4.26)$$

gde je  $\alpha = f(a/w)$  = faktor geometrijske korekcije prsline, a  $w$  = širina tela.

Pomoću funkcije  $\alpha = f(a/w)$  eliminišu se površinski naponi razvlačenja. Ako  $a/w \rightarrow 0$ , onda je  $\alpha = f(0) \geq 1$ . Stoga se jednačina (4.26) svodi na (4.25).  $K_I$  se izražava u jedinicama  $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ . Jednačina  $K_I$  (4.25) važi za beskonačnu (veliku)

ploču, predstavlja linearnu funkciju napona ( $\sigma$ ), i povećava se sa inicijalnom veličinom prsline ( $a$ ), što je prikazano na slici 4.9 .



Slika 4.9. Linearna zavisnost  $K_I = f(\sigma)$

Početak rasta prsline je *kritično stanje* u smislu da se prslina naglo produžava kidanjem kod smicajnog loma ili naglo produžava velikom brzinom kod loma cepanjem. Ovo znači da je prslina nestabilna kada usled dejstva opterećenja postoji kritični uslov. U ovom slučaju, faktor intenziteta napona dostiže kritičnu veličinu, i posmatra se kao osobina materijala po nazivu *žilavost loma*. Kod dovoljno debelih materijala, *žilavost loma kod ravnog stanja deformacije* ( $K_{IC}$ ) je osobina materijala koja određuje otpornost na lom. Stoga u skladu sa kriterijumom loma  $K_{IC}$  do rasta prsline dolazi kada je  $K_I \geq K_{IC}$ , čime se definiše uslov loma kod krtih materijala.

Ovo znači da prslina raste dok ne dostigne kritičnu dužinu ( $a = a_c$ ), kada nastupa kritično stanje u kojoj je brzina rasta prsline reda veličine brzine zvuka kod većine krtih materijala. LEML je veoma dobro dokumentovana, a ASTM E399 standardna metoda testiranja za  $K_{IC}$  i definiše minimalnu debljinu putem empirijske jednačine Brauna (Brown) i Strolija (Strawley):

$$a, B \geq 2.5 \left( \frac{K_{IC}}{R_{p0,2}} \right)^2 \quad \text{kada je } a > r. \quad (4.27)$$

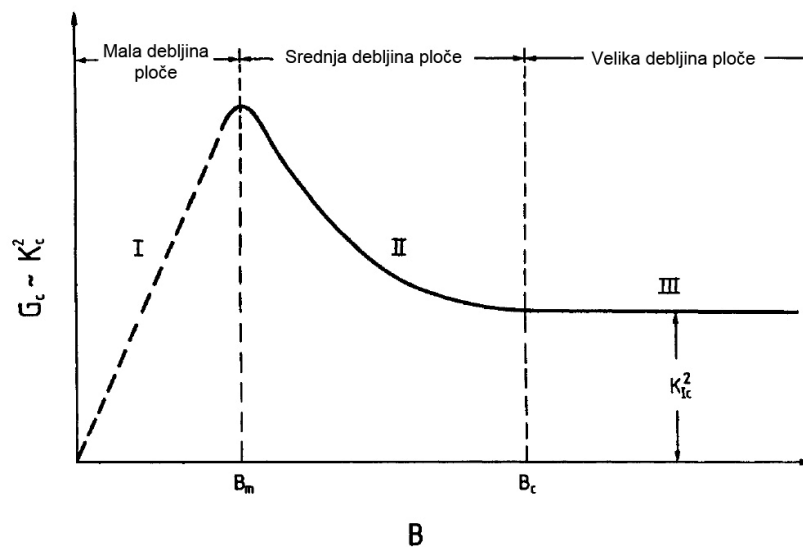
Da bi se linearno elastična mehanika loma uspešno primenila na strukturnu analizu, probleme zamora i loma usled zamora zbog korozije, potrebno je imati

poznatu jednačinu faktora intenziteta napona za određenu konfiguraciju uzorka. Prsline u telima konačne veličine su važne, pošto predstavljaju opasnost po stabilnost i sigurnost cele strukture.

Ako se posmatra oblik opterećenja I, važno je odrediti faktor intenziteta primenjenog napona  $K_I$  i žilavost loma kod ravnog stanja deformacije  $K_{IC}$  za specifičnu geometriju, kako bi se odredio faktor sigurnosti za telo sa prslinom. Oblik opterećenja I je najviše proučavan tokom određivanja mehaničkog ponašanja čvrstih tela specifične geometrije izloženih određenom okruženju.

Dakle, kada naponi i deformacije pri vrhu prsline dostignu kritične vrednosti, dolazi do brzog razvoja prsline i loma, a faktor intenziteta dostiže svoju kritičnu vrednost  $K_{Ic}$ .

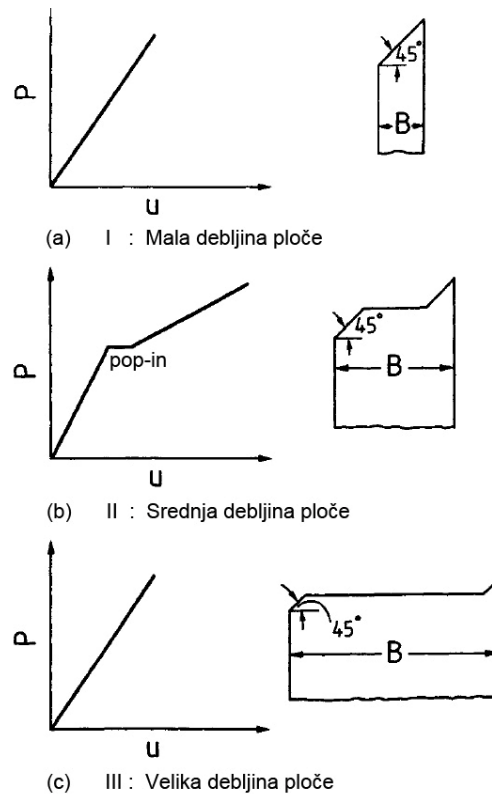
Kritični faktor intenziteta napona  $K_C$  predstavlja otpornost materijala na lom i pod određenim uslovima se koristi za predviđanje ponašanja stvarnih konstrukcija. Pri tome, njegova vrednost zavisi od faktora kao što su temperatura  $T$ , brzina deformacije ili brzina dejstva opterećenja, usmerenost ravni prsline, sredina u kojoj se materijal nalazi i na kraju, debljina elementa  $B$ . Laboratorijski eksperimenti pokazuju da  $K_C$  varira sa debljinom ispitivanog uzorka  $B$ . Oblik variranja  $K_C$  u odnosu na debljinu ploče je prikazan na slici 4.10.



Slika 4.10. Kritična žilavost loma  $G_c$  (ili  $K_C^2$ ) u zavisnosti od debljine ploče  $B$  [153]



Razlikuju se tri oblasti, koje odgovaraju „veoma tankim“, „veoma debelim“ i „srednje debelim“ uzorcima. Proučavanje dijagrama sila-pomeranje i pojave površina prsline na uzorku pomaže razumevanju mehanizama loma u svakoj od ovih oblasti. Kao što je prethodno definisano, lomovi se dele na ravne ili kose u odnosu na ugao koji površina prsline zaklapa sa pravcem delovanja zateznog opterećenja ( $90^\circ$  kod ravnog,  $45^\circ$  kod kosog loma).

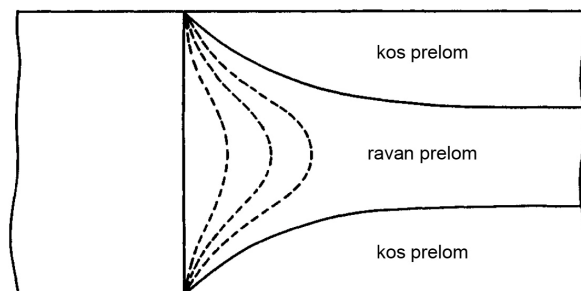


Slika 4.11. Krive sila-pomeranje kod  $u$  u zavisnosti od debljine ploče [153]

U oblasti I, koja odgovara tankim uzorcima, kritična žilavost loma  $G_C$  (koja je proporcionalna  $K_C^2$ ) se gotovo linearno povećava sa povećanjem  $B$ , sve do maksimalne vrednosti na kritičnoj debljini  $B_m$ . Kriva sila-pomeranje je linearna, a površina loma je kompletno kosa (slika 4.11a). U ovom slučaju unutar uzorka dominira ravno stanje napona, i do tečenja dolazi unutar ploče na ravnima pod uglom od  $45^\circ$  na bočne površine uzorka, i prsline raste smicanjem površina prsline u različitim ravnima.

Kod veoma debelih uzoraka (oblast III) kriva sila-pomeranje je linearna, a dominantno naponsko stanje je ravno stanje deformacije, osim tankog sloja na bočnim površinama na kojima dominira ravno stanje napona (slika 4.11c). Površina loma je gotovo potpuno ravna, sa malim kosim delovima na bočnim površinama. U većini delova uzorka nastaje triaksijalno naponsko stanje koje smanjuje duktilnost materijala, i do loma dolazi pri najnižoj vrednosti kritične brzine oslobađanja energije  $G_C$ . Prilikom povećanja debljine ploče preko minimalne kritične vrednosti  $B_C$  dominira ravno stanje deformacije, a žilavost loma ostaje ista. Kritična vrednost faktora intenziteta napona u oblasti III za ravno stanje deformacije je na slici 4.1 označena kao  $K_{IC}$  i ne zavisi od debljine uzorka, kada je  $K_{IC}$  tzv. žilavost loma i predstavlja važnu osobinu materijala. Što je veće  $K_{IC}$ , to je materijal otporniji na rast prsline. Eksperimentalno određivanje  $K_{IC}$  se vrši po ASTM specifikacijama.

Kod uzoraka srednje debljine (oblast II) ponašanje loma nije ni dominantno ravno stanje napona, ni ravno stanje deformacije. Debljina ploče je takva da su centralna i ivična oblast, sa ravnim stanjem napona, odn. ravnim stanjem deformacije, uporedive dužine. Žilavost loma u ovoj oblasti varira od minimalne žilavosti kod ravnog stanja deformacije do maksimalne žilavosti kod ravnog stanja napona. Na krivoj sila-pomeranje (slika 4.11b) prilikom određene vrednosti sile, prslina većinom raste iz centra uzorka, dok se ivične oblasti plastično deformišu. Prslina raste u obliku nokta (slika 4.12) pod konstantnim ili opadajućim opterećenjem, dok se ukupno pomeranje povećava. Ovo ponašanje je poznato kao „pop-in“ (slika 4.11). Nakon rasta prsline na pop-inu, oštrina krive sila-pomeranje se smanjuje, pošto odgovara dužoj prslini.



Slika 4.12. Prikaz rasta prsline u odnosu na ravan i kos prelom

Postupak eksperimentalnog određivanja vrednosti  $K_{IC}$  (uključujući dimenzije i geometriju epruvete / zareza, postupak dobijanja zamorne prsline, režime ispitivanja itd.) je definisan standardima.

#### **4.2.2.1. Određivanje žilavosti loma pri ravnoj deformaciji primenom standardih metoda ispitivanja**

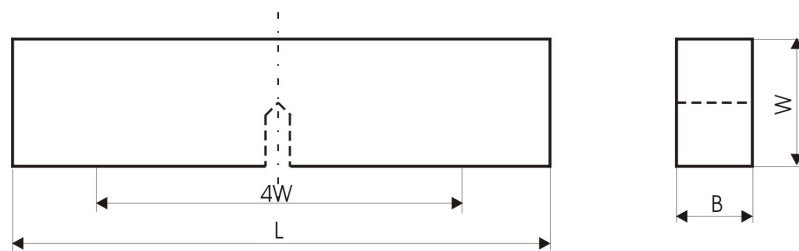
Prve predloge standarda za određivanje žilavosti loma pri ravnoj deformaciji su objavili Američko društvo za ispitivanje i materijale (American Society for Testing and Materials - ASTM) - ASTM E399-70T, i Britanska institucija za standarde (British Standard Institution - BSI) - DD 3. Ovi su predlozi prihvaćeni pod naslovom "Standardni postupak ispitivanja žilavosti loma pri ravnoj deformaciji metalnih materijala" kao ASTM E399-87, odnosno BS 5447. Nešto kasnije je BSI objavio predlog standarda za određivanje otvaranja prsline DD 19, usvojen kao BS 5762 i konačno objedinjen sa BS 5447 u BS 7448. U međuvremenu, predložen je veliki broj ASTM standarda za ispitivanje epruveta sa prslinama, ali treba naglasiti da postoje mnogobrojne zajedničke odlike eksperimentalnog određivanja parametara mehanike loma, posebno kada se mere njihove kritične vrednosti, odnosno svojstva materijala. Primenom najnovijeg standarda iz ove oblasti, ASTM E1820, objedinjuje se merenje žilavosti loma kao kritične vrednosti bilo kog od tri osnovna parametra mehanike loma -  $K_{IC}$ ,  $CTOD_{IC}$  ili  $J_{IC}$ . [54]

Za eksperimentalno određivanje žilavosti loma kod ravnog stanja deformacije moraju se ispuniti posebni uslovi kako bi se dobili ponovljivi rezultati za  $K_{IC}$  pod tačno određenim uslovima oko vrha prsline. Takođe, veličina plastične zone koja prati vrh prsline mora biti veoma mala u odnosu na debljinu epruvete i oblast u kojoj je dominantna  $K_I$ , tako da oko vrha prsline dominira ravno stanje deformacija. Kako bi se ovi zahtevi mogli reprodukovati na malim epruvetama u laboratoriji, koriste se standardizovane procedure merenja  $K_{IC}$ .

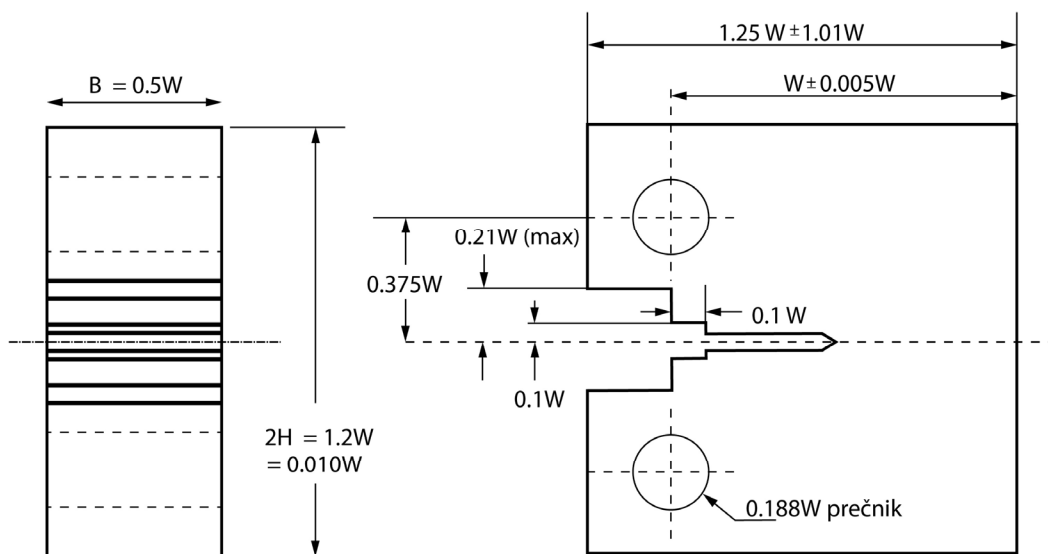
Po ASTM standardu minimalne karakteristične dimenzije epruvete, uključujući debljinu epruvete  $B$ , su dužina prsline  $a$  i širina epruvete  $W$ , koja mora

biti pedeset puta veća od poluprečnika plastične zone na mestu loma pri ravnom stanju deformacije.

U ASTM E399-06 specifikaciji [55] su opisane mnoge epruvete sa prslinom, poput epruvete za savijanje u tri tačke, kompaktne epruvete za zatezanje, lučne ili okrugle kompaktne epruvete. Na slici 4.13 je prikazana epruveta za savijanje u tri tačke, a na slici 4.14 kompaktna epruveta za zatezanje.



Slika 4.13. Epruveta za savijanje u tri tačke [55]



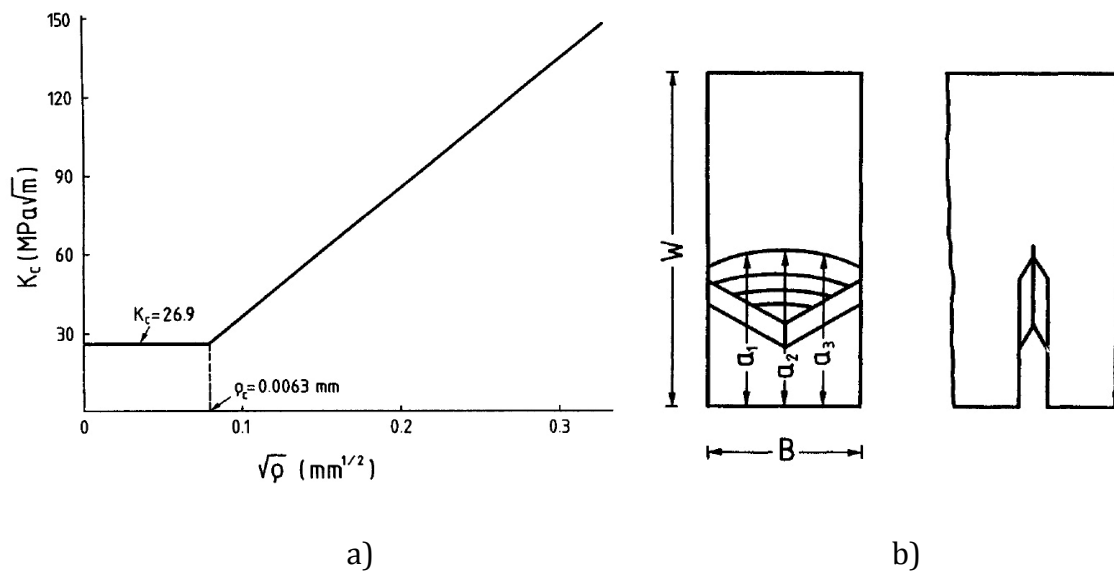
Slika 4.14. Kompaktna epruveta za zatezanje [55]

Osnovni zahtev koji treba ispuniti određuje debljinu epruvete

$$B \geq 2,5 \left( \frac{K_{Ic}}{R_{p0,2}} \right)^2. \quad (4.28)$$

Pošto žilavost loma  $K_{Ic}$  nije poznata pre ispitivanja, uslov (4.28) nije moguće primeniti, pa su preporučene debljine za različite odnose  $R_{p0,2}/E$ . Određivanjem debljine  $B$  određuju se i druge dimenzije epruvete.

Prslina koja se inicira na epruveti mora simulirati idealnu oštru ravansku prslinu, kao što je pretpostavljeno u analizi faktora intenziteta napona. [152][157][153] Uticaj poluprečnika zarez  $\rho$  na kritičnu vrednost faktora intenziteta napona  $K_{Ic}$  je prikazan na slici 4.15a.



Slika 4.15. a) Uticaj poluprečnika zarez  $\rho$  na kritični faktor intenziteta napona  $K_{Ic}$

b) Izgled „V“ zarez  $\rho$  [153]

Kako opada  $\rho$ , tako opada i  $K_{Ic}$  dok se ne dostigne ograničavajući poluprečnik  $\rho_c$ . Ispod vrednosti  $\rho_c$ ,  $K_{Ic}$  je aproksimativno konstantan, što znači da zarez sa poluprečnikom manjim od  $\rho_c$  može simulirati teorijsku prslinu. Front prsline mora biti normalan na bočne strane epruvete, a materijal oko prsline ne bi trebalo da ima primetnih oštećenja. Kako bi se ispunili ovi zahtevi, za konstrukciju prsline na epruveti se koristi specijalna tehnika.

Najpre se na epruveti napravi početni zarez u obliku slova „V“, dužine  $0.45W$  (slika 4.15b.). Zarez se zatim produžava zamorom na dužini od  $0.05W$  iza korena zarez. Prednost ovakvog zarez je da forsira inicijaciju prsline u centru,

tako da se kao rezultat dobija ravna prslina. Kada bi koren izrađenog zarez a bio ravan, bilo bi teško napraviti ravnu konačnu prslinu. Dužina prslina  $a$  koja se koristi u proračunima predstavlja srednju vrednost dužina prslina merenih na centru fronta prslina, i na sredini između centra i kraja fronta prslina na svakoj površini ( $a = (a_1 + a_2 + a_3) / 3$ ). Dužina površinske prslina ne bi trebalo da se razlikuje od srednje dužine za više od 10%.

U cilju postizanja sigurnosti da na materijalu oko vrha prslina neće biti velikih plastičnih deformacija ili oštećenja, kao i da je zamorna prslina oštra, potrebno je da zamorno opterećenje ispuni određene uslove. Maksimalni faktor intenziteta napona kome je epruveta izložena tokom zamora ne sme preći 60%  $K_{IC}$ , a poslednja 2.5% dužine prslina se moraju opteretiti maksimalnim  $K_I$ , tako da je  $K_I/E < 0.32 \times 10^{-3} \sqrt{m}$ . Maksimalni faktor intenziteta napona određuje se sledećim jednačinama:

- za epruvetu za savijanje u tri tačke:

$$K_I(K_{f \max}) = \frac{F \cdot L}{B \cdot \sqrt{w}} \cdot \frac{3 \cdot \sqrt{\frac{a}{w}}}{\left[1 + 2\left(\frac{a}{w}\right)\right] \cdot \left[1 - \left(\frac{a}{w}\right)\right]^{3/2}} \cdot \left\{ \left[1,99 - \left(\frac{a}{w}\right) \cdot \left[1 - \left(\frac{a}{w}\right)\right] \cdot \left[2,15 - 2,93\left(\frac{a}{w}\right) + 2,7\left(\frac{a}{w}\right)\right]^2 \right]^2 \right\} \quad (4.29)$$

- za kompaktnu epruvetu za zatezanje:

$$K_I(K_{f \max}) = \frac{F}{B \cdot w^{3/2}} \left[ \begin{array}{l} 29,6\left(\frac{a}{w}\right)^{1/2} - 185,5\left(\frac{a}{w}\right)^{3/2} + 655,7\left(\frac{a}{w}\right)^{5/2} - \\ - 1017\left(\frac{a}{w}\right)^{7/2} + 63,9\left(\frac{a}{w}\right)^{9/2} \end{array} \right] \quad (4.30)$$

Standardna epruveta sa prslinom se opterećuje specijalnom instalacijom koju preporučuje ASTM. Tokom eksperimenta se snimaju opterećenje i relativno pomeranje dve tačke simetrično locirane na suprotnim stranama ravni prslina. Epruveta se opterećuje na taj način da je brzina priraštaja intenziteta napona  $K_I$

unutar opsega 0.55 – 275 MPa m<sup>1/2</sup>/s. Dobija se rezultat koji se sastoji od autografskog izlaza davača opterećenja po izlazu merača pomeranja. Bira se kombinacija davača opterećenja i autografskog snimača tako da se sa finalnog ispisa može odrediti maksimalno opterećenje uz tačnost od 1%. Epruveta se ispituje dok ne može da izdrži dalje povećanje opterećenja. Ispitivanje epruveta sa zamornom prslinom vrši se savijanjem ili zatezanjem na kidalici. Opterećenje se zapisuje u vidu sile. Kao mera deformacije služi otvaranje prsline, tj. karakteristična mera pomeranja otvora prsline koja se meri specijalnim ekstenzometrom.

Ako je ispunjen uslov dat jednačinom (4.28) usvaja se da je  $K_Q$  kritična vrednost  $K_{Ic}$ . Iz opisanog postupka za određivanje  $K_{Ic}$  može se zaključiti da je u pitanju skupo i složeno ispitivanje. Zbog toga su mnogi radovi usmereni ka posrednom određivanju  $K_{Ic}$ . Naročito kod materijala sa izraženim osobinama plastičnosti potrebna je izuzetno velika debljina epruveta, pa prema tome i velike ostale dimenzije da bi vrednost  $K_{Ic}$  bila važeća.

#### **4.2.3. Otvaranje vrha prsline (CTOD)**

Kod materijala niske čvrstoće i niskog napona tečenja žilavost loma je velika, što znači da je plastično deformisano područje veliko u poređenju sa prslinom, pa se ne može više primeniti linearno elastična mehanika loma. Kada se oko vrha prsline pojavi plastična zona značajne veličine, metode LEML više ne važe (polje napona i deformacija se više ne može opisati jednim parametrom poput faktora intenziteta napona  $K$ , niti se može njegovom kritičnom vrednošću definisati žilavost loma materijala), pa je potrebno koristiti parametre EPML, koji nisu ograničeni linearno elastičnim ponašanjem materijala, poput otvaranja vrha prsline i  $J$  integrala. [149][152][159][160][161]

Većina čvrstih tela se plastično deformiše kada se pređe granica tečenja u regiji oko vrha prsline. Stoga je količina plastične deformacije ograničena okolnim materijalom koji ostaje elastičan tokom opterećenja.

Linearno elastična analiza napona kod oštih prslina u teoriji predviđa beskonačno velike napone na vrhu prsline. Zapravo, neelastična deformacija, poput plastičnosti kod metala i naprsnuća kod polimera, dovodi do smanjenja napona na vrhu prsline do kojih dolazi zbog tečenja. Zbog toga se formira zona plastičnosti, koja sadrži mikrostrukturne defekte, poput dislokacija i šupljina. Stoga su lokalni naponi ograničeni granicom tečenja materijala. Ovo implicira da elastična analiza napona postaje sve netačnija kako raste neelastična oblast oko vrha prsline, pa se za određivanje jednačina polja više ne može koristiti LEML.

Veličina zone plastičnosti se može proceniti kada dođe do umerenog tečenja na vrhu prsline. Stoga je veoma važno u proračun uvesti veličinu zone plastičnosti, korekzione veličine koja određuje uticaj plastičnosti na vrhu prsline, kako bi se odredio efektivni faktor intenziteta napona ( $K_e$ ), ili korigovani faktor intenziteta napona. [157][153][151][149][147] Zona plastičnosti se određuje i za ravna stanja, tj. maksimalne veličine je za ravno stanje deformacije kod relativno debelih komponenti, a promenljive veličine za ravno stanje napona zbog uticaja debljine tankih čvrstih tela. Treba primetiti i da se zona plastičnosti razvija kod većine najčešće korišćenih materijala izloženih povećanju zateznog napona koje izaziva lokalno tečenje na vrhu prsline.

Poznato je da u inženjerskim metalima, legurama i nekim polimerima dolazi do plastične deformacije. Zbog ovoga su Irvin i Orowan (Orowan) modifikovali Grifitovu jednačinu elastične površinske energije (4.15) dodavanjem energije plastične deformacije ili plastičnog rada deformacije  $\gamma_p$  u proces loma. [159] Kod zateznog opterećenja ukupna energija elastoplastične deformacije se naziva brzina oslobađanja energije  $G_I$ , i predstavlja energiju po jedinici površine prsline pri beskonačno malom rastu prsline:



$$G_I = 2(\gamma_s + \gamma_p) \quad (4.31)$$

$$G_I = \frac{\pi a \sigma^2}{E'} \quad (4.32)$$

pri čemu je  $E' = E / \beta$ . Na osnovu jednačine (4.32) dobija se izraz kojim se opisuje napon

$$\sigma = \sqrt{\frac{E' G_I}{\pi a}}. \quad (4.33)$$

Kombinovanjem jednačina (4.17) i (4.32) dobija se

$$G_I = \frac{K_I^2}{E'} \quad (4.34)$$

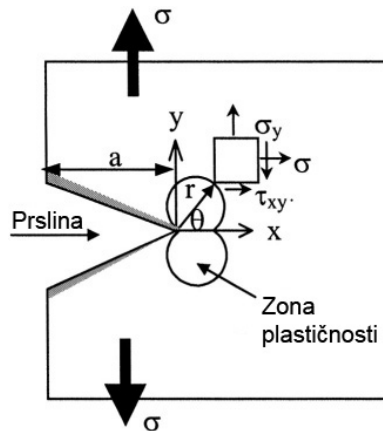
Ovo je jedna od najvažnijih jednačina u linearnoj mehanici loma. Iz nje se može zaključiti da  $G_I$  predstavlja otpor ( $R$ ) rastu prslina, i naziva se sila rasta prslina. S druge strane,  $K_I$  je intenzitet polja napona na vrhu prslina.

Iz jednačine (4.33) se može zaključiti da  $G_I = R$  pre nego što dođe do relativno sporog rasta prslina. Međutim, do brzog rasta prslina dolazi kada  $G_I \rightarrow G_{IC}$ , koje predstavlja silu rasta prslina, ili žilavost loma zatezno opterećenog materijala. Stoga kriterijum loma  $G_{IC}$  određuje rast prslina kada  $G_I \geq G_{IC}$ . U ovom slučaju se pomoću jednačine (4.33) mogu odrediti kritični napon, ili napon loma  $\sigma_c$ , i kritična sila rasta prslina  $G_{IC}$  kada je prslina nestabilna:

$$\sigma_c = \sqrt{\frac{E' G_{IC}}{\pi a}}. \quad (4.35)$$

Grifit je pretpostavio da se kod krutih materijala otpornost na rast prslina  $R$  sastoji samo od površinske energije, što bi značilo da je  $R = 2\gamma_s$ , ali kod većine inženjerskih materijala do neke mere dolazi do plastične deformacije, tako da je  $R = 2(\gamma_s + \gamma_p)$ . Na slici 4.16 je prikazana zona plastičnosti na vrhu prslina, u kojoj dolazi do plastične deformacije, ili lokalizovanog tečenja usled dejstva spoljašnjeg

nazivnog napona. Ovo navodi na zaključak da se energija  $\gamma_p$  pojavljuje zbog male zone plastičnosti u blizini vrha prsline.



Slika 4.16. Plastična oblast u okolini vrha prsline

Jasno je da su unutrašnji naponi na elementu sa elastoplastičnom granicom izazvani plastičnošću i da su tenzori zavisni od temperature. Napon ispred vrha prsline ili unutar zone plastičnosti prelazi lokalni mikroskopski napon tečenja, koji se može definisati kao teoretski ili kohezivni napon prekidanja atomskih veza. Ukoliko ne dođe do mikroskopske plastičnosti putem aktiviranih sistema klizanja, što je slučaj npr. kod stakla, onda dolazi do linearno elastičnog loma. U suštini, proces loma se povezuje sa plastičnošću na mikroskopskom nivou. Ukoliko dođe do velike plastičnosti na vrhu prsline, onda se prsline zatupljuje, i poluprečnik vrha se povećava. Ova plastična deformacija u mnogome zavisi od temperature i mikrostrukture. Bez obzira na oblik zone plastičnosti, nepovratna plastičnost vrha prsline je pokazatelj lokalnog procesa očvršćavanja usled deformacije, tokom kojih se aktiviraju sistemi klizanja, nagomilavaju se dislokacije i dolazi do interakcije dislokacija.

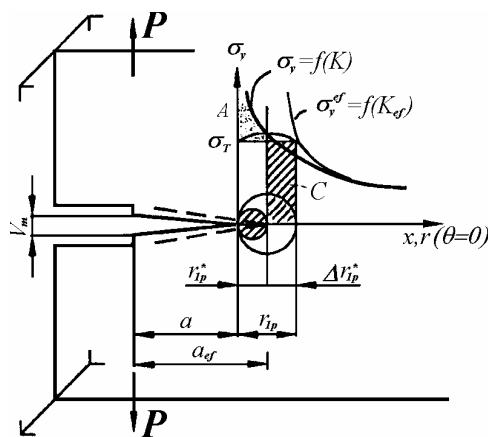
Kada je Vels (Wells) pokušao da izmeri  $K_{Ic}$  kod konstrukcionih čelika primetio je da su se površine prsline razdvojile pre loma, a da je plastična deformacija zatupila njen oštar vrh. Kako je zatupljenje vrha prsline raslo proporcionalno žilavosti materijala, predložio je da merilo žilavosti loma materijala bude parametar otvaranje vrha prsline (Crack Tip Opening Displacement - CTOD). Iako očigledno ima iskustveni karakter, CTOD je rado

prihvaćen parametar jer se čak i u komplikovanim problemima lako određuje i daje dobre rezultate, a u oblasti srazmerno malog tečenja (SSY) moguće ga je povezati sa  $K_I$ . [148][149][151][160]

Irvin [159] je pretpostavio da se prslina sa malom plastičnom zonom ispred vrha ponaša isto kao i prslina sa oštrim vrhom, ali malo veće dužine (slika 4.17):

$$a_{ef} = a + \Delta a = a + r_{1p} \quad (4.36)$$

gde je  $r_{1p}$  Irwinova korekcija usled plastičnosti.



Slika 4.17 Irwinova korekcija plastične zone  $r_{1p}$  [159]

Kao konačni rezultat dobija se sledeći parametar

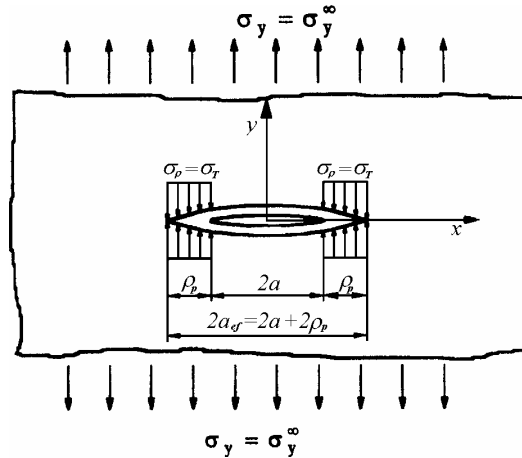
$$\delta = \frac{4}{\pi} \frac{K^2}{E \sigma_T} = \frac{4}{\pi} \frac{G}{\sigma_T} \quad (4.37)$$

Pri tome,  $\delta$  je upravo CTOD, čime je on povezan sa  $K$  i posredno sa  $G$  u oblasti RSN, ali je predloženi model suviše uprošćen.

Dagdejl (Dugdale) je od Irwina preuzeo osnovni koncept, s tim da se uticaj plastične zone, sem povećanjem dužine prsline, obuhvata još i delovanjem pritisnih napona nivoa jačine popuštanja, slika 4.18. [151][152][153][149][160] Tako je dobijen model trake tečenja (SYM):

$$\delta = \frac{K_I^2}{E\sigma_T} = \frac{G}{\sigma_T} \quad (4.38)$$

koji daje realnije rezultate od prethodnog modela i od koga se razlikuje za  $4/\pi$  (oko 28%).



Slika 4.18. Dagdejlov model plastične zone [153]

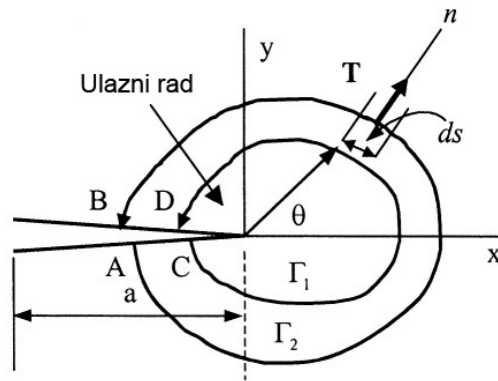
Dagdejlov model važi za RSN i idealno plastični materijal (ojačavanje 0), tako da se u slučajevima sa drugačijim uslovima koristi korekcioni faktor  $m$ :

$$\delta = \frac{K_I^2}{mE\sigma_T} = \frac{G}{m\sigma_T} \quad (4.39)$$

koji je bezdimenziona konstanta. Za RSN i idealno plastični materijal  $m = 1$ , a za RSD i materijal koji ojačava  $m \approx 2$ .

#### 4.2.4. Konturni J - integral

Osnovna mana *CTOD* parametra je njegova empirijska priroda, odnosno još uvek nedovoljno razvijena teorijska osnova, a problem je delom rešio Rajs (J. J. Rice) uvođenjem tzv. *J-integrala* sedamdesetih godina XX veka. [161] Na slici 4.19 je prikazana dvodimenzionalna prslina okružena sa dve proizvoljne konture  $\Gamma_1$  i  $\Gamma_2$  koje se pružaju u smeru suprotnom od smeru kretanja kazaljki na satu.



Slika 4.19. Konture  $J$ -integrala oko površina prsline

Ukoliko dolazi do tečenja malih razmera, onda veličine  $K_I$ ,  $K_{II}$ ,  $K_{III}$  i  $G_i$  mogu opisati naponsko stanje na vrhu prsline kada je polje elastično sa relativno malom zonom plastičnosti  $r \ll a$ . U suprotnom  $K_i$  i  $G_i$  ne mogu opisati elastoplastično ponašanje žilavih materijala sa velikim zonama plastičnosti  $r \geq a$  (tečenje velikih razmera). Ipak postoji potreba opisivanja ponašanja žilavih čvrstih tela, pošto veliki broj inženjerskih materijala spada u ovu kategoriju.

Kako bi se odredila energetska veličina koja opisuje elastoplastično ponašanje žilavih materijala, Rajs je uveo konturni ili linijski integral koji okružuje front prsline, a koji je prvi koncipirao Ešelbi (Eshelby), i koji se računa kao:

$$J = \int_{\Gamma} \left( W dy - \bar{T} \frac{\partial \bar{\mu}}{\partial x} ds \right) \quad (4.40)$$

gde je  $J$  = efektivna brzina oslobađanja energije (MPa·m ili MN/m)

$W$  = gustina elastične energije deformacije ili rad plastičnog opterećenja (J/m<sup>3</sup>)

$\bar{\mu}$  = vektor pomeranja na  $ds$

$ds$  = diferencijalni element na konturi

$n$  = spoljašnja jedinica normalna na  $\Gamma$

$\bar{T} (\partial \bar{\mu} / \partial x) ds$  = ulazni rad

$s$  = dužina luka

$\vec{T}$  = tenzioni vektor (sila razvlačenja) na telu ograničenom sa  $\Gamma$

$\Gamma$  = proizvoljna kontura sa pravcem pružanja suprotno od kazaljki na satu

Veličina  $J$  u jednačini (4.40) predstavlja površinsku liniju integrala definisanog oko konture  $\Gamma$ . Ona opisuje polje napon-deformacija oko fronta prsline, i stoga predstavlja oslobađanje energije na vrhu prsline tokom rasta prsline. Zbog ovoga se  $J$  koristi kao kriterijum otkaza materijala, i predstavlja meru žilavosti loma na početku sporog rasta prsline kod elastičnih i elastoplastičnih metalnih materijala. [147][148][149][152][157] Inherentne karakteristike J-integrala pokazuju a) izuzetnu nezavisnost od putanje, veličine i oblika konture i b) nepromenljivost veličine kada se kontura nalazi unutar ili van zone plastičnosti. Prva navedena osobina pokazuje da J-integral nestaje ( $J = 0$ ) oko proizvoljne zatvorene konture, kao što su pokazali Parton i Morozov koristeći Grinovu (Green) formulu.

Tumačenje J-integrala uključuje sledeće opservacije:

- J-integral nestaje oko zatvorenih kontura  $\Gamma_1$  i  $\Gamma_2$  pošto su sile razvlačenja ( $\vec{T} = 0$ ) na donjoj i gornjoj površini prsline 0, i  $dy = 0$  duž  $AC$  i  $BD$ . Stoga jednačina (4.40) postaje  $J_{\Gamma_1} - J_{\Gamma_2} = 0$ . Stoga je J-integral nezavisan od pravca putanje, i predstavlja meru deformacije na vrhu prsline koja izaziva značajnu plastičnu deformaciju prilikom iniciranja prsline. Putanja konture se može proizvoljno definisati zarad pojednostavljenja računanja pošto je  $J$  očuvano. Ovo znači da se kontura  $\Gamma$  može pogodno definisati oko granice zone plastičnosti, tako da fon Mizesova veličina zone plastičnosti definiše oblik konture.
- Linija rasta prsline se može uključiti u konturu  $\Gamma_1$  ili  $\Gamma_2$  bez izmene vrednosti  $J$ . Zbog ovoga tačke  $A$  i  $B$ , kao i  $C$  i  $D$  se ne moraju podudarati.

- J-integral duž konture oko prsline predstavlja promenu potencijalne (elastične) energije za virtuelni priraštaj dužine prsline  $da$ . Stoga se J-integral može definisati kao

$$J = -\frac{U_3}{da} \quad (4.41)$$

- J-integral se može izračunavati i po udaljenijim putanjama, gde malo tečenje oko vrha prsline ne pravi smetnju

U skladu sa jednačinom (4.40) ulazni rad i gustina energije deformacije se definišu kao:

$$\vec{T} = \sigma_{ij} n \quad (i, j) = 1, 2, 3 \quad (4.42)$$

$$W = \int \sigma_{ij} d\varepsilon_{ij}. \quad (4.43)$$

Elastični naponi iz jednačine (4.43) su u matičnom obliku definisani kao:

$$\sigma_{ij} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix}. \quad (4.44)$$

Gustina energije deformacije se može izraziti kao

$$W = \frac{1}{E'} \left[ \frac{1}{2} (\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 + \sigma_{zz}^2) - \nu (\sigma_{xx} \sigma_{yy} + \sigma_{yy} \sigma_{zz} + \sigma_{zz} \sigma_{xx}) \right. \\ \left. + (1 + \nu) (\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right]. \quad (4.45)$$

Ravno stanje napona zahteva da je  $\sigma_{zz} = \tau_{zx} = \tau_{zy} = 0$  i da je  $E' = E$ . Stoga se jednačina (4.45) svodi na

$$W = \frac{1}{2E} \left[ \sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 - 2\nu \sigma_{xx} \sigma_{yy} + 2(1 + \nu) \tau_{xy}^2 \right]. \quad (4.46)$$

Kod čisto zateznog opterećenja  $W$  postaje

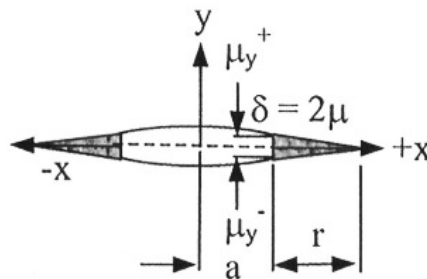
$$W = \frac{\sigma_{yy}^2}{2E}. \quad (4.47)$$

I elastična interakcija kombinovanog oblika se može koristiti za određivanje J-integrala, ukoliko je  $r \ll a$ . Ovo znači da je  $J_i = G_i$ , tako da je

$$J_i = \frac{K_I^2}{E'} + \frac{K_{II}^2}{E'} + \frac{(1+\nu)K_{III}^2}{E}. \quad (4.48)$$

Korišćenjem Dagdejlovog modela, otvaranje vrha prsline (CTOD)  $\delta_t$  se može povezati sa J-integralom ukoliko se putanja integracije proizvoljno odabere u elastičnom regionu, i da kriva konture  $\Gamma$  ima putanju oko trake tečenja ili granice zone plastičnosti.

Po Helaovoj (Hella) analizi tankih ploča i Treskinim (Tresca) osobinama, Dagdejlov model se može koristiti kao putanja konture  $\Gamma$  potrebne za rešavanje J-integrala. To znači da se proizvoljna kontura prikazana na slici 4.19 može skupiti na oblik sličan Dagdejlovoj traci tečenja, prikazanoj na slici 4.2.



Slika 4.20. Dagdejlova traka tečenja kod merenja otvaranja vrha prsline

Pošto su  $x = a$  na donjoj strani prsline pre nego što dođe do lokalizovanog tečenja, i  $x = a + r$  na gornjoj strani prsline nakon tečenja granice J-integrala kod čisto zateznog opterećenja (oblik I), zbog toga je  $dy = 0$  po ravni prsline, i sila razvlačenja postaje  $T = \sigma_{yy} = \sigma_{ys}$ . Stoga J-integral postaje



$$J_I = -\int_{\Gamma} \bar{T} \frac{\partial \bar{\mu}}{\partial x} ds = -\int_a^{a+r} \sigma_{ys} \frac{\partial}{\partial x} (\mu_y^+ - \mu_y^-) dx \quad (4.49)$$

$$J_I = -\int_a^{\delta_t} \sigma_{ys} d(\mu_y^+ - \mu_y^-) = \sigma_{ys} \delta_t \quad (4.50)$$

gde su  $\mu_y^+$  i  $\mu_y^-$  gornje i donje pomeranje.

### 4.3 Eksperimentalna istraživanja određivanja parametara loma metalnih biomaterijala

Praktičnoj primeni biomaterijala u ortopedskim implantima treba da prethodi detaljno proučavanje njihovih mehaničkih i eksploatacijskih svojstava, kako bi se sigurnost konstrukcije u celini obezbedila u potpunosti na nivou već dostignute sigurnosti, ili čak i poboljšala. Kako je u metalnim materijalima, u koje se ubrajaju i biomaterijali od kojih se izrađuje stem kuka, ponekad prisutan problem postojanja prslina, to ukazuje na potrebu ispitivanja sklonosti ka stvaranju i rastu prsline u izabranim biomaterijalima, naročito uzevši u obzir da je reč o materijalima koji se implantuju u ljudski organizam.

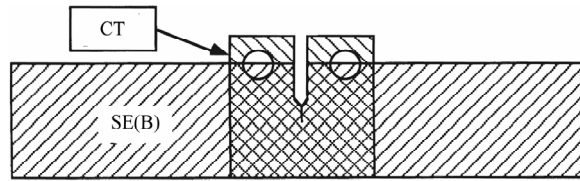
Eksperimentalna ispitivanja su urađena u cilju istraživanja i analize loma i rasta prsline na izabranom uzorku standardnih epruveta mehanike. Analiza otpornosti na lom 316L nerđajućeg čelika i titan legura se u ovom radu istražuje pomoću standardnih testova iz mehanike loma koji se izvode na modifikovanim C(T) epruvetama. Eksperimentalna ispitivanja ponašanja biomaterijala su obuhvatila i određivanje ponašanja materijala na postojanje zareza, što je bitno kod legura titana. Na osnovu teorijskih razmatranja u poglavlju 3, jasno je da se za izradu stema kod proteza veštačkog kuka prvenstveno koriste razne titanove legure. Međutim, uzevši u obzir da se nerđajući čelik dosta dugo primenjivao za izradu proteza, kao i činjenicu da se i dalje intenzivno koristi pri izradi ploča, šrafova, klinova i sličnih elemenata za fiksaciju preloma kosti, izabran je kao adekvatan materijal za poređenje mehaničkih svojstava. U ovim eksperimentalnim ispitivanjima nisu rađene analize ponašanja epruveta izrađenih od Co-Cr, već su se

za poređenje karakteristika parametara mehanike loma koristili rezultati objavljeni u ranijim radovima. [130][132][133] Primljeni su eksperimentalni postupci mehanike loma definisani standardima, uz primenu savremenih trodimenzionalnih stereometrijskih tehnika merenja mehaničkog ponašanja biomaterijala (detaljnije opisanih u poglavlju 5).

#### **4.3.1. Metodologija istraživanja - primena standarda za ispitivanje C(T) epruveta**

Postoje mnogobrojne zajedničke odlike eksperimentalnog određivanja parametara mehanike loma, posebno kada se mere njihove kritične vrednosti, odnosno svojstva materijala. Kao potvrda navedenog može da posluži najnoviji standard iz ove oblasti, ASTM E1820-08, koji objedinjuje merenje žilavosti loma kao kritične vrednosti bilo kog od tri osnovna parametra mehanike loma -  $K_{Ic}$ ,  $CTOD_{Ic}$  ili  $J_{Ic}$ . Stoga je eksperimentalno određivanje navedenih parametara prvo opisano u potpunosti, a rezultati merenja prikazani su u poglavlju 7. Takođe treba imati u vidu da se  $K_{Ic}$  određuje direktno prema definiciji, a da se standardni postupci merenja  $CTOD$  i  $J$  integrala zasnivaju na posrednim, tj. približnim relacijama, u prvom slučaju na relaciji  $CTOD$  sa  $CMOD$ , a u drugom slučaju na relaciji  $J$  integrala sa površinom ispod krive  $F-\delta$ .

Žilavost loma pri RSD ( $K_{Ic}$ ) se određuje prema standardnoj proceduri ispitivanjem epruveta sa zarezom i zamornom prslinom propisane dužine. Preporučene su epruvete za savijanje silom u tri tačke - SE(B), kompaktna epruveta za zatezanje C(T), i kompaktna epruveta za zatezanje oblika diska, DC(T). Epruveta SE(B) se pokazala najjednostavnijom za ispitivanje zbog načina opterećivanja (savijanje), ali C(T) epruveta omogućava značajnu uštedu materijala, slika 4.21, kao i primenu manje sile za ispitivanje. [148][149][152]

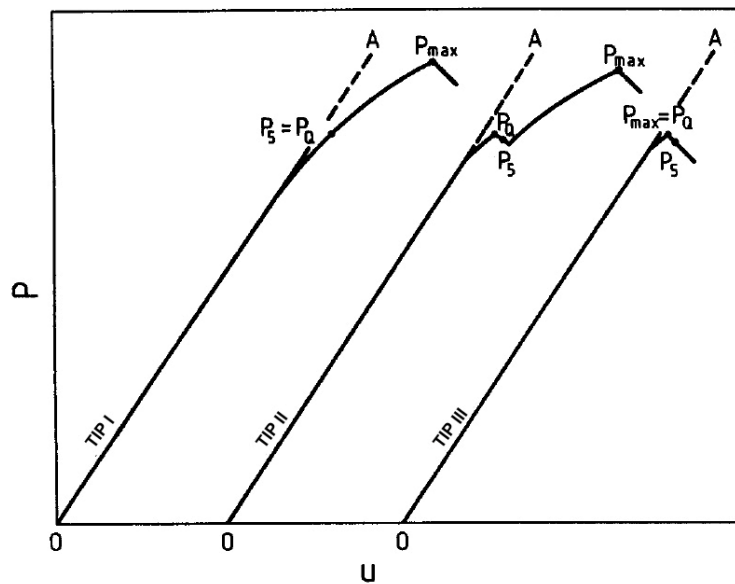


Slika 4.21. Poređenje SE(B) i C(T) epruvete [149]

Moguće je korišćenje i drugih oblika epruveta, pod određenim uslovima, kada se zapravo primenjuje modifikacija standardom definisanih epruveta. Priprema epruveta obuhvata i zamornu prslinu, prema propisanom postupku i uz ograničenja, od kojih je najvažnije da faktor intenziteta napona pri zamaranju bude najviše  $0,8K_{Ic}$ .

U skladu sa ograničenim dimenzijama raspoloživih uzoraka, i uzevši u obzir relativno male vrednosti sila koje se javljaju na ortopedskim implantima, za eksperimentalna istraživanja izabrane su kompaktne epruvete za zatezanje, definisane standardom ASTM E399-06, odnosno standardom ASTM E1820-08 (slika 4.14).

Postupak ispitivanja koji je defisan standardom sprovodi se u nekoliko osnovnih koraka, koji važe za veliki broj standarda. U prvom koraku, epruveta se kvazi-statički opterećuje do loma, brzinom od 0,55 do 2,75 MPa·m/s, uz zapis dijagrama sila-*CMOD*. Sila se direktno očitava sa kidalice, a *CMOD* meri posebnim uređajima.



Slika 4.22. Tipovi dijagrami sila - otvaranje usta prsline kod eksperimentalnih ispitivanja [55]

Kod savršeno elastičnog ponašanja do trenutka loma kriva sila-CMOD bi trebalo da bude ravna linija. Međutim, većina strukturnih biomaterijala pokazuje elasto-plastično ponašanje, koje u kombinaciji sa stabilnim rastom prsline pre katastrofalnog otkaza dovodi do nelinearnih dijagrama sila-CMOD. Glavni tipovi krivih sila-CMOD su prikazani na slici 4.22. Tip I odgovara nelinearnom ponašanju, tip III čisto linearnom ponašanju, a kod tipa II se vidi fenomen pop-ina. Za određivanje validnog  $K_{IC}$  prvo se nalazi uslovna vrednost  $K_Q$ . Ovo se radi geometrijskim crtanjem po rezultatnom ispisu, i to povlačenjem sekuće linije OP iz početne tačke, kosine jednake 0.95 kosine tangente na inicijalni linearni deo ispisa. Na preseku sekuće linije i rezultatnog grafika se nalazi sila  $F_S$ . Potom se određuje sila  $F_Q$  na sledeći način: ako je sila u svakoj tački koja na dijagramu prethodi tački  $F_S$  manje vrednosti od  $F_Q$ , onda je  $F_Q = F_S$  (tip I); međutim, ako postoji maksimalna sila koja prethodi tački  $F_S$ , onda je  $F_Q$  jednaka toj sili (tipovi II i III). Ispitivanje nije validno ukoliko je odnos  $F_{max}/F_Q$  veći od 1.10, gde je  $F_{max}$  maksimalna sila koju je izdržala epruveta. Sekuća linija sa 5% otklona predstavlja promenu elastične deformacije zbog rasta prsline u iznosu od 2% inicijalne dužine.

Nakon određivanja  $F_Q$ , izračunava se  $K_Q$ . Kada  $K_Q$  zadovoljava nejednakost (4.51), tada je  $K_Q$  jednako  $K_{IC}$ , i ispitivanje  $K_{IC}$  je validno. Kada nejednakost nije ispunjena, za određivanje  $K_{IC}$  je potrebno koristiti veću epruvetu. Dimenzije veće epruvete se mogu proceniti na osnovu  $K_Q$ .

$$B, a, W \geq 2.5 \left( \frac{K_{IC}}{R_T} \right)^2. \quad (4.51)$$

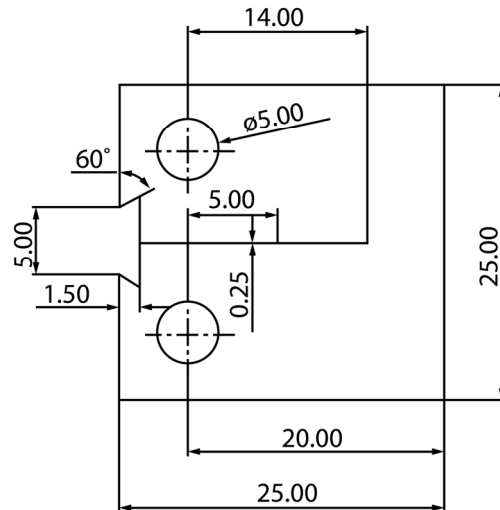
Osim što navedeni uslovi čine ispitivanje žilavosti loma veoma složenim, na konačni rezultat utiče nekoliko faktora, koji mogu da proizvedu značajnu ukupnu grešku, iako se  $K_{IC}$  meri direktno po definiciji. Greške mogu da budu do 3% pri ispitivanju (netačnost mernih instrumenata i neprecizno postavljene epruvete), do 5% pri očitavanju sile  $F_Q$ , i do 3% pri merenju dužine prsline, što može da proizvede ukupnu grešku veću od 10%. Merenje dužine prsline je problematično zbog fronta prsline, koji je po pravilu oblika nokta, jer je dužina prsline veća u sredini gde je plastična zona manja.

#### 4.3.1.1. Određivanje žilavosti loma pri ravnoj deformaciji $K_{IC}$

Ispitivanje epruveta sa prslinom pokazuje lokalno ponašanje materijala oko vrha prsline i polazi od pretpostavke da je materijal epruvete dovoljno homogen, što znači da se rezultati lokalnog ponašanja mogu tretirati globalno, odnosno da se mogu neposredno preneti na odgovarajuću konstrukciju implanta.

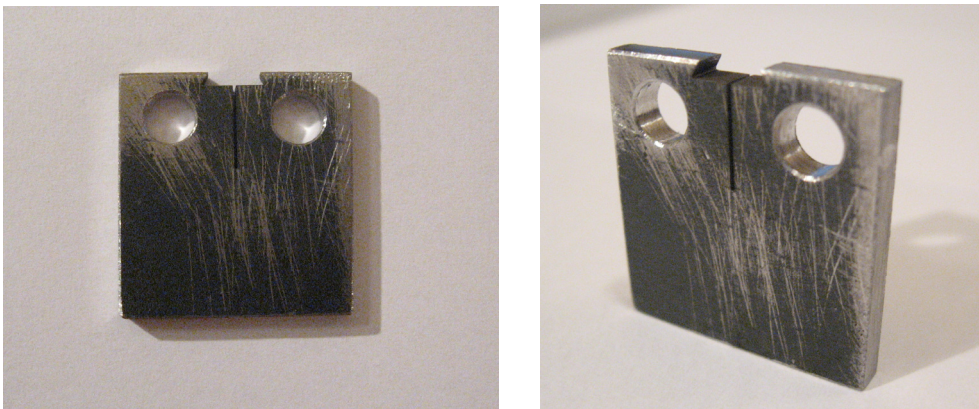
Uticaj heterogenosti strukture i mehaničkih osobina biomaterijala u eksploataciji se pre svega ogleda kroz položaj vrha zamorne prsline i osobina područja kroz koje se lom razvija. Laboratorijska ispitivanja epruveta izvađenih iz ploča čelika S316L i legure titana Ti-6Al-4V rađena su u cilju određivanja kritičnog faktora intenziteta napona,  $K_{IC}$ . Eksperimenti su rađeni u cilju ocene ponašanja komponenti od kojih se izrađuju stemovi proteze kuka u prisustvu greške tipa prsline, kao najopasnije od svih grešaka u konstrukcijskim materijalima.

Za ispitivanje su korišćene kompaktne epruvete za zatezanje C(T) čija geometrija je definisana standardom, a C(T) uzorci sa zarezom su izrađeni po merama datim na slici 4.23. Standardna kontaktna epruveta C(T) je zatežno opterećena ploča sa zarezom samo sa jedne strane i zamornom prslinom.



Slika 4.23. Dimenzije izrađenih C(T) epruveta za ispitivanje mehanike loma biomaterijala

Na slici 4.24 dat je izgled epruveta koje su dobijene modifikacijom preporučenih mera definisanih standardom.



Slika 4.24. Prikaz izrađenih C(T) epruveta

U skladu sa standardnim postupkom, prvo se pristupilo pripremanju epruvete, odnosno stvaranju zamorne prsline na kompaktnim epruvetama za zatezanje. Zamorna prsline je potrebna da bi se stvorili uslovi ravne deformacije,

jer se oko vrha zamorne prsline može ostvariti željeno polje napona na reproduktivan način, ali pod uslovom da je zamorna prsline obezbedila odgovarajuće uslove. Kod testova iniciranja prsline, epruvete se izlažu određenom broju ciklusa naprezanja kako bi se inicirala zamorna prsline, i potom se posmatra njen rast do veličine dovoljne za otkaz. Epruvete su pravljene elektroerozijom, a zamorna prsline (cca 5 mm) na standardni način, cikličnim opterećenjem na servo-hidrauličnoj mašini.

Sve epruvete treba da imaju zamornu prsline pri opterećenju baziranu na sili  $P_f$ . Određivanje nazivne granične sile  $P_f$ , odnosno maksimalne sile početka zamaranja je definisano formulom:

$$P_f = \frac{0.4Bb_0^2 R_T}{(2W + a_0)} \quad (4.52)$$

gde je:        B        - širina epruvete, mm

$b_0$         - dužina ligamenta, mm

$R_T$         - efektivni napon tečenja, MPa, koji se određuje po formuli

$$R_T = \frac{R_{p0,2} + R_m}{2}$$

gde je:         $R_{p0,2}$     - napon tečenja, MPa, i

$R_m$         - zatezna čvrstoća, MPa.

Stvaranje zamorne prsline je rađeno na servo-hidrauličnoj mašini "Instron", slika 4.29. Na slici 4.25 su prikazane neke od ispitivanih epruveta nakon stvaranja zamorne prsline.



Slika 4.25. Prikaz C(T) epruveta nakon stvaranja zamorne prsline

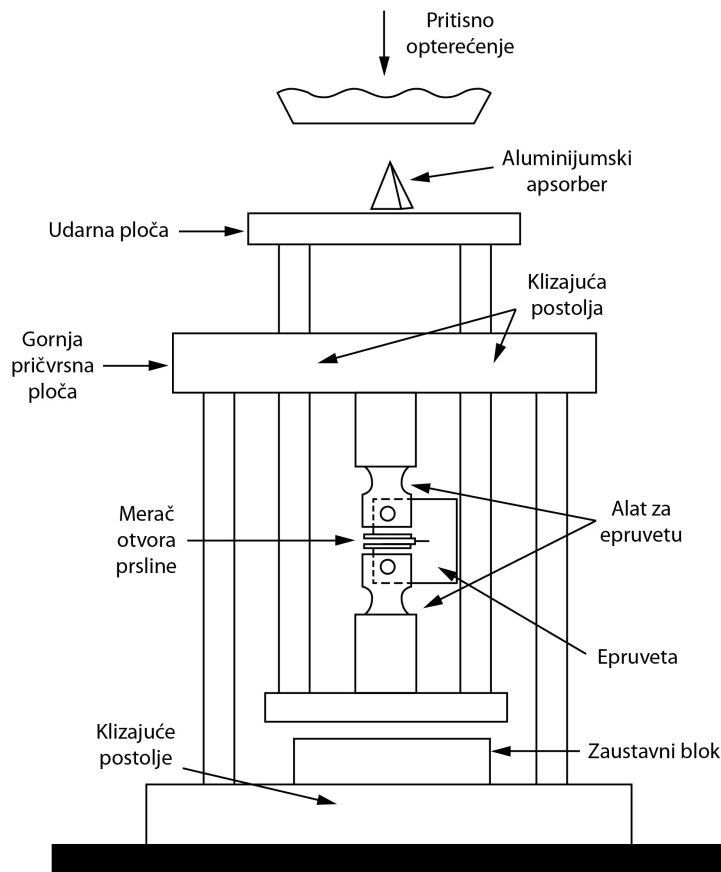
Kako zahtevi za ispunjenje uslova ravnog stanja deformacije:

$$B \geq 2,5 \cdot \left( \frac{K_{Ic}}{R_{p0,2}} \right)^2 \quad (4.53)$$

nisu zadovoljeni, nakon određivanja eksperimentalnih vrednosti  $K_Q$  pristupilo se određivanju parametara  $CTOD_c$  ili  $J_c$  koji se mogu odrediti istim standardnim ispitivanjima po standardu ASTM E1820.

Ovi standardi se redovno dopunjavaju na osnovu istraživanja koja su bazirana na njihovoj primeni, i zato je važno voditi računa o tome da se primenjuju najnovije verzije standarda. Prema standardu ASTM E1820-08 definisana je šema ispitivanja za C(T) epruvete i prikazana je na slici 4.26.





Slika 4.26. Šema ispitivanja epruveta za zatezanje prema ASTM standardu [54]

Integral  $J$  je jednak zbiru elastične komponente  $J$  integrala i plastične komponente  $J$  integrala, pa se izračunavanje  $J$  za kompaktnu epruvetu obavlja se na sledeći način:

$$J = J_{el} + J_{pl} \quad (4.54)$$

gde je:

$J_{el}$  = elastična komponenta  $J$ , a

$J_{pl}$  = plastična komponenta  $J$ .

Elastična komponenta J-integrala, odnosno energije se računa na osnovu izraza:

$$J_{el(i)} = \frac{K_i^2 \cdot (1 - \nu^2)}{E} \quad (4.55)$$

gde je:

- $K_i$  - faktor intenziteta napona, definisan standardom ASTM E 399–06  
 $\nu$  - Poasonov koeficijent  $i$   
 $E$  - modul elastičnosti.

Faktor intenziteta napona za kompaktnu epruvetu pri opterećenju  $P_{(i)}$  se obavlja na sledeći način::

$$K_{(i)} = \frac{P_i}{(BB_N W)^{1/2}} f(a_i / W). \quad (4.56)$$

Vrednost izraza  $f(a_0/W)$  se izračunava na osnovu jednačine:

$$f(a_i / W) = \frac{\left[ (2 + a_i / W) \left( 0.886 + 4.64(a_i / W) - 13.32(a_i / W)^2 \right) + 14.72(a_i / W)^3 - 5.6(a_i / W)^4 \right]}{(1 - a_i / W)^{3/2}}. \quad (4.57)$$

Plastična komponenta J-integrala, odnosno energije se računa na osnovu jednačine:

$$J_{pl} = \frac{\eta A_{pl}}{B_N b_0} \quad (4.58)$$

gde je:

$A_{pl}$  = plastična komponenta energije

$B_N$  = ukupna debljina epruvete ( $B_N = B$  ukoliko nema žlebova sa strane)

$b_0$  = nelomljeni ligament ( $W - a_0$ ), i

$\eta$  =  $2 + 0.522b_0 / W$ .

Konačno, J integral se računa prema izrazu:

$$J = \frac{K^2 (1 - \nu^2)}{E} + J_{pl} \quad (4.59)$$

Poznavajući vrednosti kritičnog  $J_{lc}$  integrala može se izračunati vrednost kritičnog faktora intenziteta napona ili žilavost loma pri ravnoj deformaciji,  $K_{Ic}$ , pomoću zavisnosti:

$$K_{Ic} = \sqrt{\frac{J_{lc} \cdot E}{1 - \nu^2}} \quad (4.60)$$

Kod testiranja putem tehnike elastične deformacije na kompaktnoj epruveti sa beleženjem grafikona otvora prsline za primenjeno opterećenje, dužina prsline se izračunava na sledeći način:

$$a_i / W = \left[ \frac{1.000196 - 5.06319u + 11.242u^2 - 106.043u^3}{+464.335u^4 - 650.677u^5} \right] \quad (4.61)$$

gde je:

$$u = \frac{1}{\left[ B_e E C_{c(i)} \right]^{1/2} + 1} \quad (4.62)$$

$C_{c(i)}$  = elastična deformacija otvora prsline epruvete ( $\Delta v / \Delta P$ ) pri sekvenci opterećenja korigovanoj za rotaciju.

$$B_e = B - (B - B_N) / B.$$

Kod osnovne metode testiranja, računanje CTOD u bilo kojoj tački krive opterećenje-pomeranje se obavlja sledećim izrazom:

$$\delta_{(i)} = \frac{K_{(i)}^2 (1 - \nu^2)}{2R_{p0,2} E} + \frac{\left[ r_p (W - a_0) \right] v_{pl(i)}}{\left[ r_p (W - a_0) + a_0 + z \right]} \quad (4.63)$$

gde je:

$$a_0 = \text{originalna dužina prsline}$$

$K$  = faktor intenziteta napona, uz  $a = a_0$

$\nu$  = Poasonov koeficijent

$R_{p0,2}$  = tačka tečenja ili 0.2% tačka tečenja na temperaturi ispitivanja

$E$  = modul elastičnosti na temperaturi ispitivanja

$\nu_{pl}$  = plastična komponenta izmerenog pomeranja otvora u tački evaluacije na krivoj opterećenje-pomeranje,  $\nu_c$ ,  $\nu_u$  ili  $\nu_m$

$z$  = rastojanje tačke merenja (knife-edge measurement point) od linije opterećenja (load-line) na  $C(T)$  epruveti

$r_p$  = faktor plastične rotacije =  $0.4 (1 + \alpha)$

gde je:

$$\alpha = 2 \left[ \left( \frac{a_0}{b_0} \right)^2 + \frac{a_0}{b_0} + \frac{1}{2} \right]^{1/2} - 2 \left( \frac{a_0}{b_0} + \frac{1}{2} \right). \quad (4.64)$$

### 4.3.2. Materijal i metode korišćene u eksperimentalnoj analizi

#### 4.3.2.1. Materijali

Materijali koji su korišćeni za izradu epruveta tokom ispitivanja su metalni biomaterijali koji se primenjuju u izradi stema kod proteza veštačkog kuka.

#### **Nerđajući čelik**

Za ovu eksperimentalnu analizu je odabrana legura S316L, pošto se i dalje vrlo često koristi u mnogim biomedicinskim primenama, i ne korodira lako kao drugi austenitni čelici sa višim udelom ugljenika.

Hemijski sastav uzoraka korišćenih u ovoj eksperimentalnoj analizi je određen standardnom analizom i dat je u tabeli 4.1.

Tabela 4.1. Hemijski sastav ispitivanog čelika S 316 L

Hemijski sastav, mas. %							
C	Mg	P	S	Si	Ni	Cr	Mo
0.03	1.95	0.25	0.03	0.70	12.5	17.5	3.0

Kako bi se postigla otpornost na koroziju nerđajućih čelika, minimalna efektivna koncentracija hroma mora biti 11%. Udeo od 3% molibdena daje 316L leguri veću ukupnu otpornost na koroziju od drugih austenitnih nerđajućih čelika, a naročito veću otpornost na tačkastu koroziju i koroziju u žlebovima u hloridnom okruženju.

Testovi za određivanje zateznih karakteristika sprovedeni su na sobnoj temperaturi u skladu sa relevantnim ISO specifikacijama. Mehanička svojstva legure S316L su data u tabeli 4.2.

Tabela 4.2. Rezultati određivanja zateznih svojstava legure S316L

Oznaka uzorka	Napon tečenja $R_{p0,2}$ (MPa)	Zatezna čvrstoća $R_m$ (MPa)	Izduženje A (%)
<b>U Z O R A K A</b>			
A-1	267	614	69
A-2	267	614	69
A-3	275	586	63
	<b>270</b>	<b>605</b>	<b>67</b>
<b>U Z O R A K B</b>			
B-1	273	587	70
B-2	276	592	67
B-3	273	587	70
B-4	276	592	67
	<b>275</b>	<b>590</b>	<b>69</b>

### Ti Legura

Tokom prošlih decenija je razvijeno više legura titana za biomedicinsku primenu, ali je najčešće korišćena legura titana Ti-6Al-4V, koja se sastoji od 90% titana, 6% aluminijuma i 4% vanadijuma. Ova legura ima dobar odnos čvrstoće i

težine, dobru otpornost na koroziju, visoku otpornost i pozitivnu biokompatibilnost, što je čini pogodnom za primenu u biomedicini. S druge strane, titan ima tendenciju da se haba kada je u klizajućem kontaktu sa sobom ili drugim metalima, pa se ne koriste često dve titanove komponente u direktnom kontaktu, pošto se habanjem oslobađaju čestice. Titan je veoma otporan na koroziju zbog čvrstog oksidnog omotača koji se formira u *in vivo* uslovima.

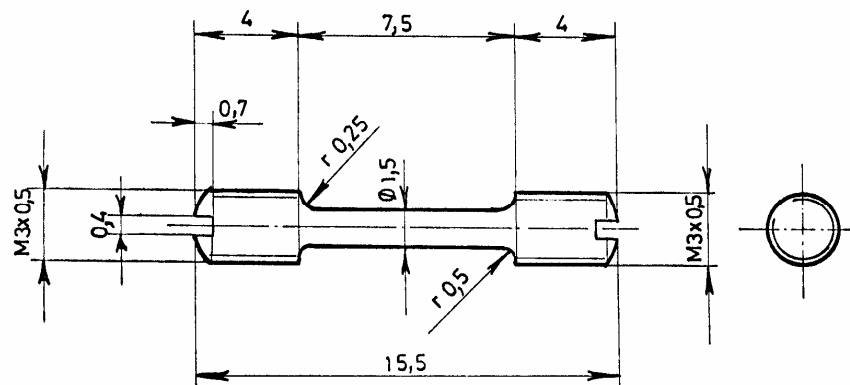
Određivanje hemijskog sastava je rađeno prema odgovarajućim ISO standardima, a rezultati određivanja hemijskog sastava su dati u tabeli 4.3.

Tabela 4.3. Rezultati određivanja hemijskog sastava

Uzorak	% mas.							
	Al	V	C	Fe	N	O	H	Ti
<b>Uzorak A</b>	6,67	4,11	0,014	0,21	0,020	0,08	0,001	ost.
<b>Uzorak B</b>	6,62	4,06	0,011	0,25	0,019	0,07	0,002	ost.
<b>Uzorak C</b>	6,72	4,08	0,013	0,27	0,016	0,08	0,002	ost.

Upoređivanjem stvarnog hemijskog sastava legure titana koja je korišćena za pripremu epruveta sa standardnim specifikacijama legura titana, ustanovljeno je da je vrlo blizak Ti-6Al-4V.

Ispitivanja epruveta u cilju određivanja zateznih svojstava rađena su na sobnoj temperaturi na mikro-epruветama zbog nemogućnosti uzimanja standardnih epruveta. Ispitivanje je izvedeno na elektro-mehaničkoj kidalici u kontroli hoda, a brzina uvođenja opterećenja je bila 2 mm/min. Izduženje je registrovano pomoću ekstenzomera HOTTINGER DD1, čija je tačnost merenja ekstenzomera  $\pm 0,001$  mm.



Slika 4.27. Epruveta za određivanje zateznih svojstava [162]

Sam postupak ispitivanja je definisan standardom ISO 6892-1 [162], a geometrija uzorka data je na slici 4.27. Rezultati određivanja zateznih svojstava epruveta izvađenih iz uzorka A, B i C dati su u tabeli 4.4.

Tabela 4.4. Rezultati određivanja zateznih karakteristika Ti6Al4V legure

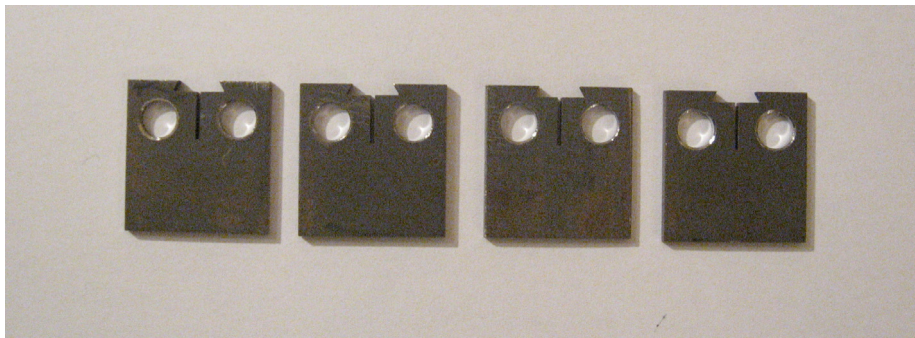
Oznaka uzorka	Napon tečenja $R_{p0,2}$ (MPa)	Zatezna čvrstoća $R_m$ (MPa)	Izduženje A (%)
<b>UZORAK A</b>			
A-1	885,2	973,2	11,7
A-2	876,4	965,6	12,4
A-3	881,7	970,4	11,5
	<b>881.1</b>	<b>969.7</b>	<b>11.9</b>
<b>UZORAK B</b>			
B-1	869,5	963,3	12,7
B-2	877,3	967,9	12,3
B-3	882,6	972,5	11,2
	<b>876.5</b>	<b>967.9</b>	<b>12.1</b>
<b>UZORAK C</b>			
C-1	885,3	975,8	11,5
C-2	881,4	971,4	11,8
C-3	890,7	980,5	10,3
	<b>885.8</b>	<b>975.9</b>	<b>11.2</b>

#### 4.3.2.2. Primenjene metode ispitivanja

U ovom eksperimentu ponašanje loma epruveta izrađenih od legure S316L i Ti-6Al-4V legure je posmatrano na sobnoj temperaturi (20°C). Rađene su dve grupe epruveta u zavisnosti od materijala koji je korišćen za pripremu uzoraka i to:

- I grupa - epruvete izrađene od čelika S 316 L
- II grupa - epruvete izrađene od titan legure Ti-6Al-4V.

Urađeno je ukupno sedam epruveta, tri od nerđajućeg čelika, i četiri epruvete od titan legure, a na slici 4.28 je prikazan izgled epruveta.



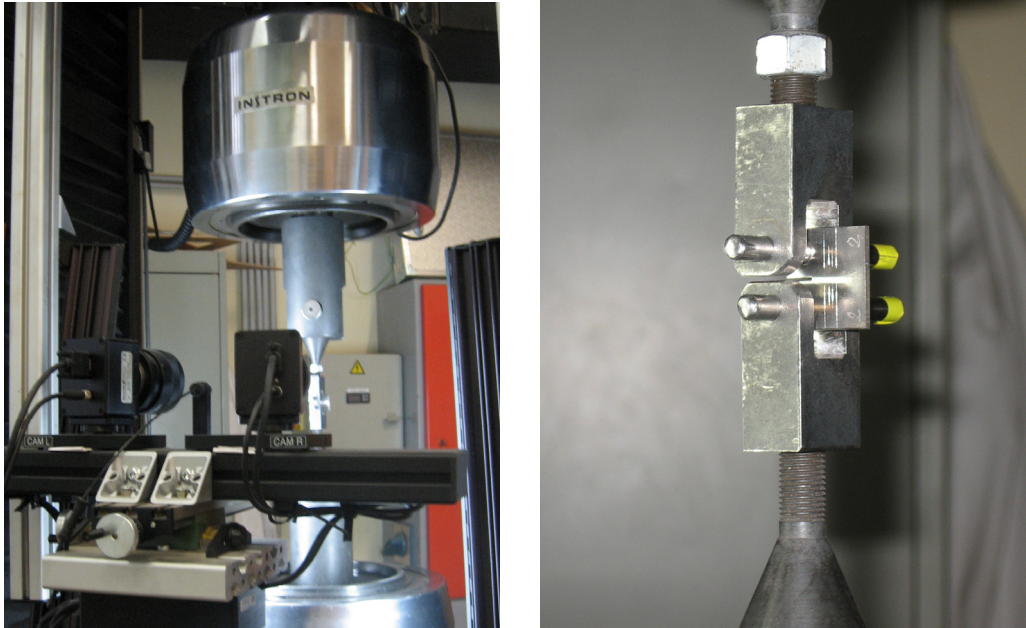
*Slika 4.28. Epruvete za ispitivanje zatezanjem izrađene od legure Ti-6Al-4V*

Samo ispitivanje je rađeno na elektromehaničkoj kidalici INSTRON, a postavka eksperimenta prikazana je na slici 4.29. Epruveta se postavlja na alat za ispitivanje na zatezanje, a pošto su korišćene tanke epruvete postavljene su tako da je sprečeno izvijanje epruveta.

Eksperimentalna analiza ponašanja na lom izabranih biomaterijala za biomedicinske primene, predstavljena u ovom radu, je bazirana na mernom sistemu sa optičkom metodologijom. Trodimenzionalni optički merni sistem se sastoji od softvera Aramis i specijalnog para stereo kamera i sočiva. Ova metoda je pogodna za analizu predmeta izrađenih od različitih materijala, što je često slučaj u biomedicinskim primenama. Merni sistem se u ovoj eksperimentalnoj analizi koristi se za analizu strukturnog integriteta i određivanja svojstava materijala.



Eksperimentalno ispitivanje je predstavljeno na slici 4.29. Sistem koristi dve digitalne kamere koje omogućavaju sinhronizovani stereo pregled uzorka. U sklop sistema ulaze i postolje koje omogućava stabilnost senzora, jedinica za napajanje i snimanje slika, kao i sistem za obradu podataka. Detaljan opis sistema za trodimenzionalno merenje deformacija prikazan je u poglavlju 5.



*Slika 4.29. Prikaz postavke eksperimenta*

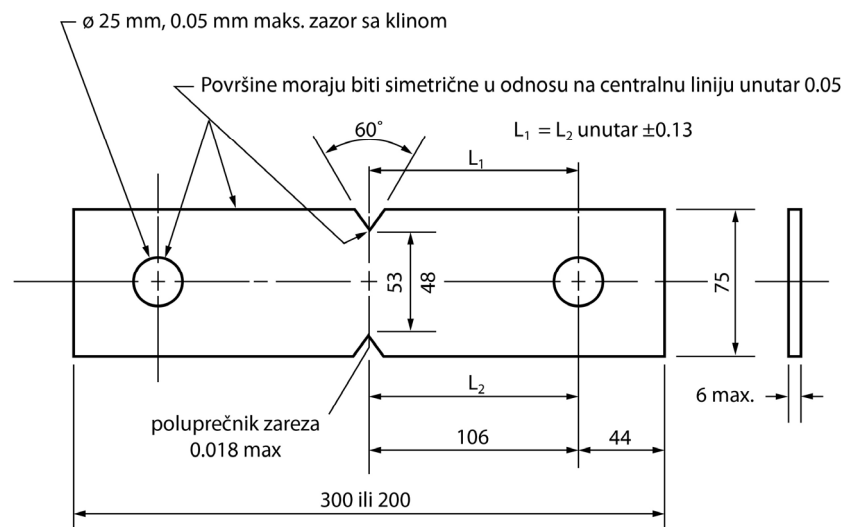
Tokom testa se beleže opterećenja i pomeranja primenom programa za akviziciju podataka koji su povezani na kraljicu. Po literaturi, intenzitet sila na biomedicinskim implantima može biti veliki, pa su maksimalna opterećenja u ovom eksperimentu bila 4.5 kN.

#### **4.3.3. Metodologija istraživanja - primena standarda za ispitivanje epruveta sa zarezom**

Poznato je da legure titana imaju visoku osetljivost na zamor uzrokovan zarezima. Stoga se komponente proteze moraju projektovati na taj način da se minimizuje koncentracija napona.

Iako titan odlično podnosi toplotu i vrlo je otporan na koroziju, veoma se teško oblikuje i obrađuje u željeni oblik. Takođe, njegova ekstremna hemijska reaktivnost sa vazduhom, u kombinaciji sa drugim faktorima, učinila je cenu komponentata od titana veoma visokom.

Pošto su legure titana veoma osetljive na zamor usled zarez, izvršen je test kidanja sa oštrim zarezom. Ponašanje legure Ti-6Al-4V pri zamoru je istraženo pomoću testa po standardu ASTM International Standard Test for Materials E338-03. [56]



Slika 4.30. Epruvete sa oštrom ivicom i zarezom,  $DE(T)$  [56]

Svrha eksperimenta je određivanje otpornosti na zarez i rast prsline koje dovodi do loma na dve epruvete od Ti6Al4V legure. Kod testova iniciranja prsline, epruvete se izlažu određenom broju ciklusa naprezanja potrebnom za iniciranje zamorne prsline, i potom se posmatra njen rast do veličine dovoljne za otkaz. U ovom eksperimentu ponašanje loma legure Ti-6Al-4V se posmatra na sobnoj temperaturi (20°C).

Epruvete od legure titana su obrađene na dimenzije date za standardne epruvete sa oštrom ivicom i zarezom (Sharp Edge-Notch Specimen,  $DE(T)$ ), koje su prikazane na slici 4.30.



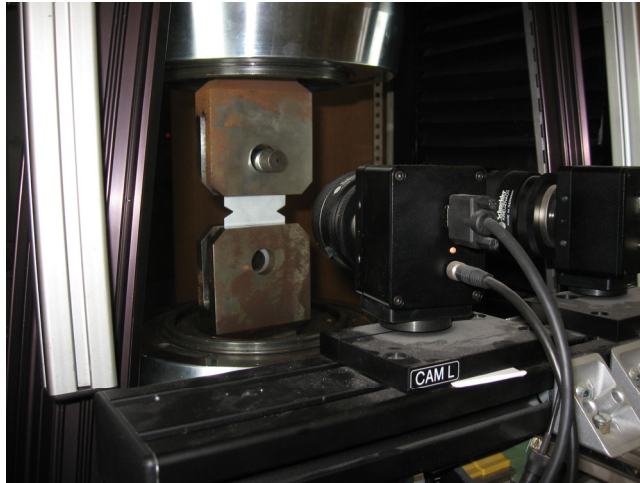
*Slika 4.31. Izrađene epruvete za ispitivanje osetljivosti na zarez biomaterijala*

Tokom ovog eksperimentalnog ispitivanja primenjen je sistem za trodimenzionalno optičko merenje deformacija, tako da je pre svega izvršena adekvatna priprema epruveta, u cilju dobijanja čistih površina na kojima je moguće izvršiti merenje. Tako pripremljene epruvete prikazane su na slici 4.31.

#### **4.3.3.1. Materijali i metode korišćene u eksperimentalnoj analizi**

Tokom eksperimentalnih ispitivanja za praćenje ponašanja materijala u odnosu na zarez primenjen je sistem ispitivanja baziran na optičkoj metodologiji merenja. Za trodimenzionalnu eksperimentalnu optičku analizu legura titana za biomedicinske primene su korišćeni GOM optički sistem i softver Aramis, detaljno opisani u poglavlju 5. Postavka eksperimenta, koji je uključivao primenu kamera za optičko merenje ponašanja biomaterijala, i kidalice za ispitivanje materijala, prikazana je na slici 4.32.

Materijal koji se koristio za izradu epruveta je isti kao i materijal koji je korišćen za izradu C(T) epruveta, pa su karakteristike materijala definisane u tabeli 4.3.



*Slika 4.32. Prikaz postavke eksperimenta*

Tokom testa se beleže sile i pomeranja, primenom digitalizovane merne aparature koja je povezana na uređaj za ispitivanje, pri čemu su maksimalna opterećenja u ovom eksperimentu bila 22 kN.

Tokom eksperimenta praćeno je ponašanje materijala, odnosno snimano je ponašanje prsline pod opterećenjem. Na slici 4.33 prikazan je rast prsline praćen tokom eksperimenta.



*Slika 4.33. Rast prsline tokom eksperimenta*

Rezultati eksperimentalnih ispitivanja opisanih u ovom poglavlju zbirno su prikazani u poglavlju 7.

## POGLAVLJE 5

### EKSPERIMENTALNA ISPITIVANJA MEHANIČKIH KARAKTERISTIKA PROTEZE VEŠTAČKOG KUKA

#### 5.1 Analiza mehaničkih karakteristika veštačkog kuka tokom eksploatacije

Biomehantička istraživanja su veoma blisko povezana sa gotovo svim aktivnostima koje prate analizu ponašanja veštačkih zglobnih proteza. Kako bi se razumeli mehanizmi kliničkog otkaza implanata potrebno je poznavanje sila koje deluju na kuk, napona koji se generišu unutar kosti i materijala od kojih je napravljen implant, i njihovih efekata na habanje, akumulaciju oštećenja i koštano remodeliranje. Poznavanje biomehanike kuka je važno u utvrđivanju scenarija otkaza, koji su neophodni za efikasno prekliničko testiranje. Razvoj i validacija metoda prekliničkog testiranja predstavljaju još jedno istaknuto polje biomehantičkih istraživanja, a pored toga, istraživači na ovom polju učestvuju i u projektovanju novih proteza kuka. Sve ove aktivnosti iziskuju osnovne informacije dobijene primenom biomehanike.

U prošlosti su implantati pravljeni uz nedovoljno poznavanje biomehanike. Shodno tome, klinički rezultati nisu bili ohrabrujući. Podstaknute istraživačke aktivnosti u vezi sa mehanikom zgloba i materijala dovele su do boljih modela proteza sa boljim učinkom u *in vivo* uslovima. Dokaz za to je poboljšanje dugotrajnog uspeha totalne zamene zglobova donjih ekstremiteta. Biomehantička analiza može biti od koristi u projektovanju boljih implanata, pošto je, da bi se projektovale dovoljna čvrstoća i krutost implanta, potrebno znati opterećenja koja će na njega delovati.

Cilj ovog ispitivanja je eksperimentalni pregled proteze kuka sa tačke gledišta mehanike, što je zahtevalo i teorijski pristup analizi sila koje deluju u zglobovima i povezanim mišićima tokom raznih funkcija, zatim utvrđivanje

geometrijskih osobina kostiju za koje se povezuju veštačke komponente, u cilju postavke daljih eksperimentalnih ispitivanja same proteze veštačkog kuka.

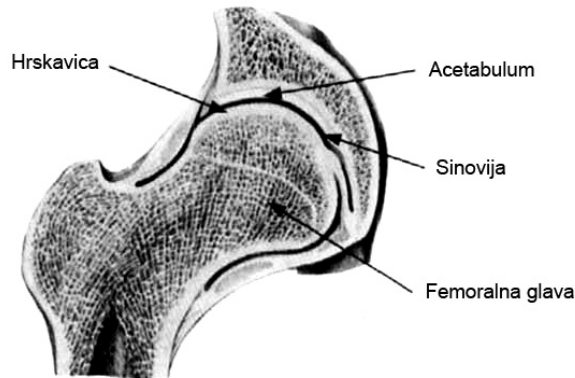
### **5.1.1. Osnovni principi biomehaničke analize zgloba kuka**

Zglob kuka je jedna od najbitnijih nosivih struktura otpornih na udarce unutar ljudskog tela tokom skakanja, trčanja i ciklusa hodanja. Poznato je da je dobro razumevanje prenošenja napona na zglobovima i kostima veoma korisno i pri preoperativnom planiranju, i pri postoperativnoj rehabilitaciji. [163][164][165][34][166][72][167] Kratkoročno i dugoročno ponašanje totalne i parcijalne proteze kuka zavisi od dobijanja optimalnog prenosa napona unutar spoja kost-implant.

Struktura, oblik i materijal su tri glavna faktora u projektovanju proteze. Dalje razmatranje se fokusira na biomehaničku analizu ponašanja zgloba kuka i implanta.

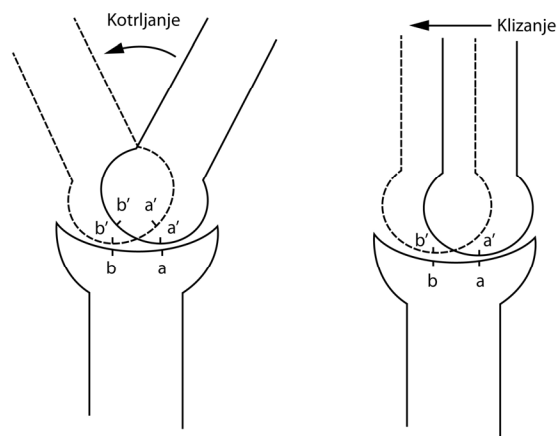
Ljudski zglob kuka je zglob sa kuglom i čašicom, koji dozvoljava pokrete u svim pravcima. Femur je kost natkolenice, a na vrhu femura se nalazi koštana masa, odnosno femoralna glava. Ona ulazi u acetabulum, odnosno u šupljinu u karlici. Kroz pore hrskavice se kreće sinovijalna tečnost, koja smanjuje trenje između kostiju. [168][34][169][170][171] Poprečni presek ljudskog zgloba kuka je dat na slici 5.1 . Cilj projektovanja implanta kuka je imitacija ljudskog prirodnog kuka. Kako bi se ovo postiglo, totalna proteza kuka se, nalik pravom kuku, sastoji od tri sekcije: acetabuluma, femoralne glave i femoralnog stema.

Prirodni ljudski zglob kuka se sastoji od dva sloja hrskavice i sinovije (slika 5.1 ). Između prirodnih i veštačkih zglobova postoje značajne strukturne razlike, koje utiču na mehaničke osobine zgloba.



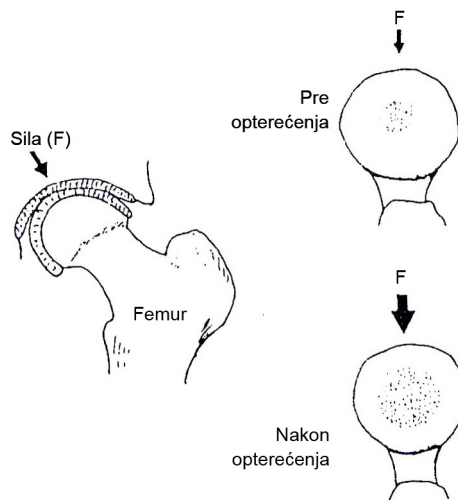
Slika 5.1. Prikaz preseka ljudskog zgloba kuka [171]

Zglobovi kuka i ramena imaju artikulaciju tipa kugle i čašice (slika 5.2 ), dok drugi zglobovi, poput kolena i lakta, imaju artikulaciju tipa šarke. [172][168][34][170] Svi zglobovi poseduju dve glatke sučeljene površine hrskavice podmazane viskozim sinovijalnim fluidom. Ovaj fluid je sačinjen od polisaharida koji prijanjaju za hrskavicu, a pod delovanjem opterećenja se mogu izlučiti na površinu kako bi se smanjilo trenje. Hrskavica nije vaskularizovana, pa se ishrana tkiva najverovatnije događa procesom difuzije.



Slika 5.2. Shematski prikaz artikulacije zgloba kuka

Kod zgloba kuka, priroda je omogućila da zglob ima veliku površinu za raspodelu opterećenja, prikazanu na slici 5.3 . Udar nastao opterećenjem se dalje apsorbuje trabekularnom subhondralnom kosti koja se nalazi ispod hrskavičavog tkiva, a koja gradualno prenosi opterećenje zbog svoje viskoelastičnosti.



Slika 5.3. Struktura zgloba kuka pre i nakon opterećenja [2]

Artikulacija zgloba se dešava koordinacijom ligamenata, tetiva i mišića. Analiza sila koje deluju na tetive i ligamente je veoma komplikovana. Ekscentrično pokretanje zgloba pomaže u prostiranju opterećenja po celoj površini zgloba.

Poređenja radi, maksimalne sile koje deluju na zglobove kuka i kolena tokom raznih aktivnosti su date u tabeli 5.1.

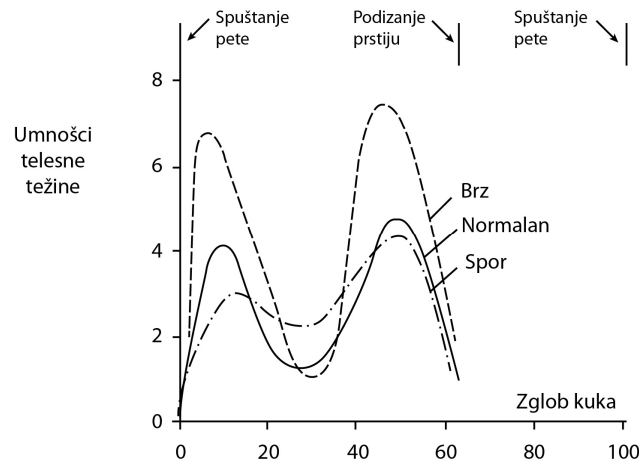
Tabela 5.1. Prosečne maksimalne vrednosti sila na kuku i tibiofemoralnim zglobovima tokom pojedinih aktivnosti [2]

Aktivnost	Maksimalna sila na zglobu (umnožak telesne težine)	
	Kuk	Koleno
Hod po ravnoj podlozi		
Spor	4.9	2.7
Normalan	4.9	2.8
Brz	7.6	4.3
Penjanje uz stepenice	7.2	4.4
Silazak niz stepenice	7.1	4.4
Penjanje uz strminu	5.9	3.7
Silazak niz strminu	5.1	4.4

Moguće je uočiti da sile koje nastaju tokom hodanja značajno variraju prilikom svakog pojedinog pokreta, kao što je prikazano na slici 5.4 . U literaturi su

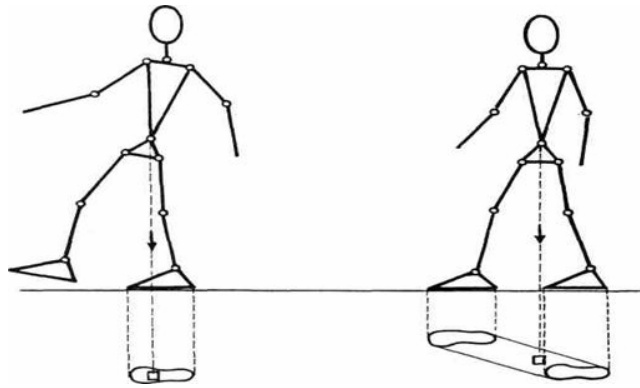


dati podaci da su zabeležene delujuće sile do 8 puta telesne težine, nastale kao rezultat geometrije poluge mišića i dinamičke prirode ljudske aktivnosti. [173][174][175][166]



Slika 5.4. Varijacije sila na zglobovima tokom ciklusa hodanja u zavisnosti od brzine hodanja [2]

Pri veoma laganom i pri normalnom hodu postoje dve faze u okviru svakog koraka: jednooslonička i dvooslonička. U jednoosloničkoj fazi je samo jedna noga na podlozi, a druga noga se kreće napred. Dvooslonička faza nastupa kada se i druga noga spusti na podlogu. Hod se ostvaruje naizmeničnim smenjivanjem ovih faza. [170][175][174] Potrebno je analizirati i pitanje stabilnosti. Obično se kaže da čovek prebacuje težinu sa jedne noge na drugu. To se može shvatiti na sledeći način – zapravo se zahteva da u jednoosloničkoj fazi težište tela bude iznad površine stopala, a u dvoosloničkoj fazi da bude iznad površine koja se nalazi između stopala, kao što je prikazano na slici 5.5. Na ovaj način ostvaruje se *statička stabilnost* u svakom trenutku hoda. Dakle, u svakom položaju pri hodu čoveka bismo mogli zaustaviti, a da on ne padne.



*Slika 5.5. Jednooslonička i dvooslonička faza hoda*

Međutim, čovek hoda na takav način samo pri veoma sporom kretanju. Pri normalnom hodu položaji tela su takvi da čovek ne bi imao ravnotežu ako bi ga u tom položaju zaustavili, već bi se srušio. U hodu se, međutim, neće srušiti, pa se podrazumeva da se tada pri hodu postiže takozvana dinamička stabilnost, dakle ravnoteža uz učešće inercijalnih sila.

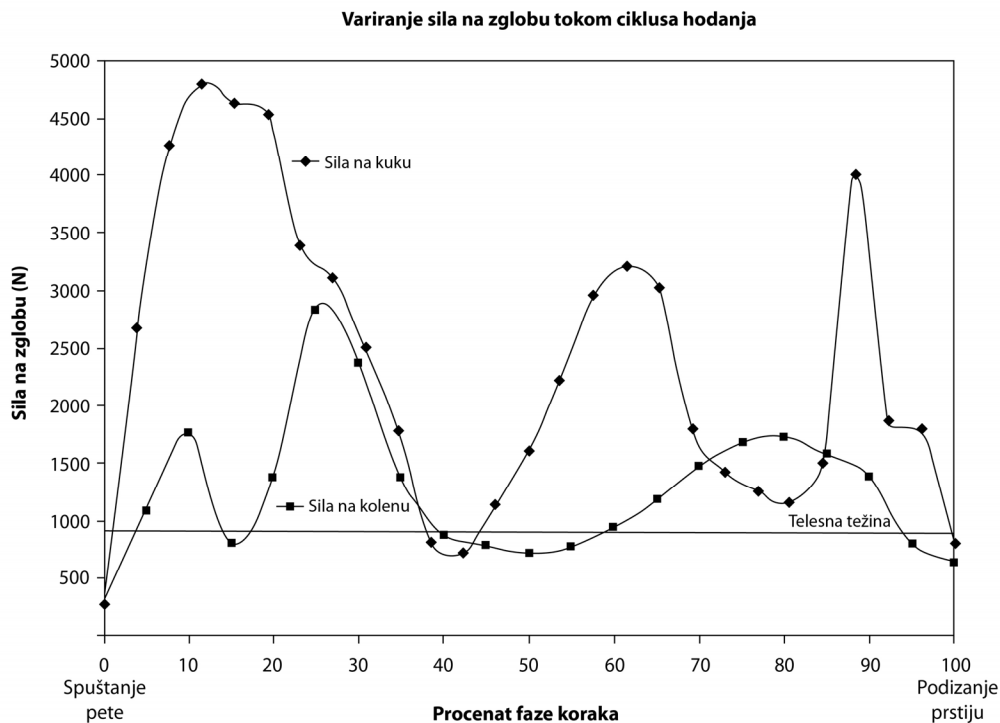
Potrebno je spomenuti još i problem vrlo brzog hodanja, odnosno trčanja. Osobnost takvog hoda je da ne postoji dvooslonička faza. Jednoosloničke faze razdvojene su intervalima u kojima nijedna noga nije na podlozi.

Ako se uzme u obzir da kod analize kretanja čoveka postoji veliki broj mehaničkih stepeni slobode, raznovrsnost uslova u kojima se lokomocija odvija i uz činjenicu da je u pitanju veoma nestabilno dvonožno (bipedalno) kretanje, jasno je da postoji široki spektar problema pri analizi i pokušaju modeliranja takvog oblika kretanja.

### **5.1.2. Analiza opterećenja koja deluju na zglob kuka i implanta**

Prvi korak u proceni pouzdanosti ortopedskih implanata je akvizicija fizioloških podataka iz kliničkih istraživanja. Najveći uspeh hirurgije zamene zgloba je kada se pacijentu obnovi fiziološka kinematika koju je ranije posedovao. Fiziološki podaci, poput pomeranja, opterećenja i sila reakcije i momenata na zglobovima se mogu izmeriti tokom normalnog hoda pacijenta.

Na slici 5.6 su prikazane fiziološke sile na zglobu tokom normalnog hoda po ravnoj podlozi. Ovi podaci su dobijeni pomoću matematičkog modela sa kinematičkim i kinetičkim podacima dobijenim iz laboratorije za analizu pokreta metodom sa više video kamera i platformi (GaitRite sistemi). [106][107][108] Direktnija metoda dobijanja podataka o silama na zglobu je korišćenje implantirane proteze sa sensorima, poput one koju su upotrebili Bergman *et al.* (1993). [173] U jednoj studiji su zabeležili silu na zglobu kuka čak osam puta veću od telesne težine, kada se pacijent slučajno sapleo. Ovi podaci se mogu koristiti u računskim metodama procene pouzdanosti implanata.



Slika 5.6. Fiziološke sile na zglobovima donjih udova tokom normalnog hoda po ravnoj podlozi (GaitRite sistem za merenje) [3]

Razlikuje se nekoliko osnovnih oblika kretanja – stajanje, hodanje i trčanje, pa se za različite oblike pretpostavljaju različiti modeli.

Tabela 5.2. Učestanost aktivnosti i maksimalna opterećenja na zglobu kuka tokom jedne godine [176]

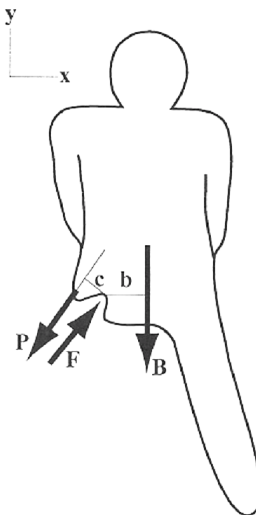
<b>Aktivnost</b>	<b>Ciklusa po godini</b>	<b>Specifična aktivnost/brzina</b>	<b>Pretpostavljena učestalost (%)</b>	<b>Maks. opterećenje (% telesne težine)</b>
Hodanje	2.5 x 10 <sup>6</sup>	Ravan hod / 1 km h <sup>-1</sup>	20	282
		Ravan hod / 3 km h <sup>-1</sup>	60	324
		Ravan hod / 5 km h <sup>-1</sup>	20	429
Trčanje	6.4 x 10 <sup>5</sup>	Ravno trčanje / 5 km h <sup>-1</sup>	50	484
		Ravno trčanje / 7 km h <sup>-1</sup>	30	496
		Trčanje niz stepenice	10	515
		Trčanje niz stepenice	10	384
Penjanje uz stepenice	4.2 x 10 <sup>4</sup>	Hodanje uz stepenice / sporo	20	333
		Hodanje uz stepenice / normalno	70	356
		Hodanje uz stepenice / brzo	10	386
Spuštanje niz stepenice	3.5 x 10 <sup>4</sup>	Hodanje niz stepenice / sporo	20	374
		Hodanje niz stepenice / normalno	70	387
		Hodanje niz stepenice / brzo	10	432
Sedanje / ustajanje	7.2 x 10 <sup>4</sup>	Ustajanje sa stolice	100	123
Padanje	1.8 x 10 <sup>3</sup>	Saplitanje	100	720

U tabeli 5.2 je prikazana učestalost aktivnosti unutar jedne godine kod aktivnih osoba. [177][178][175][176] Godišnje aktivnosti su grubo podeljene na specifične aktivnosti. U poslednjoj koloni su data maksimalna opterećenja zgloba kuka tokom svake aktivnosti.

Tokom hodanja se pokreću (tj. ubrzavaju) donji ekstremiteti i drugi delovi tela, tako da uslovi statičke ravnoteže nisu zadovoljeni. Međutim, pošto većina ljudi ne hoda veoma brzo, ubrzanja su mala u odnosu na sile koje proizvode mišići i gravitacija. Stoga se problem obično rešava kao da osoba jednostavno stoji na jednoj nozi, što se pretpostavlja da aproksimira uslove kada svu telesnu težinu nosi jedna noga. [165][167] Pored ovoga, uvodi se pretpostavka i da je problem dvodimenzionalan u frontalnoj ravni, i da deluje samo jedan mišić. Ako osoba proba da stoji na jednoj nozi, sila koja vuče centar gravitacije naniže će pokušati da

rotira njen torzo ka medijalnoj strani noge na kojoj stoji. Mišići koji se odupiru ovom pokretanju su isti oni koji se koriste za abdukciju butine prilikom ležanja, tj. izvođenje noge iz položaja paralelnog sa centralnom linijom tela. Ovo radi nekoliko mišića, ali se zarad jednostavnosti svi zajedno mogu nazvati mišićima abduktorima.

Moguće je prikazati dijagram slobodnog tela, uz „amputaciju“ na zglobu kuka u cilju prikaza sile koje na njega deluju, kao što je prikazano na slici 5.7 . [165][179] Važno je razumeti da je na dijagramu prikazana osoba koja stoji na „amputiranoj“ nozi, a da druga noga, kod koje nije prikazan donji deo, ne dodiruje tlo.



Slika 5.7. Dijagram za izračunavanje sila koje deluju na zglob kuka [179]

Vektor **P** predstavlja silu mišića abduktora, **F** je sila reakcije zgloba koja deluje na centar acetabulum karlice. Težina tela, koju predstavlja vektor **B** je zapravo umanjena ukupna telesna težina  $W$  umanjena za težinu potporne noge. Pošto je svaki donji ekstremitet težak oko  $1/6W$ ,  $B = 5W/6$ . Ova sila deluje nadole, malo desno od centralne linije tela. Ako se uzmu u obzir momenti oko centra acetabule, dobija se

$$\sum M = cP - bB = 0 \quad (5.1)$$

$$P = (b/c)B = (b/c)(5/6)W. \quad (5.2)$$

Dužine kraka momenta  $b$  i  $c$  su procenjene na osnovu antero-posteriornih radiograma karlice. Ustanovljeno je da odnos  $b/c$  može biti od 2 do 3.5. Na osnovu postupka Frankela i Berstajna (Frankel, Burstein) (1970) može se uzeti konzervativna vrednost odnosa od 2.4, kada se dobija da je  $P = 2W$ . To znači da je sila kojom treba da deluju mišići abduktori kako bi održali ravnotežu tela poduprtog potpornim femurom tokom faze stance hoda jednaka dvostrukoj telesnoj težini.

Nadalje, moguće je napisati jednačine ravnoteže sile, uzevši da je  $x$  horizontalna a  $y$  vertikalna osa:

$$\sum F_x = F_x - P_x = F_x - 2W \sin \theta = 0 \quad (5.3)$$

$$\sum F_y = F_y - P_y - B = F_y - 2W \cos \theta - 5W/6 = 0 \quad (5.4)$$

gde je  $\theta \approx 30^\circ$  ugao koji linija akcije mišića abduktora zaklapa sa  $y$  osom. Pošto je  $\sin 30^\circ = 0.5$ , komponente sile reakcije zgloba  $F$  su

$$F_x = W \quad \text{i} \quad F_y = (2 \cos 30^\circ + 5/6)W = 2.57W. \quad (5.5)$$

Horizontalno dejstvo sile femura na karlicu je jednako telesnoj težini, a vertikalno dejstvo je 2.5 puta veće. Ukupna sila reakcije zgloba je  $F = (F_x^2 + F_y^2)^{1/2} = 2.93W \approx 3W$ . Ova sila deluje pod uglom od  $\theta = \arctan(F_y / F_x) = 68.7^\circ$  u odnosu na horizontalnu osu.

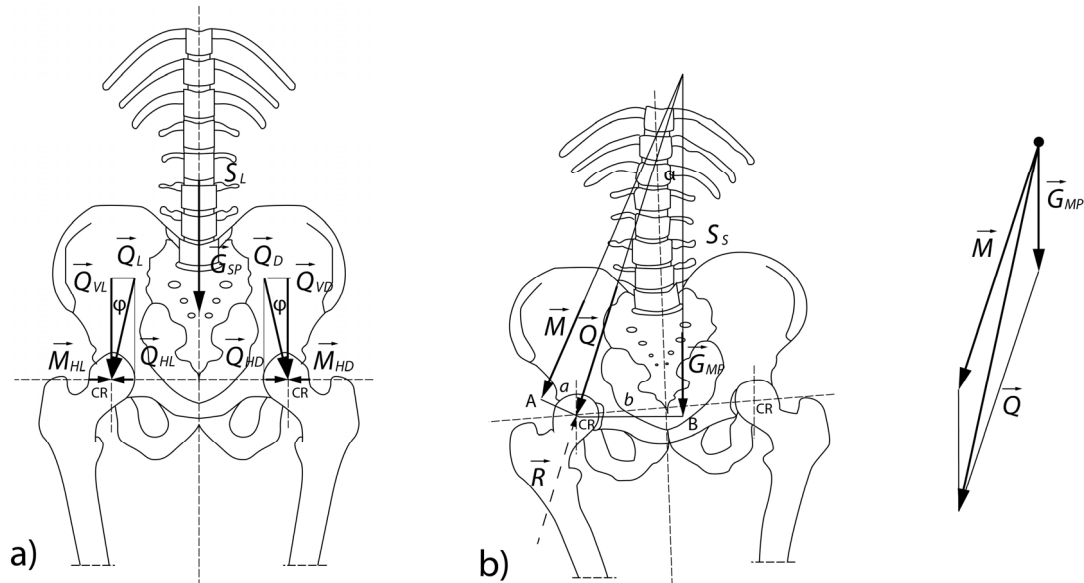
Iz ovoga se može zaključiti da jačina sila na zglobovima kuka kritično zavisi od odnosa kraka sile telesne težine i kraka sile mišića abduktora. Stoga bilo šta što povećava krak sile telesne težine ili smanjuje krak sile mišića abduktora povećava silu mišića abduktora neophodnu za koračanje, a posledično tome i silu koja deluje na glavu femura. Osobe sa kratkim femoralnim vratom imaju veće sile na kuku. Još

važnije, i osobe sa širokim kukovima imaju veće sile na kuku. Ova tendencija znači da žene imaju veća dejstva sile na kuku pošto njihova karlica mora biti šira zbog porođaja. Ova činjenica može biti jedan od razloga što žene češće imaju prelome kuka, i češće im se sprovodi zamena kuka usled artritisa nego kod muškaraca. Takođe se može desiti da ova činjenica kreira ženama biomehaničku nejednakost kod pojedinih sportskih aktivnosti, iako ispitivanja ne pokazuju uvek razlike po polovima, pogotovo kod trčanja na duge staze.

Za uspeh totalne i parcijalne artoplastike kuka je bitno razumevanje faktora koji utiču i na pravac i na jačinu sila koje deluju na femoralnu glavu. Sile koje deluju na kuk ostavljaju biološki trag na femur i acetabulum, naročito na lokaciju i orijentaciju trabekula. Sile koje deluju na protetičnu femoralnu glavu kod dobro obavljene totalne zamene kuka će biti veoma slične prirodnom kuku i po pravcu i jačini. [172][168][34][163][165][167]

Od svih vrsta u životinjskom carstvu samo ptice i čovek svakodnevno koriste bipedarno kretanje. Čak se i veći primati kreću kvadripedarno tokom većine svojih aktivnosti. Kada težinu tela nose obe noge, centar gravitacije se nalazi između dva kuka, i sila podjednako deluje na oba kuka (slika 5.8 a). [172][168][180][167][171][179] Pod ovim uslovima opterećenja, obe femoralne glave podjednako izdržavaju telesnu težinu umanjenu za težinu nogu, i rezultatni vektori su vertikalni, kao što je prikazano na slici 5.8 a.

Kada se kukovi posmatraju u sagitalnoj ravni, i ako je centar gravitacije direktno iznad centara femoralnih glava, nije potrebna mišićna sila za održavanje položaja, iako su potrebne minimalne mišićne sile za održavanje ravnoteže. Ukoliko se gornji deo tela blago nagne unazad, tako da centar gravitacije leži iza centara femoralnih glava, anteriorna kapsula kuka će se stegnuti, a stabilnost će napraviti Y iliofemoralni ligament. Stoga kod simetričnog stajanja na oba donja ekstremiteta, sile pritiska koje deluju na femoralnu glavu predstavljaju aproksimativno jednu trećinu telesne težine.



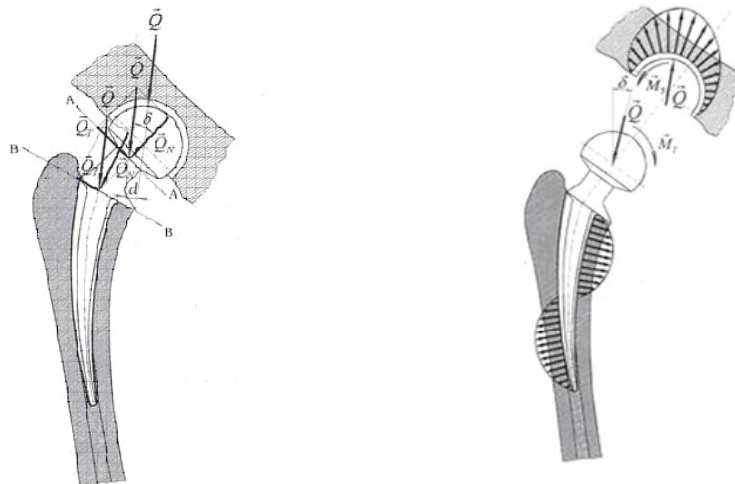
Slika 5.8. a) Opterećenje kuka pri dvonožnom stajanju u frontalnoj ravni. b) Sile kuka koje deluju pri stajanju na jednoj nozi. [179]

Kod stajanja na jednoj nozi, efektivni centar gravitacije se distalno pomera i udaljava od potporne noge, pošto se druga noga sada računa kao deo telesne mase koja deluje na noseći kuk (slika 5.8 b). [172][167][165][171][179] Prikazane su sile koje deluju pri stajanju na jednoj nozi:  $G$ , centar gravitacije;  $M$ , mišićne sile;  $Q$ , rezultatni vektor;  $R$ , sila reakcije. Pošto je potporni stub ekscentričan u odnosu na liniju akcije centra gravitacije, telesna težina će delovati okretanjem oko centra femoralne glave. Ovo okretanje se mora ispratiti kombinovanim delovanjem abduktora na lateralni femur. U uspravnom položaju, ova grupa mišića uključuje gornja vlakna mišića *gluteus maximus* (najveći stražnjični mišić), *tensor fascia lata* (mišić natezač široke fascije), *gluteus medius* (srednji stražnjični mišić) i *minimus* (najmanji stražnjični mišić), kao i *pyriformis* i *obturator internus*. Kombinovani rezultatni vektor abduktorne grupe se može predstaviti linijom akcije  $M$ , kao što je prikazano na slici 5.8 b. Pošto je efektivna dužina kraka sile ove rezultatne sile znatno manja od efektivne dužine kraka sile telesne težine koja deluje kroz centar gravitacije, kombinovana sila abduktora mora biti umnožak telesne težine. Vektori sile  $G$  i  $M$  proizvode rezultatno kompresivno opterećenje na femoralnu glavu koje je zakošeno otprilike  $16^\circ$  lateralno i distalno. Orijehtacija ovog rezultatnog vektora je tačno paralelna orijentaciji trabekula u femoralnoj glavi i vratu.



Delovanje ovog kombinovanog opterećenja telesne težine i odgovora mišića abduktora pri održavanju ravnoteže rezultuje opterećenjem femoralne glave sa otprilike 4 telesne težine tokom faze pauze na jednoj nozi u toku hodanja. Ovo znači da je tokom hoda kuk izložen velikim oscilacijama kompresivnog opterećenja, od jedne trećine telesne težine tokom faze u kojoj postoji dvostruka potpora, do 4 telesne težine tokom faze potpore na jednoj nozi. Faktori koji utiču na jačinu i pravac kompresivnih sila koje deluju na femoralnu glavu su 1) pozicija centra gravitacije; 2) krak sile abduktora, koji je funkcija ugla između vrata i tela femura i 3) veličina telesne težine. Skraćivanje kraka sile abduktora kod poremećaja *coxa valga* (preveliki ugao između vrata i tela femura) ili kod prekomerne femoralne anteverzije (okretanja kukova ka unutra) će dovesti do povećanog dejstva abduktora, a stoga i povećanog opterećenja zgloba. Ako se krak sile toliko skrati da su mišići preopterećeni, doći će ili do trzanja *gluteus minimus* mišića (kada se centar gravitacije lateralno prebacuje preko potpornog kuka) ili zakrivljenja karlice tokom hoda (Trendelenburg poremećaja hoda).

Pošto je opterećenje kuka tokom faze hodanja kada je potpora samo na jednoj nozi umnožak telesne težine, povećanje telesne težine će imati naročito nepovoljan uticaj na ukupne kompresivne sile koje deluju na zglob. Efektivno opterećenje zgloba se može značajno smanjiti pomeranjem centra gravitacije bliže centru femoralne glave. Raspored delujućih sila i momenata na protezu kuka prikazan je na slici 5.9.



Slika 5.9. Prikaz raspodele opterećenja na protezu kuka [171]

Dugoročna stabilnost implanata kuka zavisi, između ostalog, i od opterećenja na zglobu. Jačine sile jesu bitne, ali su takođe bitni i pravci i momenti, koji savijaju i uvrću implant. Tokom hodanja i trčanja sile na zglobu kuka su nekoliko puta veće od telesne težine. Opterećenja zavise od brzine hodanja i težine pacijenta. Tokom normalne aktivnosti na femoralni stem i acetabulum deluju razna opterećenja. [164][181][182][171] Femoralni stem je opterećeni stub, i opterećenja na njemu se mogu podeliti na normalna opterećenja na vertikalnoj, mediolateralnoj i anteroposteriornoj osi. Vertikalna sila fluktuirá između tri i šest puta telesne težine, u zavisnosti od pokreta tela i orijentacije noge. Mediolateralna komponenta sile deluje u lateralnom pravcu, i varira između jedne i dve telesne težine. Anteroposteriorna komponenta sile pre svega deluje na femoralnu glavu u posteriornom pravcu, i varira između dve i pet telesnih težina. Anteroposteriorna komponenta kreira obrtni momenat na spoju kost-implant. Takođe, pošto ista količina opterećenja koja uđe na femoralnu glavu mora i da izađe ispod implanta, ako je femur podopterećen zbog nosivosti implanta, biće preopterećen u drugoj oblasti.

Opterećenja koja deluju na acetabulum su jednostavnija za razumevanje. Pošto je acetabulum hemisferičan, opterećenje se prenosi preko veće površine nego kod normalnog kuka. Takođe, zbog oblika implanta acetabuluma, opterećenja koja deluju na acetabulum se prenose na implant i pritiskaju kost. U acetabulumu nema dugih delova, pa je prisutan minimum savijanja, nakrivljenja i uvrtnja.

## **5.2 Savremene eksperimentalne metode ispitivanja**

Merenje mehaničkih svojstava i kompletnog polja deformacija i pomeranja biomaterijala u implantima predstavlja značajan problem kada se koriste postojeće tehnologije merenja. Potrebno je dobiti trodimenzionalne rezultate merenja, uzevši u obzir da se na prostornom objektu vide nelinearne deformacije. Merni sistemi za optičku trodimenzionalnu analizu deformacija predstavljaju najsavremeniju mernu metodu za razumevanje mehaničkog ponašanja biomaterijala i komponenti nezavisno od materijala, veličine i geometrije, i kao

takvi mogu dopuniti druge savremene metode analize. Primenom ovakvog mernog sistema proučava se realna geometrija komponente, što nije moguće koristeći tradicionalne merne uređaje, poput merača istezanja ili senzora pomeranja (LVDT).

Ovaj sistem je korišćen tokom merenja deformacija na realnoj geometriji implanta tokom eksperimentalnih ispitivanja, pa su u daljem tekstu ukratko prikazana osnovna uputstva za podešavanje sistema, procedure merenja i obradu rezultata. Osim toga, naglašene su i ostale mogućnosti primene ovog sistema.

### **5.2.1. Sistem za beskontaktno optičko merenje deformacija**

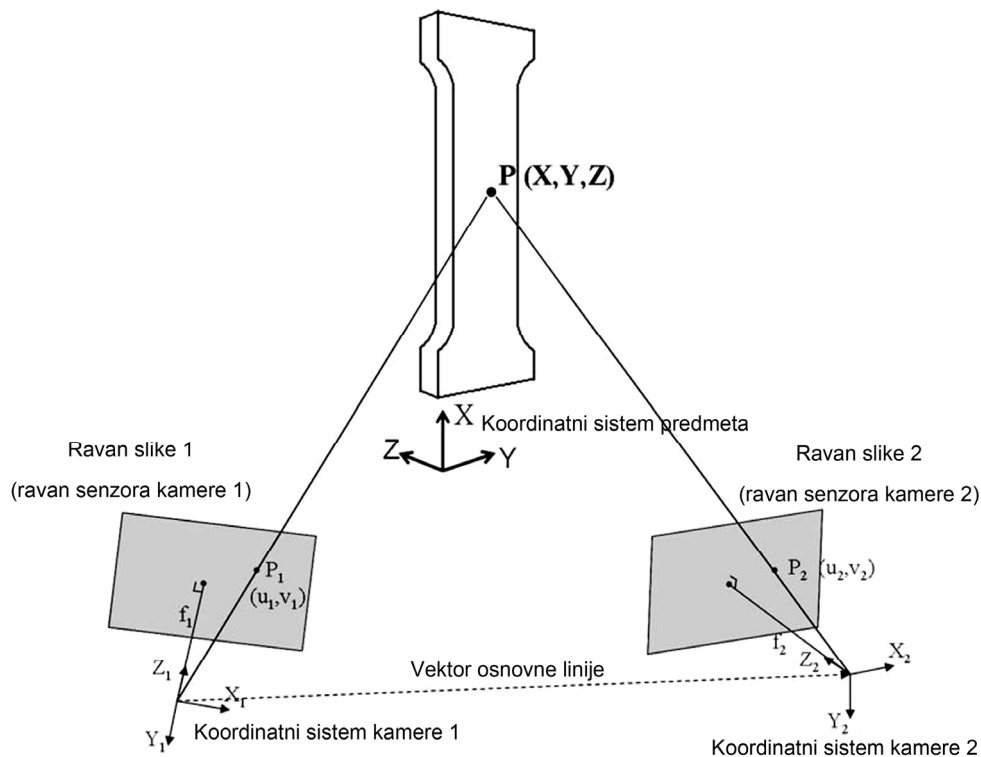
Digitalna korelacija slike (eng. Digital Image Correlation, DIC) je optička, beskontaktna metoda za merenje polja pomeranja i deformacija na površini uzorka putem poređenja slika površine uzorka u raznim stanjima. Referentna slika se snima pre početka opterećenja, a druga stanja odgovaraju načinjenim slikama deformisanog uzorka. Polje pomeranja ravanskog predmeta ima dve komponente u ravni, recimo  $u$  i  $v$ , i jednu komponentu normalnu na ravan,  $w$ . Dve komponente pomeranja u ravni se direktno izračunavaju korelacijom digitalnih slika. Potom se gradijenti pomeranja (ili tenzori deformacija) izvode diferencijacijom prostora na podacima o polju pomeranja.

Ova metoda je našla široku upotrebu u inženjeringu i istraživačkom radu, i usvojena je pri merenju deformacija u inženjerskim strukturama, kao i određivanju mehaničkih osobina inženjerskih materijala. [183][184][185][186][187][99] Uz odgovarajuće procesiranje slike, metoda DIC može da kvantifikuje velike deformacije ( $\geq 50\%$ ), i stoga se koristi i za analizu plastične deformacije materijala.

Kod 2D DIC metode koristi se jedna kamera, i ti sistemi su ograničeni na ravanske uzorke, kod kojih ne dolazi do pomeranja van ravni. Rezultati se baziraju na pretpostavci da deformacije izmerene na površini epruvete mogu predstaviti i deformacije koje se javljaju u unutrašnjosti epruvete.

3D DIC metoda uključuje dve kamere i stereoskopsko posmatranje, kako bi se dobilo puno polje pomeranja tokom testiranja, što je shematski prikazano na slici 5.10. Korišćenjem još jedne kamere koja posmatra površinu iz drugog pravca, triangulacijom se mogu dobiti trodimenzionalne koordinate bilo koje tačke. Potom se poređenjem razlika između inicijalnih slika i slika nakon opterećenja može dobiti puno trodimenzionalno polje deformacija.

2D DIC sistemi ne zahtevaju kalibraciju za izračunavanje deformacija, dok je kod 3D DIC sistema potrebna kalibracija sistema za izračunavanje i deformacija i pomeranja. Za najtačnije rezultate pre svakog eksperimenta treba uraditi kompletnu kalibraciju sistema.



Slika 5.10. Shematski prikaz stereometrijskog sistema [188]

### 5.2.1.1. Princip merenja deformacija

Tehnika DIC je razvijena tokom 1980-tih, i od tada je znatno unapređena i razvijena. Trenutno je rezolucija pomeranja tipično u pod-pikselskom opsegu, od

0.02 – 0.01 piksela, a maksimalna tačnost deformacija je reda 0.02%. Kako bi se ispratila deformacija na određenoj tački P, potrebno je odrediti okolni kvadratni skup piksela oko te tačke, nazvan prozor podskupa (faceta), koji se koristi kao šablon u procesu prepoznavanja uzoraka. [183][184][185][189][190] Pošto prozor podskupa može biti izdeformisan na slikama tokom testiranja, za aproksimaciju lokalne deformacije je potrebna fotometrijska transformacija. U većini slučajeva se koristi zavisnost  $\underline{\underline{\mathbf{F}}} = \underline{\underline{\mathbf{R}}} \cdot \underline{\underline{\mathbf{U}}}$ , gde je  $\underline{\underline{\mathbf{R}}}$  tenzor rotacije a  $\underline{\underline{\mathbf{U}}}$  je tenzor deformacije. Na kvadratni podskup će stoga delovati srodna deformacija, i kako bi se definisala translacija  $z_i$  i tenzor deformacije  $\underline{\underline{\mathbf{F}}}$  u dvodimenzionalnom korelacionom algoritmu potrebno je izračunati šest parametara:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{11} & F_{12} \\ F_{21} & F_{22} \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

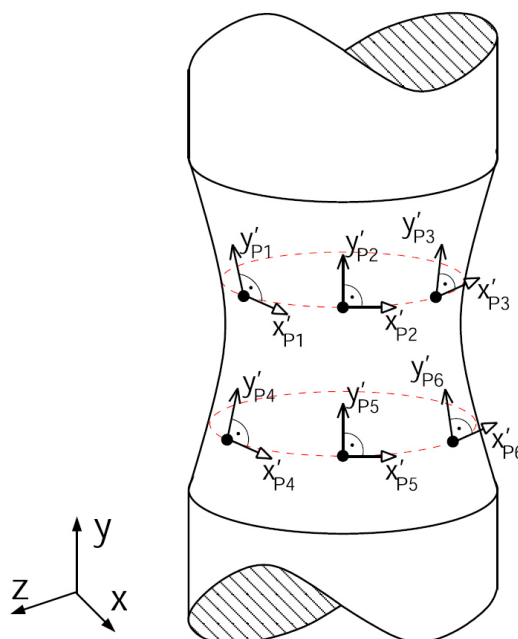
gde su  $x, y$  koordinate u nedeformisanoj konfiguraciji, a  $x', y'$  koordinate u deformisanoj konfiguraciji. Susedni prozori podskupa se moraju preklapati kako bi se postiglo kontinualno polje pomeranja. Stoga „veličina koraka“ (tj. razdaljina u pikselima između centralnih tačaka susednih podskupova) određuje stepen preklapanja. Deformacije se dobijaju diferencijacijom polja pomeranja. I ovde je potrebna koordinatna transformacija kako bi se polje pomeranja bloka  $p * p$  susednih podskupova, nazvanih „prozor deformacije“ uparilo sa nedeformisanim stanjem. I ovde se većinom koristi Lagranžov tenzor deformacije kako bi se izračunala najbliža srodna deformacija za prozor deformacija.

Kod tehnika optičkog merenja (npr. Aramis, Argus) koordinate, pomeranja i deformacije će se računati samo na površini predmeta, što znači da su proračuni ograničeni na lokalne deformacije, koje su tangencijalne na površinu uzorka. [189][190] Pošto ne postoji dodatna informacija normalna na površinu uzorka, nije moguće izračunati ukupni 3D tenzor deformacije. U ovom slučaju se računanje promene debljine zasniva na pretpostavci konstantnosti zapremine materijala tokom opterećenja.

Kako bi se proračuni 2D deformacija koristili u 3D projektu, potrebno je definisati lokalne koordinatne sisteme, koji su tangencijalni na lokalnu površinu, a za izračunavanje deformacija na 3D podacima se moraju transformisati na 2D prostor.

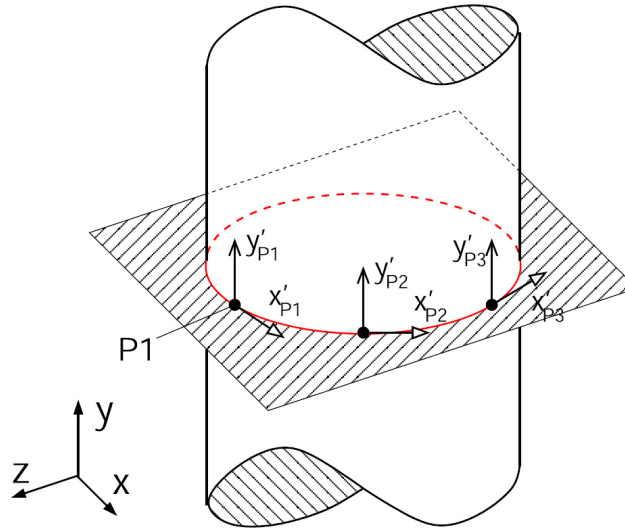
Na slici 5.11 prikazana je definicija lokalnih pravaca deformacija. Globalni koordinatni sistem  $x$ - $y$ - $z$  se ne može koristiti kod lokalnih deformacija. Takođe,  $x$ - $y$ - $z$  sistem nije paralelan lokalnim tangencijalnim pravcima. Za izračunavanje lokalnih deformacija za nedeformisano stanje se definiše  $x'$ - $y'$  koordinatni sistem, i to tako da je za svaku tačku (npr. tačku  $P_1$  na slici 5.11):

- osa lokalne deformacije  $x'$  je:
  - tangencijalna na površinu lokalne tačke
  - paralelna sa ravni  $x$ - $z$
- osa lokalne deformacije  $y'$  je:
  - tangencijalna na površinu lokalne tačke
  - normalna na lokalnu osu  $x'$



Slika 5.11. Prikaz definicije lokalnih pravaca deformacija [191]

Na slici 5.12 prikazan je lokalni koordinatni sistem ( $x'_{P1}-y'_{P1}$ ;  $x'_{P2}-y'_{P2}$ ;  $x'_{P3}-y'_{P3}$ ) za cilindrični uzorak u tri različite tačke ( $P_1$ ,  $P_2$  i  $P_3$ ). U ovom slučaju je globalna osa  $y$  paralelna osi cilindra, a ose  $y'$  za sve površinske tačke su paralelne sa globalnom  $y$ -osom.

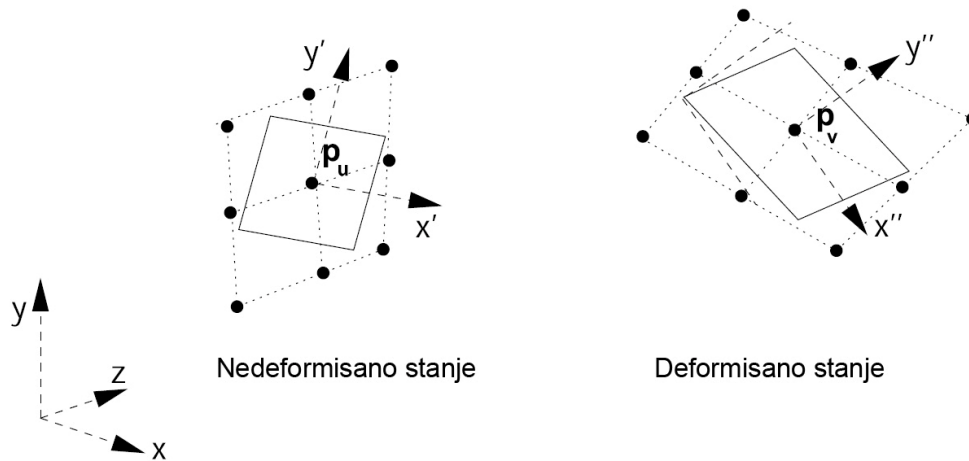


Slika 5.12. Prikaz nedeformisanog lokalnog koordinatnog sistema površinskih deformacija [191]

Uopšte uzevši, ni  $x'$  ni  $y'$  nisu paralelne globalnom koordinatnom sistemu, što je prikazano na slici 5.13. Isprekidane elipse su paralelne sa ravni  $x$ - $z$ , a lokalne  $y'$  ose su tangencijalne na površinu.

Potrebno je uvesti i  $x''-y''$  koordinatni sistem za deformisano stanje, prikazan na slici 5.13. U deformisanom stanju  $x''-y''$  ose su i dalje tangencijalne na površinu lokalne 3D tačke, i definišu se tenzorom deformacija na isti način kao kod 2D situacije.

Ovde je jedinični kvadrat deformisan u paralelogram. Geometrija paralelograma i tenzor deformacija ( $\gamma_x$  i  $\gamma_y$ ) definišu lokalne ose deformacija ( $x''$  i  $y''$ ) u deformisanom stanju.



Slika 5.13. Definicija lokalnih površinskih koordinatnih sistema deformacije u 3D [191]

### 5.2.2. Aramis sistem za trodimenzionalno optičko merenje deformacija

Aramis je sistem za beskontaktno optičko 3D merenje deformacije. Aramis analizira, izračunava i dokumentuje deformacije. Grafička reprezentacija rezultata merenja omogućava optimalno razumevanje ponašanja mernog predmeta. Aramis je naročito pogodan za trodimenzionalno merenje deformacija realnih komponenti pod statičkim i dinamičkim opterećenjem. [188][192]

Većina funkcija sistema se kontroliše putem softvera. Raspoložive su funkcije merenja, evaluacije, prikaza i štampe. Svim funkcijama se može pristupiti iz padajućih menija, putem prečica na tastaturi, ili sa potprozora programa.

Neka polja primene su:

- ispitivanje materijala
- utvrđivanje čvrstoće
- dimenzioniranje komponenti
- ispitivanje nelinearnog ponašanja
- karakterizacija puzanja i procesa starenja



- određivanje granice tečenja materijala
- verifikacija MKE modela
- određivanje osobina materijala
- analiza pomašanja homogenih i nehomogenih materijala tokom deformacije
- računanje deformacija

Glavne hardverske i softverske komponente sistema uključuju senzor sa dve kamere (samo kod 3D instalacije) i postolje koje omogućava stabilnost senzora, pobuđivačka kutija sa izvorom napajanja za kamere i za kontrolu snimanja slika, kao i PC sistem visokih performansi i Aramis aplikacioni softver v6 i GOM Linux 7 operativni sistem, ili više verzije.

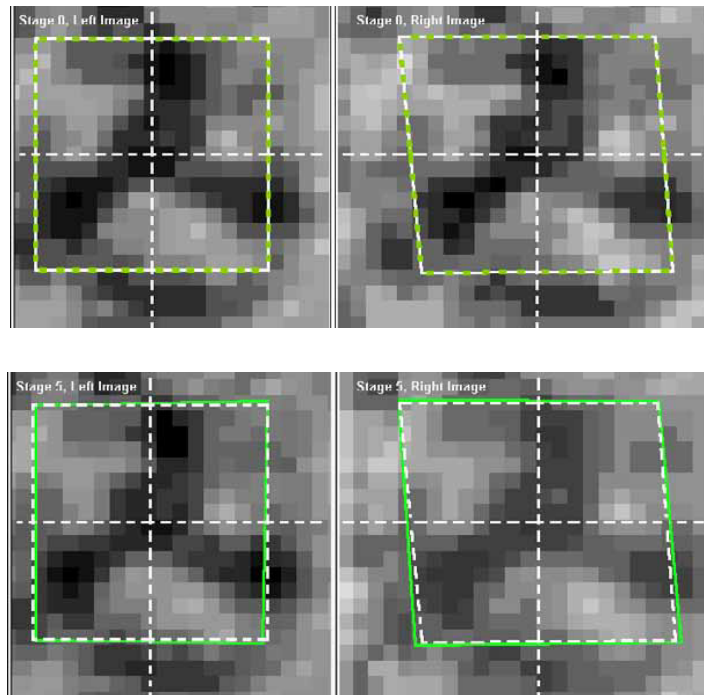
Aramis senzor se postavlja na postolje kako bi se optimalno pozicionirao u odnosu na uzorak. Kod instalacije za 3D merenje, koriste se dve kamere (stereo instalacija), koje se pre merenja kalibrišu. Uzorak se mora nalaziti unutar rezultujuće merne zapremine (kalibrisanog 3D prostora). Nakon kreiranja mernog projekta u softveru, snimaju se slike (monohrom, posebno leva a posebno desna kamera) tokom različitih koraka opterećenja uzorka.

Aramis prepoznaje strukturu površine predmeta na slikama sa digitalnih kamera i alocira koordinate pikselima sa slika. [189][190] Prva slika unutar mernog projekta predstavlja nedeformisano stanje predmeta.

Nakon što se odredi površina za evaluaciju (računska maska) i odredi se početna tačka, izračunava se merni projekat. Nakon završetka računskih operacija, rezultati merenja se mogu pogledati kao 3D pregled. Iz tih rezultata se izvode sve druge reprezentacije, poput statističkih podataka, izveštaja itd.

Tokom računanja Aramis posmatra deformaciju uzorka sa slika pomoću raznih kvadratnih ili pravougaonih detalja sa slike (faceta). Veličine faceta u pikselima se mogu podesiti u softveru. Tokom različitih koraka opterećenja prepoznaju se i prate faceti putem prepoznavanja individualnih struktura.

Na slici 5.14 je prikazan par faceta (15 x 15 px) sa leve i desne kamere, zabeleženih tokom pojedinih koraka od ukupno šest koraka deformacije, pri čemu korak 0 predstavlja nedeformisano, referentno stanje, a korak 5 je finalno stanje deformacije. Na ovim slikama bela isprekidana linija prikazuje nedeformisano stanje, kako bi se pojasnio odnos između faceta i deformacije.



Slika 5.14. Prikaz 15 x 15 px facete za levu i desnu kameru [191]

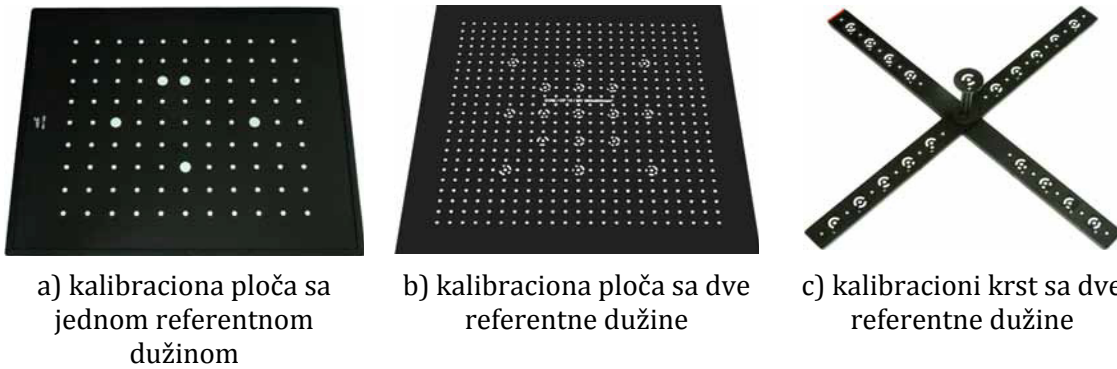
Sistem određuje 2D koordinate faceta pomoću tačaka na uglovima zelenih faceta i rezultujućih centara. Putem fotogrametrijske metode od 2D koordinata facete sa leve i desne kamere dobijaju se zajedničke 3D koordinate.

#### 5.2.2.1. Merni proces

##### Kalibracija sistema i priprema uzorka za merenje

Kalibracija je merni proces tokom koga se merni sistem podešava uz pomoć kalibratora tako da se osigura dimenzionalna konzistencija. Kod mernog sistema Aramis koriste se dva kalibratora: kalibracione ploče za male merne zapremine, i

kalibracioni krstovi za velike merne zapremine (slika 5.15). [189] Ovi kalibratori su raspoloživi u više dimenzija, i u zavisnosti od tipa sistema i veličine mogu se malo razlikovati po izgledu. Na kalibratorima se nalaze tzv. referentne tačke.



Slika 5.15. Tipovi kalibratora[189]

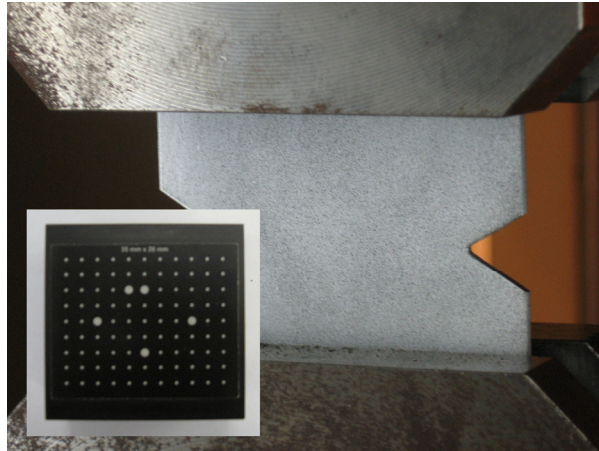
U zavisnosti od vrste, kalibratori sadrže jednu ili dve merne referentne dužine. Referentna dužina je poznata, tačno određena razdaljina između dve određene tačke. Kalibracioni krst uvek ima dve referentne dužine (po jednu na svakoj ruci).

Pre početka prvog merenja, uvek treba prvo kalibrisati odgovarajuću mernu zapreminu, pri čemu je preporuka granica ispravne kalibracije devijacija od 0.01 do 0.04 px. Ukoliko se zbog različite zapremine menja rastojanje do uzorka i ugao između kamera potrebno je izvršiti rekalkibraciju senzora.

Tokom procesa kalibracije utvrđuje se postavka senzora, što znači da se određuju međusobna razdaljina i orijentacija između kamera. Takođe se određuju osobine sočiva (npr. žižna daljina, distorzije sočiva). Na osnovu ovih podataka softver sa referentnih tačaka na kalibratorima izračunava njihove 3D koordinate, koje se potom projektuju na 2D slike sa kamera. Greška koja se može javiti kod pozicioniranja referentnih tačaka dovodi do tzv. devijacije referentne tačke (greške presecanja).

Merna zapremina zavisi od veličine mernog predmeta, ili veličine površine koja se želi analizirati. Treba odabrati mernu zapreminu u kojoj merni predmet ili

površina koliko god moguće ispunjavaju celu sliku. Na slici 5.16 prikazan je primer izabrane kalibracione ploče tokom realnog merenja.



*Slika 5.16. Izabrana kalibraciona ploča tokom eksperimentalnih ispitivanja*

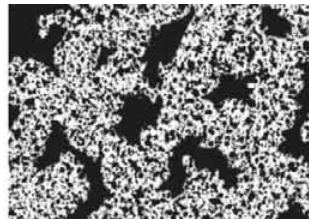
Struktura površine uzorka je veoma važna pri procesu merenja, i mora da zadovolji sledeće zahteve:

- površina mernog predmeta mora da poseduje nehomogenu šaru, kako bi se pikseli uspešno alocirali na facete, i na taj način omogućilo praćenje alocirane površine tokom koraka eksperimenta
- površinska šara mora biti takva da može da isprati deformaciju uzorka, tj. ne sme se prerano polomiti
- optimalna površina uzorka je glatka. Vrlo hrapave površine mogu dovesti do problema pri identifikaciji faceta i računanju 3D tačaka
- šara na uzorku mora imati dobar kontrast, jer u suprotnom neće moći da se odradi alokacija (identifikacija faceta)
- površinska šara mora da bude matirana. Refleksije dovode do smanjene razlike kontrasta i osvetljaja između leve i desne slike, što remeti identifikaciju faceta na oblastima sa refleksijama

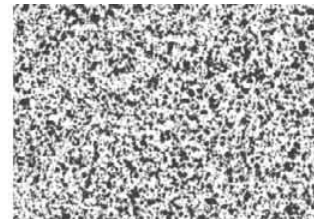
- zrno šare bi trebalo da bude dovoljno sitno da bi se omogućilo dobijanje finog rastera tokom identifikacije faceta, ali bi s druge strane trebalo da bude dovoljno krupno da ga kamera može u potpunosti zabeležiti
- najpogodnije su stohastičke šare prilagođene mernoj zapremini, rezoluciji kamere i veličini faceta. Poželjno je da šara nema veće oblasti sa konstantnim osvetljajem, tj. velike tačke, već da ima raspored tačaka nalik na slučajno dobijene uzorke. Na slikama 5.17a i 5.17b su prikazane neodgovarajuće stohastičke šare, dok je na slici 5.17c prikazana dobra stohastička šara. Stohastičke šare se u većini slučajeva pripremaju upotrebom odgovarajućih lakova ili spreja sa prahom.



a) Nepogodna stohastička šara niskog kontrasta



b) Nepogodna stohastička šara visokog kontrasta sa velikim tačkama

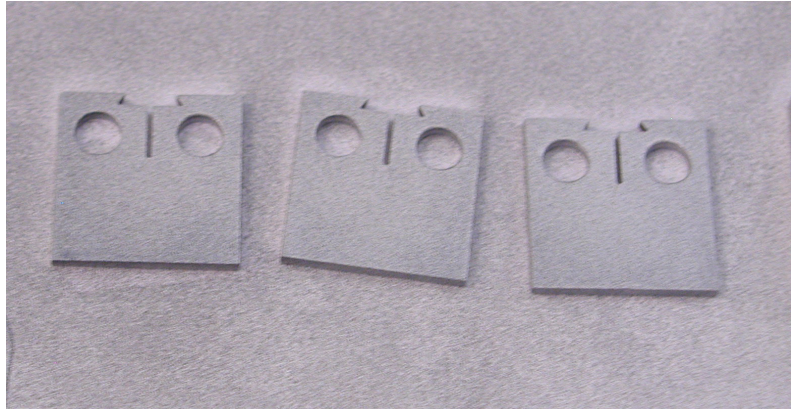


c) Dobra stohastička šara visokog kontrasta

*Slika 5.17. Primeri loših i dobrih stohastičkih šara [189]*

Ukoliko je potrebno, kao prvi korak treba aplicirati belu, mat podlogu na uzorak, a zatim naprskati crnu stohastičku šaru. Dozu na boci spreja treba nežno pritisnuti tako da sprej „prska“ i kreira stohastičku šaru visokog kontrasta. Za manje merne zapremine je potrebna sitnija šara nego kod većih mernih zapremina. Za proveru da li je naprskana šara odgovarajuća za odabranu mernu zapreminu uz sistem se dobijaju odštampane referentne šare.

Na slici 5.18 prikazani su pripremljeni uzorci postavljanjem referentnih tačaka koji su korišćeni u eksperimentalnoj analizi.



*Slika 5.18. Pripremljeni uzorci za eksperimentalnu analizu*

### **Merna procedura**

Nakon uspešne kalibracije sistema i mernog uzorka započinje procedura merenja koja uključuje kreiranje novog projekta, podešavanje brzine snimanja i osvetljenja oko uzorka.

Aramis razlikuje 2D i 3D merne projekte, pri čemu je u sistemu sa dve kamere smisleno praviti samo 3D projekte. Kod specijalnih slučajeva, poput veoma malih uzoraka ( $< 3$  mm) možda je bolje napraviti 2D merni projekat, pošto dimenzije uzorka mogu dovesti do veoma velikog ugla između kamera, a 3D koordinate tačke se mogu izračunati samo ukoliko je tačka vidljiva sa obe kamere, što je uslov koji se takođe ne može uvek ispuniti kod nekih geometrija uzoraka.

Kako bi se u 2D projektu dobile informacije o pomeranju, neophodno je u 2D parametrima definisati 2D razmeru kao zamenu za informaciju o referentnim dužinama.

Kao što je već pomenuto, Aramis posmatra deformaciju uzorka na dobijenim slikama pomoću raznih kvadratnih ili pravougaonih faceta (slika 5.14). Svakoj validnoj faceti će nakon računanja biti dodeljena merna tačka. Stoga su podešavanja faceta važna za računanje i vizuelizaciju deformacija.

Podrazumevana veličina faceta je  $15 \times 15$  px i predstavlja kompromis između tačnosti i računskog vremena. Kod normalnih projekata za merenje

deformacije trebalo bi uzeti ovu veličinu, i, ukoliko je to moguće, prilagoditi površinsku šaru na uzorku, tj. tipična stohastička šara bi trebalo da se jasno vidi unutar jedne facete.

Rezultati deformacije se mogu prikazati izveštajima. Raspoloživo je nekoliko šablona za izveštaje, na osnovu kojih se mogu jednostavno prezentovati rezultati merenja. Takođe se mogu kreirati i snimiti novi šabloni za izveštaje. Standardni izveštaji sadrže rezultate, dijagrame i slike sa kamera.

### **5.3 Eksperimentalna određivanja biomehaničkih parametara proteze veštačkog kuka**

Osnovni uslov koji mora zadovoljiti svaka biomedicinska konstrukcija je sigurnost i pouzdanost u uslovima eksploatacije. Da bi taj uslov bio zadovoljen, sa mehaničke tačke gledišta presudne su osobine geometrije i materijala od kojih je implant napravljen. Legure titana su poznate po svojoj visokoj osetljivosti na zamor usled postojanja prslina ili zareza. Shodno tome, komponente proteze moraju biti projektovane tako da se višak napona zbog zareza u konstrukciji minimizuje (minimizacija koncentracije napona). Zbog ovoga, ali i drugih faktora projektovanja, strukturno testiranje je i dalje obavezno pre plasiranja proizvoda na tržište. Sofisticirano testiranje omogućava istraživanje, na primer, interakcije modularnih sistema. Može se testirati i optimizovati čvrstoća spoja sistema. Na osnovu stečenog iskustva, i zahvaljujući povećanim mogućnostima za analizu, budući trend je u pravcu kreiranja sve kompleksnijih modela opterećenja, koji će moći da sa većom tačnošću reprodukuju modele otkaza koji se klinički događaju na komponenti proteze.

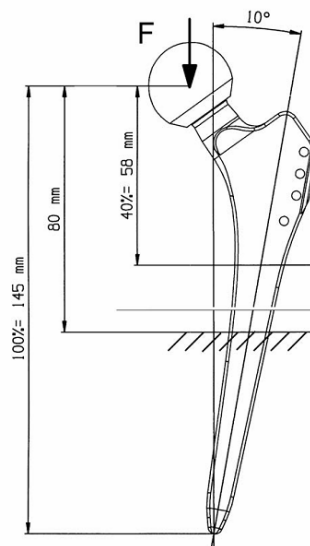
Kako su u pitanju kompleksne strukture, za detaljno poznavanje mehaničkih osobina neophodna su eksperimentalna istraživanja, kao i adekvatno tumačenje dobijenih rezultatata.

Problem je pri tom kako oceniti žilavost u kritičnim područjima implanta, pri čemu pre svega treba odrediti koja su kritična područja kod implanata, što je

veliki problem uzevši u obzir kombinaciju mnogobrojnih uticajnih parametara koji mogu izazvati stvaranje prsline. U okviru izvedenih eksperimentalnih istraživanja opisanih u ovom poglavlju, težilo se tome da se odrede kritična mesta u polju deformacija, koje se meri na implantu tokom opterećenja.

### 5.3.1. Metodologija istraživanja - primena standarda za biomehanička ispitivanja implanata

Uprkos napretku na polju projektovanja i testiranja, i dalje dolazi do lomova stema kuka. Svaka proteza je *in vivo* izložena različitim opterećenjima, specifičnim za individualnog pacijenta. Takođe, uslovi fiksacije proteze variraju u odnosu na pacijentove postojeće bolesti, model proteze, kvalitet kosti, i tehnike hirurške implantacije. Postojanje komponenti proteze sa parcijalno popuštenim spojem može dovesti do preteranog opterećenja proteze. Postoje međunarodno standardizovani kriterijumi za testiranje stemova kuka (ISO 7206-4, ISO 7206-6, ISO7206-8), za utvrđivanje uticaja materijala i modela na zamor. [57][193][194]



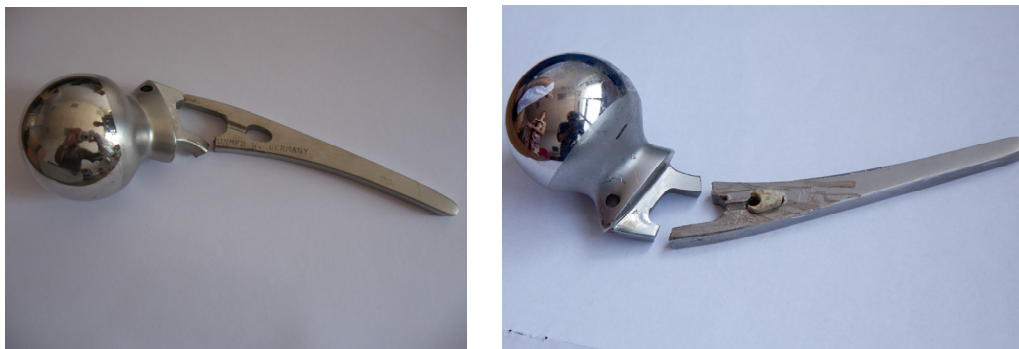
Slika 5.19. Uslovi testiranja stemova kuka na zamor po ISO standardu [57]



Tokom procesa odobrenja projekata proteza zglobova kuka takođe se mora izvršiti ispitivanje mehaničkih karakteristika proteze. U većini slučajeva komponente se ispituju kako bi se osiguralo da su ispunjeni zahtevi za minimalnom dinamičkom čvrstoćom. Međunarodni standard ISO 7206-4 specificira delovanje vertikalnog opterećenja na glavu stema i fiksaciju distalnog stema unutar koštanog cementa na visini od 80 mm ispod centra glave (slika 5.19). Međunarodni standardni test ISO 7206-8 uključuje savijanja van ravni i uvrtanja, a kod njega je razdaljina od 80 mm zamenjena sa 40% dužine stema. Stemovi kuka po zahtevu moraju da izdrže minimum 5 miliona ciklusa od minimalnog do maksimalnog sinusoidalnog opterećenja od 3 kN bez uvrtanja, a 2 kN uz uvrtnje, pri odnosu opterećenja  $R_F$  od 0.1. Ovo test okruženje je razvijeno za modeliranje stema kuka sa proksimalno popuštenim spojem, što je klinička situacija koja dovodi do loma stema kuka usled zamora.

Cena i dugo vreme ispitivanja niskofrekventnih opterećenja, kao i veliki uzorak neophodan za predstavljanje rasejanja rezultata ispitivanja komponenti na zamor, često ograničavaju broj ispitivanja kojima se određuje dinamička čvrstoća komponente i faktor sigurnosti. U tom smislu, proces ispitivanja dinamičke čvrstoće komponenti mora biti efikasan i delotvoran. Proverena metoda za predikciju dinamičke čvrstoće može pomoći testiranje dinamičke čvrstoće komponente fokusirajući se na kritične elemente projektovanja i nivoe opterećenja.

Na slici 5.20 je prikazano oštećenje do koga može doći kod parcijalne proteze kuka, kada je došlo do loma stema proteze.



*Slika 5.20. Prikaz loma na stemu parcijalne proteze kuka*

Pošto je na nekoliko proteza kuka koje su istog tipa, a zanemarljivo različitih dimenzija i modela, došlo do loma stema na približno istim mestima, kao uzorci za eksperimentalna ispitivanja odabrani su upravo implantati iz te klase. U pitanju su Ostin Mur proteze, a za eksperimentalno ispitivanje su izabrana tri uzorka.

U skladu sa ograničenjima postojeće opreme, primenjen je ISO 7206-4 standard kojim se definišu laboratorijski testovi za određivanje osobina izdržljivosti femoralne komponente proteze kuka. Definisana metoda ispitivanja se bazira na nekoliko pretpostavki kako bi se redukovala kompleksnost problema do ponovljivog testa. Ovaj standard definiše da opterećenje deluje pritiskom, ciklično između 300 i 2300 N, pod uglom od 10° po osi primicanja i 9° po osi otklona relativno u odnosu na osu stema. Takođe, uslovi testiranja su fiksirani konzervativnom pretpostavkom da stem postaje proksimalno nepoduprt, pri čemu je tačka veze udaljena 80 mm od centra glave proteze. Ova pretpostavka je konzistentna sa kliničkim opservacijama da do otkaza većinom dolazi na srednjoj trećini stema.

Jačina zamornih opterećenja se mora tačno odrediti, kako bi predstavljala realne uslove opterećenja. Ukoliko uslovi opterećenja nisu konzervativni, moglo bi da se desi da se tokom testiranja ne otkriju problemi, i moglo bi opet doći do lomova *in vivo*. S druge strane, ukoliko su simulirana opterećenja preterana, ovo rezultuje preoštrim testom na zamor. Ovo bi dovelo do predimenzioniranih stemova, što bi dovelo do povećane zaštite od napona i proksimalne resorpcije femura, i povećalo rizik od otkaza implanta. Jedan od ciljeva sprovedenog istraživanja bio je da se ispita uticaj razlike u opterećenju definisanom u ISO 7206-4 standardu i simuliranim fiziološkim opterećenjima do kojih dolazi *in vivo* na mehaničko ponašanje implanta. [176][173][175][91][119][111][120][195]

Napredak na polju metalurgije je omogućio smanjivanje broja fraktura stema. Legure na bazi kobalta i titana su uspešno korišćene za povećavanje dinamičke čvrstoće stemova. Nove proteze kuka, koje proizvođači neprestano izbacuju na tržište, bi trebalo da osiguraju istu pouzdanost kao dugoročno testirani

modeli. Novi stemovi bi naročito trebalo da garantuju mehaničku istrajnost pod fiziološkim opterećenjima. Broj pojava loma ne bi trebalo da bude veći od najnižeg broja koji se može naći u literaturi.

Predikcija zamornog veka ortopedskih implanata se ne obavlja često, ali postoji nekoliko istraživačkih grupa koje su pokazale da ovi proračuni mogu biti korisni pri projektovanju i ispitivanju komponenti. [176][196][197][182][198][199] Uopšte uzevši, rezultati analize konačnih elemenata implanata su poređeni sa dinamičkom čvrstoćom materijala, ali često nisu uzimane u obzir osobine materijala osetljivih na ciklično ponašanje, plastičnost i postojanje zareza. Zarezi nastali kao posledica nesavršenosti materijala, struktura na površini implanta, poput poroznog omotača, grešaka u izradi ili implantaciji, mogu veoma umanjiti radni vek implanta. Analiza konačnim elementima, u kombinaciji sa mehaničkim ispitivanjima ortopedskih komponenti, počinje da biva prihvaćena u podnescima FDA za odobrenje proizvoda pre puštanja na tržište. Tačni modeli konačnih elemenata i proverene metode predikcije zamora će pomoći da se prihvate ove metode i smanji rizik kliničkog otkaza usled zamora komponenti za totalnu zamenu zglobova.

### **5.3.2. Materijali i metode korišćene u eksperimentalnoj analizi**

Eksperimentalna analiza implanta od legure titana predstavljena u ovom radu se bazira na modifikaciji standarda za testiranje biomedicinskih proteza. Kako bi se analiziralo mehaničko ponašanje proteze pod fiziološkim opterećenjem, uslovi eksperimenta su bazirani na ISO 7206-4 standardu, koji se koristi za određivanje otpornosti femoralnih komponenti proteza kuka. Ovaj standard definiše maksimalno opterećenje od 2.3 KN koje treba primeniti kao na slici 5.19.

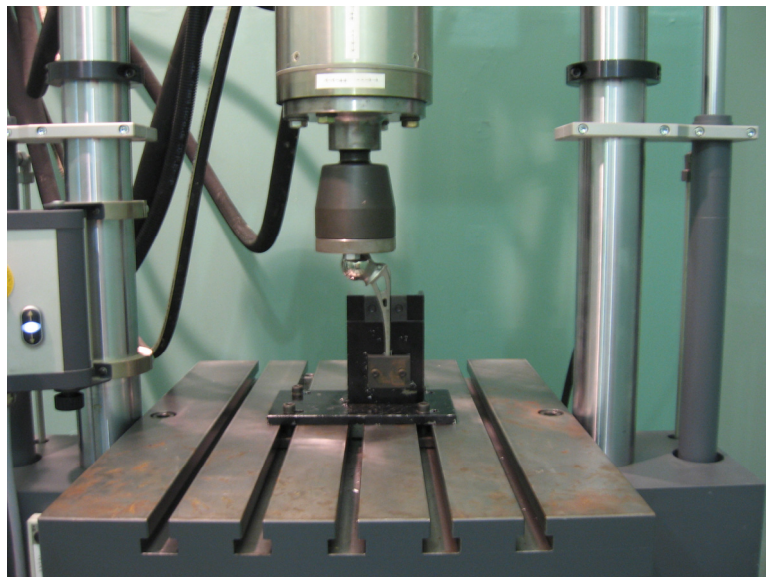
Ovaj vektor odgovara najvećem opterećenju zgloba na implantu tokom normalnog hodanja. Međutim, ako osoba odluči da stoji na jednoj nozi, po literaturi opterećenje može porasti i više od šest puta, a problem nastaje naročito ukoliko je ta osoba teška. Stoga je cilj ovog ispitivanja analiza uticaja većih vrednosti

opterećenja na stabilnost i integritet implanta, do kojih može doći *in vivo*. Stoga je izabrana vrednost maksimalnog opterećenja koje deluje na implant u ovom ispitivanju 6000 N.

Načinjen je napor da se za svrhu ovog inicijalnog ispitivanja minimizuje broj parametara, pa su stoga korišćeni stem uobičajene geometrije i standardni test stema kuka na zamor po ISO 7206-4 standardu.

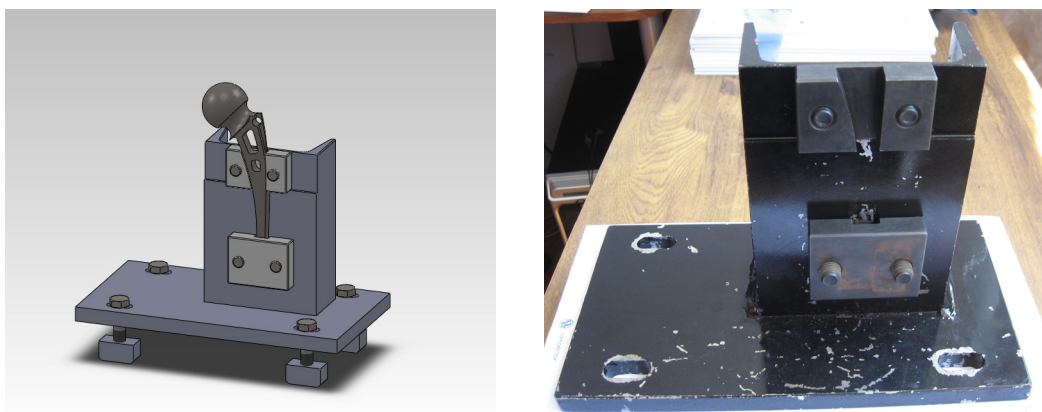
Kako bi se virtuelno analizirao efekat biomaterijala i geometrijskih osobina na mehaničko ponašanje proteze pod fiziološkim opterećenjem, proračun je baziran na ISO 7206-4 standardu, ali su izvršene modifikacije u skladu sa postojećom opremom. Da bi se ispunili granični uslovi zahtevani po standardu, proteza je postavljena u adapter, kako bi se izbegao uticaj otkaza cementa usled stvaranja prslina u cementnom materijalu, odnosno kako bi se dobili relevantni mehanički parametri pomeranja i deformacija proteze, odnosno stema.

Uslovi eksperimentalnog testiranja su prikazani na slici 5.21. Za eksperimentalno testiranje proteza kuka je korišćena mašina za servo-hidraulično dinamičko i statičko testiranje materijala ZWICK ROELL HB250.



*Slika 5.21. Mašina za servo-hidraulično dinamičko i statičko testiranje materijala ZWICK ROELL HB250*

U cilju obezbeđenja stema proteze tokom eksperimentalnih ispitivanja, pored HB250 mašine za testiranje je korišćen adapter za učvršćenje implanta. Tokom istraživanja pre testiranja, napravljen je solid model adaptera, prikazan na slici 5.22. Ova konstrukcija je napravljena da simulira uslove fiksacije stema koji se sreću kod proteza kuka. Za zadnju stranu implanta je pričvršćena ploča, koja omogućava dodatnu fiksaciju. Postavljeni su uslovi su napravljeni kako bi se modelovalo maksimalno opterećenje koje deluje na stem kuka sa proksimalno popuštenim spojem, koji predstavlja kliničku situaciju koja vodi lomu stema kuka usled zamora.



*Slika 5.22. Solid model adaptera i konstruisani adapter*

Kao epruvete su korišćenje proteze kuka koje su uklonjene iz pacijenata nakon revizije. Posmatrane proteze su cementnog tipa sa koničnim stemom i sferičnom glavom. Standardizovane su kao Ostin-Mur parcijalne proteze i na slikama 5.23, 5.24 i 5.25 su prikazana tri izabrana uzorka proteze.



*Slika 5.23. Epruveta – implant 1*



Slika 5.24. Epruveta – implant 2



Slika 5.25. Epruveta – implant 3

Proteza femoralne glave je izrađena od legure kobalt-hrom, dok je komponenta stema izrađena od legure titana, i osobine materijala su date u tabeli 5.3.

Tabela 5.3. Osobine materijala uzorka [13][7]

Delovi	Materijal	Modul elastičnosti (GPa)	Poasonov koeficijent
Stem	Ti-6Al-4V	110	0.3
Glava	Co-Cr legura	230	0.3

Femoralna glava proteze je po obliku hemisferična da bi se minimiziralo uklanjanje kosti, postiglo održanje prirodne nosive ploče, i omogućilo jednostavno izvođenje manjih podešavanja bez daljeg uklanjanja kosti. Femoralni stem je u donjem delu prava šipka, a zatim dolazi do konusne promene prečnika. Ovakav model omogućava jednostavnije postavljanje i podešavanje implanta nakon implantacije. U okviru ovog ispitivanja merilo se polje deformacija na stemu

implanta, pa su mehaničke osobine standardizovanog materijala od koga je stem izrađen prikazane u tabeli 5.4.

*Tabela 5.4. Mehaničke osobine Ti-6Al-4V [200]*

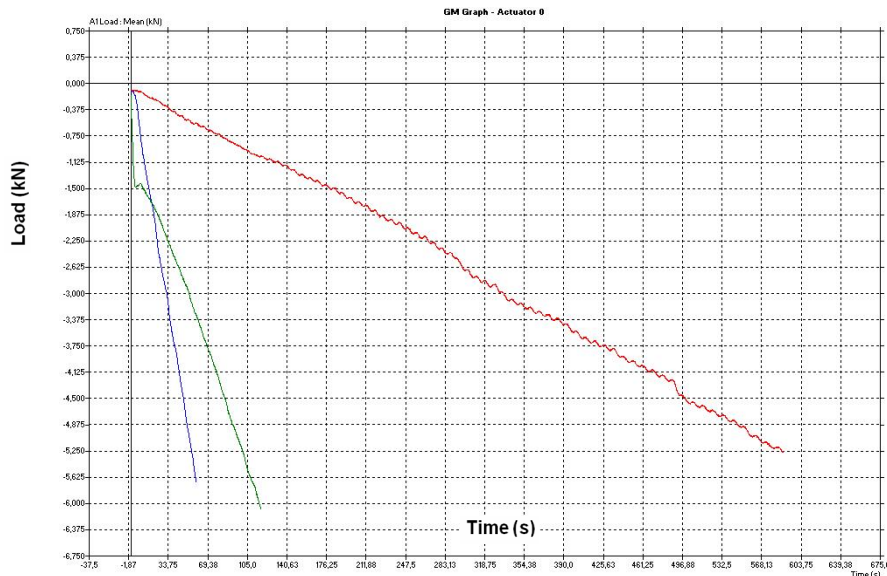
Mehaničke osobine	Ti-6Al-4V
Standard	ISO 5832-3
Zatezna čvrstoća, $R_m$ [MPa]	860
Napon tečenja, $R_{p0,2}$ [MPa]	780
Izduženje, A [%]	10

Pre svega je bilo potrebno izvršiti kalibraciju sistema merenja, u smislu uvođenja opterećenja na implantu, pa su izvršena probna ispitivanja na pulzatoru, a postavka probnih ispitivanja prikazana je na slici 5.26.



*Slika 5.26. Probna ispitivanja na implantu*

Tokom laboratorijskog testiranja su simulirana tri različita uslova opterećenja implanta, i to 0.01 kN/s, 0.05 kN/s i 0.1 kN/s. HB250 mašina za testiranje automatski iscrtava F - t dijagram (t - vreme), i rezultati za tri probna merenja dobijeni direktnom akvizicijom podataka su prikazani na dijagramu na slici 5.27.



*Slika 5.27. Izveštaj ispitivanja dobijen direktnom akvizicijom podataka sa mašine za testiranje*

Tokom testa su beležene sile i hod. U ovom eksperimentu je analizirano ponašanje implantata od legure titana na sobnoj temperaturi (20°C).

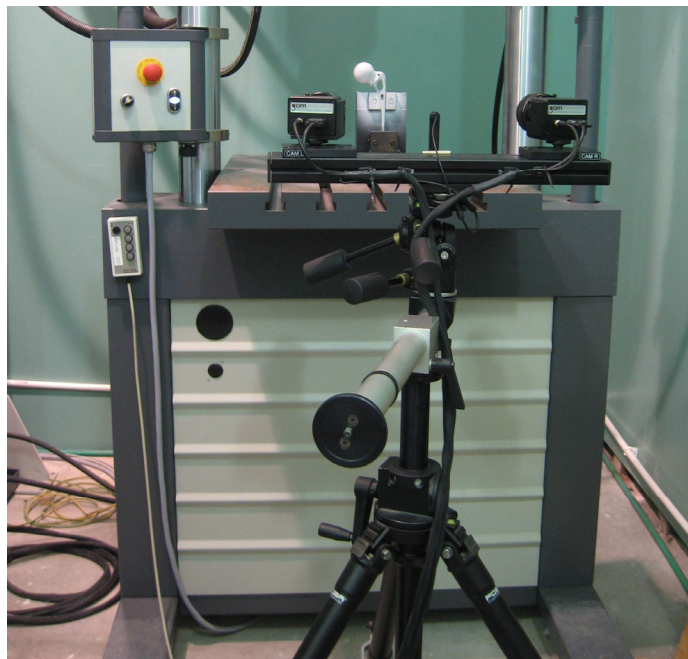
Nakon završenih probnih ispitivanja, za dalja eksperimentalna ispitivanja ponašanja implanta primenjen je merni sistem sa trodimenzionalnom optičkom metodologijom. Ovaj sistem je primenjen za analizu strukturnog integriteta i određivanje polja deformacija na stemu implanta izazvanog dejstvom zadatih opterećenja pulzatorom. Postoji ograničenje u veličini polja koje je moguće snimiti, pa je analizom mesta na kojima je došlo do loma na implantima ispitivanog tipa definisano merno područje, prikazano na slici 5.28. Ova metoda je pogodna za analizu nepravilnih geometrija predmeta izrađenih od raznih materijala, što je često slučaj u biomedicinskim primenama. [186][201][202]





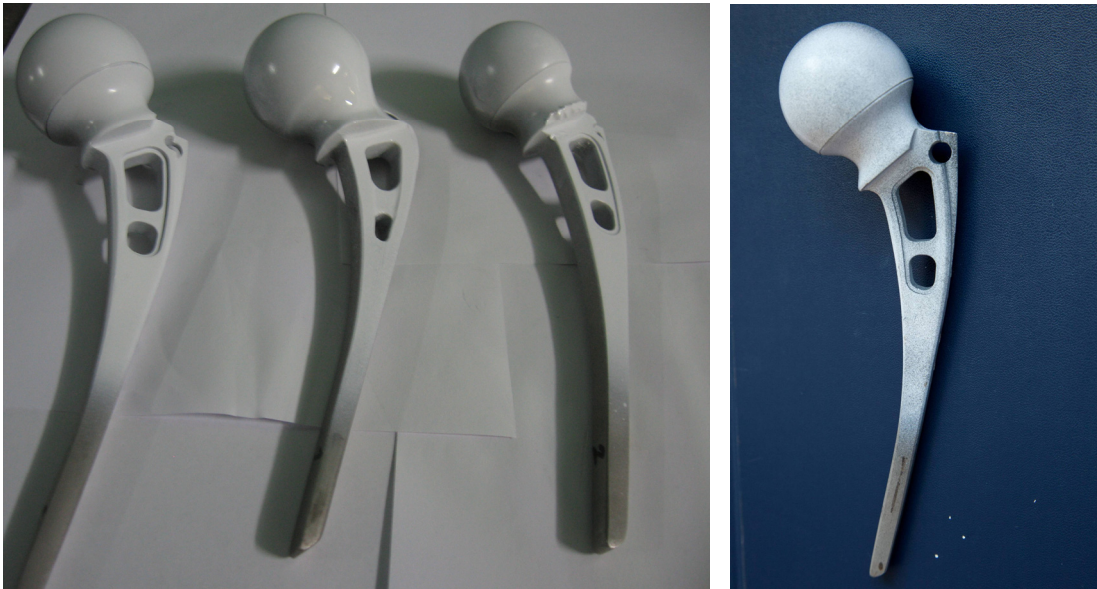
*Slika 5.28. Izabrano merno područje na stemu proteze*

U prethodnom tekstu dat je detaljan opis primenjenog sistema za merenje deformacija, a postavka za eksperimentalno ispitivanje je predstavljena na slici 5.29. Za ispitivanje je korišćen sistem za optičko merenje deformacija Aramis, kako bi se precizno odredila pomeranja na površini epruveta. Sistem za merenje se sastoji od dve digitalne kamere povezane na računar, sa softverom za prepoznavanje slika koji obrađuje slike sa kamera. Na osnovu ovih slika Aramis može da identifikuje tačke na površini epruvete, i podeli je na facete. Tokom ispitivanja se posmatra izobličenje ovih faceta u 3D prostoru. Izabrana veličina faceta tokom eksperimentalnih ispitivanja i analiza iznosila su 15x15 px.



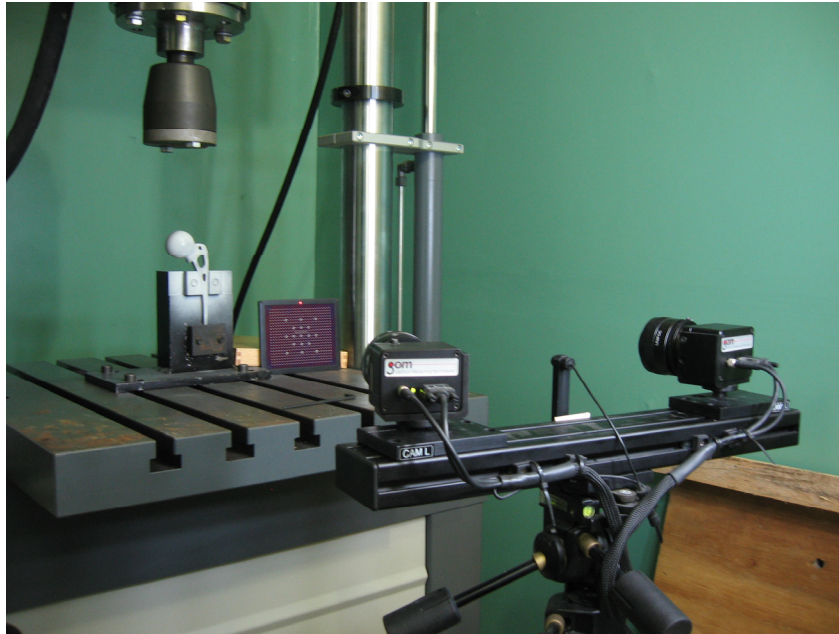
*Slika 5.29. Postavka za eksperimentalno ispitivanje*

Pre eksperimenta se vrši kalibracija sistema pomoću kalibracionih ploča, pri čemu se zapremina određuje prema dimenzijama epruvete, u skladu sa tabelama u uputstvu za upotrebu. Pre testa je na površinu uzoraka nanesen tanak sloj boje u stohastičkoj šari, koji je sistemu Aramis potreban za identifikaciju faceta i praćenje njihovog pomeranja. Slučajno raspoređene tačke na površini uzoraka su korišćene za praćenje i deformacija materijala od koga su izrađeni implantati. Kada se koristi Aramis sistem referentne tačke se postavljaju belim sprejom, kako bi se napravio najbolji mogući kontrast (slika 5.30). Time se softveru omogućava da prati promene koje se dešavaju na uzorku tokom opterećenja.



*Slika 5.30. Postavljanje referentnih tačaka na uzorcima*

Kalibracija sistema pre početka ispitivanja prikazana je na slici 5.31. Vrednost postignute kalibracije sistema tokom ovih ispitivanja isnosila je 0.024 px, pri čemu je  $V_{red} = 105 \times 80 \times 55$ .



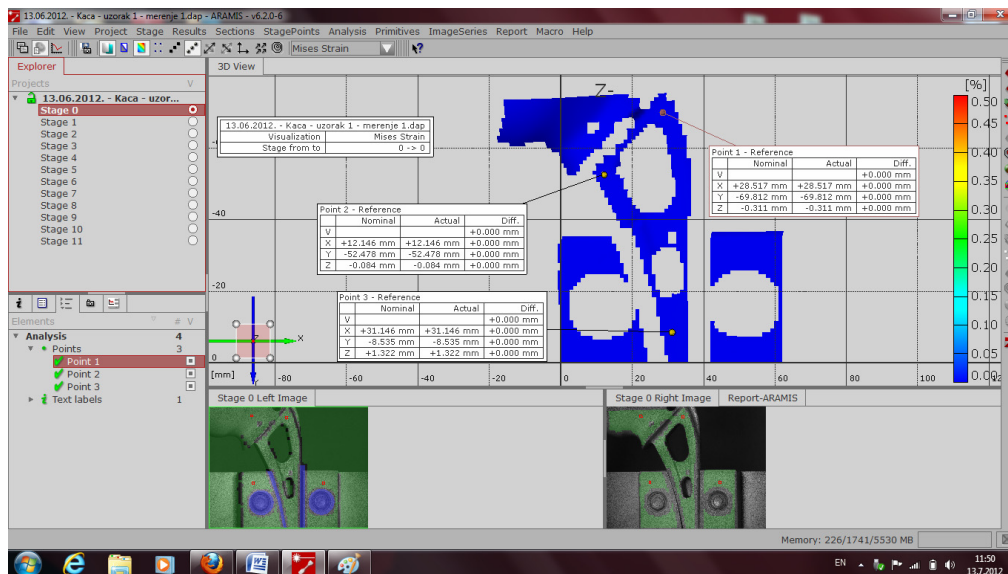
*Slika 5.31. Prikaz kalibracije sistema*

Nakon kalibracije sistema i epruvete, uspešno je obavljena eksperimentalna merna procedura. Procedura je uključivala kreiranje novog projekta, podešavanje brzine snimanja i osvetljenja oko epruvete. Nakon kreiranja mernog projekta u softveru, snimale su se slike tokom raznih faza opterećenja uzorka, pri čemu je izabrano 11 koraka. Potom je bilo neophodno odrediti računsku oblast i početnu tačku, kako bi se pristupilo izračunavanju mernog projekta.

Tokom računanja Aramis posmatra deformaciju uzorka kroz slike pomoću raznih kvadratnih ili pravougaonih detalja na slici (faceta). Rezultujuća pomeranja faceta pokazuju, na primer, oblasti lokalne deformacije. Tačnost rezultata dobijenih sistemom Aramis u mnogome zavisi od veličine epruvete i konfiguracije. Proizvođač tvrdi da je tačnost pomeranja u intervalu 0.01–0.1 piksela. U eksperimentu je veličina piksela bila 0.05 mm, što daje tačnost od bar 0.005 mm. Korišćene kamere omogućavaju konstantnu frekvencu uzimanja uzoraka od 1 Hz, a korišćeni računar je imao kapaciteta za skladištenje do 500 slika tokom jednog ispitivanja.

Aramis prepoznaje strukturu površine uzorka na slikama snimljenim digitalnim kamerama i dodeljuje koordinate pikselima. Prva slika u ovom mernom

projektu predstavlja nedeformisano stanje uzorka, kao što je prikazano na slici 5.32.



Slika 5.32. Prikaz kreiranja mernog projekta

Nakon proračuna se obavlja obrada rezultata i priprema konačnog izveštaja. Rezultati ovih laboratorijskih ispitivanja zbirno su prikazani u okviru poglavlja 7.

## POGLAVLJE 6

### PRIMENA METODE KONAČNIH ELEMENATA ZA NUMERIČKO MODELIRANJE PONAŠANJA BIOMATERIJALA U PROTEZAMA ZA VEŠTAČKI KUK

#### 6.1 Primena numeričkih metoda za modeliranje mehaničkog ponašanja metalnih biomaterijala

Veoma veliki broj inženjerskih problema se rešava primenom diferencijalnih jednačina ili integrala. Rešenja ovih jednačina predstavljaju egzaktno, konačno rešenje u zatvorenom obliku određenog problema koji se proučava. Osnovne zavisnosti između geometrijskih veličina (dimenzije tela, pomeranja) i fizičkih veličina (sila i napona) u mehanici kontinuuma uspostavljaju se za element diferencijalno malih dimenzija. Na taj način se dobijaju diferencijalne, integralne ili integro-diferencijalne jednačine koje uz skup konturnih i početnih uslova definišu odgovarajući zadatak.

Međutim, kompleksnost geometrije, osobina materijala i specifičnost graničnih uslova koji se sreću u većini realnih bioinženjerskih problema najčešće znači da se egzaktno rešenje ne može dobiti, ili da se ne može dobiti u razumnim vremenskim granicama. Mali broj praktičnih problema ima rešenja u zatvorenom obliku pa je potrebno odrediti *približno rešenje*. Najčešće je dovoljno dobro dobiti aproksimativno rešenje koje se može dobiti u razumnom vremenskom okviru, uz razumnu količinu uloženog rada. MKE je jedna od takvih metoda približnog rešavanja, pa je se danas MKE koristi kao numerička metoda za dobijanje aproksimativnih rešenja za veliki broj problema iz inženjerske prakse.

Metod konačnih elemenata spada u metode numeričke analize, odnosno u metode diskretne analize. Ova metoda se bazira na fizičkoj diskretizaciji razmatranih domena, kada se kontinuum sa beskonačno mnogo stepeni slobode zamenjuje diskretnim modelom međusobno povezanih konačnih elemenata sa konačnim brojem stepena slobode. Osnovna ideja analize metodom konačnih

elemenata jeste modeliranje polja fizičkih veličina podrazumevajući da je prostorni domen polja diskretizovan na poddomene, pa se umesto elementa diferencijalno malih dimenzija razmatra se deo domena konačnih dimenzija, poddomen ili konačni element, kada se diferencijalne ili integralne jednačine sistema svode na algebarske.

Termin *konačni element* prvi je upotrebio Klou (Clough) 1960. [203], a prvu knjigu o MKE napisali su 1967. Zjenkjevic (Zienkiewicz) i Čang (Chung) [204]. Nakon toga, metoda počinje da se koristi u cilju aproksimativnog rešavanja u analizi opterećenja, protoku fluida, prenosu toplote, i drugim inženjerskim oblastima. Metodu konačnih elemenata kakvom je danas znamo, prvi put su predstavili Tarner (Turner), Klou, Martin (Martin) i Top (Topp) 1956. godine. [205] Za opisivanje realnih inženjerskih problema koje se koriste u numeričkoj analizi je najčešće potreban veoma veliki broj jednačina, pa se danas MKE uglavnom primenjuje kroz gotove programske pakete, kao što su ABAQUS, ANSYS, NASTRAN etc. Ova metoda je evoluirala od primene samo u strukturnom inženjeringu do široko rasprostranjenog i korišćenog računskog pristupa u mnogim oblastima nauke i tehnologije.

U okviru ovog poglavlja opisani su osnovni principi na kojima se bazira metoda konačnih elemenata, kao i jedna od savremenih adaptacija metode, proširena metoda konačnih elemenata. Prikazane su veličine neophodne za razumevanje opisanih numeričkih modela implanata i rezultata proračuna koji su dobijeni.

### **6.1.1. Linearno elastični konstitutivni zakon**

U datom polju napona unutar kontinuuma deformacije materijala zavise od osobina materijala kontinuuma. Ove karakteristike se predstavljaju vezama između napona i deformacija, nazvanim *konstitutivnim jednačinama*. One su fenomenološki zakoni, ustanovljeni eksperimentalnim opservacijama na materijalu, pa se nazivaju i materijalnim modelima. [142][145][144][146]

U cilju predstavljanja ovog najjednostavnijeg, materijalnog modela koristi se matrični zapis napona i deformacija, pa se linearne konstitutivne jednačine za izotropni materijal (Hukov zakon) se mogu napisati kao

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{C}\boldsymbol{\varepsilon}, \quad \text{ili} \quad \sigma_i = C_{ik}\varepsilon_k, \quad i, k = 1, 2, \dots, 6 \quad (6.1)$$

gde su  $C_{ik}$  elastične konstante *elastične konstitutivne matrice*. Ako se pretpostavi izotropnost materijala, može se dokazati da se elastične konstante mogu izraziti pomoću dve materijalne konstante, odnosno pomoću Jangovog modula elastičnosti ( $E$ ) i Poasonovog koeficijenta ( $\nu$ ). [143][129][146][144] Modul elastičnosti predstavlja odnos proporcionalnosti linearnog odnosa napon-deformacija  $\sigma$ - $\varepsilon$  u slučaju samo aksijalnog opterećenja materijala

$$\sigma = E\varepsilon. \quad (6.2)$$

Poasonov koeficijent je odnos između veličine poprečne deformacije  $\varepsilon_{yy}$  i podužne deformacije  $\varepsilon_{xx}$  kada je materijal opterećen iz pravca  $x$ , tj.

$$\nu = \left. \frac{\varepsilon_{yy}}{\varepsilon_{xx}} \right|_{\sigma=\sigma_{xx}}. \quad (6.3)$$

Moguće je prikazati različite oblike elastične matrice  $\mathbf{C}$  pomoću elastičnih konstanti  $E$  i  $\nu$ , u zavisnosti od nekih fizičkih uslova. U slučaju opšte trodimenzionalne deformacije  $\mathbf{C}$  je

$$\mathbf{C} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix}. \quad (6.4)$$

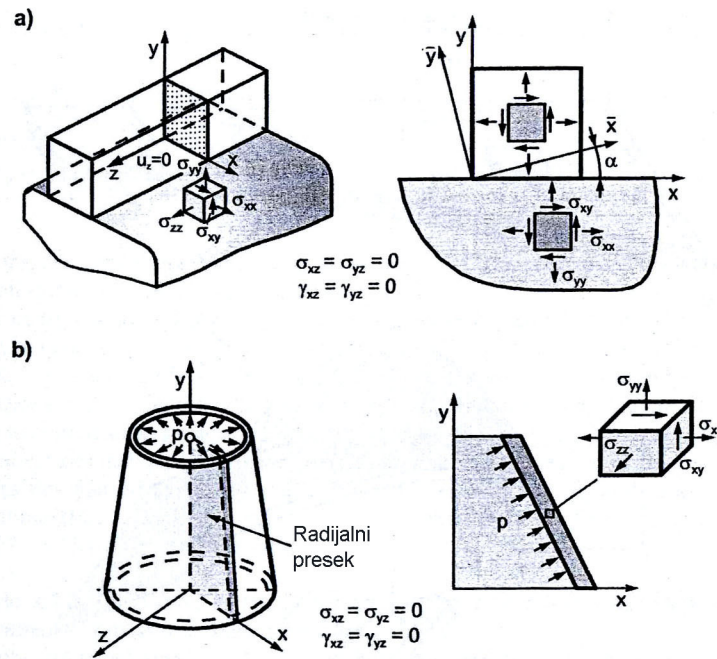
U slučaju osno simetričnih problema (slika 6.1) deformacije koje su veće od nule (smičuća deformacija  $\gamma_{xy}$  i normalne deformacije – radijalna  $\varepsilon_{xx}$ , aksijalna  $\varepsilon_{yy}$  i cirkularna  $\varepsilon_{zz}$ ) će biti poređane kao  $\varepsilon_1 = \varepsilon_{xx}$ ,  $\varepsilon_2 = \varepsilon_{yy}$ ,  $\varepsilon_3 = \varepsilon_{zz}$ . Tada je 4 x 4 konstitutivna matrica  $\mathbf{C}$

$$\mathbf{C} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & \frac{\nu}{(1-\nu)} \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & 1 & 0 & \frac{\nu}{(1-\nu)} \\ 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)} & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (6.5)$$

Za ravno stanje deformacija  $\varepsilon_{zz} = 0$ , a 3 x 3 konstitutivna matrica  $\mathbf{C}$  je u obliku (6.5) sa obrisanim četvrtim redom i kolonom. U slučaju ravnog stanja napona (na membrani), 3 x 3 konstitutivna matrica  $\mathbf{C}$  se dobija iz (6.5) postavljanjem uslova  $\sigma_{zz} = 0$ . Procedura postavljanja ovog uslova se naziva statička kondenzacija. Rezultujuća matrica je:



$$\mathbf{C} = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix}. \quad (6.6)$$



Slika 6.1. Naponi i deformacije za dvodimenzionalne uslove, fizički prostor i predstavljanje napona u ravni x-y. (a) ravno stanje deformacija (b) osna simetrija [146]

Matrica se takođe može prikazati i za tangencijalnu ravan zakrivljenih membrana (slika 6.1b). Kada se za membranu i kod savijanja uzmu u obzir transverzalni smičući naponi i deformacije, dobija se struktura ljuske, a konstitutivna matrica je

$$\mathbf{C} = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix}. \quad (6.7)$$

Prethodno definisan izraz odgovara normalnom naponu i deformaciji u normalnom pravcu na ljusku, što se često koristi u numeričkim metodama. Nenulta normalna deformacija  $\varepsilon_{zz}$  za ravno stanje deformacija (membranu ili ljusku) se može napisati pomoću napona i deformacija u ravni kao

$$\varepsilon_{zz} = -\frac{\nu}{E}(\sigma_{xx} + \sigma_{yy}) = -\frac{\nu}{1-\nu}(\varepsilon_{xx} + \varepsilon_{yy}). \quad (6.8)$$

Elastične konstitutivne jednačine između devijacija napona  $\sigma'_{ij}$  i devijacija deformacija  $\varepsilon'_{ij} = \varepsilon_{ij} - \varepsilon_m$ , gde je srednja vrednost deformacija  $\varepsilon_m = (\varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33})/3$ , su

$$\sigma'_{ij} = 2G\varepsilon'_{ij}. \quad (6.9)$$

Ovde je modul smicanja  $G = E / (2(1 + \nu))$ . Odnos između srednje vrednosti napona  $\sigma_m$  i zapreminske deformacije  $\varepsilon_V = 3\varepsilon_m$  je

$$\sigma_m = K\varepsilon_V \quad (6.10)$$

gde je  $K = E / (3(1 - 2\nu))$ .

Moguće je prikazati i inverzni odnos koristeći (6.1), tj. odnos između tenzora napona i deformacija, kao

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{C}^{-1}\boldsymbol{\sigma}, \quad \text{ili} \quad \varepsilon_i = C_{ik}^{-1}\sigma_k, \quad i, k = 1, \dots, 6 \quad (6.11)$$

ili

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/E & -\nu/E & -\nu/E & 0 & 0 & 0 \\ -\nu/E & 1/E & -\nu/E & 0 & 0 & 0 \\ -\nu/E & -\nu/E & 1/E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \end{Bmatrix} \quad (6.12)$$

gde je  $\mathbf{C}^{-1}$  matrica krutosti i obeležava se sa  $\mathbf{K}$ .

### 6.1.2. Modeliranje trodimenzionalnih struktura primenom metode konačnih elemenata

MKE je metoda koja se zasniva na podeli kompleksnih geometrijskih oblasti na mnogo manje i jednostavnije domene kod kojih promenljive polja mogu da se interpolišu uz pomoć funkcija oblika. Ovakvi domeni se nazivaju konačni elementi, a region rešenja je sastavljen od velikog broja malih, međusobno povezanih podregiona – konačnih elemenata. Polje promenljivih unutar konačnog elementa opisuje se aproksimativnim funkcijama, a članovi ove funkcije definisani su na osnovu vrednosti promenljivih u čvorovima.

Pretpostavlja se da su elementi međusobno povezani u određenim tačkama, nazvanim čvorovi, ili čvorne tačke. Čvorovi se obično nalaze na granicama elementa na kojima se smatra da se nalazi veza sa drugim elementima, pa svaki čvor ima osobinu da je pomeranje svih susednih elemenata u tom čvoru isto. Na taj način ponašanje dela strukture može da se opiše preko zajedničkog čvora, odnosno, ponašanje cele strukture može da se opiše uz pomoć čvornih tačaka modela. Pošto unutar kontinuuma nije poznata stvarna varijacija promenljive polja (npr. pomeranja, napona, temperature, pritiska ili brzine), pretpostavlja se da se varijacija promenljive polja može aproksimirati jednostavnom funkcijom. Ove aproksimativne funkcije, nazvane interpolacione funkcije, se definišu pomoću vrednosti promenljivih polja na čvorovima. Kada se napišu jednačine polja (recimo, jednačine ravnoteže) za ceo kontinuum, nove nepoznate će biti vrednosti promenljivih polja na čvorovima. Rešavanjem jednačine polja, koje su obično u

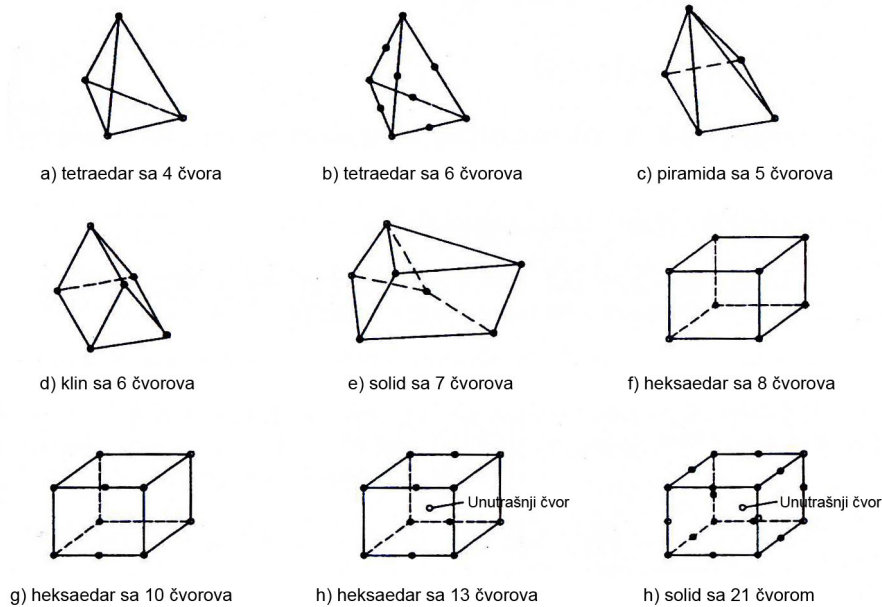
obliku matičnih jednačina, dobiće se vrednosti promenljivih polja. Polje pomeranja čvorova se dobija iz matične jednačine ravnoteže, a potom se na osnovu njega određuju napon i deformacija konačnih elemenata. Potom je moguće aproksimativnim funkcijama odrediti promenljivu polja tokom sastavljanja elemenata. Dakle, na osnovu polja pomeranja čvora moguće je odrediti deformaciju i napon konačnih elemenata, a samim tim i deformaciju i napon cele strukture, odnosno moguće je odrediti da li će komponenta izdržati zadato opterećenje. Dakle, ako su poznate geometrijske karakteristike i svojstva materijala, primenom MKE moguća je simulacija mehaničkog ponašanja i delova koplikovanih geometrija koji su izloženi spoljašnjem opterećenju. [144][206][207][208][209]

Problemi koji uključuju postojanje zakrivljenih ivica se ne mogu na zadovoljavajuć način modelirati elementima pravih ivica. Za ovu namenu je razvijena familija elemenata nazvanih „izoparametarski elementi“. [206][210] Osnovna ideja kod izoparametarskih elemenata je da se koriste iste interpolacione funkcije za definisanje oblika ili geometrije, i za variranje promenljive polja unutar elementa. Za izvođenje jednačina izoparametarskog elementa, prvo je potrebno uvesti lokalni ili prirodni koordinatni sistem za svaki oblik elementa. Potom se interpolacione funkcije, ili funkcije oblika, mogu napisati pomoću prirodnih koordinata.

Većina struktura se modelira koristeći jednodimenzionalne ili dvodimenzionalne elemente, poput elemenata štapa, grede, ploče i ljuske. Međutim, za modeliranje nekih trodimenzionalnih struktura nemoguće je uvesti aproksimaciju zanemarivanja jedne dimenzije, pa je potrebno koristiti *solide* ili *trodimenzionalne* konačne elemente. [206][207][208][209]

Solid elementi se koriste za određivanje trodimenzionalnog stanja napon-deformacija. Solidi se mogu razviti iz trouglatih i četvorouglatih dvodimenzionalnih elemenata. Na primer, najjednostavniji solid element, tj. tetraedarni element sa četiri čvora, može se generisati od ravanskog trouglastog elementa (slika 6.2 a). Još

jedan primer solid elementa je pravougaoni heksaedar, ili element cigla (slika 6.2 f). Heksaedarni element se generiše od ravanskog pravougaonog elementa.



Slika 6.2. Primeri solid elementa za modeliranje trodimenzionalnih struktura

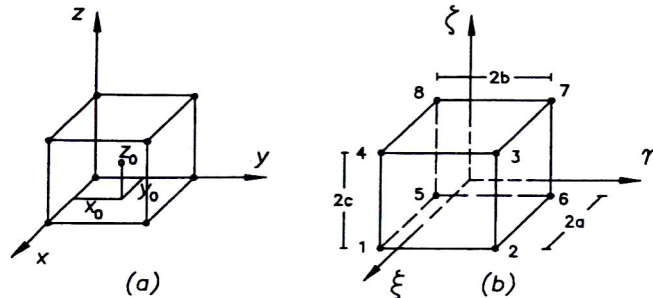
Solid elementi višeg reda, poput tetraedarskih i heksaedarskih elemenata, razvijaju se dodavanjem čvorova na ivice elementa ili unutar zapremine.

Za solid strukture sa kompleksnim geometrijskim oblicima adekvatnija je upotreba *izoparametarskih solid elementa*. Proširenje proračuna za dvodimenzionalne izoparametarske elemente nije teško, ali dodatak treće dimenzije čini izračunavanje korespondirajuće jednačine krutosti veoma nezgrapnim. Osnovne ideje o formulaciji izoparametarskih konačnih elemenata se mogu proširiti na formulaciju opšteg 3D konačnog elementa.

#### 6.1.2.1. Formulacija trodimenzionalnih elemenata

Treba razmotriti jednostavan element ograničen sa šest ravnih površina, sa osam čvorova numerisanih 1, 2, ..., 8, što odgovara elementu sa osam čvorova. Posmatra se element prikazan na slici 6.2 sa osam čvorova postavljenih na uglove.

Dimenzije elementa su  $2a$ ,  $2b$  i  $2c$ , i odgovaraju osama  $x$ ,  $y$  i  $z$ , respektivno. Sistem numerisanja čvorova sledi pravilo prikazano na slici 6.3 .



Slika 6.3. Trodimenzionalni konačni element sa osam čvorova.: a) Element prikazan u fizičkom prostoru ( $x$ - $y$ - $z$  sistem) b) Element mapiran na prirodni koordinatni sistem ( $\xi$ - $\eta$ - $\zeta$  sistem)

U cilju uprošćavanja analize uvodi se prirodni koordinatni sistem na elementu, odnosno lokalni koordinatni sistem  $\xi$ - $\eta$ - $\zeta$ . Početna tačka lokalnog sistema se postavlja u centroid elementa  $(x_0, y_0, z_0)$ , dok su ose  $\xi$ ,  $\eta$  i  $\zeta$  paralelne osama  $x$ ,  $y$  i  $z$ , respektivno.

$$\xi = \frac{x-x_0}{a}, \quad \eta = \frac{y-y_0}{b}, \quad \zeta = \frac{z-z_0}{c}. \quad (6.13)$$

Svaki čvor na elementu ima tri stepena slobode, odnosno omogućena su pomeranja u sva tri pravca, pa je ukupan broj stepena slobode elementa 24.

Ako se pretpostavi da postoji linearna varijacija pomeranja po stranama elementa, funkcije pomeranja se mogu napisati u zavisnosti od prirodnih koordinata prikazanog elementa u sledećem obliku

$$\begin{aligned} u_1(\xi, \eta, \zeta) &= c_1 + c_2\xi + c_3\eta + c_4\zeta + c_5\xi\eta + c_6\eta\zeta + c_7\zeta\xi + c_8\xi\eta\zeta \\ u_2(\xi, \eta, \zeta) &= c_9 + c_{10}\xi + c_{11}\eta + c_{12}\zeta + c_{13}\xi\eta + c_{14}\eta\zeta + c_{15}\zeta\xi + c_{16}\xi\eta\zeta \\ u_3(\xi, \eta, \zeta) &= c_{17} + c_{18}\xi + c_{19}\eta + c_{20}\zeta + c_{21}\xi\eta + c_{22}\eta\zeta + c_{23}\zeta\xi + c_{24}\xi\eta\zeta \end{aligned} \quad (6.14)$$

gde se dvadeset četiri nepoznate konstante mogu odrediti izračunavanjem pomeranja u svim pravcima na čvorovima.

U opštem slučaju vektor deformacija se može odrediti kao:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} N_{1,1} & 0 & 0 & \cdots & N_{N,1} & 0 & 0 \\ 0 & N_{1,2} & 0 & \cdots & 0 & N_{N,1} & 0 \\ 0 & 0 & N_{1,3} & \cdots & 0 & 0 & N_{N,1} \\ N_{1,2} & N_{1,1} & 0 & \cdots & N_{N,1} & N_{N,1} & 0 \\ 0 & N_{1,3} & N_{1,2} & \cdots & 0 & N_{N,1} & N_{N,1} \\ N_{1,3} & 0 & N_{1,1} & \cdots & N_{N,1} & 0 & N_{N,1} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} U_1^1 \\ U_2^1 \\ U_3^1 \\ \vdots \\ U_1^N \\ U_2^N \\ U_3^N \end{Bmatrix} = \mathbf{B}\mathbf{U} \quad (6.15)$$

gde su izvodi funkcija oblika iznačeni kao  $N_{K,i} \equiv \partial N_K / \partial r_i$ , i pomoću ovih izvoda se definiše relaciona matrica deformacija-pomeranje, koja se obeležava sa  $\mathbf{B}$ . Funkcije oblika su definisane pomoću prirodnih koordinata, pa je

$$N_{K,j} = \frac{\partial N_K}{\partial \xi} \frac{\partial \xi}{\partial r_j} + \frac{\partial N_K}{\partial \eta} \frac{\partial \eta}{\partial r_j} + \frac{\partial N_K}{\partial \zeta} \frac{\partial \zeta}{\partial r_j}. \quad (6.16)$$

U praksi se deformacije na materijalnim tačkama elementa (na datim koordinatama  $\xi$ - $\eta$ - $\zeta$ ) određuju izračunavanjem Jakobiana  $\mathbf{J}$  i inverznog  $\mathbf{J}^{-1}$ .

Koristi se linearna relacija napon-deformacija za trodimenzionalni prostor, pa se konstitutivna jednačina prikazuje u obliku:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{C}\boldsymbol{\varepsilon}. \quad (6.17)$$

Matrica krutosti elementa  $\mathbf{K}$  se može izračunati iz

$$\mathbf{K} = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} dV \quad (6.18)$$

odnosno, uvođenjem prirodnih koordinata na elementu

$$\mathbf{K}_e = \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 \int_{-1}^1 [\mathbf{B}]^T [\mathbf{C}] [\mathbf{B}] \det[\mathbf{J}] d\xi d\eta d\zeta. \quad (6.19)$$

Matrica krutosti je simetrična i dimenzija  $3N \times 3N$  (u ovom slučaju  $24 \times 24$ ), i vektor sile  $\mathbf{F}^{\text{int}}$  je veličine  $3N$ ,  $\mathbf{F}^{\text{int}} \left( F_x^{(\text{int})1} F_y^{(\text{int})1} F_z^{(\text{int})1} \dots F_x^{(\text{int})N} F_y^{(\text{int})N} F_z^{(\text{int})N} \right)$ .

Kod solid elementa, ekvivalentni vektor sile na čvoru  $\mathbf{F}_e$  se može sastojati od ekvivalentnih zapreminskih sila tela, poput sila gravitacije, i ekvivalentnih površinskih sila, poput pritiska, odnosno

$$\mathbf{F}_e = \mathbf{F}^V + \mathbf{F}^S. \quad (6.20)$$

U slučaju kada postoji dejstvo sile na telo, odgovarajuće sile na čvorovima se izračunavaju putem jednakosti virtuelnog rada:

$$\int_V \delta \mathbf{U}^T \mathbf{f}^V dV = \delta \mathbf{U}^T \int_V \mathbf{N}^T \mathbf{f}^V dV = \delta \mathbf{U}^T \mathbf{F}^V \quad (6.21)$$

gde je  $\mathbf{f}^V$  sila po jedinici zapremine, a  $\mathbf{F}^V$  vektor ekvivalentnih zapreminskih sila na čvorovima, koje su date izrazom:

$$\mathbf{F}^V = \int_V \mathbf{N}^T \mathbf{f}^V dV. \quad (6.22)$$

Može se pokazati da je kod konstantnih sila tela, poput gravitacije, ukupna sila jednako raspoređena na svih osam čvorova.

I spoljašnje sile na čvorovima usled dejstva pritiska na površinu elementa se izračunavaju putem primene jednakosti virtuelnog rada:

$$\mathbf{F}^S = \int_A \mathbf{N}^T \mathbf{f}^S dA. \quad (6.23)$$

Konačno, jednačina krutosti kojom se za solid element izražava ravnoteža između sila na čvorovima i pomeranja može se prikazati u obliku

$$\mathbf{F}_e = \mathbf{K}_e \mathbf{U}_e. \quad (6.24)$$

### 6.1.3. Modeliranje problema mehanike loma

U cilju ocene uticaja inicijalnih grešaka u materijalu na čvrstoću i radni vek konstrukcije, primenjuju se analize konačnih elemenata na prslinama raznih oblika, veličina i lokacija. U takvim analizama MKE je ograničen, pošto promene

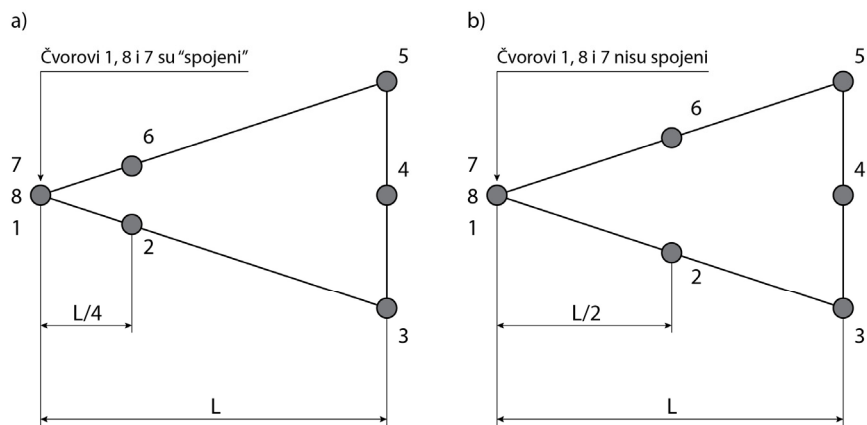


topologije prsline zahtevaju ponovno generisanje mreže domena. Ovo predstavlja veliko ograničenje i komplikuje simulaciju rasta prsline na kompleksnim geometrijama. Proširena metoda konačnih elemenata, P-MKE (eng. Extended Finite Element Method, X-FEM) je razvijena kako bi se olakšao teret računanja do koga dolazi prilikom postavljanja proizvoljnih prslina u model konačnih elemenata (Beličko (Belytschko) i Blek (Black), 1999. [211]; Mouz (Moes) *et al.*, 1999. [212]). Ova metoda se pokazala značajno uspešnijom od metoda poput metode graničnih elemenata (Kruz (Cruse), 1998. [213]), metoda rekreiranja mreže (Maligno *et al.*, 2010. [214]) i metode uklanjanja elemenata (Henšel (Henshell), 1975. [215]). Iako primena metode graničnih elemenata može tačno da predstavi singularitet na vrhu prsline, njegova primena na probleme elastoplastičnog loma je prilično nezgodna, pošto se na domenu koristi integracija fiktivnih sila na telu kako bi se izrazila nelinearnost. Metoda uklanjanja elemenata je jednostavna za implementaciju, ali rešenje u mnogome zavisi od veličine i strukture mreže. Automatsko adaptivno rekreiranje mreže može biti teško za primenu kod geometrijski nelinearnih problema kod kontakta i trenja kod rasta prsline, zbog velike količine vremena potrebnog za računanje. Prisustvo više prslina čini trenutno raspoložive metode rekreiranja mreže neadekvatnim. U PMKE se prostor konačnih elemenata poboljšava, odnosno obogaćuje funkcijom diskontinuiteta (skoka) i asimptotskim funkcijama pri vrhu prsline, koje se dodaju standardnoj aproksimaciji konačnog elementa putem svojstva podele jedinstva (Melenk i Babuška, 1996. [216]). Recenzije PMKE su raspoložive u literaturi (Karihalu (Karihaloo) i Sjao (Xiao), 2003. [217]; Abdelaziz, 2008. [218]; Oswald (Oswald) *et al.*, 2009. [219]). Brojni primeri su demonstrirali ključnu prednost PMKE, a to je sposobnost karakterizacije prslina proizvoljnog oblika u MKE bez remodeliranja mreže. Ovo znači da kod PMKE nije neophodno rekonstruisati mrežu konačnih elemenata tokom evolucije problema.

Dakle, modeliranje problema mehanike loma primenom klasične metode konačnih elemenata podrazumeva da se koriste odgovarajući elementi u cilju modeliranja singulariteta polja pomeranja, deformacije i napona oko vrha prsline. U tom smislu, pogrešno je koristiti klasične tipove elemenata, primera radi osmo-

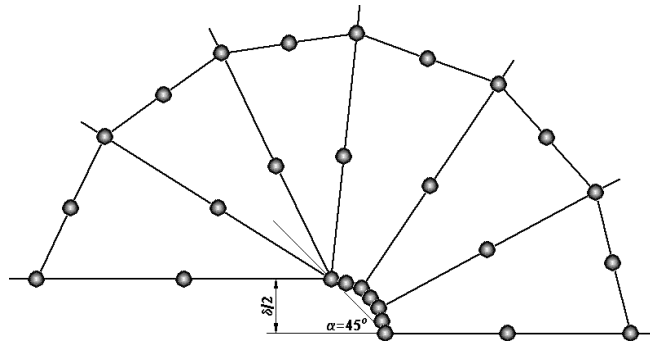
čvorni element, pošto dolazi do velikog povećanja greške diskretizacije, pa se za modeliranje prsline koriste specijalni KE oko vrha prsline koji sadrži singularitet deformacionog polja u vrhu prsline ili tehnika usitnjavanja. [149][220][221][222][223][224]

Za analizu naponskog stanja oko vrha prsline pri analizi LEML koriste se trougaoni izoparametarski elementi sa jednim čvorom u vrhu prsline, koji se dobija od osmočvornog četvorougaoanog elementa spajanjem njegovih čvorova koji se nalaze na ivici elementa u jedan isti čvor, slika 6.4 a. Tako dobijen KE pri opterećenju daje  $1/\sqrt{r}$  singularitet deformacije u blizini vrha prsline, a prikazuje ga u čvorovima koji su sa središta stranica pomereni ka prslini za  $1/4$  dužine stranice elementa. Za primenu EPML primenjuju se KE kod koga se temeni čvorovi ne preklapaju u jedan i čvorovi ostaju na središtu stranica, pa oko vrha prsline vlada singularitet  $1/r$ . [149][222][223]



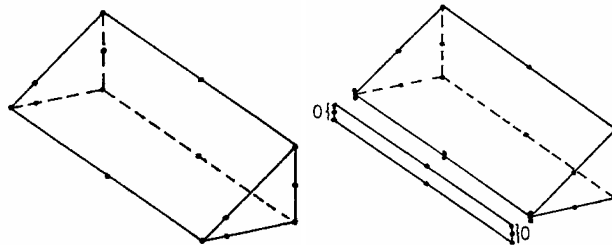
Slika 6.4. Singularni 2D element u a) LEML i b) EPML

Pri elastoplastičnoj analizi bitno je koristiti veći broj elemenata u oblasti plastične deformacije, u cilju što tačnijeg modelovanja, pa se oblast u okolini vrha prsline aproksimira uvođenjem elemenata koji su poređani u koncentrične krugove, pri čemu se elementi smanjuju ka vrhu prsline. (slika 6.5 ).



Slika 6.5. Modeliranje vrha prsline [160]

Po istom principu se modeliraju i trodimenzionalni problemi, kada se singularni elementi formiraju od dvadesetočvornih regularnih elemenata (slika 6.6).



Slika 6.6. Singularni 3D konačni element: a) elastična, b) plastična analiza [149]

Bitno je uočiti da je 3D modeliranje značajno komplikovanije od 2D modeliranja, tako da je svodenje problema na dve dimenzije još uvek uobičajeno, ali ne treba zaboraviti da mnogi važni problemi ne mogu dovoljno dobro da se reše na taj način, primera radi površinske prsline, ili prolazne prsline kada trodimenzionalni efekti mogu da budu značajni. Potrebno je naglasiti da za razliku od 2D problema, 3D problemi zahtevaju primenu komercijalnih softvera sa već ugrađenim elementima. Softverski komercijalni paketi imaju mogućnost simulacije ponašanja materijala sa prslinom, upotrebom potprograma koji se baziraju na nekom od prethodno opisanih principa. Međutim, modeliranje prsline i razvoj metodologija opisa diskontinuiteta u okolini prsline su poslednjih desetak godina bile teme mnogih istraživanja, što je i dovelo do razvoja potpuno novih proračunskih tehnika. Najnovija metoda koja se primenjuje za modeliranje ponašanja materijala sa prslinom bazira se na proširenoj metodi konačnih elemenata, odnosno PMKE.

Pošto je PMKE veoma atraktivna za vršenje procene tolerancije na oštećenja i simulaciju krive putanje rasta prsline na komplikovanoj 3D geometriji, načinjeno je više pokušaja da se PMKE integriše sa postojećim MKE paketima. Sukumar *et al.* (2003) su implementirali PMKE u Dynaflo [225]. Nisto *et al.* (2005) su opisali implementaciju korišćenjem eksplicitnog dinamičkog koda DynELA. Bordas *et al.* (2006) su integrisali 3D PMKE u komercijalni MKE paket I-DEAS, a Hiner *et al.* (2009) su implementirali 2D PMKE u Abaqus. Štaviše, još jedan 2D PMKE paket je implementiran kao potprogramski dodatak za Abaqus (Ši (Shi) *et al.*, 2008) koji radi sa komercijalnom verzijom paketa Abaqus/Standard i Abaqus/CAE i radi automatsko iniciranje i rast prsline. Ovu 2D verziju su Lua *et al.* (2008) primenili za predviđanje radnog veka pri zamoru, uzimajući u obzir zaostale napone, kao i za procenu sigurnosti kompozitnih zglobova. Pri izradi i proračunu trodimenzionalnog modela sa prsline, primenjen je softverski paket Morfeo/crack for Abaqus, koji je kompatibilan sa programskim paketom Abaqus. [226][227]

#### **6.1.3.1. Primena proširene metode konačnih elemenata**

Tokom poslednjih godina, proširena metoda konačnih elemenata (PMKE) se pokazala kao adekvatna numerička procedura za analizu problema diskontinuiteta, kao što su problemi postojanja prsline, dislokacija i slično. Od prve pojave ove metode se u naučnoj literaturi pojavilo puno novih proširenja i primena, kao i unapređenja PMKE.

U osnovi, proširena metoda konačnih elemenata bazira se na poznatim procedurama MKE, i na poboljšanjima koja su zasnovana na principima PUFEM-a (Partition of unity finite element method) [216], odnosno na uvođenju koncepta podele jedinstva, odnosno svojstva jedinstva (PU svojstva) i GFEM-a (Generalised finite element method), odnosno uvođenju nekoliko različitih funkcija oblika za opisivanje pomeranja na domenu, koje uključuju i funkcije poboljšanja. Međutim, primena ovih principa se kod PMKE usvaja isključivo na lokalnom nivou, a ne na globalnom nivou i po celom razmatranom domenu. Usled toga, može se

konstatovati da se funkcije poboljšanja uvode u aproksimaciju pomeranja samo kod malog broja konačnih elemenata, posmatrano u odnosu na ukupnu veličinu domena.

### Koncept podele jedinstva

Koncept podele jedinstva se koristio u raznim računskim disciplinama (Melenk i Babuska, 1996). [216][228] Podela jedinstva se definiše kao skup od  $m$  funkcija  $f_k(\mathbf{x})$  unutar domena  $\Omega_{pu}$  tako da je

$$\sum_{k=1}^m f_k(\mathbf{x}) = 1. \quad (6.25)$$

Jednostavno se može dokazati da odabirom bilo koje proizvoljne funkcije  $\psi(\mathbf{x})$  zadovoljava osobina da je

$$\sum_{k=1}^m f_k(\mathbf{x})\psi(\mathbf{x}) = \psi(\mathbf{x}). \quad (6.26)$$

Skup izoparametrijskih funkcija oblika konačnog elementa  $N_j$  takođe zadovoljava uslov podele jedinstva:

$$\sum_{j=1}^n N_j(\mathbf{x}) = 1 \quad (6.27)$$

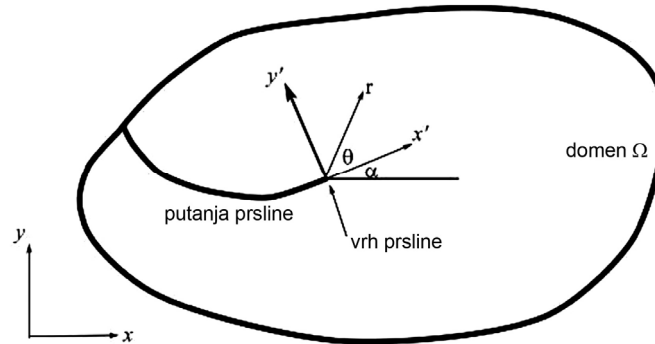
gde je  $n$  broj čvorova svakog konačnog elementa. Koncept podele jedinstva postavlja matematički okvir za razvoj obogaćenog, odnosno poboljšanog rešenja.

### Poboljšanje rešenja primenom funkcija obogaćenja

Teoretski se poboljšanje može posmatrati kao povećanje kompletnosti koja se može postići. Računski, obogaćenjem se može dobiti veća tačnost aproksimacije usled uključivanja informacija dobijenih analitičkim rešavanjem.

Može se pokazati da se asimptota kod polja pomeranja na vrhu prsline može izraziti pomoću bazne funkcije  $\mathbf{p}(\mathbf{x})$  definisane u polarnom koordinatnom sistemu [228]:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = [P_1, P_2, P_3, P_4] = \left[ \sqrt{r} \sin \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \cos \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \sin \theta \sin \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \sin \theta \cos \frac{\theta}{2} \right]. \quad (6.28)$$



Slika 6.7. Polarne koordinate na vrhu prsline [228]

Bazna funkcija za ukupno rešenje mora uključiti konstantne i linearne uslove:

$$\mathbf{p}^T(\mathbf{x}) = \left[ 1, x, y, \sqrt{r} \sin \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \cos \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \sin \theta \sin \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \sin \theta \cos \frac{\theta}{2} \right] \quad (6.29)$$

što je bazna funkcija koja je korišćena za analizu loma u bezmrežnoj, bezelementnoj, Galerkinovoj (EFG) metodi (Beličko *et al.*, 1994. [229]):

$$\mathbf{u}^h(\mathbf{x}) = \mathbf{p}^T(\mathbf{x}) \mathbf{a}(\mathbf{x}) \quad (6.30)$$

gde je  $\mathbf{a}(\mathbf{x})$  vektor koeficijenata dobijenih jednom od metoda najmanjih kvadrata kako bi se minimizovala ukupna greška aproksimacije.

Dakle, svojstvo jedinstva bazira se na činjenici da je zbir interpolacionih funkcija konačnog elementa jednak jedinici. Pod pretpostavkom da je svojstvo jedinstva zadovoljeno, dodatne funkcije obogaćenja, odnosno funkcije poboljšanja, se mogu dodavati u aproksimaciju pomeranja. U tom slučaju se primenom standardne PMKE formulacije pomeranja aproksimiraju kao:

$$u(\xi, \eta, \zeta) = \sum_i N_i(\xi, \eta, \zeta) U_i + \sum_i N_i(\xi, \eta, \zeta) H(\xi, \eta, \zeta) b_i + \sum_i N_i(\xi, \eta, \zeta) \left( \sum_j \Psi_j(r, \theta) c_{ji} \right) \quad (6.31)$$

gde su  $N_i(\xi, \eta, \zeta)$  funkcije oblika,  $U_i \in \mathbf{R}^3$  su parametri pomeranja čvorova za sve čvorove heksaedarnog elementa: 1~8;  $b_i \in \mathbf{R}^3$  su parametri funkcije skoka na čvorovima sa skokom, a  $c_{ji} \in \mathbf{R}^3 \times \mathbf{R}^4$  su parametri funkcije grananja na čvorovima na vrhu prsline.

Potrebno je pri proračunu utvrditi koji su elementi mreže presečeni prslinom i u kom elementu se nalazi vrh prsline, uzevši u obzir da se PMKE ne aproksimira na celom domenu. U tom smislu se za jednoznačnu identifikaciju elementa koriste dve funkcije skupa nivoa (LS funkcije), koje su bazirane na metodi skupa nivoa (eng. level set (LS) method). [222][212][228][230]

Hevisajdova funkcija skoka  $H$  se definiše kao znak nivoa skupa  $\varphi$ :

$$H(\xi, \eta, \zeta) = \begin{cases} +1: \varphi(\xi, \eta, \zeta) > 0 \\ -1: \varphi(\xi, \eta, \zeta) < 0 \\ \pm 1: \varphi(\xi, \eta, \zeta) = 0 \end{cases} \quad (6.32)$$

Treba primetiti da funkcija  $H(\xi, \eta, \zeta)$  kada je  $\varphi(\xi, \eta, \zeta) = 0$  nije dobro definisana.  $H(\xi, \eta, \zeta) = \pm 1$  i  $\square H(\xi, \eta, \zeta) \square = 2$  predstavljaju samo pogodan način za izračunavanje skoka pomeranja na tačkama koje se nalaze na površini prsline. Funkcije grananja, označene sa  $\Psi_j$  se takođe definišu na uobičajen način:

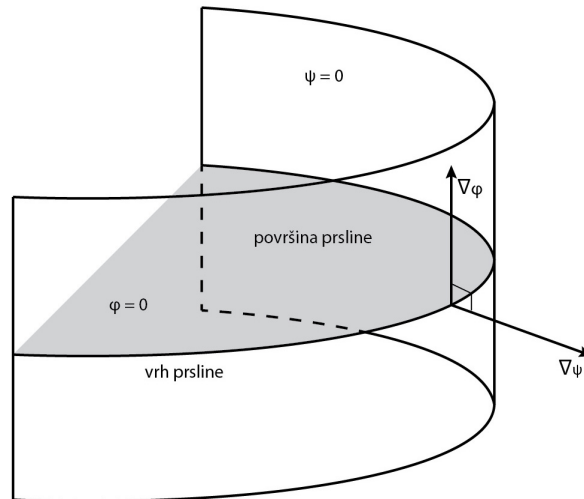
$$\left\{ \sqrt{r} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right), \sqrt{r} \cos\left(\frac{\theta}{2}\right), \sqrt{r} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin \theta, \sqrt{r} \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) \sin \theta \right\} \quad (6.33)$$

gde je  $r = \sqrt{\varphi^2(\xi, \eta, \zeta) + \psi^2(\xi, \eta, \zeta)}$  a  $\theta = \arctan\left(\frac{\varphi(\xi, \eta, \zeta)}{\psi(\xi, \eta, \zeta)}\right)$ . Polja skupa nivoa

$\phi = \{\varphi, \psi\}$  u PMKE domenu se interpoliraju pomoću funkcija oblika:

$$\varphi(\xi, \eta, \zeta) = \sum_i N_i(\xi, \eta, \zeta) \Phi_i. \quad (6.34)$$

Kada se koristi metoda skupa nivoa za modeliranje trodimenzionalnog problema diskontinuiteta, prslina se tada definiše primenom dva upravna LS polja. Prvim od ovih polja opisuje se površina prsline  $\{x: \varphi(x) = 0 \text{ and } \Psi(x) \leq 0\}$ , a drugo se koristi za opisivanje fronta prsline  $\{x: \varphi(x) = 0 \text{ and } \Psi(x) = 0\}$ . Princip modeliranja trodimenzionalnih prslina primenom metode nivoa skupa prikazan je na slici 6.8.



Slika 6.8. Funkcija površine prsline  $\varphi$  i funkcija fronta prsline  $\psi$  [228]

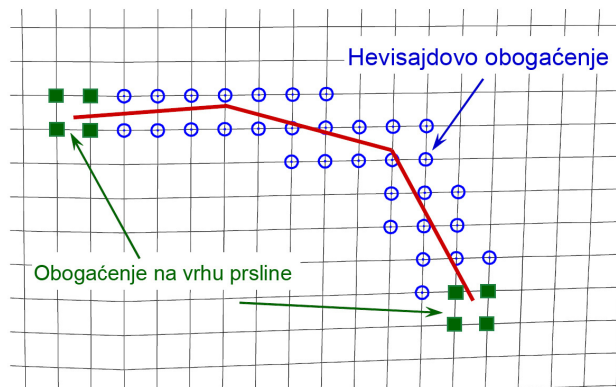
Dakle, za aproksimaciju diskontinuiteta tipa prsline primenom PMKE koriste se dodatne funkcije, koje zapravo predstavljaju skup funkcija obogaćenja kojima se opisuje asimptotsko polje pomeranja oko vrha prsline i diskontinualno polje pomeranja u prostoru oko prsline. Lokalne karakteristike se dobijaju množenjem ovih funkcija sa interpolacionim funkcijama svakog konačnog elementa, pošto su uvedene dodatne funkcije globalnog karaktera. Moguće je definisati različite funkcije poboljšanja u odnosu na različite probleme diskontinuiteta koji se razmatraju.

### Modeliranje prslina primenom PMKE

U poređenju sa klasičnom MKE, PMKE omogućava značajna poboljšanja na polju numeričkog modeliranja rasta prsline. U tradicionalnoj formulaciji MKE, postojanje prsline se modelira na taj način što je zahtev da prslina sledi stranice



elemenata. Nasuprot tome, u PMKE geometrija prsline ne mora slediti stranice elemenata, što omogućava fleksibilnost i veću prilagodljivost tokom modeliranja. Metoda se bazira na obogaćenju modela konačnih elemenata dodatnim stepenima slobode, koji su vezani za čvorove elemenata koje seče prslina. Na ovaj način se u numerički model uvodi diskontinuitet bez izmene diskretizacije, pošto se mreža generiše bez uzimanja u obzir postojanja prsline. Stoga je za bilo koju dužinu i orijentaciju prsline potrebna samo jedna mreža. Čvorovi oko vrha prsline su poboljšani dodatnim stepenima slobode asociiranim sa funkcijama koje reprodukuju asimptotska polja iz LEML. Ovo omogućava modeliranje diskontinuiteta prsline unutar elementa na vrhu prsline, i značajno povećava tačnost računanja faktora intenziteta napona.



Slika 6.9. Obogaćeni čvorovi u PMKE: krugovi – čvorovi sa dva dodatna stepena slobode; kvadrati – čvorovi sa 8 dodatnih stepena slobode [225]

Na slici 6.9 je prikazan deo mreže sa bilinearnim elementima sa četiri čvora. Čvorovi obeleženi krugovima su obogaćeni sa dva dodatna stepena slobode (ukupno četiri stepena slobode po čvoru), a čvorovi obeleženi kvadratima su obogaćeni sa još osam stepena slobode (ukupno deset stepena slobode po čvoru). Potrebno je naglasiti da uvođenje dodatnih stepena slobode nema realan fizički smisao, odnosno da su u pitanju numeričke aproksimacije uvedene na funkcijama poboljšanja, u cilju što približnijeg određivanja polja pomeranja. Elementi koji sadrže bar jedan obogaćen čvor se nazivaju obogaćeni elementi. Čvorovi sa dva dodatna stepena slobode (po jedan za svaki koordinatni pravac) imaju funkcije oblika koje se množe sa Hevisajdovom funkcijom  $H(x)$  (funkcijom jedinične

veliĉine ĉiji se znak menja po prslini,  $H(x) = \pm 1$ ). Ova funkcija zapravo uvodi diskontinuitet na površine prsline. Ćvorovi sa osam dodatnih stepena slobode su obogaćeni po dva Dekartova pravca sa ĉetiri funkcije vrha prsline  $F_\alpha(x)$ :

$$\left[ F_\alpha(r, \theta), \alpha = 1-4 \right] = \left[ \sqrt{r} \sin \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \cos \frac{\theta}{2}, \sqrt{r} \sin \frac{\theta}{2} \sin \theta, \sqrt{r} \cos \frac{\theta}{2} \sin \theta \right] \quad (6.35)$$

gde su  $r, \theta$  lokalne polarne koordinate definisane na vrhu prsline. Treba primetiti da ove funkcije mogu reprodukovati asimptotska polja pomeranja moda I i II iz LEML, koja dovode do singularnog ponašanja napona i deformacija na vrhu prsline. U literaturi je dobro poznato da ove funkcije znaĉajno povećavaju taĉnost dobijanja  $K_I$  i  $K_{II}$ .

Aproksimacija pomeranja kod modeliranja prsline u PMKE ima oblik:

$$\mathbf{u}_{\text{x fem}}(\mathbf{x}) = \sum_{i \in I} N_i(\mathbf{x}) \mathbf{u}_i + \sum_{i \in J} N_i(\mathbf{x}) H(\mathbf{x}) \mathbf{a}_i + \sum_{i \in K} \left[ N_i(\mathbf{x}) \sum_{\alpha=1}^4 F_\alpha(\mathbf{x}) \mathbf{b}_{i\alpha} \right] \quad (6.36)$$

gde je  $I$  skup svih ĉvorova u mreži,  $N_i(x)$  je funkcija oblika na ĉvoru, a  $\mathbf{u}_i$  su standardni stepeni slobode ĉvora  $i$  ( $\mathbf{u}_i$  predstavlja fiziĉko pomeranje na ĉvoru samo za neobogaćene ĉvorove). Podskupovi  $J$  i  $K$  sadrže ĉvorove obogaćene Hevisajdovom funkcijom  $H(x)$  ili funkcijama vrha prsline  $F_\alpha(x)$ , respektivno, a  $\mathbf{a}_i$  i  $\mathbf{b}_{i\alpha}$  su odgovarajući stepeni slobode. Funkcija diskontinuiteta  $H(x)$  ima vrednost  $+1$  iznad prsline, a  $-1$  ispod prsline. Funkcija vrha prsline  $F_\alpha(x)$  omogućava veću taĉnost, i neophodno je koristiti je ukoliko se vrh prsline nalazi unutar elementa. Dodatni detalji o kriterijumu selekcije obogaćenih ĉvorova i implementaciji PMKE se mogu naći u literaturi. [222][212][225]

Ukoliko nema obogaćenja, tada se ova jednaĉina svodi na klasiĉnu MKE aproksimaciju

$$\mathbf{u}_{\text{fe}}(\mathbf{x}) = \sum_i N_i(\mathbf{x}) \mathbf{u}_i. \quad (6.37)$$

Stoga PMKE zadrŹava mnoge prednosti klasiĉne MKE.

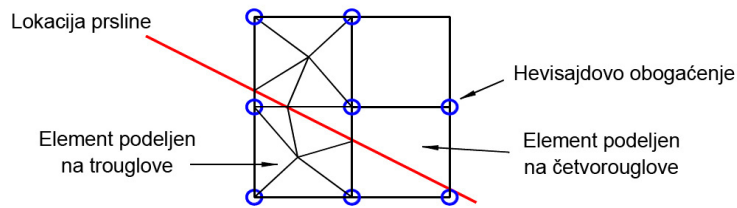
Dakle, u izrazu za aproksimaciju pomeranja pri modeliranju prslina, u PMKE figurišu tri uticajna faktora:

$$u^h(x) = \sum_{i=1}^n N_i(x) \left[ u_i + \underbrace{H(x)a_i}_{\text{samo Hevisajdovi čvorovi}} + \underbrace{\sum_{\alpha=1}^4 F_\alpha(x)b_{i\alpha}}_{\text{samo čvorovi na vrhu prsline}} \right] \quad (6.38)$$

gde je  $n$  broj čvorova u mreži,  $N_i(x)$  je funkcija oblika na čvoru  $i$ ,  $u_i$  su klasični stepeni slobode na čvoru  $i$ , a  $a_i$  i  $b_{i\alpha}$  su stepeni slobode povezani sa Hevisajdovom funkcijom  $H(x)$ , i funkcijom vrha prsline  $F_\alpha(x)$ , respektivno.

Važno je primetiti da su dodatni stepeni slobode  $a_i$  i  $b_{i\alpha}$  u jednačini (6.36) dodati obogaćenim čvorovima. Štaviše, u ovoj implementaciji nijedan čvor nije u isto vreme obogaćen i sa  $a_i$  i sa  $b_{i\alpha}$  (međusobno su isključivi), pa se stoga Hevisajdove funkcije koje uvode diskontinuitet prslina ne koriste na čvorovima elementa vrha prslina. Diskontinuitet prslina unutar elementa vrha prslina se modelira pomoću funkcije obogaćenja  $\sqrt{r} \sin \frac{\theta}{2}$  u jednačini (6.35), koja ima diskontinuitet kada je  $\theta = \pm\pi$ .

Kao u standardnoj MKE, da bi se izračunala matrica krutosti elementa, neophodno je obaviti numeričku integraciju na domenu elementa. Međutim, elementi koji sadrže prslinu imaju diskontinuitet pomeranja usled formulacije PMKE. Kako bi se izvršile numeričke integracije, ovi elementi se moraju podeliti na poddomene, u kojima je prslina jedna od granica poddomena (slika 6.10). Važno je naglasiti da se topologija i povezanost mreže ne menja tokom procesa rasta prslina, što i jeste glavna prednost PMKE. Za elemente vrha prslina takođe se može uraditi kvazipolarna integracija.



Slika 6.10. Potpodela elemenata koje seče prslina zarad integracije [228]

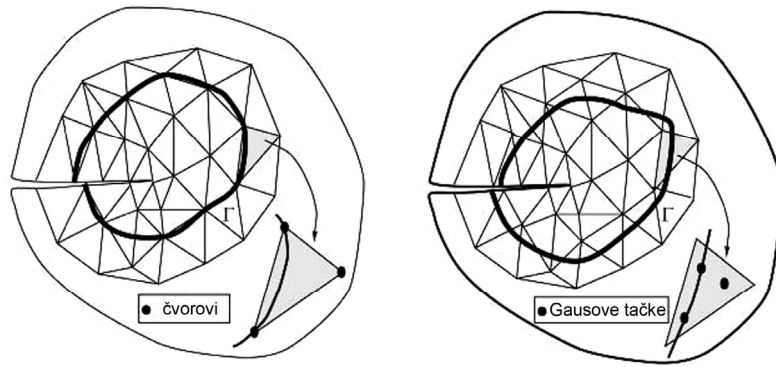
Globalna matrica krutosti je predstavljena sledećim izrazom:

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \mathbf{K}_{uu} & \mathbf{K}_{ua} \\ \mathbf{K}_{ua}^T & \mathbf{K}_{aa} \end{bmatrix} \quad (6.39)$$

pri čemu je  $\mathbf{K}_{uu}$  klasična matrica krutosti konačnih elemenata,  $\mathbf{K}_{aa}$  je matrica krutosti poboljšanih konačnih elemenata. Takođe se uvodi i matrica sprege između klasičnih i poboljšanih komponenti krutosti,  $\mathbf{K}_{ua}$ .

#### 6.1.4. Izračunavanje faktora intenziteta napona i J-integrala

Trenutno je većina simulacija bazirana na direktnom izračunavanju J-integrala, koji je kompatibilniji sa strukturom metode konačnih elemenata. Dobijeni rezultati se potom koriste da za izračunavanje faktora intenziteta napona i brzine oslobađanja energije iz klasičnih koncepata mehanike loma. [149][160][222] [228]



a) kontura prolazi kroz čvorove

b) kontura prolazi kroz Gausove tačke

Slika 6.11. Kontura  $J$  integrala koja prolazi kroz a) čvorove konačnih elemenata, i b) Gausove tačke [228]

Pretpostavlja se da kontura prolazi kroz Gausove tačke konačnog elementa.  $J$  integral za prslinu po  $x$  osi (slika 6.11) se može definisati kao

$$J = \int_{\Gamma} \left( W_s dy - \mathbf{t} \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial x} d\Gamma \right). \quad (6.40)$$

Jednačina (6.40) se može napisati pomoću komponenti napona i deformacija na sledeći način:

$$J = \int_{\Gamma} \left\{ \begin{array}{l} \frac{1}{2} \left[ \sigma_{xx} \frac{\partial u_x}{\partial x} + \sigma_{xy} \left( \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right) \frac{\partial u_x}{\partial x} + \sigma_{yy} \frac{\partial u_y}{\partial y} \right] \frac{\partial y}{\partial \eta} \\ - \left[ \left( \sigma_{xx} n_1 + \sigma_{xy} n_2 \right) \frac{\partial u_x}{\partial x} + \left( \sigma_{xy} n_1 + \sigma_{yy} n_2 \right) \frac{\partial u_y}{\partial x} \right] \sqrt{\left( \frac{\partial x}{\partial \eta} \right)^2 + \left( \frac{\partial y}{\partial \eta} \right)^2} \end{array} \right\} d\eta. \quad (6.41)$$

Rešavanje jednačine (6.41) se vrši pravilom Gausove integracije po putanji  $\Gamma$ :

$$J = \sum_{g=1}^{ng} W_g I(\xi_g \cdot \eta_g) \quad (6.42)$$

gde je  $W_g$  Gausov težinski faktor,  $n_g$  je red integracije, a integral  $I$  se definiše kao

$$I = \left\{ \begin{array}{l} \frac{1}{2} \left[ \sigma_{xx} \frac{\partial u_x}{\partial x} + \sigma_{xy} \left( \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right) \frac{\partial u_x}{\partial x} + \sigma_{yy} \frac{\partial u_y}{\partial y} \right] \frac{\partial y}{\partial \eta} \\ - \left[ (\sigma_{xx} n_1 + \sigma_{xy} n_2) \frac{\partial u_x}{\partial x} + (\sigma_{xy} n_1 + \sigma_{yy} n_2) \frac{\partial u_y}{\partial x} \right] \sqrt{\left( \frac{\partial x}{\partial \eta} \right)^2 + \left( \frac{\partial y}{\partial \eta} \right)^2} \right\}_g. \quad (6.43)$$

U alternativnom pristupu, se umesto računanja konturnog J integrala vrši metoda integracije nad ekvivalentnim domenom. J integral se može definisati kao:

$$J = \int_{A^*} \left( \sigma_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - W_s \delta_{li} \right) \frac{\partial q}{\partial x_i} d\Gamma \quad (6.44)$$

gde je  $q$  proizvoljna funkcija poravnanja koja je jednaka jedinstvu na unutrašnjoj, a nuli na spoljašnjoj konturi. Diskretizacijom  $q$  po vrednostima na čvorovima,  $q(\mathbf{x}) = \sum N_i(\mathbf{x}) q_i$  dobija se sledeći oblik integrala na domenu:

$$J = \sum_{\substack{\text{elementi} \\ u \in A^*}} \left( \sum_{g=1}^{ng} \left\{ \left[ \left( \sigma_{ij} \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - W_s \delta_{li} \right) \frac{\partial q}{\partial x_i} \right] \det \left( \frac{\partial x_j}{\partial \xi_k} \right) \right\}_g W_g \right). \quad (6.45)$$

Konačno, primenom metode konačnih elemenata na izračunavanje J integrala metodom interakcione integracije (M integrala) dobija se:

$$J = \int_{A^*} \left[ \sigma_{ij} \frac{\partial u_i^{\text{aux}}}{\partial x_j} + \sigma_{ij}^{\text{aux}} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \sigma_{ij} \varepsilon_{ij}^{\text{aux}} \delta_{lj} \right] \frac{\partial q}{\partial x_j} d\Gamma \quad (6.46)$$

ili u diskretizovanoj formi, dobijenoj putem Gausove integracije:

$$J = \sum_{A^*} \left( \sum_{g=1}^{ng} \left\{ \left[ \left( \sigma_{ij} \frac{\partial u_i^{\text{aux}}}{\partial x_j} + \sigma_{ij}^{\text{aux}} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \sigma_{ij} \varepsilon_{ij}^{\text{aux}} \delta_{lj} \right) \frac{\partial q}{\partial x_j} \right] \det J \right\}_g W_g \right) \quad (6.47)$$

gde superskript <sup>aux</sup> predstavlja pomoćno stanje, nasuprot stvarnom stanju napisanom bez superskripta.

Kod metode kombinovane integracije uvode se pomoćna stanja koja se sabiraju sa stvarnim poljima, čime se zadovoljava problem graničnih vrednosti. Ova pomoćna stanja se definišu bi se našla veza između faktora intenziteta napona

kombinovanog oblika i interakcionih integrala. Konturni integral  $J$  za zbir ova dva stanja se može definisati kao

$$J = J^{\text{act}} + J^{\text{aux}} + M \quad (6.48)$$

gde se  $J^{\text{act}}$  vezuje za stvarno, a  $J^{\text{aux}}$  za pomoćno stanje, a  $M$  je interakcioni integral:

$$J^{\text{act}} = \int_{A^*} \left[ \sigma_{ij} \frac{\partial u_i}{\partial x_1} - W_s \delta_{li} \right] \frac{\partial q}{\partial x_i} d\Gamma \quad (6.49)$$

$$J^{\text{aux}} = \int_{A^*} \left[ \sigma_{ij}^{\text{aux}} \frac{\partial u_i^{\text{aux}}}{\partial x_1} - W^{\text{aux}} \delta_{li} \right] \frac{\partial q}{\partial x_i} d\Gamma \quad (6.50)$$

$$M = \int_{A^*} \left[ \sigma_{ij} \frac{\partial u_i^{\text{aux}}}{\partial x_1} + \sigma_{ij}^{\text{aux}} \frac{\partial u_i}{\partial x_1} - W^{\text{M}} \delta_{lj} \right] \frac{\partial q}{\partial x_j} d\Gamma \quad (6.51)$$

gde se stvarni, pomoćni i interakcioni rad definišu kao:

$$W_s = \sigma_{ij} \varepsilon_{ij} \quad (6.52)$$

$$W^{\text{aux}} = \sigma_{ij}^{\text{aux}} \varepsilon_{ij}^{\text{aux}} \quad (6.53)$$

$$W^{\text{M}} = \frac{1}{2} (\sigma_{ij} \varepsilon_{ij}^{\text{aux}} + \sigma_{ij}^{\text{aux}} \varepsilon_{ij}). \quad (6.54)$$

Jedan od izbora za pomoćno stanje su polja napona i deformacija u blizini vrha prsline. Iz jednačine  $J$ -integrala i faktora intenziteta napona za oblik I i II:

$$J = \frac{1}{E'} (K_I^2 + K_{II}^2) \quad (6.55)$$

dobija se sledeća jednačina:

$$M = \frac{2}{E'} (K_I K_I^{\text{aux}} + K_{II} K_{II}^{\text{aux}}). \quad (6.56)$$

Stoga se faktori intenziteta napona za oblik I i II mogu dobiti iz

$$K = \frac{E'}{2} M \quad (6.57)$$

postavljanjem  $K_I^{\text{aux}} = 1$ ,  $K_{II}^{\text{aux}} = 0$  za oblik I, i  $K_I^{\text{aux}} = 0$ ,  $K_{II}^{\text{aux}} = 1$  za oblik II.

Integrali interakcije se koriste za procenu faktora intenziteta napona sva tri moda, a ovaj metod se pokazao kao izuzetno tačan na dobro definisanim mrežama homogenih prslina, ali i kod složenijih tipova diskontinuiteta.

Postoji još nekoliko mogućnosti za njegovo izračunavanje, primera radi metoda ekstrapolacije pomeranja ili napona duž fronta prsline [225], ali u cilju izbegavanja problema tačnosti rešenja u okolini vrha prsline najbolje je koristiti vezu sa J integralom. Korišćenje PMKE omogućava vrlo precizno izračunavanje faktora intenziteta napona na relativno grubim mrežama, pri čemu za simulacije rasta prsline nema potrebe za ponovnim generisanjem mreže.

## **6.2 Primena metode KE kod modeliranja ponašanja ortopedskim implanata i biomaterijala**

MKE je 1972. godine prvi put upotrebljena u ortopedskoj biomehanici, radi procene napona u ljudskim kostima. Od tada se ova metoda sve češće primenjuje za analizu naponskog stanja kostiju i proteza, kao i naprava za fiksaciju preloma. [84][61][231][114][232][220][221][121][119][233] Kad je u pitanju oblast ortopedije, uvek je postojalo veliko interesovanje za definisanje delujućih napona i opterećenja. Međutim, matematički alati koji su bili dostupni za naponsku analizu u klasičnoj mehanici nisu bili pogodni za proračun veoma nepravilnih strukturnih karakteristika kosti i implanata. Stoga je upotreba MKE predstavljala logičan korak zbog svoje jedinstvene sposobnosti da odredi naponsko stanje struktura kompleksnog oblika, opterećenja i ponašanja materijala.

Iako je aproksimativna, ova metoda je veoma zastupljena u biomedicini, jer dobijanje egzaktnog rešenja nije moguće zbog kompleksnosti geometrije, osobina materijala i specifičnosti graničnih uslova. Usled toga, metoda konačnih elemenata



je postala široko korišćen alat u ortopedskoj biomehanici, kao računaska metoda pogodna za određivanje napona i deformacija u bilo kojoj datoj tački unutar strukture proizvoljne geometrijske i materijalne kompleksnosti. Model konačnih elemenata se oslanja na tačno konstitutivno predstavljanje svojstava materijala (kao što su elastični koeficijenti generalizovanog Hukovog zakona), podatke o geometriji, osobine opterećenja, granične uslove i uslove na spoju. Principi analize konačnih elemenata objašnjeni su u prethodnom tekstu. U ortopediji su najčešće u upotrebi trodimenzionalni modeli, ali se u nekim slučajevima mogu koristiti i dvodimenzionalni modeli za uprošćene analize. Da bi se razvio MKE model, oblik kosti ili implanta koji se analizira se deli na male elemente. Za trodimenzionalnu analizu koriste se elementarne zapremine određenog oblika (npr. cigle), a za dvodimenzionalnu analizu elementarne površine određenog oblika (npr. trouglovi ili četvorouglovi). Svaki element ima čvorove, obično na vrhovima elementa. U tački svakog čvora se određuju tri (ili dve, u slučaju dvodimenzionalne analize) komponente pomeranja i tri (dve u slučaju dvodimenzionalne analize) komponente sile.

### **6.2.1. Izrada numeričkog modela totalne proteze kuka**

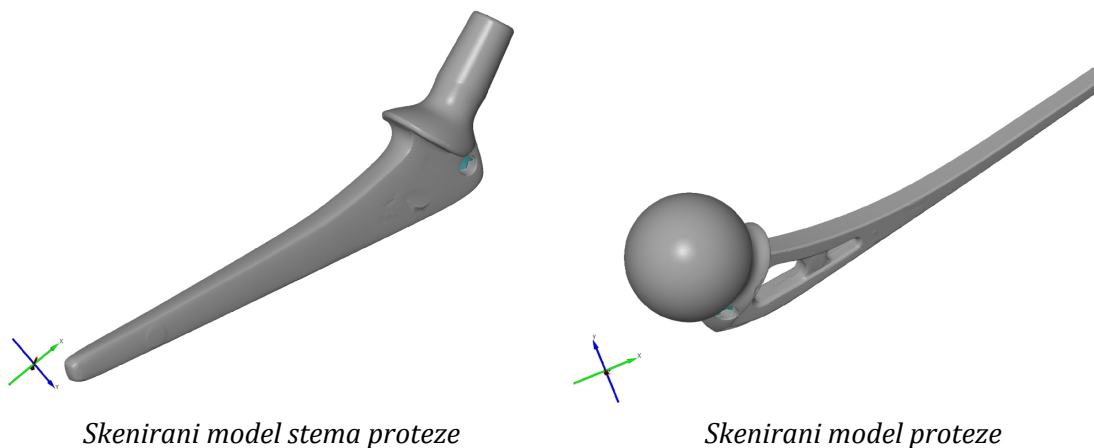
U skladu sa hipotezama i ciljevima postavljenim tokom izrade teze, urađeni su numerički modeli parcijalne proteze kuka i stema proteze, kako bi se analiziralo ponašanje materijala u implantu tokom opterećenja u idealnom slučaju i u slučaju kada u materijalu postoji prslina. U tom smislu izvršena su uprošćenja problema postavljene proteze, kako bi se što realnije mogle pratiti zahtevane veličine. U realnom slučaju postoji mnogo uticajnih faktora koji deluju na integritet proteze, kao što su stanje u kostima, uticaj korozije i biokompatibilnosti, ali je nemoguće sve ove uticaje simulirati, pošto su oni zavisni od pojedinačnih slučajeva. Numerički modeli su napravljeni u cilju simulacije i analize ponašanja stema proteze kuka, pa su uvedene neophodne aproksimacije u cilju dobijanja zahtevanih rezultata i u cilju što tačnije verifikacije modela. Izabrana su dva tipa geometrije proteze, pri čemu je model 1 tip integrisane proteze, odnosno acetabulum i stem su

povezani, a numerički model 2 je tipa modularne proteze, pa je bilo moguće predstaviti samo model stema. Za MKE analizu, sprovedenu u komercijalnom softveru ABAQUS v6.11, izrađeni su 3D modeli proteze i stema na osnovu realnih komponenti proteza. Bilo je neophodno pripremiti modele dobijene CT skenerom, kako bi se dobile sve bitne dimenzije proteza.

#### 6.2.1.1. Digitalizacija realnih modela ortopedskih proteza za totalnu zamenu kuka

Da bi se uspešno sprovedla analiza različitih modela implanata sa odgovarajućim opterećenjima i ispunili ciljevi dobijanja naponskog stanja na implantu tokom opterećenja, bilo je potrebno realne modele digitalizovati i prevesti u oblik pogodan za prepoznavanje od strane kompjutera. Stoga su izabrani uzorci proteza skenirani optičkim skenerom Atos i snimljeni u formatu .stp.

Digitalizacija izabranih realnih modela parcijalnih proteza kuka, izvađenih nakon revizije iz ljudskog organizma, podrazumevala je upotrebu savremene opreme koja daje izlazne datoteke koje je moguće softverski dalje prerađivati u datoteke kompatibilne sa softverom CATIA v5 koji je primenjen za popravku skeniranih modela. Za tu svrhu su izabrana dva od nekoliko uzoraka parcijalne proteze kuka skeniranih optičkim skenerom Atos, prikazani na slici 6.12.



Slika 6.12. Prikaz dobijenih modela primenom optičkog skenera Atos

Usled određene greške koju skener pravi prilikom prepoznavanja geometrije, dobijeni skenirani modeli nisu bili potpuno verna kopija originala pa su, kao i zbog činjenice da format .stp nije pogodan za definisanje mreže konačnih elemenata, izlazne datoteke uvežene u softverski programski paket za modeliranje strukture CATIA. U okviru ovog paketa geometrija je popravljena, doručena i pripremljena za izvoz u softver za analizu primenom MKE. Razvijeni modeli su parametarski, tj. dužina i prečnik nisu fiksne vrednosti već promenljive tako da je nove modele, drugačijih vrednosti dužine stema i prečnika, moguće dobiti jednostavnim promenama početnih postavljenih parametara. Tako je moguće efikasno i u vrlo kratkim vremenskim intervalima dobijati nove oblike implanata, u cilju analize geometrije koja bi najviše odgovarala specifičnim potrebama proteze određenog pacijenta.

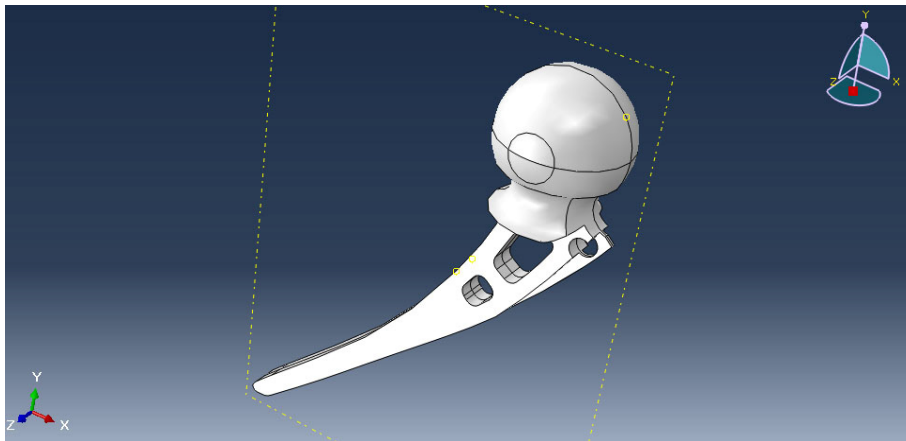
MKE mreže kod ortopedskih implanata koje se odnose na geometriju kostiju i THR struktura se sve više prave na osnovu geometrijskih podataka dobijenih skeniranjem kompjuterskom tomografijom (CT). [231][61][233][199][234] Grafička rekonstrukcija potom služi kao osnova za mrežu elemenata, a prednosti ove procedure su što se generisanje mreže može do izvesne mere automatizovati. I pored ove druge prednosti i pogodnosti metode nedestruktivnog prikupljanja geometrijskih podataka, ostaje problem kreiranja adekvatne trodimenzionalne mreže. On se može rešiti metodama konverzije voksel.

Svaki voksel nastao CT skeniranjem se može direktno konvertovati u kockasti element. Zapravo, već kada se CT sken napravi, raspoloživa je cela mreža i spremna za MKE analizu. Međutim, ova efikasna procedura ima i svoje nepogodnosti: broj elemenata može biti preveliki, a ivice modela grube, umesto glatke. Ovo znači da će izračunate vrednosti napona na ivicama biti neprecizne, dok će one unutar materijala biti precizne. Problem preteranog broja elemenata se može rešiti alternativnim MKE procedurama, kojima se primenjuju iterativne optimizacione sheme. Primeri ovoga su element-po-element (eng. EBE, element-by-element) procedura i red-po-red (eng. RBR, row-by-row) procedura. RBR procedura je zasnovana na činjenici da svaki element mreže ima isti oblik, dimenziju i orijentaciju, tako da postoji ograničen broj mogućih okruženja.

### 6.2.1.2. Izrada kompjuterskih modela totalne proteze kuka

#### Geometrija i MKE mreža

Pre procesa diskretizacije analizirane strukture, odnosno postavljanja mreže konačnih elemenata na strukturi, potrebno je bilo definisati kako će izgledati modeli na kojima će biti urađene numeričke simulacije. Uzevši u obzir da su izvedena eksperimentalna ispitivanja izvršena bila na samom implantu, u cilju što tačnije ocene ponašanja analizirane strukture, urađeni su adekvatni modeli čiji se rezultati mogu porediti sa eksperimentalnim ispitivanjima. Na slici 6.13 prikazan je solid model implanta koji je dobijen upotrebom softverskog paketa Abaqus.

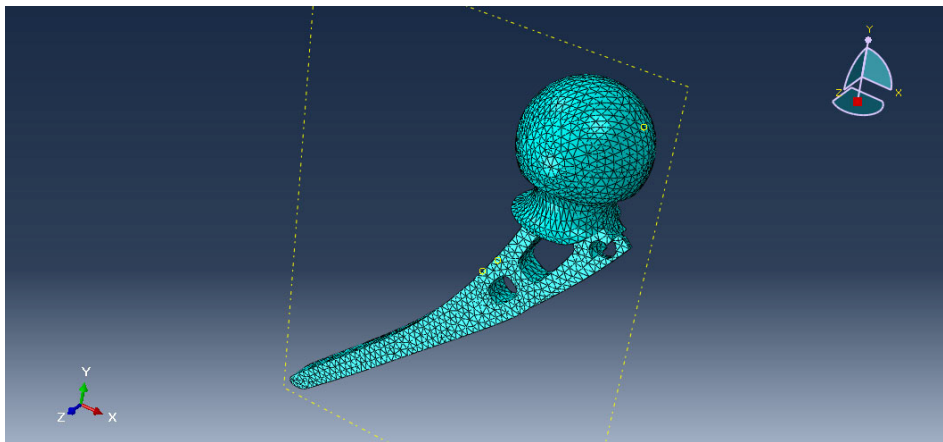


Slika 6.13. Solid model implanta

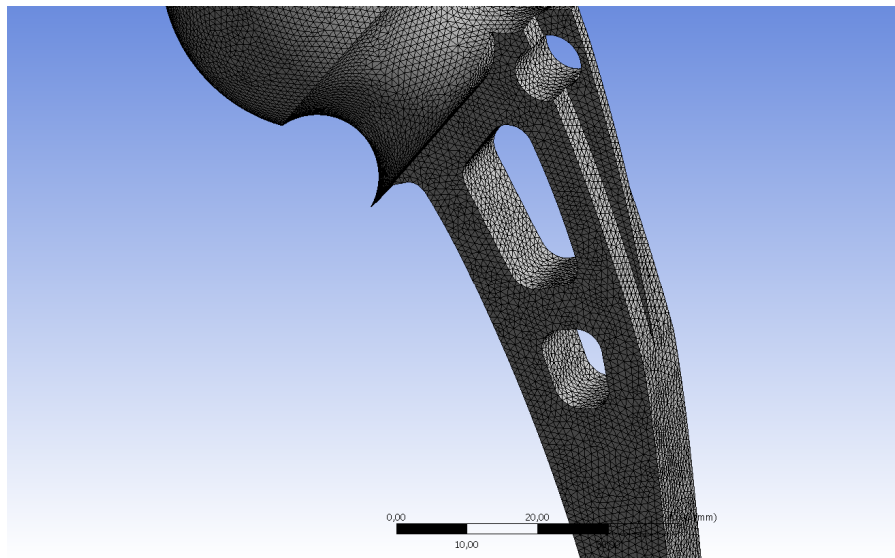
Pojednostavljena alternativa trodimenzionalnom modelu je dvodimenzionalni model koji predstavlja samo midfrontalnu ravan. Takav model je jednostavan za izradu, ali ne uzima u obzir 3D ponašanje implanta. Prilikom započinjanja MKE analize, nije preporučljivo odmah početi razvoj najkompleksnijeg modela već je najvažnije prilagoditi model u skladu sa zahtevima očekivanih rezultata. Ovo, naravno, zahteva razumevanje odnosa između svojstava modela i očekivanih rezultata. [235][233][236][237][238][119][239][199][240][241][242]

Oblik stema ima značajan uticaj na performanse proteze. Stem sa glatkom površinom, uopšte uzevši, redukuje koncentracije napona i omogućava veliku

otpornost proteze na zamor. Stem sa oštrom ili hrapavom površinom omogućava dobro povezivanje na spoju, i sprečava potencijalno klizanje na spoju. Nivo koncentracije napona i tendencija da dođe do loma usled zamora zavise od hrapavosti površine stema. MKE mreža predstavlja geometriju ili oblik komponenti artroplastike. Konceptualno, svaki detalj strukture se može predstaviti korišćenjem dovoljno malih elemenata, ali ovo u praksi najčešće nije isplativo, pa se problem mora do izvesne mere shematski opisati. Stepenn finocće strukture koji opisuje mreža zavisi od vrste potrebne informacije.



*Slika 6.14. Mreža konačnih elemenata*



*Slika 6.15. Mreža konačnih elemenata (detalj)*

U tom smislu pristupilo se generisanju što finije mreže konačnih elemenata na geometrijskom modelu proteza, pri čemu se težilo izradi što kvalitetnijih mreža, sa izborom što gušće mreže na mestima očekivane koncentracije napona. Na slici 6.14 prikazana je jedna od izrađenih mreža konačnih elemenata tokom procesa izrade numeričkih modela.

Irađeni modeli imaju približno 970000 čvorova i 700000 elemenata.

### **Granični uslovi i opterećenja**

Granični uslovi za MKE modele se postavljaju na spoljašnje ivice predmeta. Ivice se mogu podeliti na slobodne, opterećene i fiksirane. Na slobodnoj ivici nema prenosa napona (i opterećenja) i nije ograničena vezom sa povezanom strukturom.

Na opterećenu ivicu deluju spoljašnje sile. Na fiksiranoj ivici nije dozvoljeno pokretanje, ili je pokretanje ograničeno nekom okolnom strukturom. Ove ivice su najčešće one gde se MKE model završava, a počinje okolina sa kojom on normalno stupa u interakciju. Karakteristike ove interakcije se moraju uzeti u obzir, i to se radi uvođenjem predodređenih pomeranja na odgovarajućim čvorovima. Ovo nije uvek lako izvesti, i kao rezultat toga mogu se pojaviti naponi u okolini tih ivica, što nije problem dogod su ivični delovi daleko od delova koji se posmatraju.

Za MKE analizu je potreban numerički opis svih spoljašnjih opterećenja koja deluju na strukturu (tačka delovanja, magnituda, pravac). [235][236][237][238][234][243][195][241][242] Ova opterećenja su obično promenljiva i nisu uvek precizno poznata, pa se pri MKE analizi često postavlja pitanje koji pristup primeniti za dobijanje korisne informacije. Ono što svakako pomaže je da MKE analiza dopušta jednostavno variranje parametara. Stoga se opterećenja mogu varirati i proučavati dobijeni rezultati, kako bi se utvrdili odnosi, i situacije najgoreg mogućeg scenarija. Ako se porede različiti modeli proteza, potrebne su i različite MKE mreže. Zbog toga nije trivijalno da trodimenzionalne koordinate tačaka u kojima deluju spoljašnja opterećenja budu iste u svim slučajevima. Na ovaj način se uticaji različitih geometrija na prostiranje napona i deformacija

maskiraju varijacijama u mestu delovanja opterećenja. Ovo se može izbeći definisanjem nevarijabilnih tačaka koje se koriste za delovanje spoljašnjih sila.

Drugi pristup odabiru opterećenja je upotreba reprezentativnih slučajeva opterećenja. Ovaj pristup je naročito koristan kada treba proučiti efekte pojedinih svojstava modela proteze komparativnom analizom, ili kada treba proučiti mehanizme prenosa opterećenja. Na primer, kod femoralne komponente proteze, efekti sile na zglobu kuka se mogu podeliti na one koji proističu iz aksijalne sile, savijanja i torzionih komponenti. Problem se onda može analizirati za svaki slučaj posebno, ili samo za onaj koji je najbitniji. Konačno, važno je shvatiti da većina MKE modela struktura implanata koriste teoriju linearno elastičnih beskonačno malih tela, i da su površine savršeno povezane na spoju. U ovim modelima se može koristiti princip superpozicije. Stoga se raspodela napona koja je rezultat zajedničkog delovanja sile na zglob kuka i sila mišića može saznati iz sabiranja rezultata dobijenih nezavisnim računanjem ovih sila.

Izabrana su opterećena tako da što preciznije simuliraju uslove eksperimenta, pa su u tom smislu postavljeni granični uslovi, odnosno uklještenje na delu koji je u kontaktu sa kosti i opterećenje koje je predstavljeno u dva slučaja, u vidu koncentrisane sile koja deluje pod standardom definisanim pravcima i u drugom slučaju, kada je pretpostavljeno ravnomerno raspoređeno pritisno opterećenje po acetabulumu proteze koje simulira relevantne sile. Ovako postavljena opterećenja zapravo mogu da predstavljaju aproksimaciju ponašanja realnog implanata u kuku, pošto je realno opterećenje koje deluje na kuk najveće u pravcu koji je simuliran, a za stem proteze u spoju sa kosti se može u prvoj aproksimaciji pretpostaviti potpuno kruta veza, pa je postavljanje takvih graničnih uslova opravdano.

### **Osobine materijala**

U MKE modelu svaki element mora imati pridružene odgovarajuće elastične konstante materijala. [235][236][237][238][239][243][241] Za izotropni linearno elastični materijal su potrebne dve konstante, odnosno modul elastičnosti i Poasonov koeficijent. Ovo je slučaj za materijale od kojih se prave metalni implantati.

Akrilni cement i plastične komponente se mogu uključiti u ovu kategoriju samo grubom aproksimacijom. Kortikalna kost se putem razumne aproksimacije može smatrati linearno elastičnom i transversalno izotropnom, što znači da joj treba pet elastičnih konstanti da bi se potpuno opisao odnos napona i deformacije. Naravno, elastična svojstva kosti mogu biti veoma promenljiva u zavisnosti od lokacije i individualnih faktora poput stepena mineralizacije i osteoporoze.

U cilju što bolje aproksimacije ponašanja i analize metalnih biomaterijala, izabrani modeli definisani su u nekoliko različitih slučajeva za izabrane biomaterijale. Uzevši u obzir rezultate eksperimentalnih analiza, kojima je pokazano da se ispitivane proteze tokom izabranih opterećenja ponašaju linearno elastično, pri izradi numeričkih modela uzeti su u obzir samo linearno elastični parametri potrebni za opisivanje ponašanja materijala implanta.

Za numerički model prilikom numeričke simulacije su prvo korišćeni parametri za izabrani biomaterijal za implante koji je eksperimentalno ispitivan, odnosno parametri standardizovane Ti-6Al-4V legure. Različiti parametri materijala korišćeni su za metalnu femoralnu glavu i za metalni stem, koji je napravljen od standardizovane Ti-6Al-4V legure, a za femoralnu glavu je pretpostavljeno da je izrađena od Co-Cr legure. Ponašanja ovih legura su data linearno izotropnim materijalnim modelima. Mehaničke osobine Ti-6Al-4V i Co-Cr legure su prikazane u tabeli 6.1. Na osnovu analize matrice opterećenja, izabrana su referentna opterećenja do kojih dolazi tokom ciklusa hodanja.

Nakon toga, za numerički model tokom MKE simulacija rađene su analize za tri različita metalna biomaterijala za implante, odnosno Ti-6Al-4V, 316L nerđajući čelik i Co-Cr-Mo legura koje su korišćene za metalni stem.

Pretpostavlja se da su svi materijali homogena, izotropna i linearno elastična čvrsta tela. Osobine materijala bitne za MKE analizu su modul elastičnosti i Poasonov koeficijent, koji su dati u tabeli 6.1.



Tabela 6.1. Osobine materijala za implante zglobova [200][244][245]

<b>Materijal</b>	<b>Modul elastičnosti (GPa)</b>	<b>Poasonov koeficijent</b>
Co-Cr-Mo	230	0.3
Ti-6Al-4V	110	0.3
316L	210	0.3

### 6.2.2. Metodologija verifikacije modela

U cilju verifikacije modela urađene su numeričke simulacije na modelu implanta i adaptera, odnosno urađena je simulacija prethodno opisanih eksperimentalnih ispitivanja definisanih prema ISO 7206-4 standardu. Primenom softvera za optičko merenje deformacija i pomeranja, precizno su definisana polja pomeranja i deformacija za svaki korak merenja u kome je poznata tačna vrednost opterećenja. Odabirom referentnih tačaka na uzorcima implanata dobijene su tačne vrednosti pomeranja u koordinatnom  $x, y, z$  sistemu za svaku od tačaka. Poređenjem tih vrednosti sa numerički dobijenim parametrima postignuta je tačnost poklapanja do 0.3% što je bila dovoljna vrednost za verifikaciju dobijenog modela.

#### 6.2.2.1. Izrada kompjuterskih modela spoja totalne proteze kuka i adaptera i priprema za analizu MKE

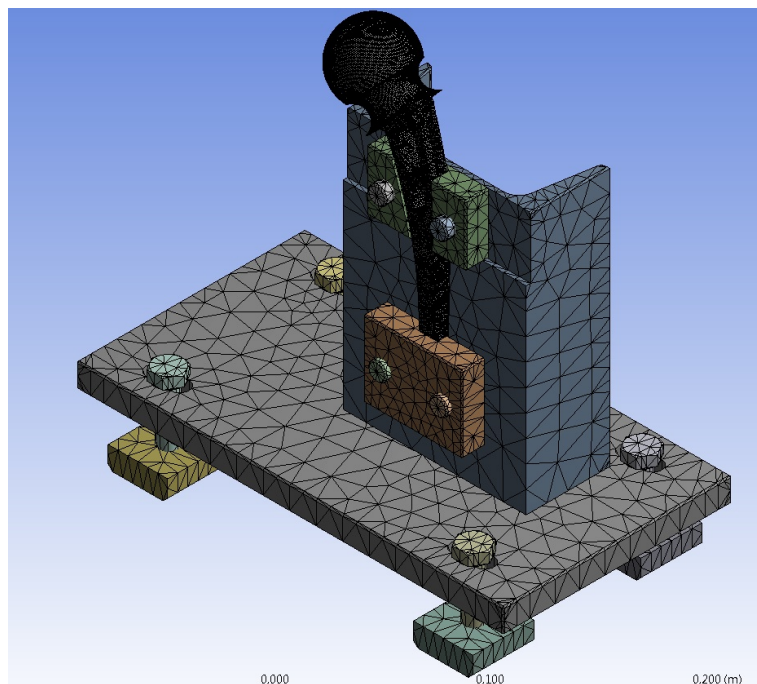
U cilju verifikacije izrađenih modela implanata, definisana je mreža konačnih elemenata geometrijskih modela adaptera i proteze, kao i granični uslovi i opterećenja. Opisane aktivnosti su sprovedene u softverskim paketima za analizu MKE. Potrebno je bilo i definisati i kontaktne površine između proteza i adaptera, odnosno usaglasiti ove geometrije u sklopu jer bez toga nije bilo moguće sprovesti numeričku analizu.

Kako bi se u kompjuterskom modeliranju aplikovalo opterećenje, opterećenje je trebalo definisati kao silu koja deluje na celu glavu proteze, u skladu sa postavkom eksperimentalnog dela analize problema. Takođe, radi što

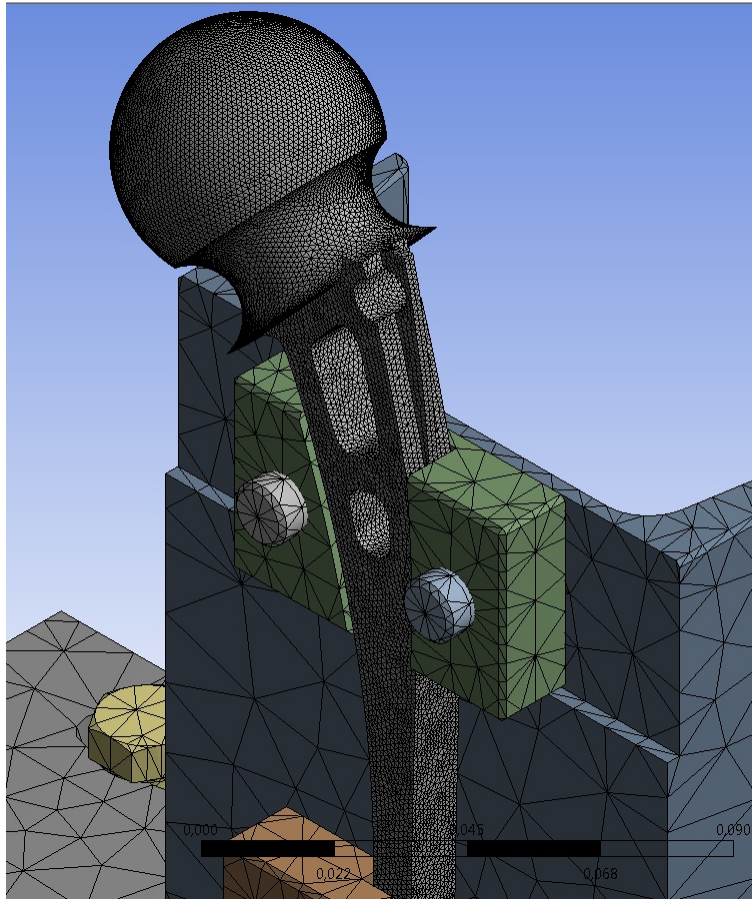
adekvatnije simulacije izvršene eksperimentalne analize, implant je čvrsto fiksiran pri osnovi, pa se svi spojevi, tj. proteza-postolja smatraju potpuno vezanim.

Odmah po završavanju geometrijskog modela izvršena je procedura generisanja mreže. Kreirano je više mreža koje su testirane sa nekoliko aspekata i usvojene su najrelevantnije. Izrađene su kvalitetne mreže, pri čemu je vođeno računa i o procesorskim i memorijskim ograničenjima kompjutera na kojima je proračun trebalo da bude sproveden.

Naročita pažnja je obraćena očuvanju geometrije stema proteze, kao i njegovoj vezi sa adapterom, pri čemu su za kontakt korišćeni conta elementi. Za izradu MKE modela je napravljena mreža za adapter i implant koristeći trodimenzionalne elemente višeg reda, solide sa definisanim kvadratnim ponašanjem pomeranja, pogodne za modeliranje nepravilnih mreža poput onih koje proizvode razni CAD/CAM sistemi.



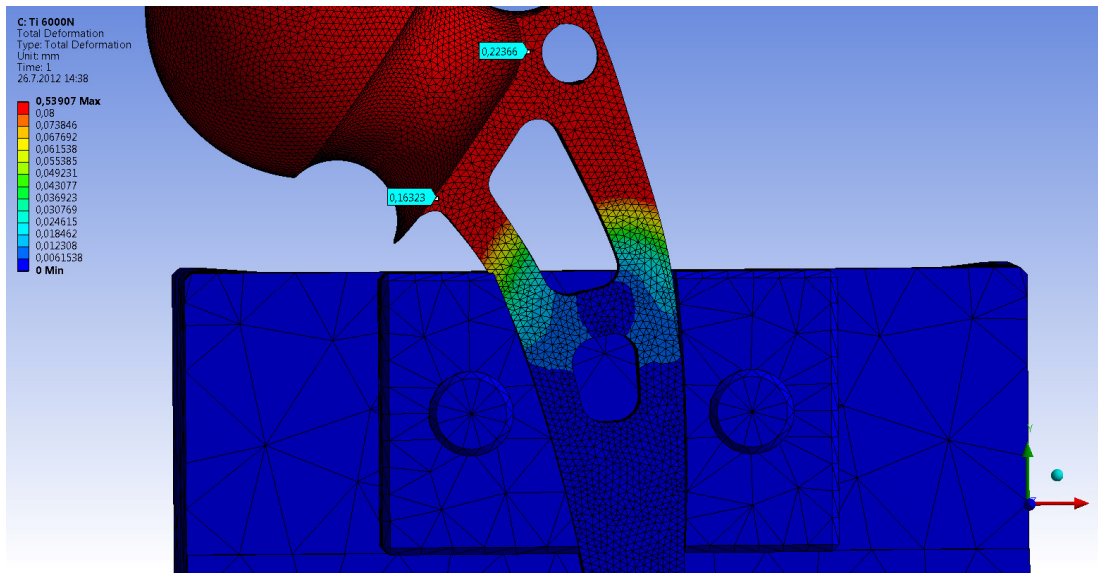
*Slika 6.16. Model adaptera i stema sa postavljenom mrežom*



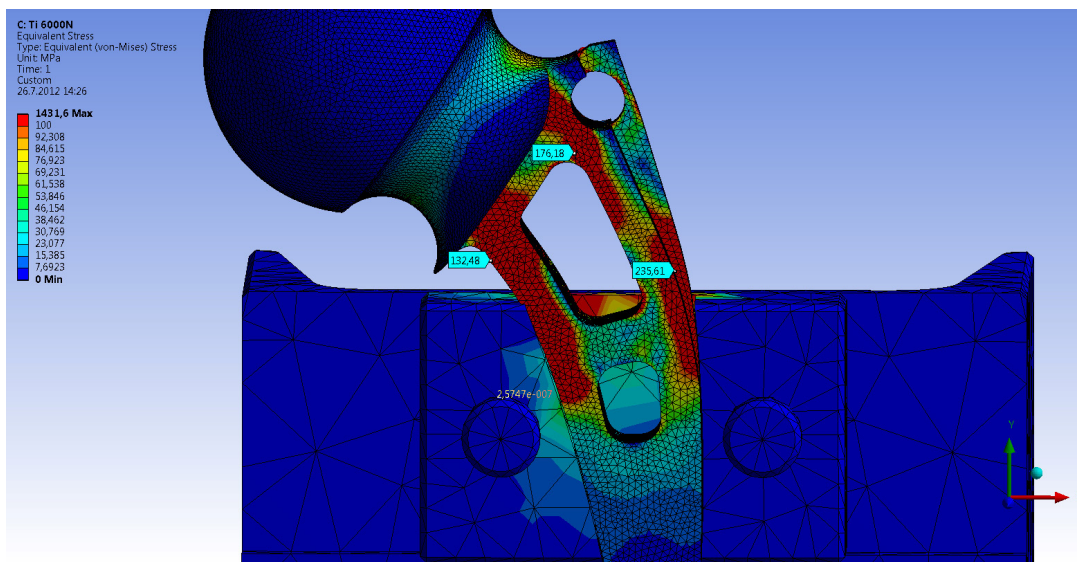
*Slika 6.17. Model adaptera i stema sa postavljenom mrežom (uvećanje)*

Uporedo sa izradom mreže definisani su oslonci, izabran je materijal i definisana su opterećenja na implantu. Izabrani metalni biomaterijali korišćeni u proračunu pretpostavljeni su kao izotropni, dok su veličina, pravac i način unošenja opterećenja definisani na osnovu preporuka iz standarda koji je primenjen za eksperimentalnu analizu. Odabrani tip opterećenja izabran je tako da najbolje predstave stvarna opterećenja koja se javljaju u praksi, pa je primenjeno pritisno opterećenje raspoređeno po celoj glavi proteze. Na slikama 6.16 i 6.17 prikazani su mreža konačnih elemenata na adapteru i implantu, kao i uvećani detalj mreže samog implanta na kome se vidi da je na modele implanta postavljena fina mreža. Znatno gušća mreža postavljena je na samom implantu, u cilju dobijanja što tačnijih podataka na delu koji je analiziran, odnosno na delu sa koga su odabrane tačke za verifikaciju modela. Svaki od modela spoja adaptera i implanta se sastojao od oko 710000 elemenata i oko 1000000 čvorova.

Potom su sprovedene numeričke analiza modela adaptera i implanata. Primenjena su izabrana opterećenja od 6 kN, pa su dobijene potrebne vrednosti polja deformacija i napona za poređenje sa eksperimentalnim rezultatima. Dobijeni modeli su prikazani na slici 6.18 na kojoj je definisano polje deformacija i na slici 6.19 na kojoj je definisano naponsko stanje.



Slika 6.18. Prikaz polja deformacija na modelu



Slika 6.19. Raspodela fon Mizesovih napona na modelu

U oba slučaja je rađeno puno rafinisanja mreže, a pokazano je da model koji je razvijen sa 1004800 čvorova i 716444 elemenata najtačniji, i najsličniji

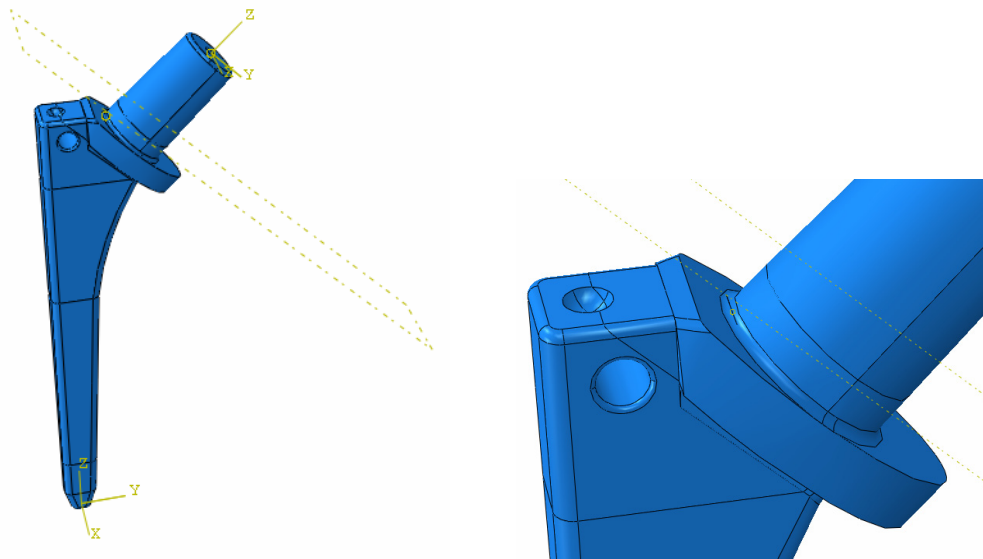
dobijenim eksperimentalnim rezultatima. Nakon postizanja konvergencije unutar 0.3% greške, u odnosu na polje deformacija i pomeranja dobijeno eksperimentalnom analizom, usvojen je model implanta od 979924 čvorova i 703952 elemenata tipa solid. Primenjeni solid element se definiše sa 10 čvorova sa tri stepena slobode na svakom čvoru: translacije x, y i z pravcima na čvoru.

### **6.2.3. Izrada modela sa prslinom**

Metoda konačnih elemenata ima dugu istoriju upotrebe na polju mehanike loma, ali kada se posmatraju 3D prsline postoje specifični problemi. Jedan od njih je kako generisati odgovarajući MKE model na razumnoj vremenskoj skali. Najveće teškoće su kod mešanih slučajeva, kod kojih se modeliraju obe strane prsline, a dve susedne strane prsline moraju ostati odvojene. Čak i kada se ovo postigne, treba pronaći praktičan način tumačenja rezultata analize, kako bi se dobila smisljena informacija o konfiguraciji prsline. Kod predikcije rasta prsline, takođe se mora omogućiti predviđanje kako će prslina rasti, i onda generisati mreža za novu konfiguraciju.

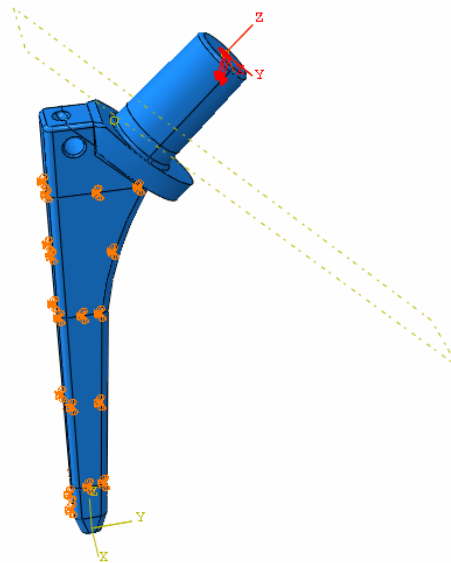
Tokom analize problema ponašanja materijala sa prslinom, primenjeni su potprogrami i paketi bazirani na proširenoj metodi konačnih elemenata koje podržava numerički paket za analizu primenom MKE Abaqus, pre svega programski paket Morfeo.

Uzevši u obzir da je u okviru izrade disertacije akcenat postavljen na analizu ponašanja materijala od kojih je najčešće izrađen stem proteze, analiziran je slučaj ponašanja implanta sa prslinom prethodno izrađenog numeričkog modela 2, odnosno zasebnog modela stema. Na osnovu analize literature, pretpostavljeno da je da na mestu spoja stema sa acetabularnim delom može doći do habanja u materijalu ili korozije, pa kao posledica toga može doći do pojave oštećenja materijala, odnosno pojave prslina. [240][91][237][109][243][242] U skladu sa tim, prslina je postavljena na geometrijskom modelu implanta kao što je prikazano na slici 6.20.



Slika 6.20. Prikaz postavljanja ravni prsline na implantu

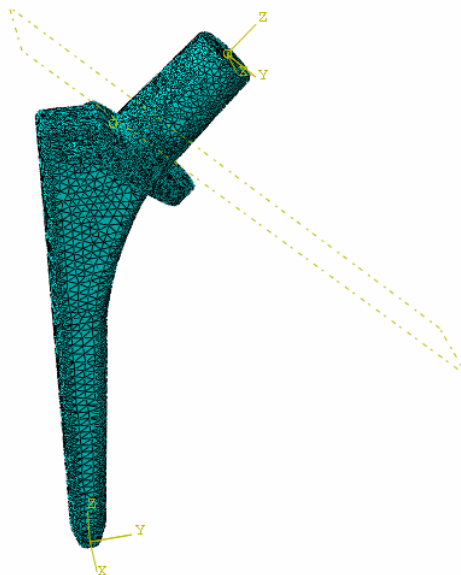
Model implanta je izrađen u programskom paketu Abaqus, a opterećenja i granični uslovi su definisani na način prikazan na slici 6.21.



Slika 6.21. Opterećenja i granični uslovi na implantu

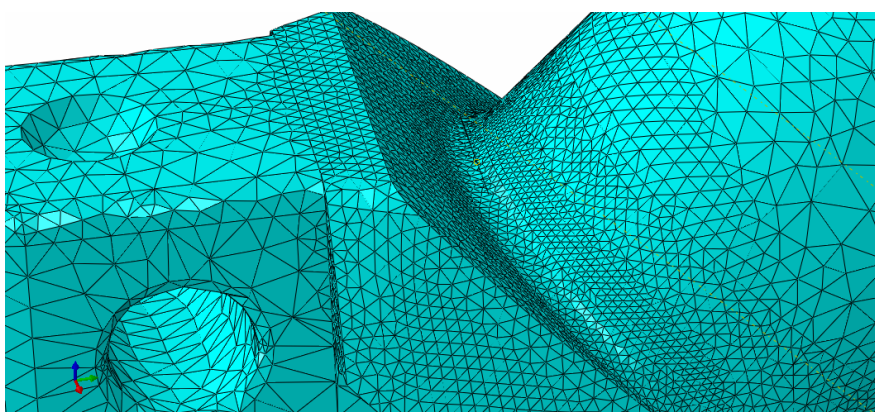
Tokom dalje izrade modela i pripreme za MKE analizu, pristupilo se postavljanju mreže na model implanta sa inicijalnom prslinom, pri čemu se težilo tome da se dobije što je moguće gušća mreža. Izabrana je mreža kada je usvojen model implanta od 56771 čvorova i 307355 elemenata tipa tetraedarski solid. Na

slici 6.22 prikazan je model implanta sa postavljenom mrežom konačnih elemenata i inicijalnom prslinom u kritičnoj oblasti.



*Slika 6.22. Prikaz diskretizovanog modela implanta sa prslinom u kritičnoj oblasti*

U oblasti gde je pretpostavljeno postojanje prsline, postavljena je finija mreža u odnosu na ostatak modela, što je prikazano na slici 6.23.



*Slika 6.23. Prikaz mreže u okolini prsline na implantu*

## **POGLAVLJE 7**

### **ANALIZA I DISKUSIJA DOBIJENIH EKSPERIMENTALNIH I NUMERIČKIH REZULTATA**

#### **7.1 Prikaz dobijenih eksperimentalnih rezultata**

U okviru ovog poglavlja zbirno su prikazani i analizirani eksperimentalni i numerički rezultati koji su dobijeni tokom izrade disertacije. Predstavljani su i analizirani rezultati dobijeni primenom standardnih postupaka za određivanje parametara mehanike loma za metalne biomaterijale, kao i primenom modifikovanih postupaka za preporučene standardne analize za ispitivanje mehaničke stabilnosti stema proteza koje se koriste kod veštačkog kuka. Predstavljani su rezultati numeričke analize ponašanja stema kod proteze kuka, a izrađenih od različitih metalnih biomaterijala i u odnosu na definisana kritična opterećenja. Rezultati su dobijeni primenom metode konačnih elemenata kroz savremene softverske pakete.

##### **7.1.1. Rezultati eksperimentalnih analiza na C(T) epruvetama**

Na osnovu eksperimentalnih istraživanja opisanih u poglavlju 4, dobijeni su rezultati koji se odnose na ponašanje u odnosu na lom i parametre mehanike loma izabranih biomaterijala. Izvršena je analiza na dva tipa materijala, pa su rezultati prikazani po pojedinačnim ispitivanjima.

###### **7.1.1.1. Prikaz rezultata ispitivanja epruveta izrađenih od čelika S 316 L**

Po završetku ispitivanja dobijeni su sledeći rezultati, određeni prema proračunima definisanim standardom ASTM E399-06.



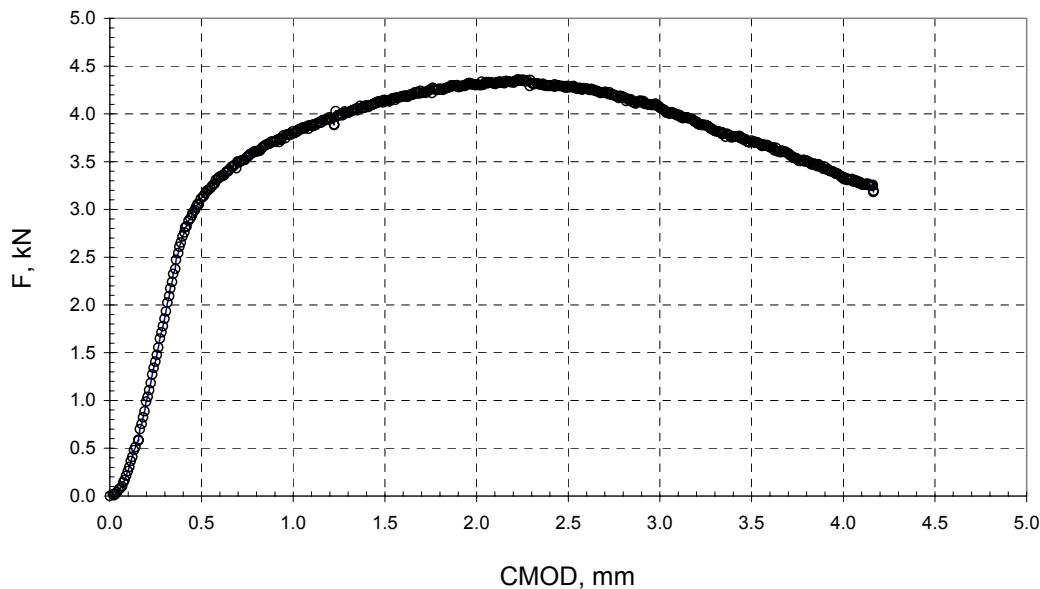
Faktor intenziteta napona  $K_q$  na vrhu zarezata se određuje pomoću standardne procedure, a definisan je jednačinom

$$K_q = \frac{F_q}{B\sqrt{W}} f\left(\frac{a}{W}\right) \quad (7.1)$$

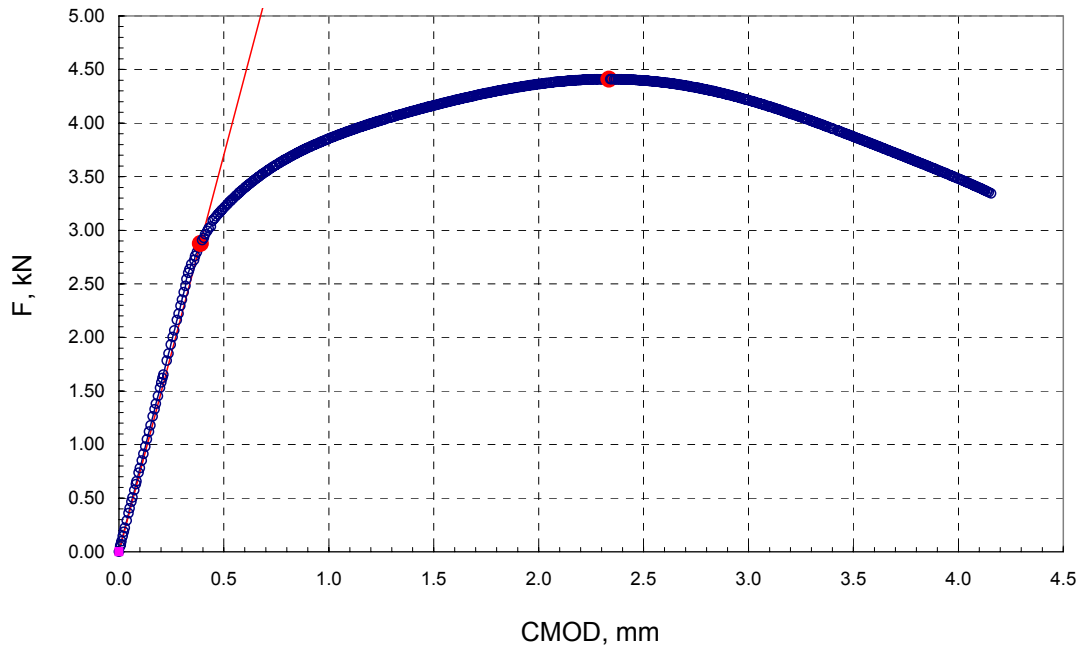
gde je  $B$  debljina epruvete, pri čemu je debljina svih ispitivanih C(T) epruveta bila 2 mm. Zavisnost  $f\left(\frac{a}{W}\right)$  se određuje prema sledećem izrazu

$$f\left(\frac{a}{W}\right) = (2 + a_o/W) \left[ \frac{0.886 + 4.64 a_o/W - 13.32 (a_o/W)^2 + 14.72 (a_o/W)^3 - 5.6 (a_o/W)^4}{(1 - a_o/W)^{3/2}} \right]. \quad (7.2)$$

Na osnovu podataka prikupljenih sa kidalice i softvera konstruisani su dijagrami sila  $F$  - otvaranje vrha prsline  $\delta$  (CMOD, eng. Crack Mouth Opening Displacement, otvaranje usta prsline). Oznaka CMOD je skraćenica od Crack Mouth Opening Displacement koja se prevodi kao otvaranje usta prsline. Tipični dijagrami sila-CMOD dobijeni ovim ispitivanjem nakon obrade rezultata prikazani su na slikama 7.1 i 7.2.



Slika 7.1. Dijagram sila-CMOD za epruvetu S316L/1



Slika 7.2. Dijagram sila-CMOD za epruvetu S316L/2

Parametri potrebni za proračun po jednačini određeni su prema standardom definisanim proračunima i prikazani su tabelarno za svaku od epruveta. U tabeli 7.1 prikazani su rezultati dobijeni za uzorak 1, a u tabeli 7.2 rezultati dobijeni za uzorak 2.

Tabela 7.1. Parametri proračuna određeni za epruvetu S316L / 1

$F_{\max}$ , N	$F_Q$ , N	$F_{\max}/F_Q$	$a/W$	$f(a/W)$	$B$ , mm	$B_N$ , mm	$W$ , mm
4,362	2,881	1.514	0.250	4.925	2	2	20

Tabela 7.2. Parametri proračuna određeni za epruvetu S316L/2

$F_{\max}$ , N	$F_Q$ , N	$F_{\max}/F_Q$	$a/W$	$f(a/W)$	$B$ , mm	$B_N$ , mm	$W$ , mm
4,410	2,875	1.534	0.250	4.925	2	2	20

Konačni rezultati određivanja faktora intenziteta napona prikazani su u tabeli 7.3 za epruvetu 1 i tabeli 7.4 za epruvetu 2.

Tabela 7.3. Rezultati faktora intenziteta napona za epruvetu S316L / 1

Epruveta S316 L			
Faktor intenziteta napona $K_I$ (MPa $\sqrt{m}$ )			Uzorak 1
$K_{Ic}$ , MPa m <sup>0.5</sup>	$R_T$ , MPa	E, MPa	$2,5*(K_Q/ R_{p0,2})^2$ , mm
51.376	432.5	210,000	34.315
$K_Q$			Ne zadovoljava kriterijum dimenzija

Tabela 7.4. Rezultati faktora intenziteta napona za epruvetu S316L / 2

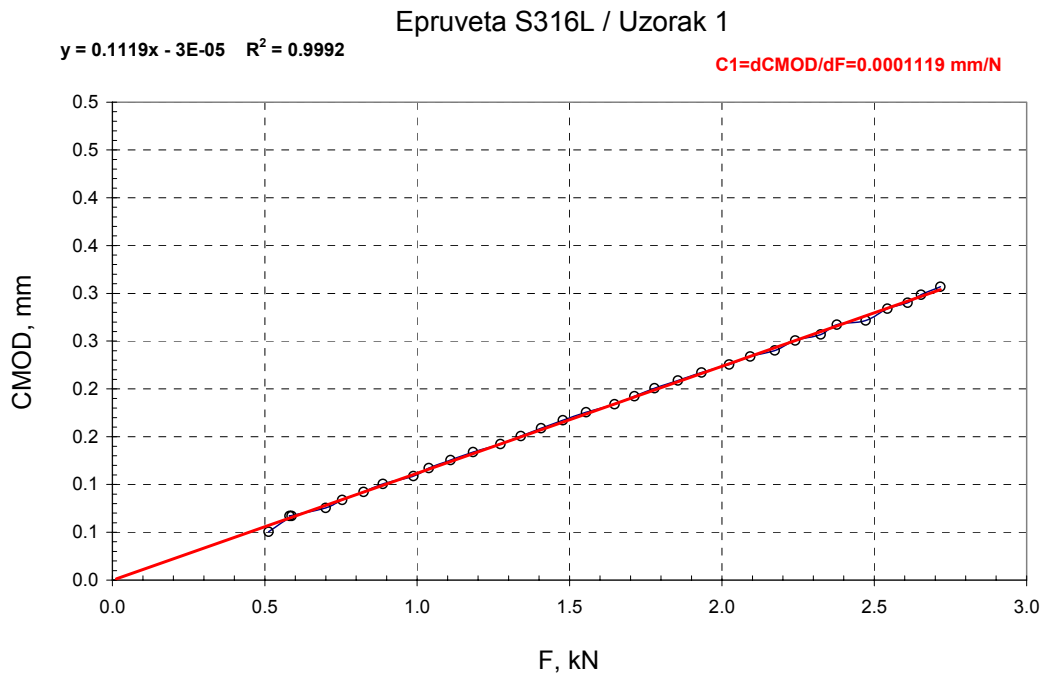
Epruveta S316 L			
Faktor intenziteta napona $K_I$ (MPa $\sqrt{m}$ )			Uzorak 2
$K_{Ic}$ , MPa m <sup>0.5</sup>	$R_T$ , MPa	E, MPa	$2,5*(K_Q/ R_{p0,2})^2$ , mm
51.269	432.5	210,000	34.173
$K_Q$			Ne zadovoljava kriterijum dimenzija

Uzevši u obzir da kriterijumi dimenzija pri određivanju kritičnog faktora intenziteta napona nisu zadovoljeni, konstatovano je da su eksperimentalno dobijene vrednosti  $K_Q$  kao parametra mehanike loma metalnih biomaterijala. Izračunavanja ostalih parametra mehanike loma je moguće odrediti primenom standarda BS 7448-3/2005 i ASTM E1820-08. [246][247]

Analizom dijagrama sile u odnosu na otvaranje vrha prsline određuju se relevantne maksimalne vrednosti,  $F_{max}$  i  $CMOD_{max}$ . Primenom procedure fitovanja krive izračunate su vrednosti koeficijenata popustljivosti  $C_1$ , prema sledećoj definiciji:

$$C_1 = dCMOD/dF. \quad (7.3)$$

Princip određivanja ove vrednosti prikazan je na na slici 7.3 za jednu od epruveta.

Slika 7.3. Princip određivanja  $C_1$ 

Nadalje, na osnovu dijagrama 7.3, prema BS standardnoj proceduri CTOD se računa prema izrazu:

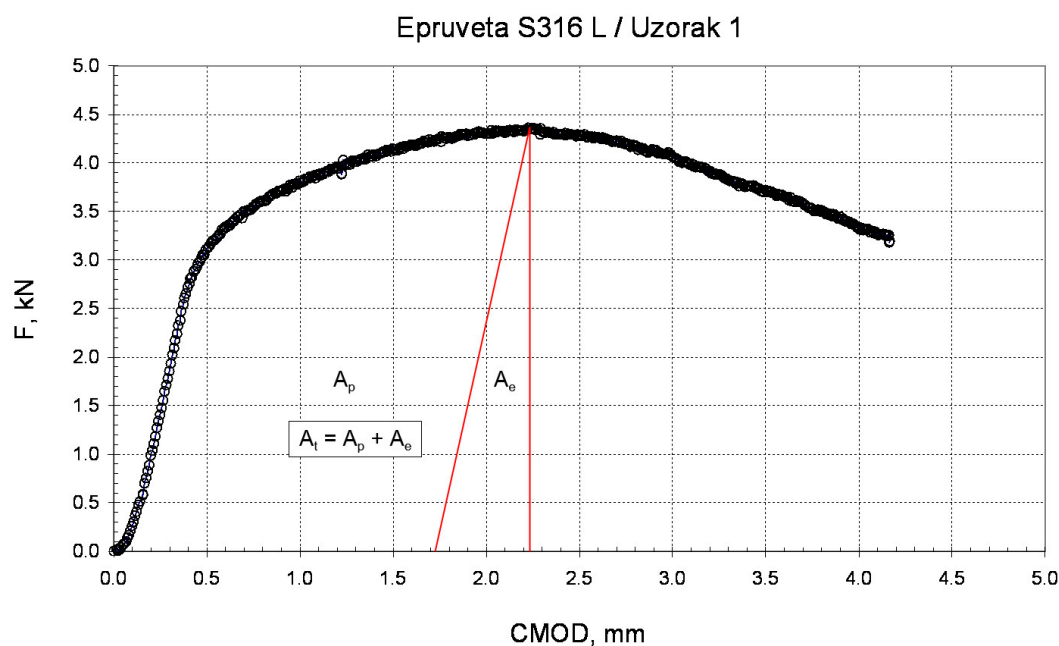
$$\delta_{(BS)} = \frac{K^2(1-\nu^2)}{2ER_{p0,2}} + \frac{r_p(W-a_0)V_p}{r_p(W-a_0)+a_0+z} \quad (7.4)$$

pri čemu se potrebne vrednosti određuju kao

$$V_p = CMOD_{\max} - C_1 F \quad (7.5)$$

$$C_1 = dCMOD / dF. \quad (7.6)$$

Procedurom definisanom ASTM standardom određuju se vrednosti elastične i plastične površine, definisane na dijagramu 7.4 za jednu od epruveta.



Slika 7.4. Vrednosti elastične i plastične površine za jednu od epruveta

Dobijeni su sledeći rezultati parametara proračuna prikazani u tabeli 7.5 .

Tabela 7.5. Dobijene vrednosti elastične i plastične površine

Epruveta S316 L	Fmax N	CMODmax mm	$C_1$ mm/N	At Nmm	Ae Nmm	Ap Nmm
Uzorak 1	4,362	2.226	1.11900E-04	7,586	1,065	6,522
Uzorak 2	4,410	2.341	1.27800E-04	8,397	1,243	7,154

Određivanjem neophodnih parametara proračuna po ASTM standardnoj proceduri, postupak za određivanje CMOD se svodi na

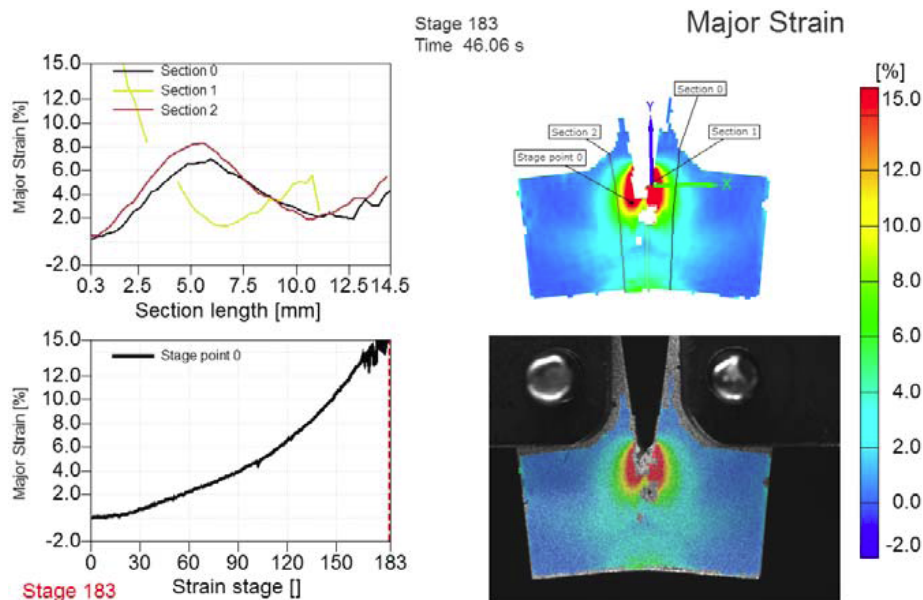
$$CTOD (ASTM) = CTOD_{el} + CTOD_{pl}. \quad (7.7)$$

Primenom definisanih procedura dobijaju se sledeći rezultati parametara mehanike loma prikazani u tabeli 7.6 .

Tabela 7.6. Dobijeni parametri mehanike loma

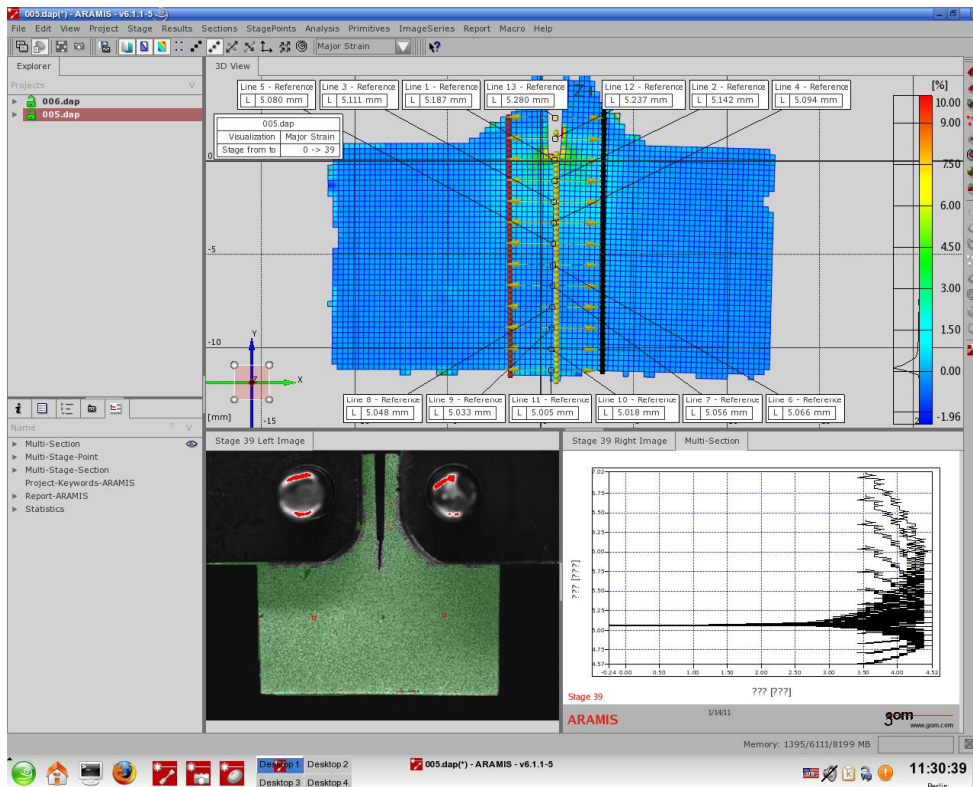
Epruveta S316 L	BS				ASTM				
	Vp mm	CTODel mm	CTODpl mm	CTODt mm	Jel N/mm	CTODel mm	Jpl N/mm	CTODpl mm	CTODt mm
Uzorak 1	1.738	0.045	0.948	0.993	24.995	0.023	31.012	0.029	0.052
Uzorak 2	1.777	0.046	0.969	1.016	25.548	0.024	34.020	0.032	0.056

U toku eksperimentalnih ispitivanja za merenje žilavosti loma korišćen je sistem za dobijanje podataka baziran na trodimenzionalnoj optičkoj metodologiji merenja. Nakon proračuna se obavlja obrada rezultata i priprema konačnog izveštaja. Na slici 7.5 je dat Aramis izveštaj za epruvetu 1 na koraku 183, koji je neposredno pred konačni lom epruvete 1.

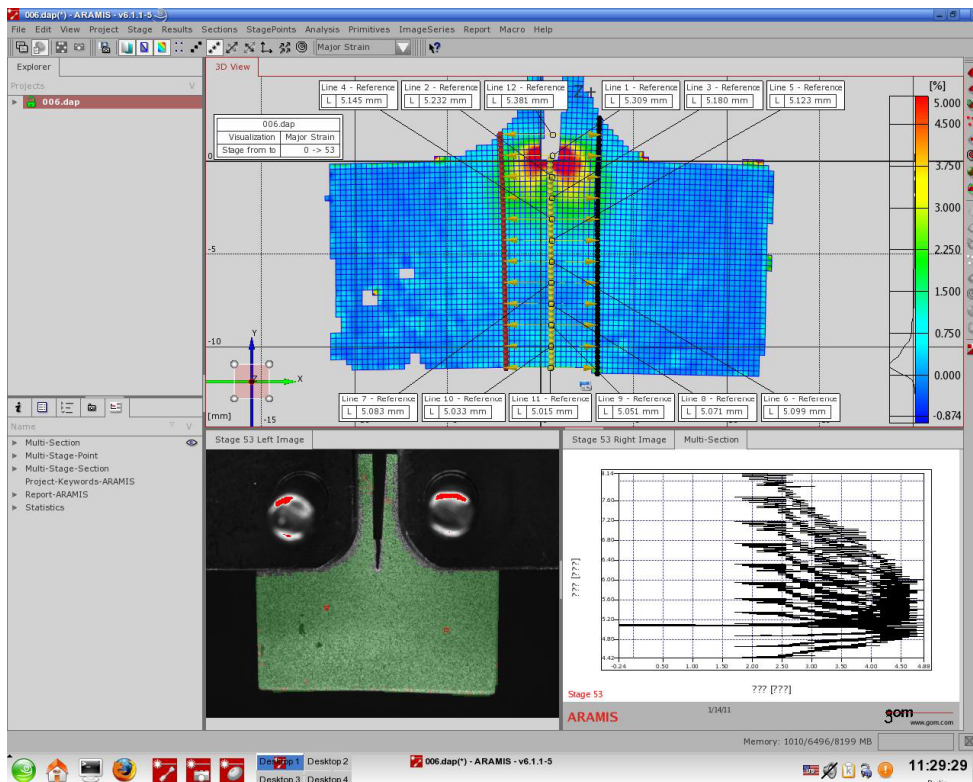


Slika 7.5. Aramis softverski izveštaj za epruvetu 1 u koraku 183

Rezultati ovog istraživanja pokazuju polje glavnih deformacija pri zateznom opterećenju koje deluje na epruvetu tokom otvaranja vrha prsline, njenog rasta i loma. Pomeranje vrha otvora prsline je posmatrano kroz Aramis, i polje glavnih deformacija za uzorak 1 u trenutku otvaranja vrha prsline (CTOD) u koraku 39 je prikazano na slici 7.6. Na slici 7.7 prikazani su rezultati merenja na uzorku 2, kada je do otvaranja vrha prsline došlo u koraku 53, a na oba dijagrama se se jasno mogu uočiti karakteristične vrednosti CTOD.

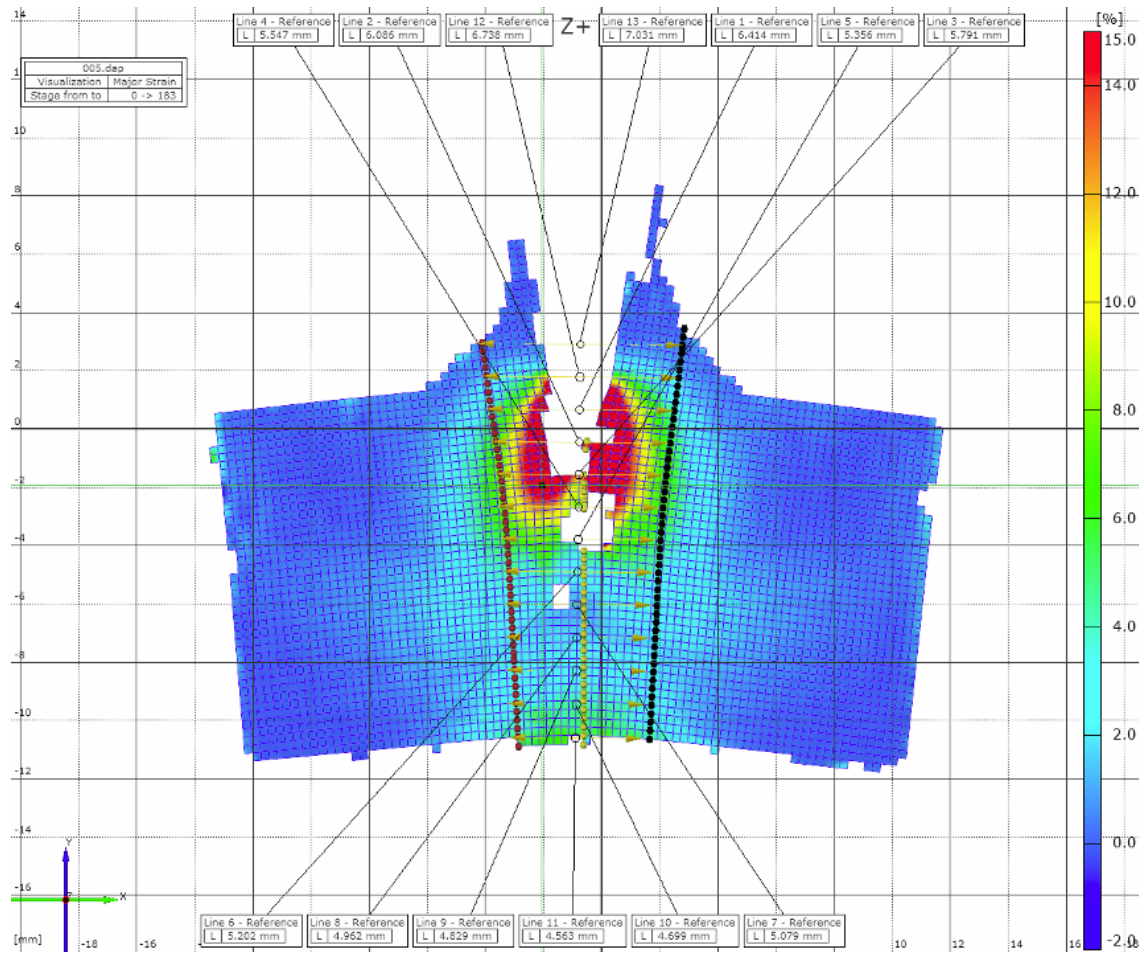


Slika 7.6. Otvaranje vrha prsline u koraku 39 za epruvetu S316L / 1



Slika 7.7. Otvaranje vrha prsline u koraku 53 za epruvetu S316L / 2

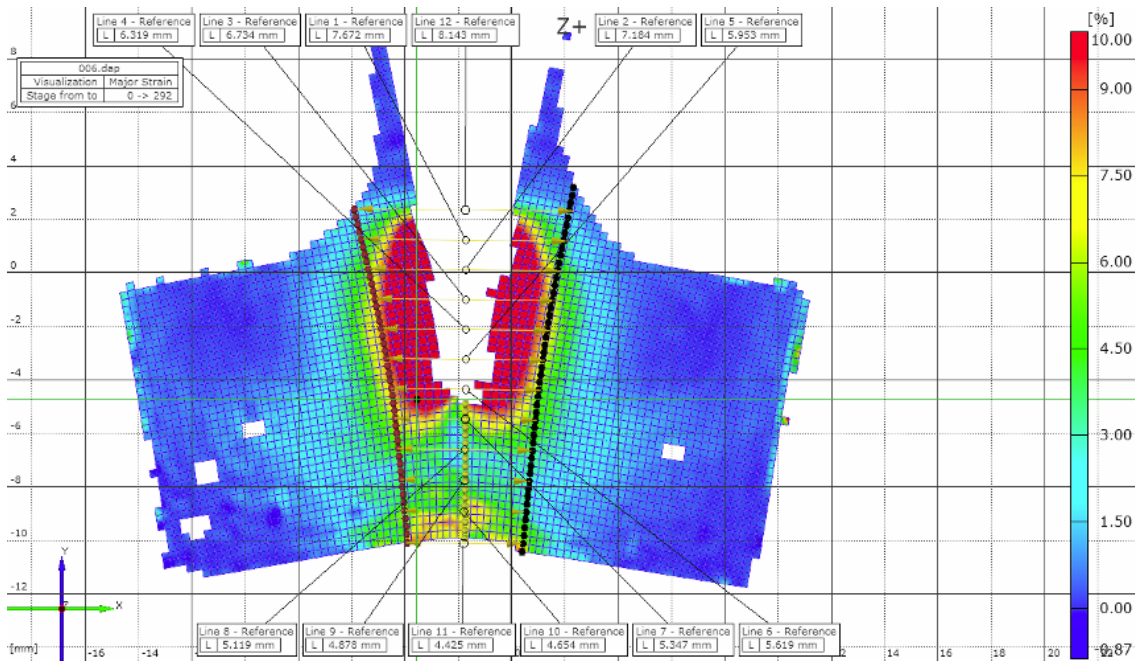
Polje glavnih deformacija za uzorak 1 epruvete od legure S316L neposredno pred lom u koraku 183 je dato na slici 7.8.



Slika 7.8. Polje glavnih deformacija u koraku 183 pred lom epruvete S316L / 1

Polje glavnih deformacija za uzorak 2 epruvete od legure S316L neposredno pred lom u koraku 292 je dato na slici 7.9.





Slika 7.9. Polje glavnih deformacija u koraku 292 pred lom epruvete S316L / 2

Sa dijagrama se vidi da je su najveće deformacije upravo u samoj okolini vrha prsline i u pravcu njenog rasta, što je i očekivano. Takođe, poređenjem polja deformacija na prikazanim dijagramima u trenutku otvaranja vrha prsline i u trenutku neposredno pre loma epruvete, može se zaključiti da je došlo do znatne promene naponskog stanja u materijalu.

Tipičan izgled prelomnih površina polomljenih epruveta je dat na slici 7.10 .

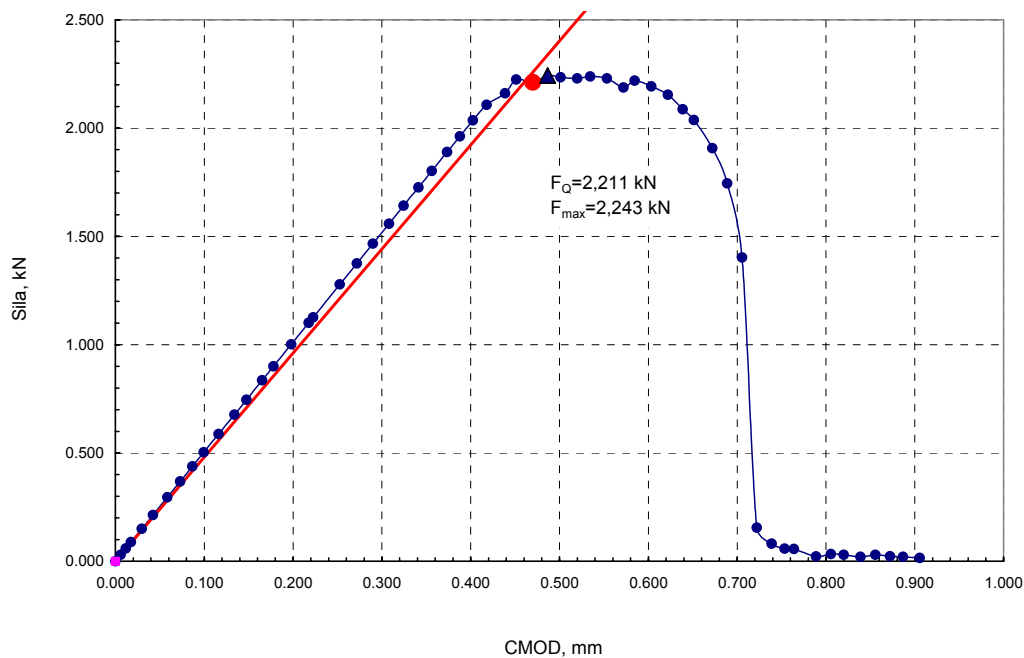


Slika 7.10. Izgled epruvete nakon loma i prelomne površine epruveta S316L

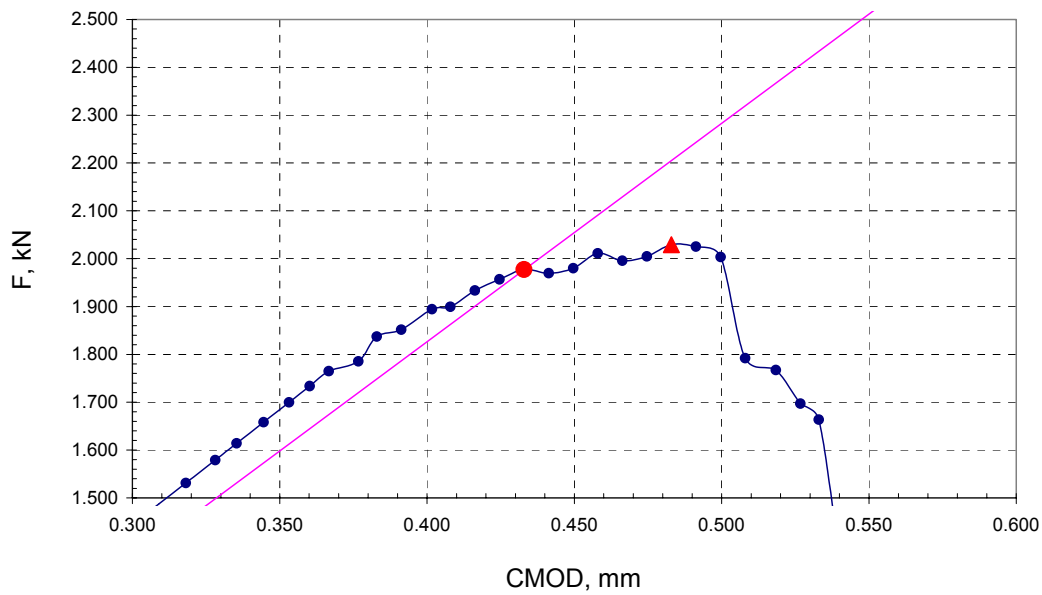
### 7.1.1.2. Prikaz rezultata ispitivanja epruveta izrađenih od titan legure Ti-6Al-4V

Po završetku ispitivanja dobijeni su sledeći rezultati određeni prema standardom definisanim proračunima za tri Ti-6Al-4V epruvete, pri čemu je debljina svake od epruveta 2 mm .

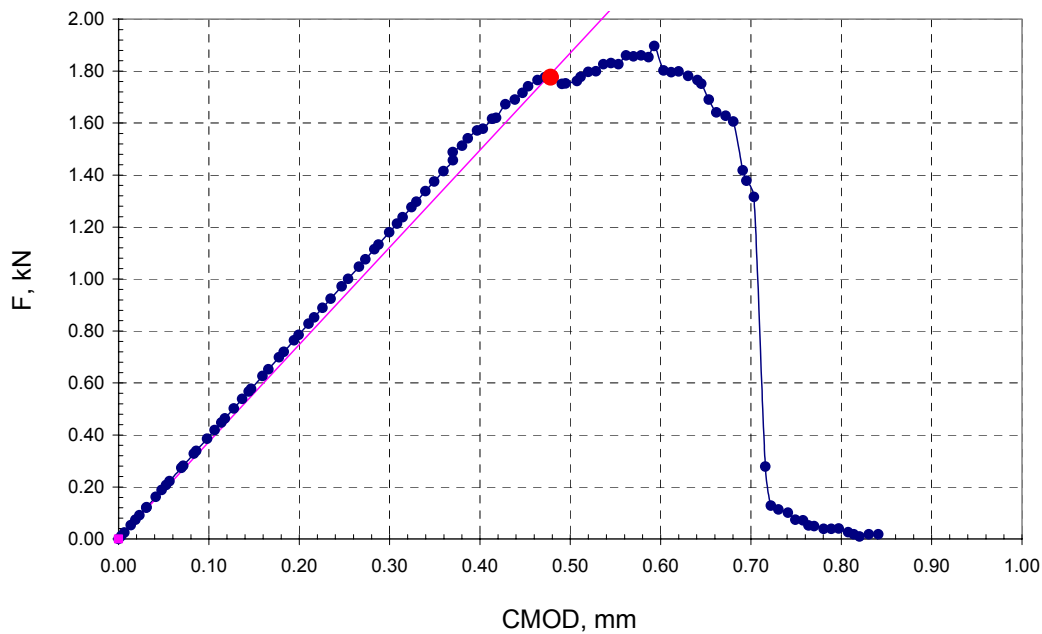
Faktor intenziteta napona  $K_I$  na vrhu zareza se određuje pomoću standardne procedure definisane u prethodnom tekstu, pa su tokom obrade rezultata dobijeni sledeći dijagrami ponašanja materijala tokom loma.



Slika 7.11. Dijagram sila-CMOD za epruvetu Ti-6Al-4V /1



Slika 7.12. Dijagram sila-CMOD za epruvetu Ti-6Al-4V /2



Slika 7.13. Dijagram sila-CMOD za epruvetu Ti-6Al-4V /3

Parametri potrebni za proračun određeni su prema ASTM standardom definisanim proračunima. U tabelama 7.7 , 7.8 i 7.9 redno su prikazani rezultati dobijeni za uzorak 1, uzorak 2 i uzorak 3.

Tabela 7.7. Parametri proračuna određeni za epruvetu Ti-6Al-4V / 1

F <sub>max</sub> , N	F <sub>Q</sub> , N	F <sub>max</sub> /F <sub>Q</sub>	a/W	f(a/W)	B, mm	B <sub>N</sub> , mm	W, mm
2,243	2,211	1.014	0.250	4.925	2	2	20

Tabela 7.8. Parametri proračuna određeni za epruvetu Ti-6Al-4V / 2

F <sub>max</sub> , N	F <sub>Q</sub> , N	F <sub>max</sub> /F <sub>Q</sub>	a/W	f(a/W)	B, mm	B <sub>N</sub> , mm	W, mm
2,029	1,977	1.026	0.250	4.925	2	2	20

Tabela 7.9. Parametri proračuna određeni za epruvetu Ti-6Al-4V / 3

F <sub>max</sub> , N	F <sub>Q</sub> , N	F <sub>max</sub> /F <sub>Q</sub>	a/W	f(a/W)	B, mm	B <sub>N</sub> , mm	W, mm
1,897	1,776	1.068	0.250	4.925	2	2	20

Rezultati izračunatih faktora intenziteta napona prikazani su u tabelama 7.10, 7.11 i 7.12 za svaku od analiziranih epruveta.

Tabela 7.10. Rezultati faktora intenziteta napona za Ti-6Al-4V / 1

Epruveta Ti-6Al-4V			
Faktor intenziteta napona $K_I$ (MPa $\sqrt{m}$ )			Uzorak 1
$K_{Ic}$ , MPa m <sup>0.5</sup>	R <sub>T</sub> , MPa	E, MPa	2,5*(K <sub>Q</sub> / R <sub>p0,2</sub> ) <sup>2</sup> , mm
38.887	926	106,963	4.408
$K_Q$	Ne zadovoljava kriterijum dimenzija		

Tabela 7.11. Rezultati faktora intenziteta napona za Ti-6Al-4V / 2

Epruveta Ti-6Al-4V			
Faktor intenziteta napona $K_I$ (MPa $\sqrt{m}$ )			Uzorak 2
$K_{Ic}$ , MPa m <sup>0.5</sup>	R <sub>T</sub> , MPa	E, MPa	2,5*(K <sub>Q</sub> / R <sub>p0,2</sub> ) <sup>2</sup> , mm
35.256	926	106,963	3.623
$K_Q$	Ne zadovoljava kriterijum dimenzija		

Tabela 7.12. Rezultati faktora intenziteta napona za Ti-6Al-4V / 3

Epruveta Ti-6Al-4V			
Faktor intenziteta napona $K_I$ (MPa $\sqrt{m}$ )			Uzorak 3

$K_{Ic}$ , MPa m <sup>0.5</sup>	$R_T$ , MPa	$E$ , MPa	$2,5*(K_Q/R_{p0,2})^2$ , mm
31.671	926	106,963	2.924
$K_Q$	Ne zadovoljava kriterijum dimenzija		

Analizom prikazanih rezultata jasno je da i u ovom slučaju nije bio zadovoljen kriterijum ravnog stanja deformacija, pa su dobijeni eksperimentalni rezultati parametra  $K_Q$ . Uzevši u obzir da kriterijumi dimenzija pri određivanju kritičnog faktora intenzita napona nisu zadovoljeni, izvršeno je proračunavanje ostalih parametra mehanike loma koje je moguće odrediti primenom standarda BS 7448-3/2005 i ASTM E1820-08.

Dobijeni su sledeći rezultati prikazani u tabeli 7.13.

*Tabela 7.13. Dobijeni parametri mehanike loma*

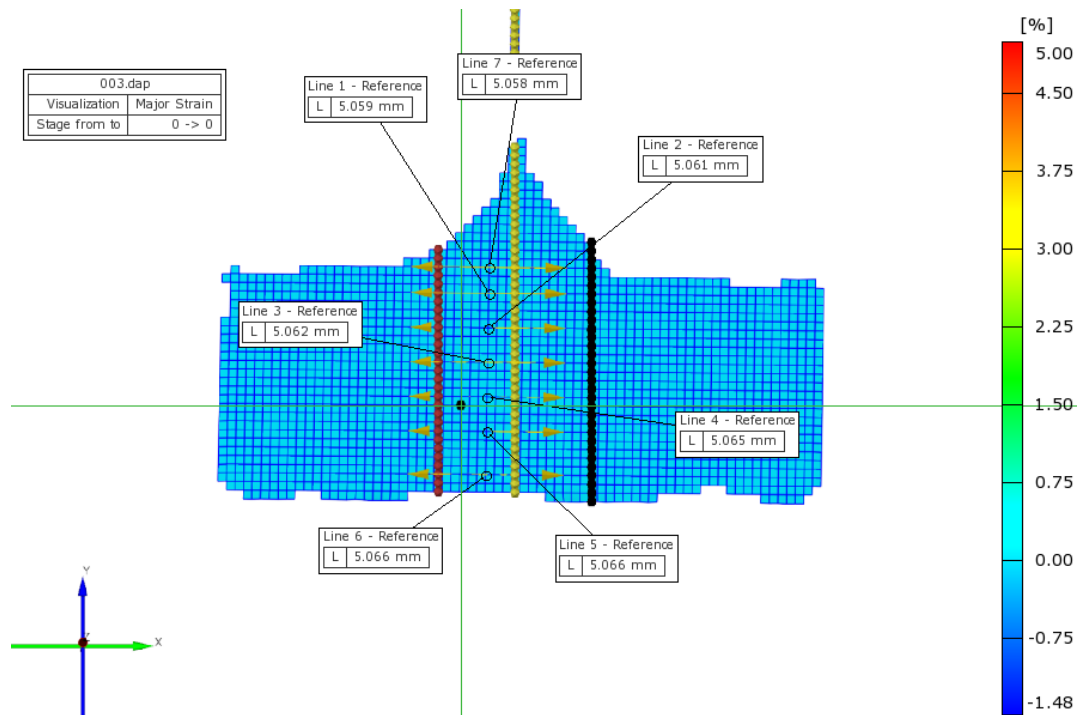
Epruveta Ti-6Al-4V	Fmax N	CMODmax mm	$C_1$ mm/N	At Nmm	Ae Nmm	Ap Nmm
Uzorak 1	2,243	0.487	1.97700E-04	594	497	97
Uzorak 2	2,029	0.483	2.07800E-04	551	428	123
Uzorak 3	1,897	0.593	2.54000E-04	658	457	201

Primenom standardnih procedura dobijaju se sledeći rezultati prikazani u tabeli 7.14.

*Tabela 7.14. Dobijeni rezultati*

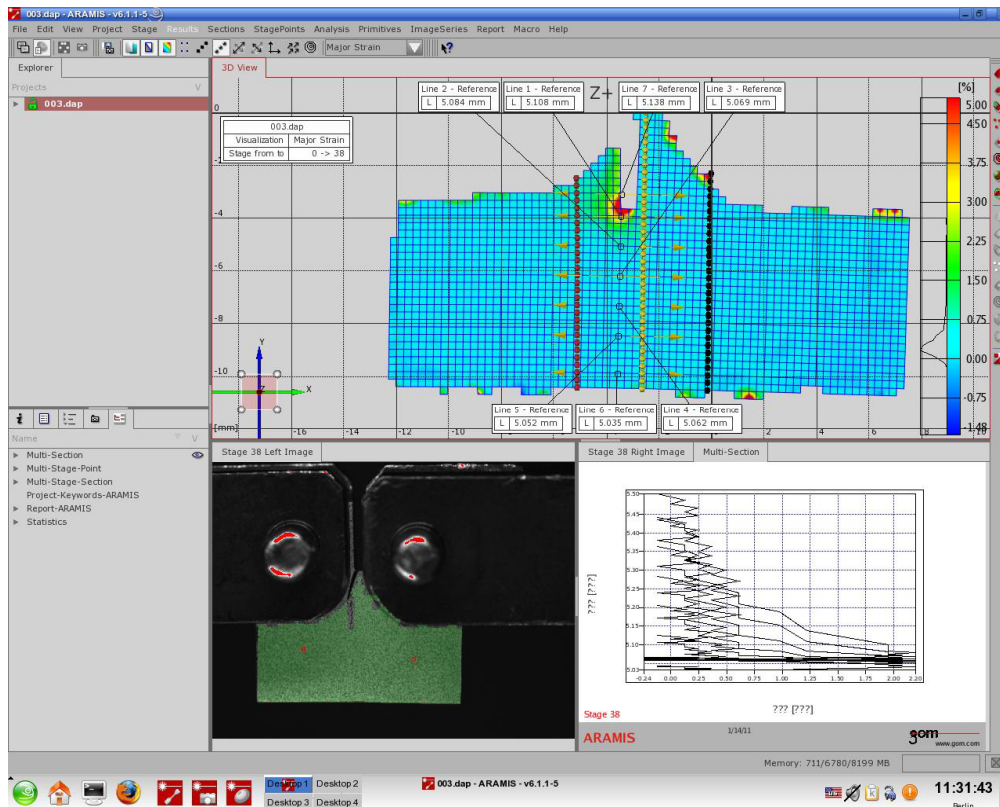
Epruveta Ti-6Al- 4V	BS					ASTM			
	Vp mm	CTODel mm	CTODpl mm	CTODt mm	Jel N/mm	CTODel mm	Jpl N/mm	CTODpl mm	CTODt mm
Uzorak 1	0.044	0.003	0.024	0.027	11.535	0.006	0.460	0.000	0.006
Uzorak 2	0.061	0.003	0.033	0.036	9.439	0.005	0.584	0.000	0.005
Uzorak 3	0.111	0.002	0.061	0.063	8.251	0.004	0.957	0.001	0.005

Na slici 7.14 prikazana je postavka referentnih linija za merenje otvaranja vrha prsline tokom opterećenja, u trenutku početka merenja za epruvetu 2 u početnom koraku 0.



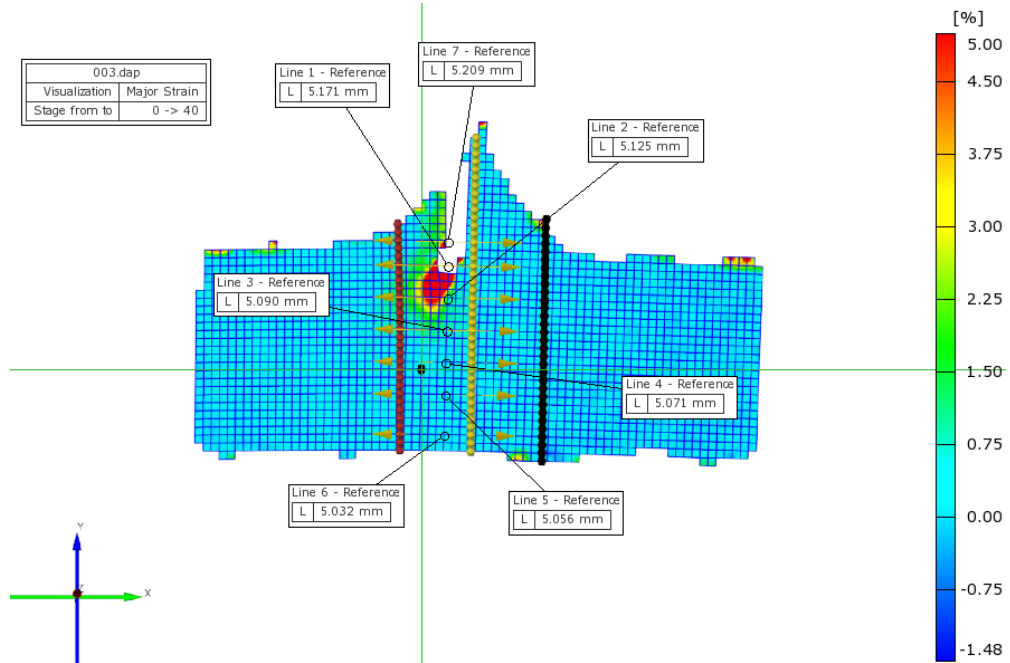
Slika 7.14. Referentne linije za merenje otvaranja prsline epruvete Ti-6Al-4V/ 2

Na slici 7.15 je dat Aramis izveštaj za epruvetu 2 na koraku 38, za koji je analizom rezultata određeno da je trenutak u kome dolazi do otvaranja vrha prsline. Sa prikazanog dijagrama deformacije mogu se uočiti vrednosti CTOD, koje predstavljaju parametar mehanike loma ispitivanog biomaterijala.



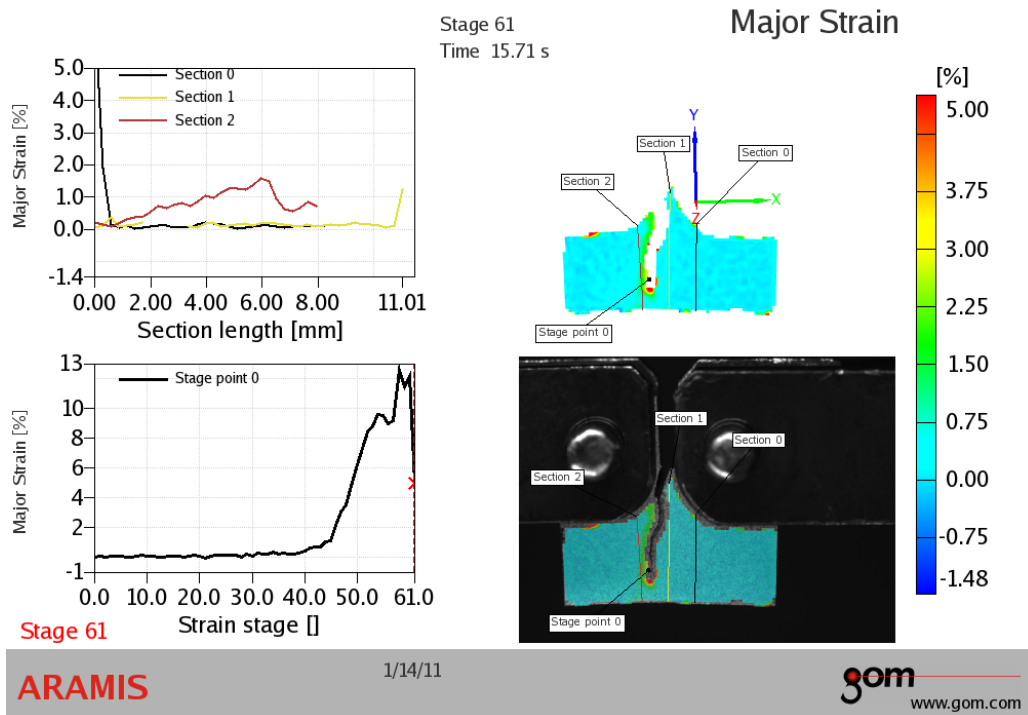
Slika 7.15. Otvaranje vrha prsline u koraku 38 za epruvetu Ti-6Al-4V / 2

Za isti uzorak, polje glavnih deformacija neposredno nakon otvaranja vrha prsline je dato na slici 7.16. Sa slike se jasno uočava da je polje najvećih deformacija oko samog vrha prsline i upravo u pravcu rasta prsline.



Slika 7.16. Polje glavnih deformacija na epruveti neposredno nakon otvaranja prsline

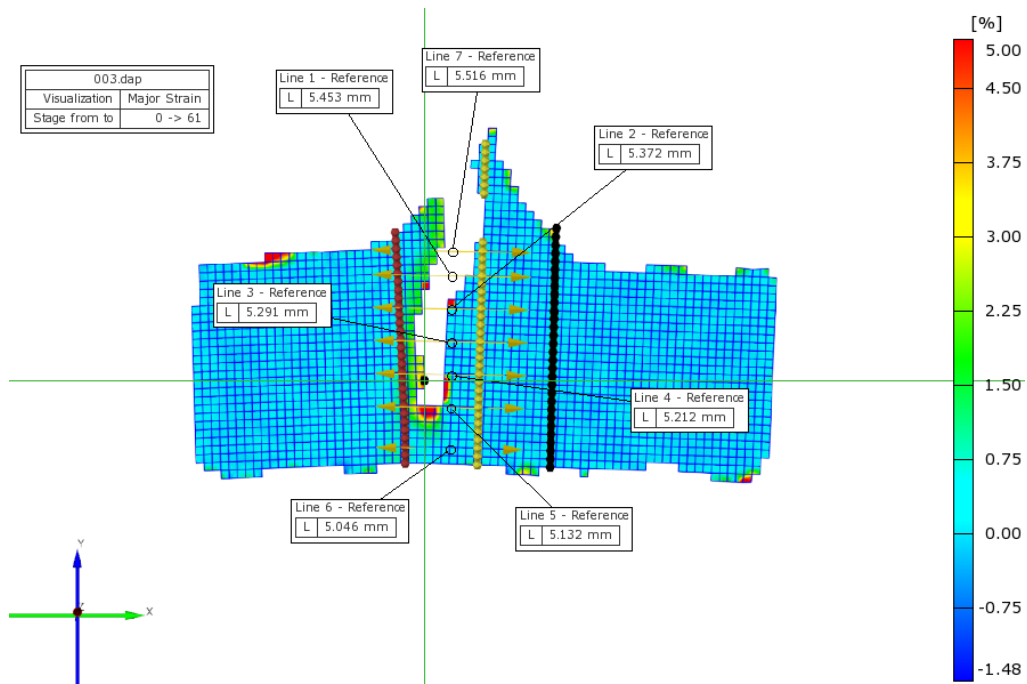
Na slici 7.17 je dat Aramis izveštaj za epruvetu 2 na koraku 61, koji je neposredno pred konačni lom epruvete 1.



Slika 7.17. Softverski izveštaj u koraku 61 pred lom epruvete Ti-6Al-4V / 2

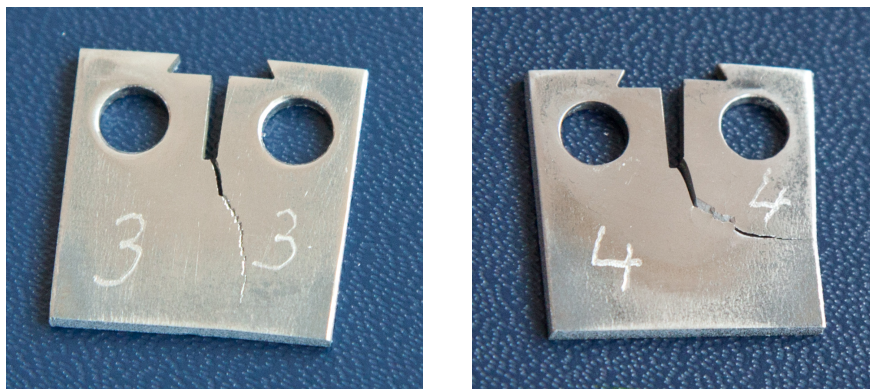


Polje glavnih deformacija u koraku 61 za uzorak 2 epruvete od legure S316L neposredno pred lom je dato na slici 7.18.



Slika 7.18. Polje glavnih deformacija u koraku 61 pred lom epruvete Ti-6Al-4V /2

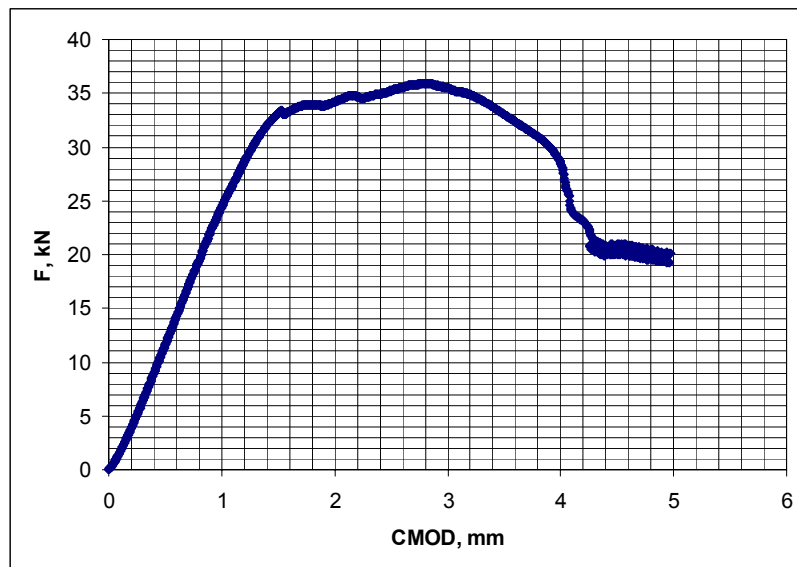
Na slici 7.19 prikazan je uzorak 2 nakon završenih ispitivanja, pa se jasno može videti putanja kuda se kretala prslina tokom rasta kroz ispitivani biomaterijal.



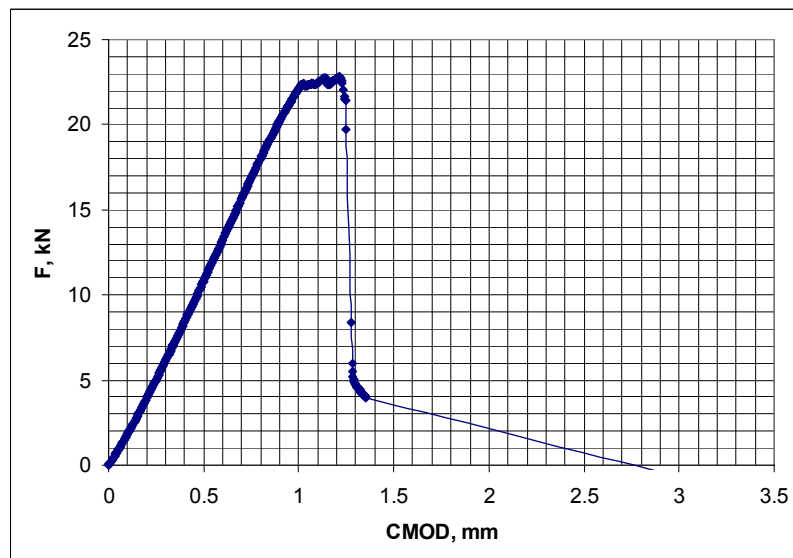
Slika 7.19. Epruvete Ti-6Al-4V nakon završenih ispitivanja

### 7.1.2. Rezultati eksperimentalnih analiza na epruветama sa zarezom

Po završetku ispitivanja dobijeni su dijagrami iz merne akvizicije, pa je na slici 7.20 prikazano ponašanje uzorka 1, a na slici 7.21 prikazani su rezultati za uzorak 2, pri čemu su oba uzorka izrađena od Ti-6Al-4V legure od koje su izrađene bile i epruvete za određivanje žilavosti loma. Tipični dijagrami sila-CMOD dobijeni ovim ispitivanjem nakon obrade rezultata prikazani su na sledećim slikama.

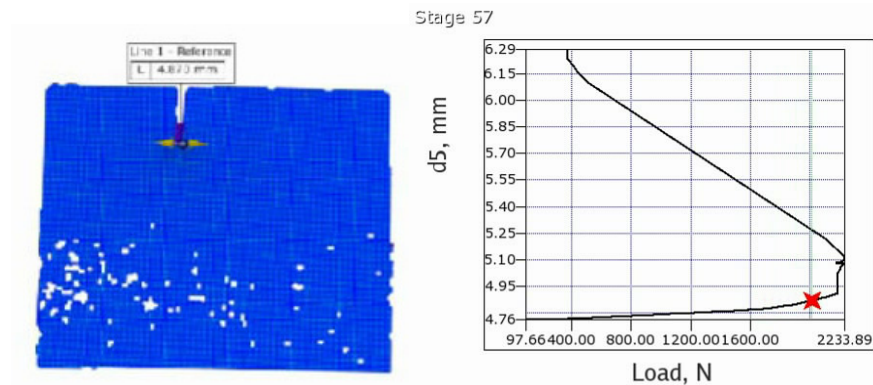


Slika 7.20. Dijagram sila-CMOD za epruветu 1



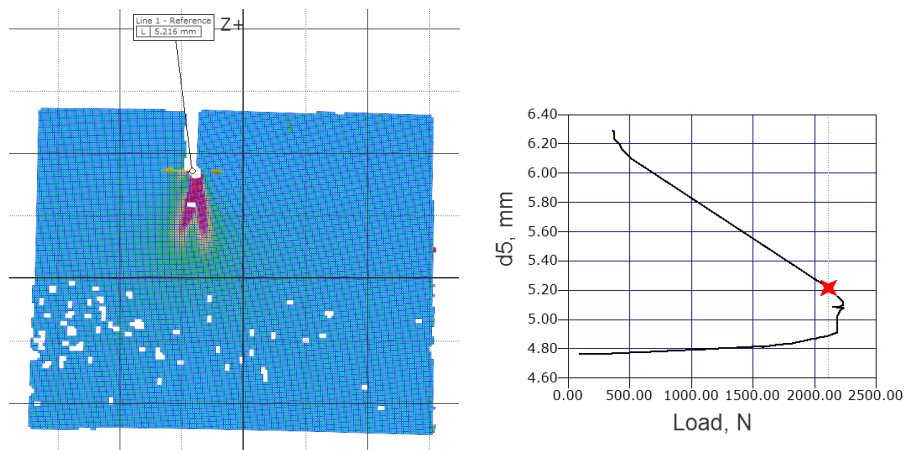
Slika 7.21. Dijagram sila-CMOD za epruветu 2

Na slici 7.22 je dat Aramis izveštaj na koraku 57, koji je neposredno pred otvaranje vrha prsline. Za nastavak obrade podataka, poput filterovanja ili interpolacije, ukoliko je potrebna, se mogu koristiti razni softverski alati.



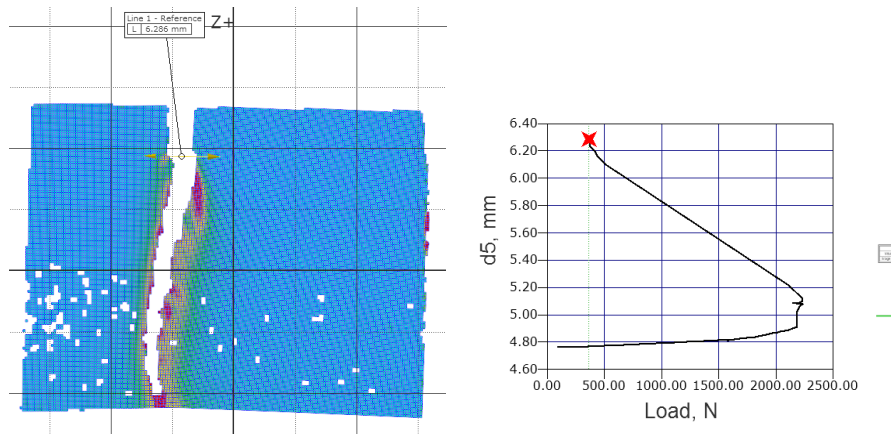
Slika 7.22. Aramis izveštaj za primenjenu silu od 2200 N na koraku 57

Rezultati ovog istraživanja pokazuju polje glavnih deformacija pri zateznom opterećenju koje deluje na epruvetu tokom otvaranja vrha prsline, njenog rasta i loma. Polje glavnih deformacija za epruvetu od legure titana je dato na slici 7.23.



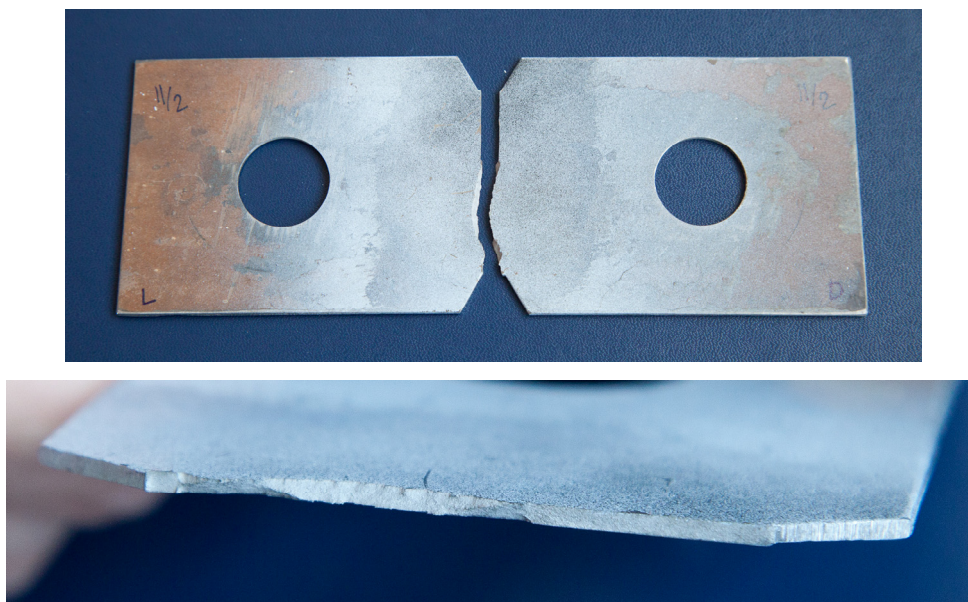
Slika 7.23. Polje glavnih deformacija za epruvetu od legure titana

Rezultati pokazuju da je dejstvo sile od 2200 N bilo dovoljno za lom usled zamora legura titana koje se koriste u biomedicini. Nakon toga, otkaz epruvete se desio prilikom dejstva sile od 490 N, što je prikazano na slici 7.24.



Slika 7.24. Polje glavnih deformacija za epruvetu u koraku loma

Izgled epruvete za ispitivanje nakon loma, kao i prelomne površine prikazan je na slici 7.25.



Slika 7.25. Izgled epruvete i prelomne površine nakon loma

### 7.1.3. Rezultati eksperimentalnih analiza na implantima kuka

Cilj ovog ispitivanja je eksperimentalni pregled ponašanja proteze kuka pod definisanim opterećenjem sa tačke gledišta mehanike.

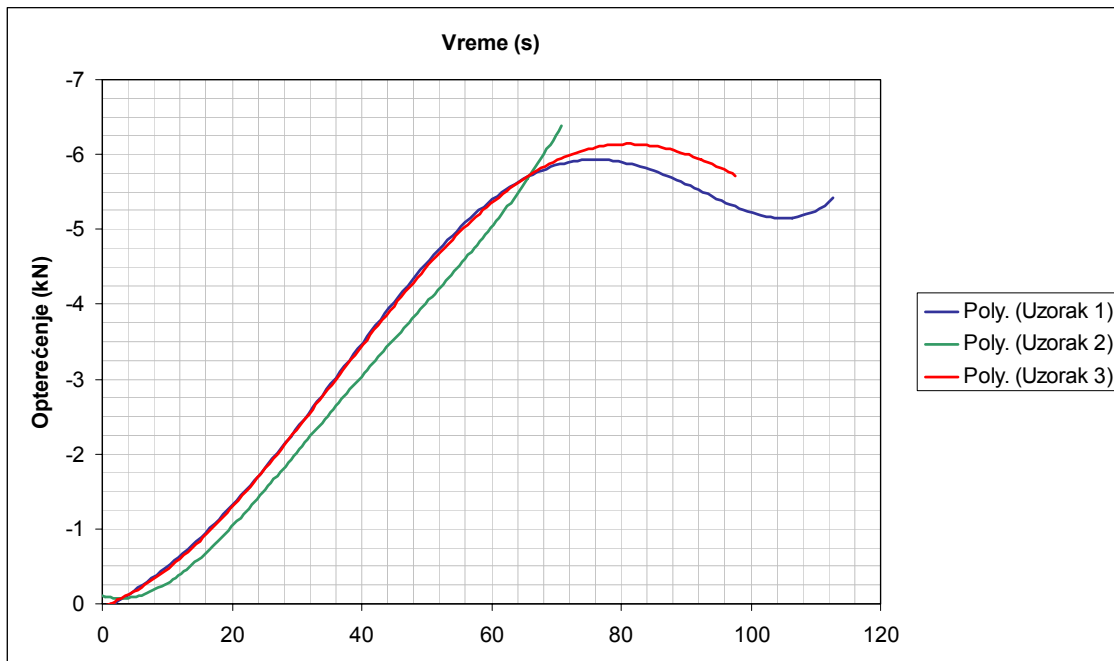
Tokom laboratorijskog testiranja su simulirana tri različita uslova opterećenja implanta, u zavisnosti od brzine priraštaja sile u vremenu i to 0.01 kN/s, 0.05 kN/s i 0.1 kN/s. Za svaki od tri izabrana uzorka urađene su po tri simulacije, kao što je opisano, tako da je ukupno izvedeno devet različitih merenja na uzorcima proteza kuka. U tabeli 7.15 prikazane su karakteristike merenja za ispitivane uzorke.

*Tabela 7.15. Definisane karakteristike merenja*

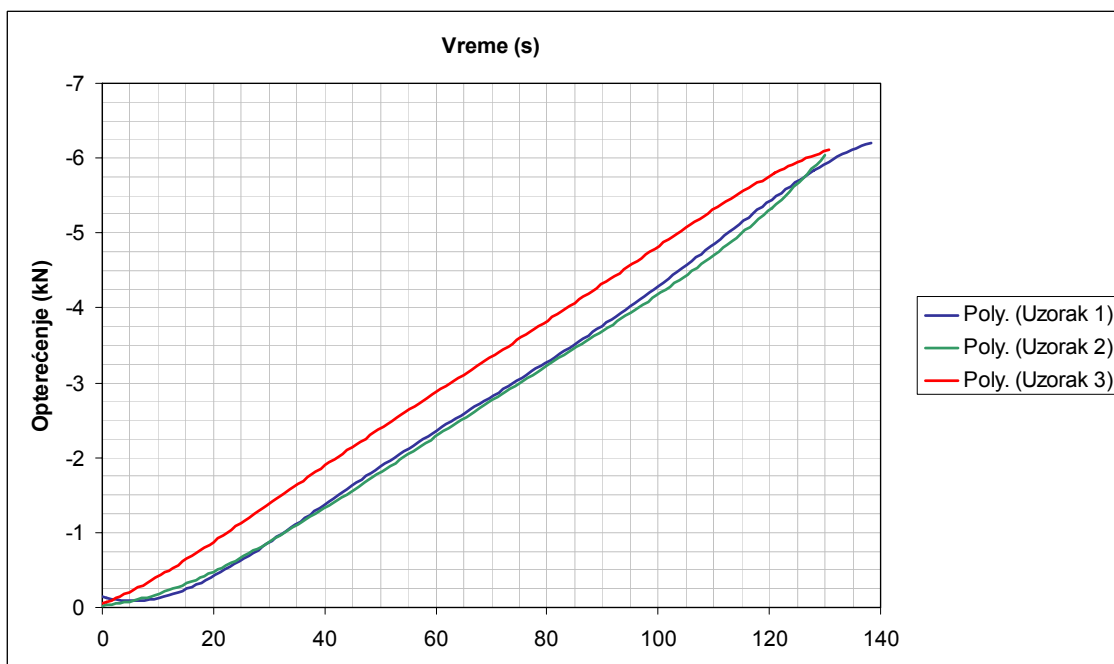
<b>Uzorak I / II / III</b>	Početno opterećenje	Ograničenje opterećenja	Priraštaj opterećenja	Trajanje merenja
Merenje 1	- 0.1 KN	- 6 KN	- 0.1 KN/s	60 s
Merenje 2	- 0.1 KN	- 6 KN	- 0.05 KN/s	120 s
Merenje 3	- 0.1 KN	- 6 KN	- 0.01 KN/s	600 s

Mašina za testiranje HB250 koja je korišćena tokom ispitivanja koristi digitalizovani sistem za akviziciju podataka, pa se automatski nakon merenja dobijaju dijagrami opterećenja u vremenu, odnosno F – t dijagrami. Tokom ispitivanja su beležene sile i hod, pa se nakon završenih analiza mogu očitati i dijagrami zavisnosti između opterećenja i pomeranja, kao i dijagrami zavisnosti pomeranja u vremenu.

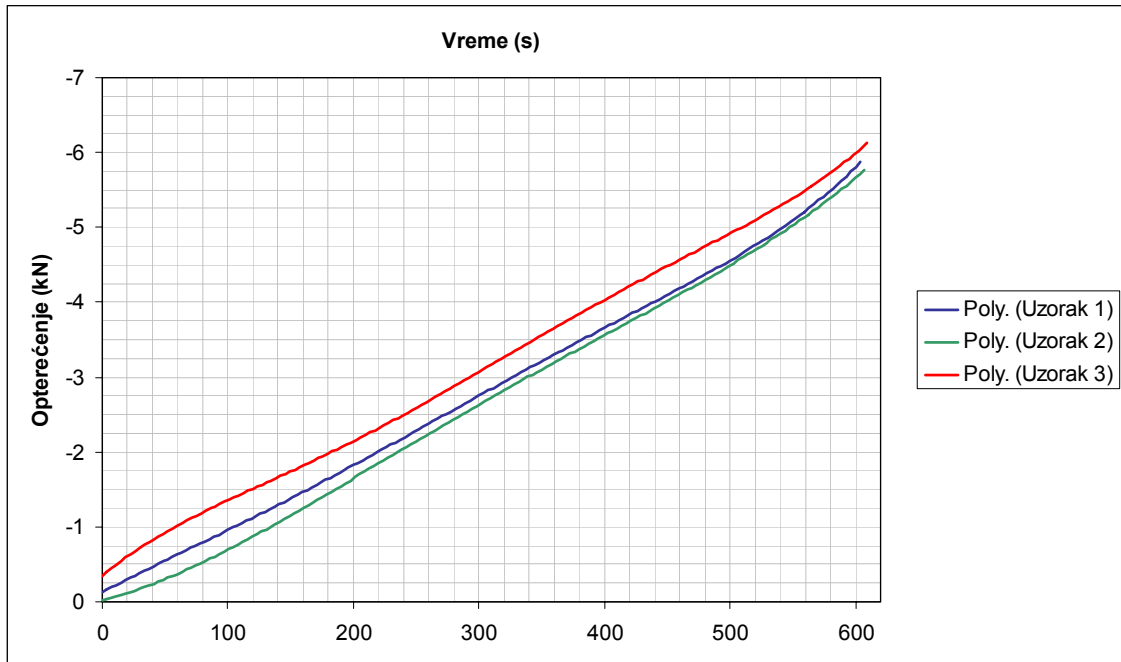
Na sledećim dijagramima su zbirno prikazani rezultati rezultati za tri merenja, pri čemu su upoređeni rezultati za različite uzorke dobijeni za isto definisane karakteristike merenja. Na dijagramu na slici 7.26 prikazani su rezultati za merenja sa priraštajem opterećenja od - 0.1 KN/s, na dijagramu na slici 7.27 prikazani su rezultati za merenja sa priraštajem opterećenja od - 0.05 KN/s, a na dijagramu na slici 7.28 prikazani su rezultati za merenja sa priraštajem opterećenja od - 0.01 KN/s.



Slika 7.26. Zbirni rezultati merenja za priraštaj opterećenja  $-0.1 \text{ kN/s}$  (sila/vreme)

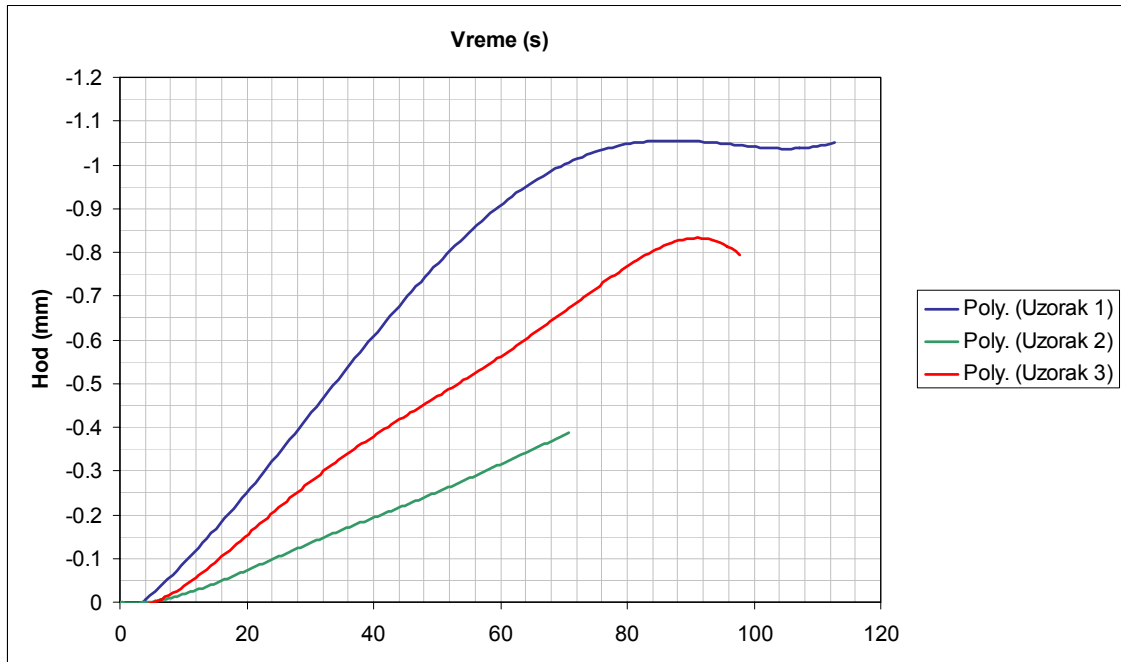


Slika 7.27. Zbirni rezultati merenja za priraštaj opterećenja  $-0.05 \text{ kN/s}$  (sila/vreme)

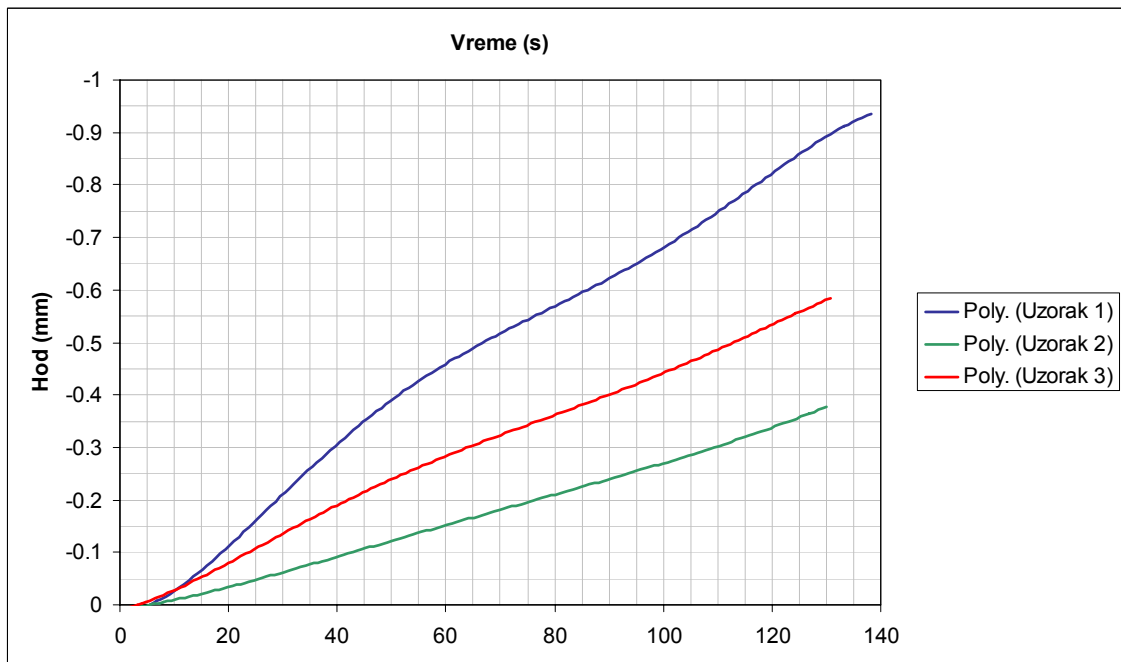


Slika 7.28. Zbirni rezultati merenja za priraštaj opterećenja  $-0.01 \text{ KN/s}$  (sila/vreme)

Dijagrami promene pomeranja po vremenu prikazani su zbirno po definisanim uslovima ispitivanja, za karakteristike merenja jedan, dva i tri. Na dijagramu na slici 7.29 prikazani su rezultati za merenja sa priraštajem opterećenja od  $-0.1 \text{ KN/s}$ , na dijagramu na slici 7.30 prikazani su rezultati za merenja sa priraštajem opterećenja od  $-0.05 \text{ KN/s}$ , a na dijagramu na slici 7.31 prikazani su rezultati za merenja sa priraštajem opterećenja od  $-0.01 \text{ KN/s}$ .

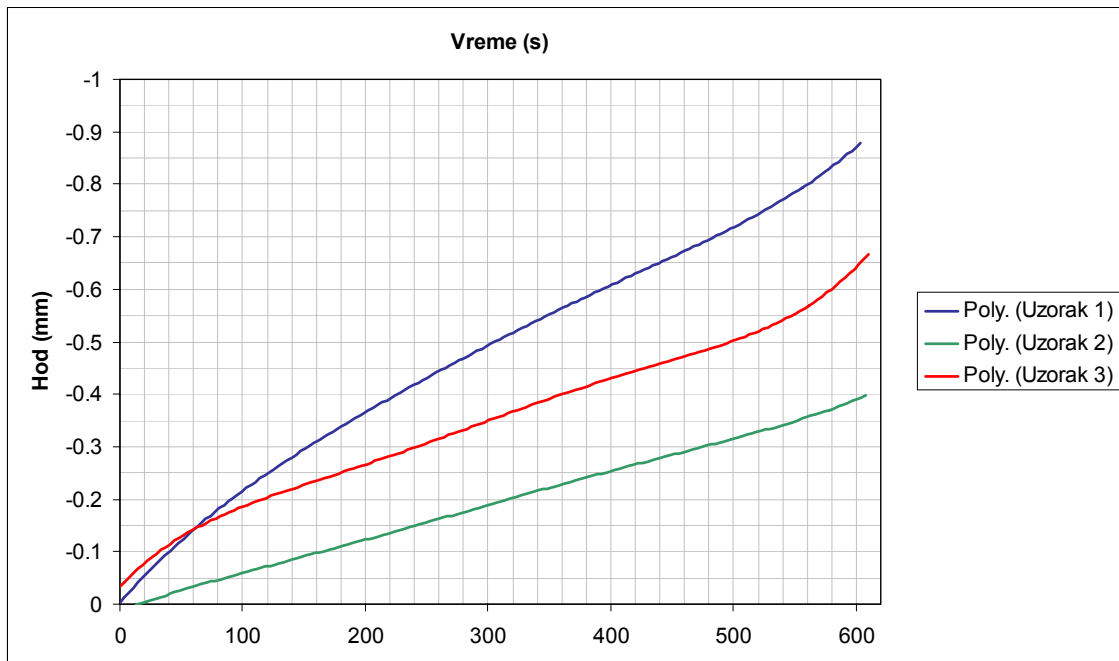


Slika 7.29. Zbirni rezultati merenja za priraštaj opterećenja  $-0.1 \text{ KN/s}$  (pomeranje/vreme)



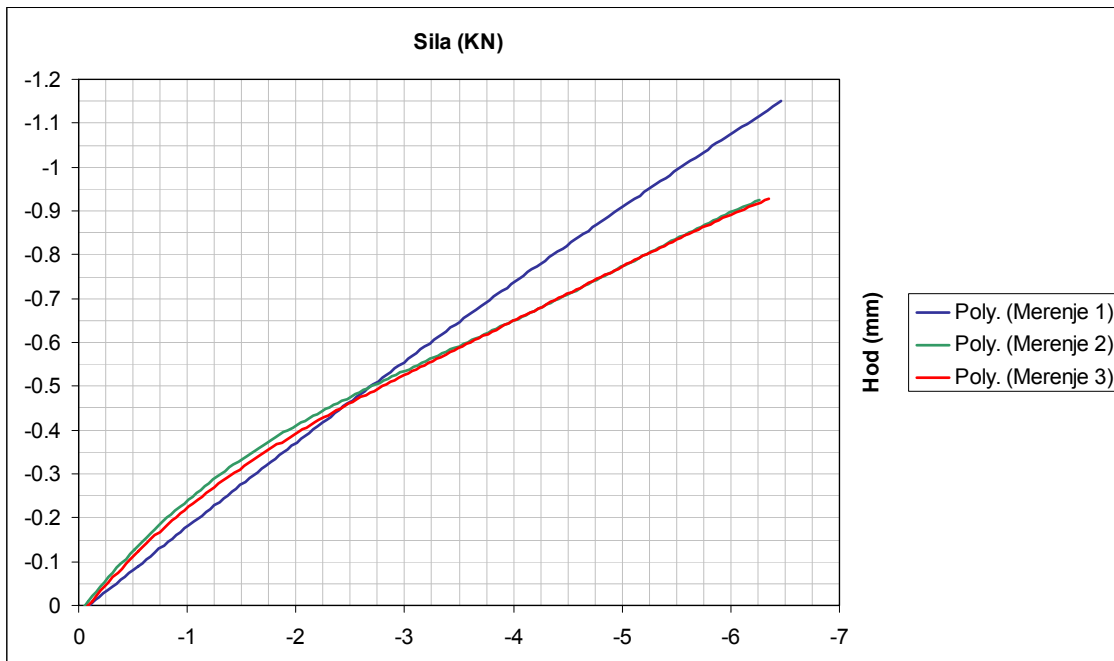
Slika 7.30. Zbirni rezultati merenja za priraštaj opterećenja  $-0.05 \text{ KN/s}$  (pomeranje/vreme)



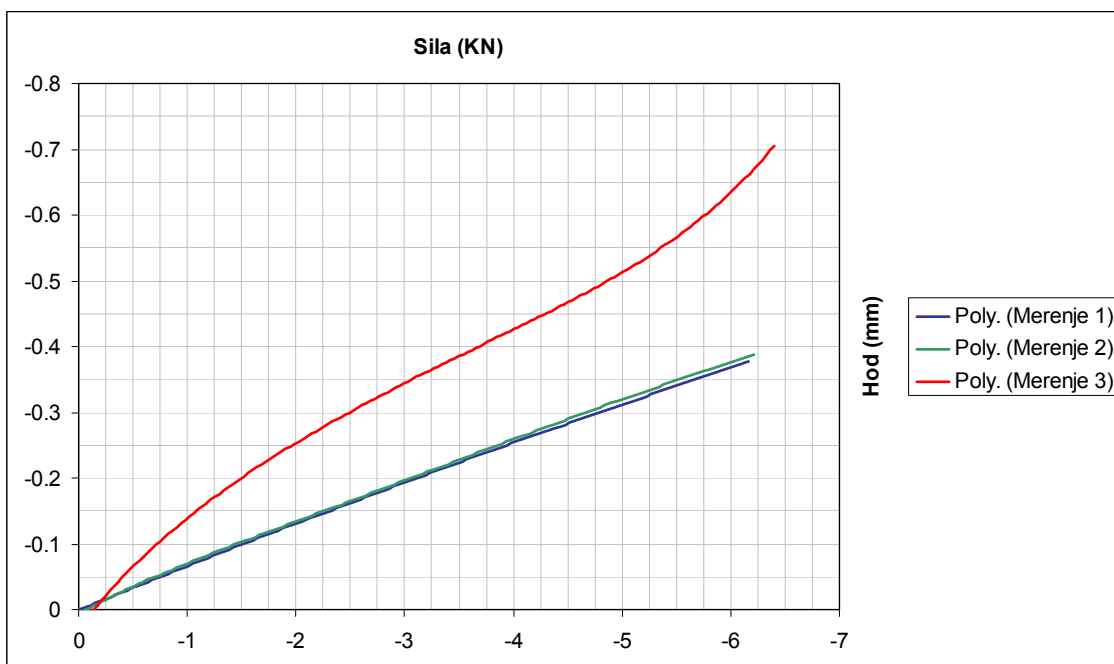


Slika 7.31. Zbirni rezultati merenja za priraštaj opterećenja  $-0.01 \text{ KN/s}$  (pomeranje/vreme)

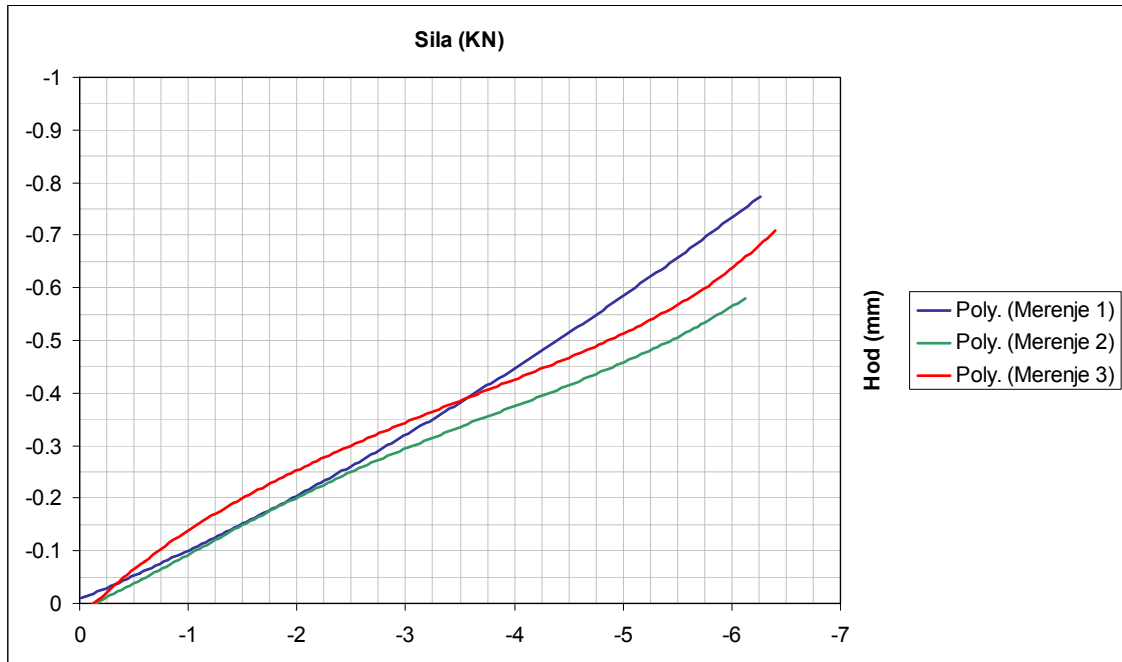
Rezultati na kojima je moguće pratiti ponašanje istog uzorka za tri različita priraštaja opterećenja prikazani su na dijagramima sile i pomeranja. Na dijagramu na slici 7.32 prikazani su rezultati merenja za ispitivani uzorak 1, na dijagramu na slici 7.33 prikazani su rezultati merenja za ispitivani uzorak 2, a na dijagramu na slici 7.34 prikazani su rezultati merenja za ispitivani uzorak 3.



Slika 7.32. Zbirni dijagram sila-pomeranje za uzorak 1 (sva tri merenja)



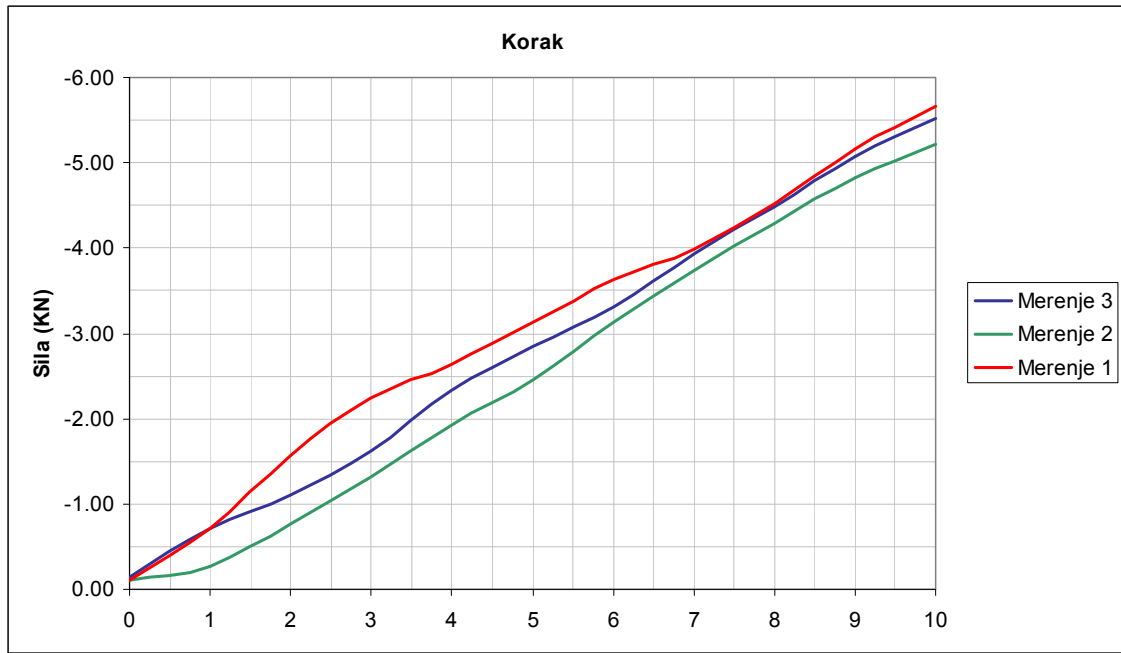
Slika 7.33. Zbirni dijagram sila-pomeranje za uzorak 2 (sva tri merenja)



Slika 7.34. Zbirni dijagram sila-pomeranje za uzorak 3 (sva tri merenja)

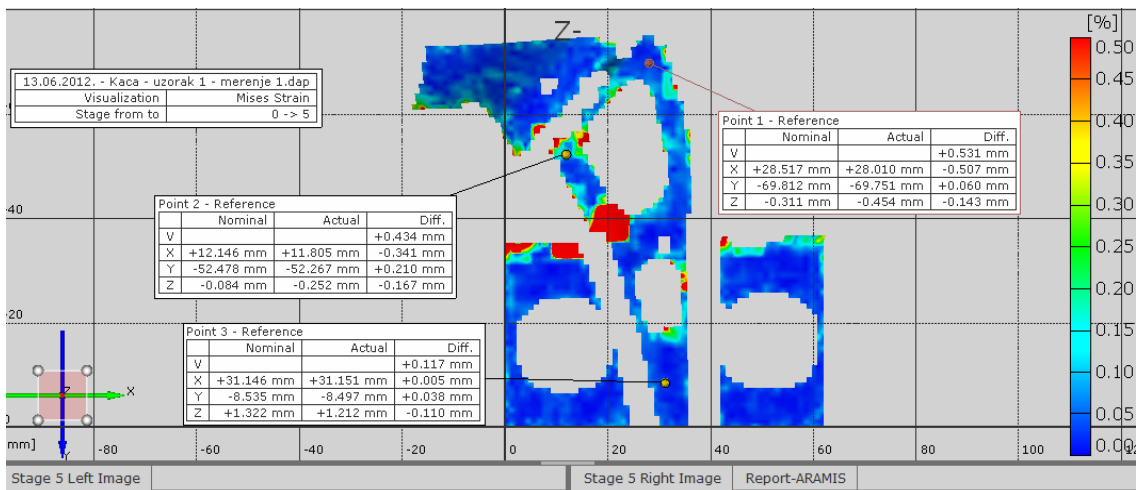
Tokom eksperimentalnih ispitivanja mehaničko ponašanje implanata praćeno je sistemom za trodimenzionalno optičko merenje, tako da su optičkom metodom izmerene promene polja deformacije i polja pomeranja na uzorcima. Nakon toga rezultati su obrađeni u softverskom paketu Aramis i dobijeni su dijagrami polja deformacija i pomeranja u svakom izabranom koraku. Izabrano je 11 koraka po svakom merenju, pri čemu se u koraku 0 uvek prikazuje neopterećeno stanje u materijalu, odnosno na uzorku. Tokom opterećenja uzoraka, polje pomeranja i deformacija praćeno je kroz ukupno 10 izabranih koraka, a korak 11 predstavlja trenutak rasterećenog stanja u materijalu. Izabrano je da se prati i rasterećeno stanje, kako bi se analiziralo i definisalo stanje u materijalu, odnosno na implantu nakon ispitivanja.

Promena zadatog opterećenja kroz definisane korake merenja prikazana je na dijagramu na slici 7.35 za uzorak 1, zbirno za sva tri slučaja priraštaja opterećenja.

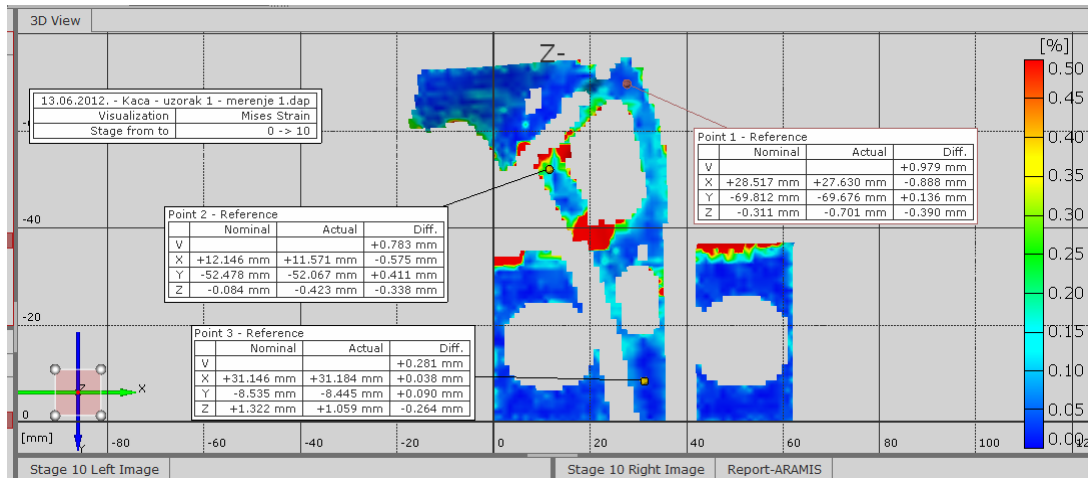


Slika 7.35. Promena opterećenja po definisanim koracima za uzorak 1

Polje glavnih deformacija snimljeno za uzorak 1 prikazano je za korak 5, pri zadatom opterećenju od -3.14 kN i za korak 10, pri zadatom opterećenju od -5.67 kN, a za tip merenja 1, definisan priraštajem opterećenja od - 0.1 kN/s, slika 7.36 i 7.37.

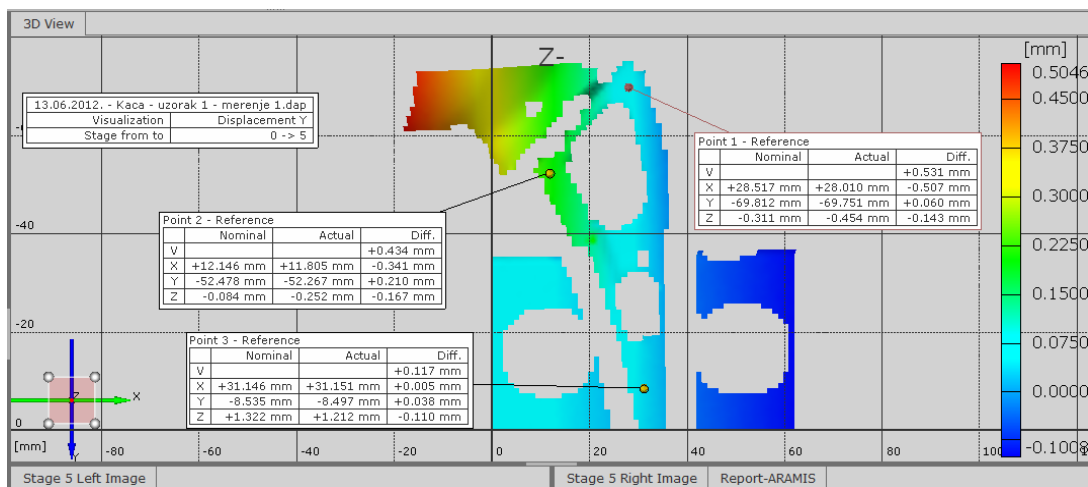


Slika 7.36. Polje glavnih deformacija na koraku 5 za uzorak 1

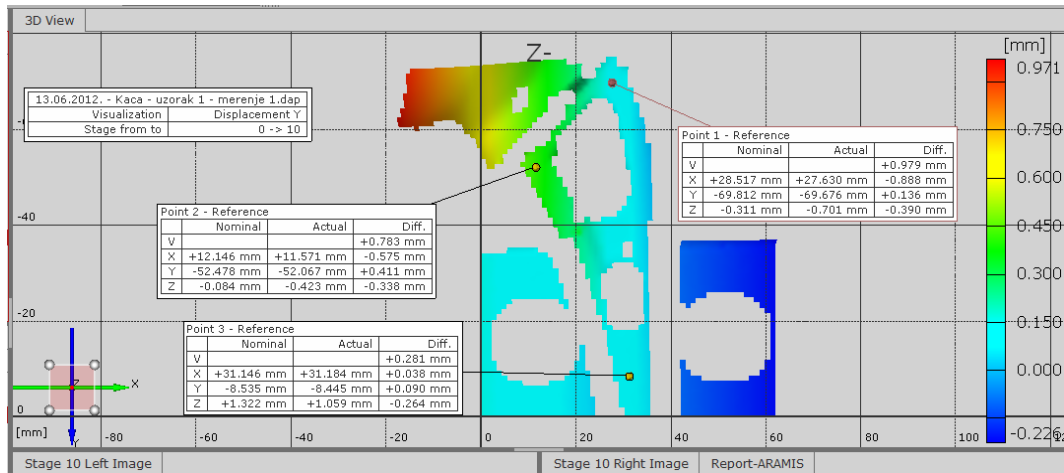


Slika 7.37. Polje glavnih deformacija na koraku 10 za uzorak 1

Polje pomeranja snimljeno za uzorak 1 prikazano je za korak 5, pri zadatom opterećenju od -3.14 kN i za korak 10, pri zadatom opterećenju od -5.67 kN, a za tip merenja 1, definisan priraštajem opterećenja od - 0.1 KN/s, slika 7.38 i 7.39.

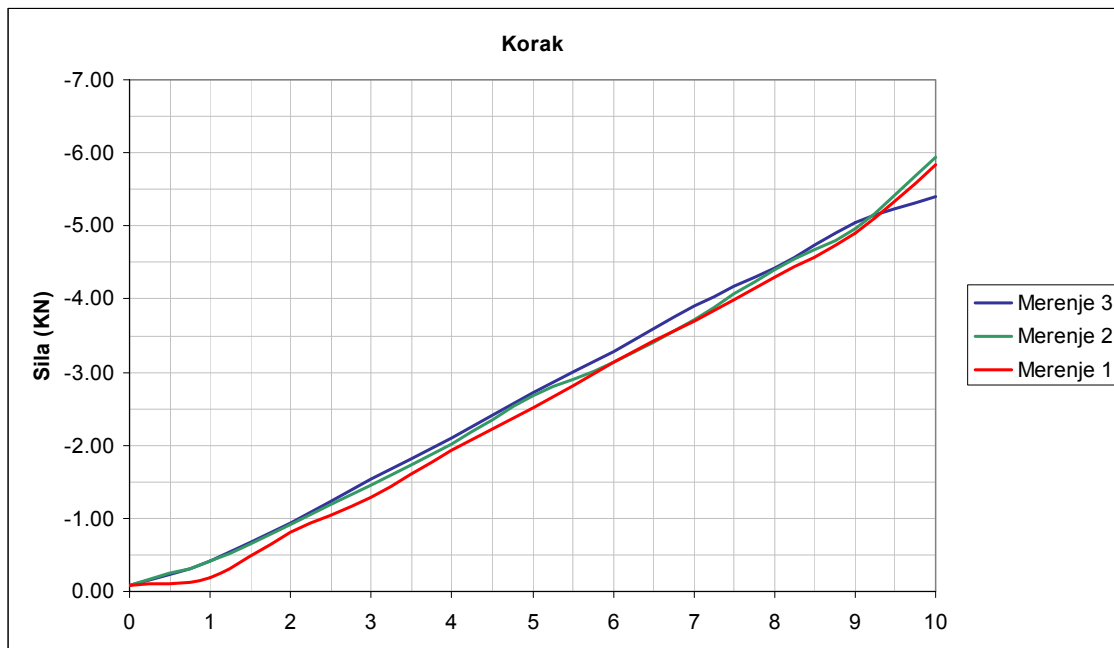


Slika 7.38. Polje pomeranja na koraku 5 za uzorak 1



Slika 7.39. Polje pomeranja na koraku 10 za uzorak 1

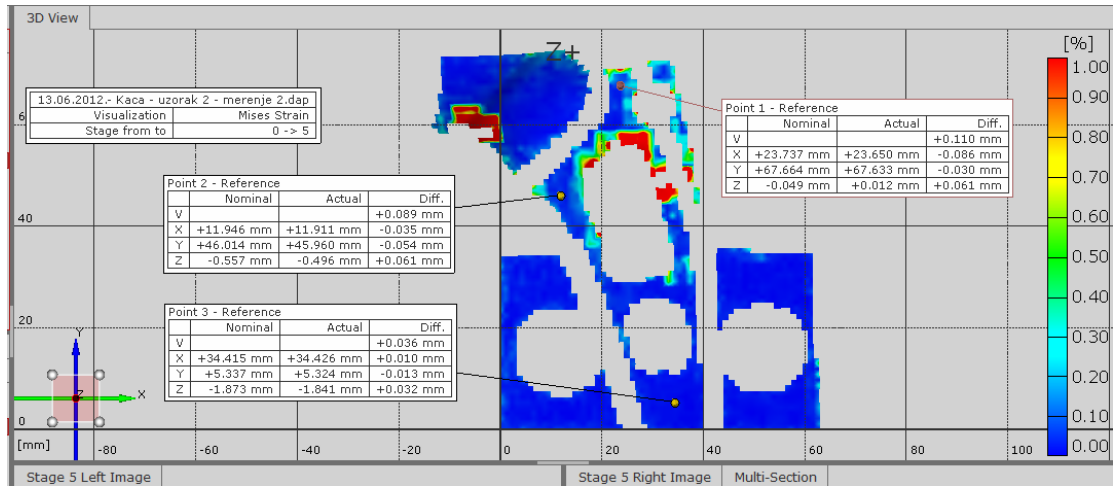
Na dijagramu na slici 7.40 prikazana je promena zadatog opterećenja kroz definisane korake merenja za uzorak 2, zbirno za sva tri slučaja priraštaja opterećenja.



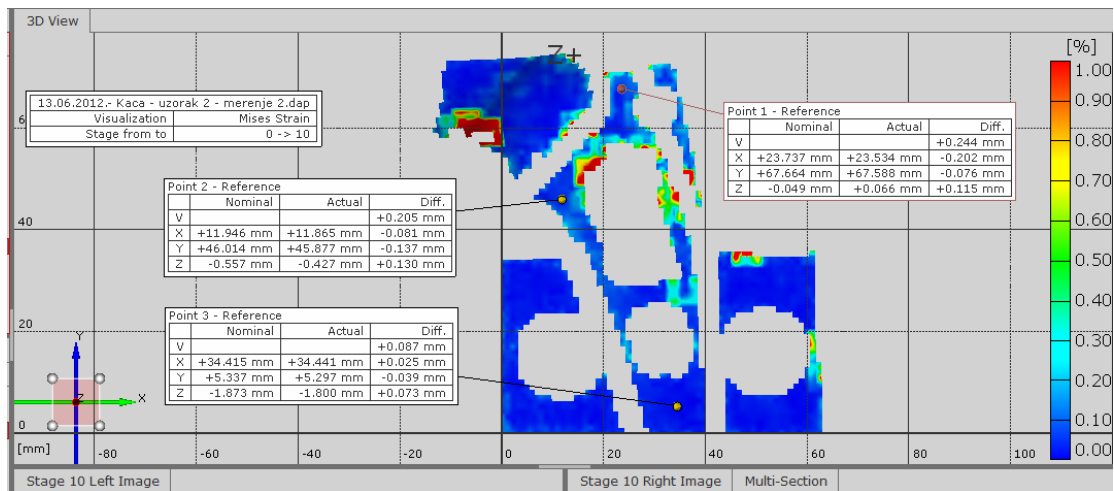
Slika 7.40. Promena opterećenja po definisanim koracima za uzorak 2

U cilju prikaza i poređenja rezultata koji su dobijeni za različite priraštaje opterećenja po vremenu, na sledećim dijagramima dati su dobijeni rezultati za definisano merenje 2 sa priraštajem od - 0.01 KN/s urađeno na uzorku 2, a za

izabrane korake 5 i 10 definisane u softveru za trodimenzionalno merenje deformacija. Rezultati prikazuju polje deformacija u trenutku kada je vrednost opterećenja bila -2.67 kN u koraku 5 i -5.95 kN u koraku 10 i prikazani su na slikama 7.41 i 7.42.

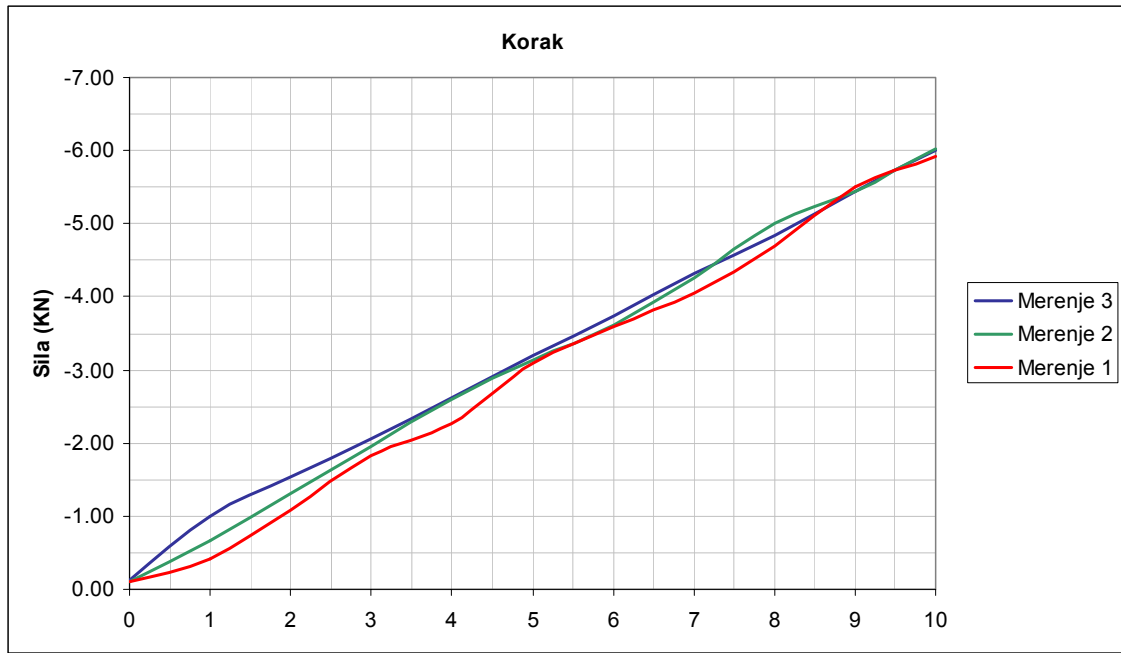


Slika 7.41. Polje glavnih deformacija na koraku 5 za uzorak 2



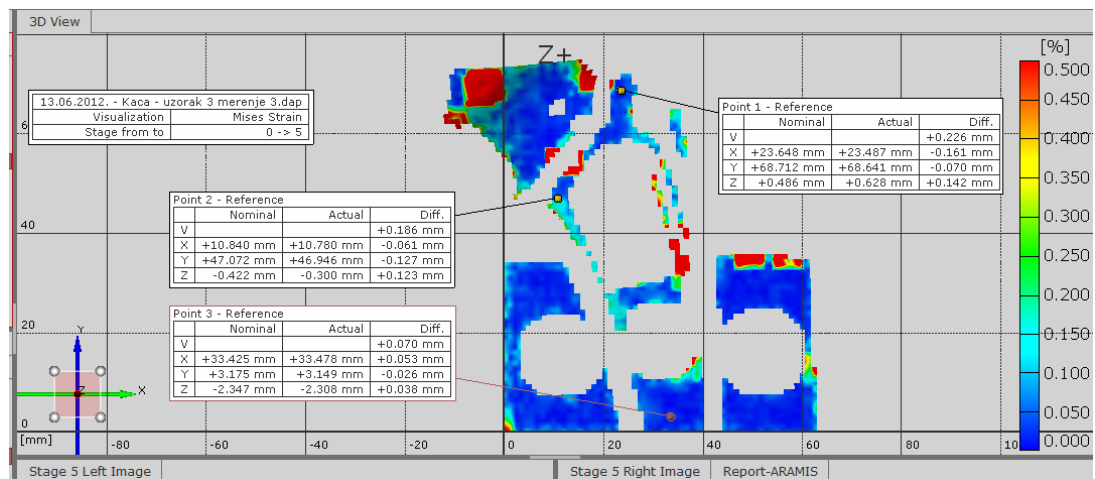
Slika 7.42. Polje glavnih deformacija na koraku 10 za uzorak 2

Na dijagramu na slici 7.43 prikazana je promena zadatog opterećenja kroz definisane korake merenja za uzorak 3, zbirno za sva tri slučaja priraštaja opterećenja.



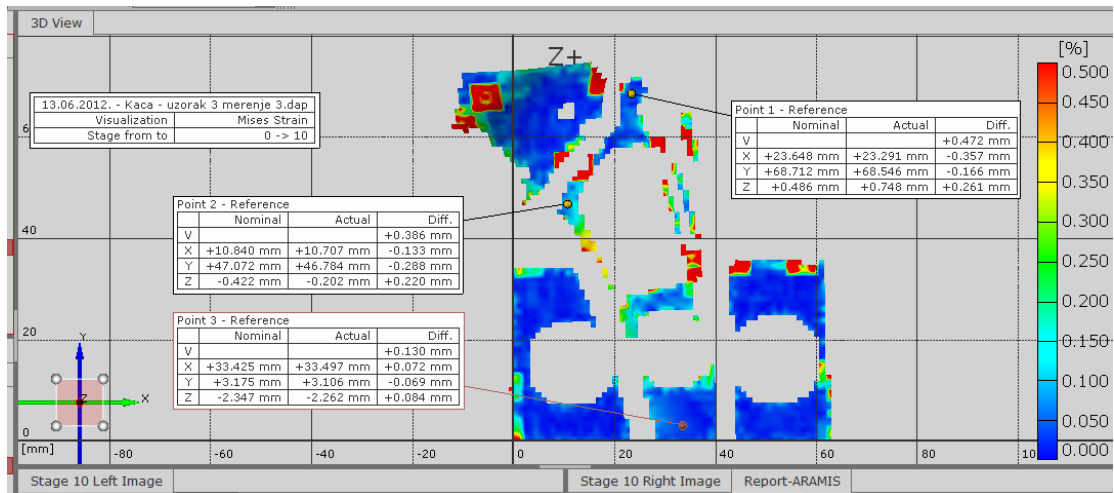
Slika 7.43. Promena opterećenja po definisanim koracima za uzorak 3

Rezultati ispitivanja za uzorak 3 prikazani su za definisano merenje 3 sa priraštajem od - 0.01 kN/s i za izabrane korake 5 i 10 definisane u softveru za trodimenzionalno merenje deformacija. Rezultati prikazuju polje deformacija u trenutku kada je vrednost opterećenja bila -3.20 kN u koraku 5 i -6.00 kN u koraku 10 i prikazani su na slikama 7.44 i 7.45.



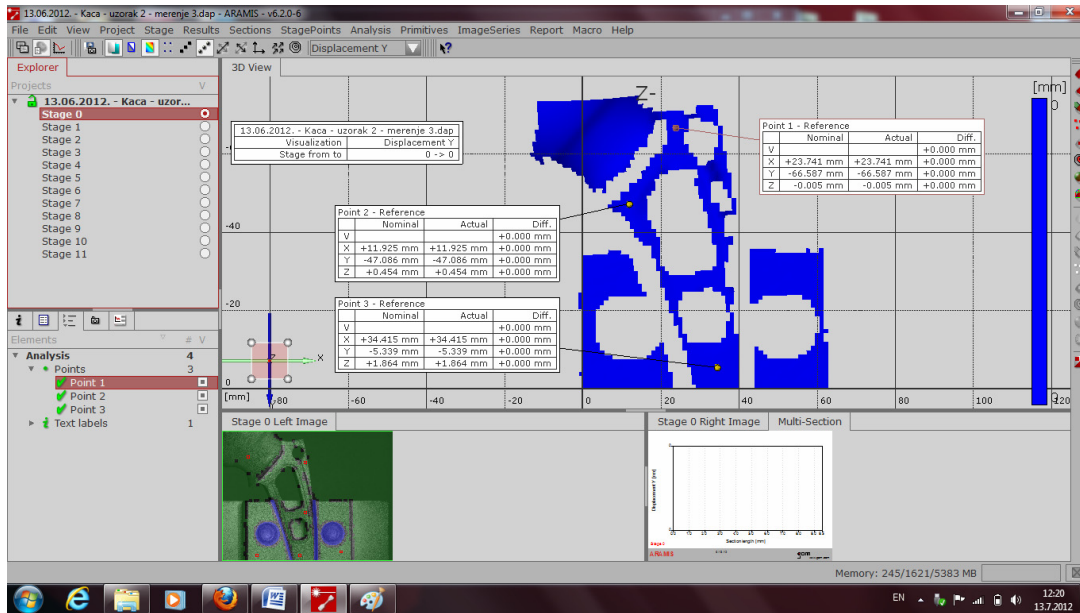
Slika 7.44. Polje glavnih deformacija na koraku 5 za uzorak 3



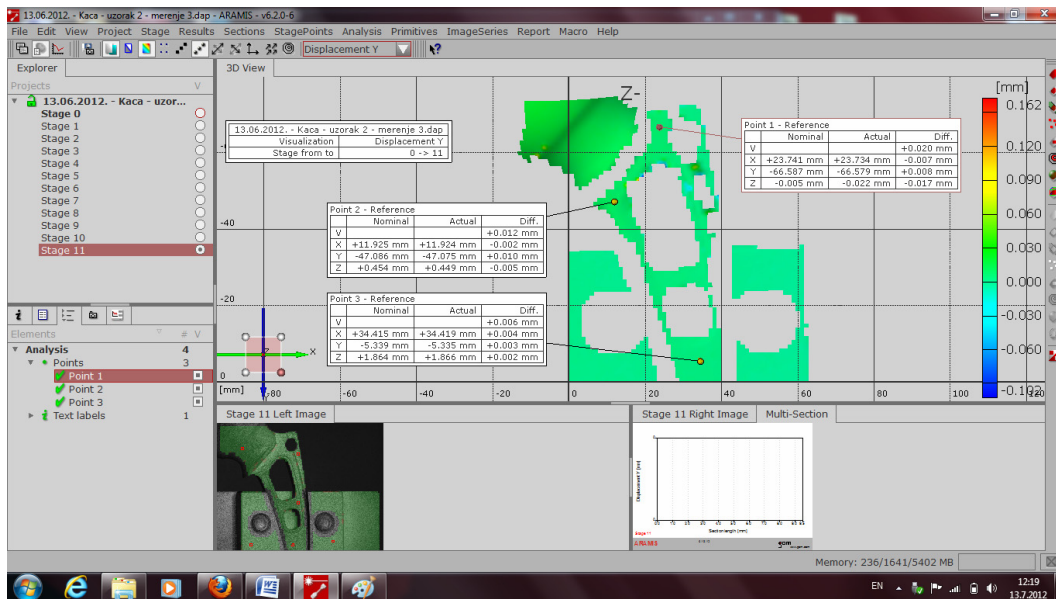


Slika 7.45. Polje glavnih deformacija na koraku 10 za uzorak 3

Analizom prikazanih dijagrama polja deformacija u materijalu, u smislu pojave najvećih deformacija na stemu proteze, izabrani su rezultati merenja na uzorku 2 za verifikaciju i poređenje rezultata sa numeričkim modelom. Osim toga, analizom dobijenih rezultata, a imajući u vidu principe merenja na kojima radi sistem koji je korišćen za praćenje polja pomeranja i deformacija, kao referentno merenje izabrano je merenje sa najsporijim priraštajem sile po vremenu, odnosno merenje 3. Sistem za optičko merenje deformacija je u slučaju ovih eksperimentalnih ispitivanja pokazao najbolje rezultate upravo u slučaju kada je priraštaj sile bio najsporiji po vremenu. Na sledećim dijagramima, prikazani su uporedni rezultati merenja polja deformacija i pomeranja za četiri izabrana karakteristična koraka. Na slici 7.46 prikazano je neopterećeno stanje na implantu i u materijalu, a na slici 7.47 prikazano je stanje u materijalu nakon rasterećenja implanta.



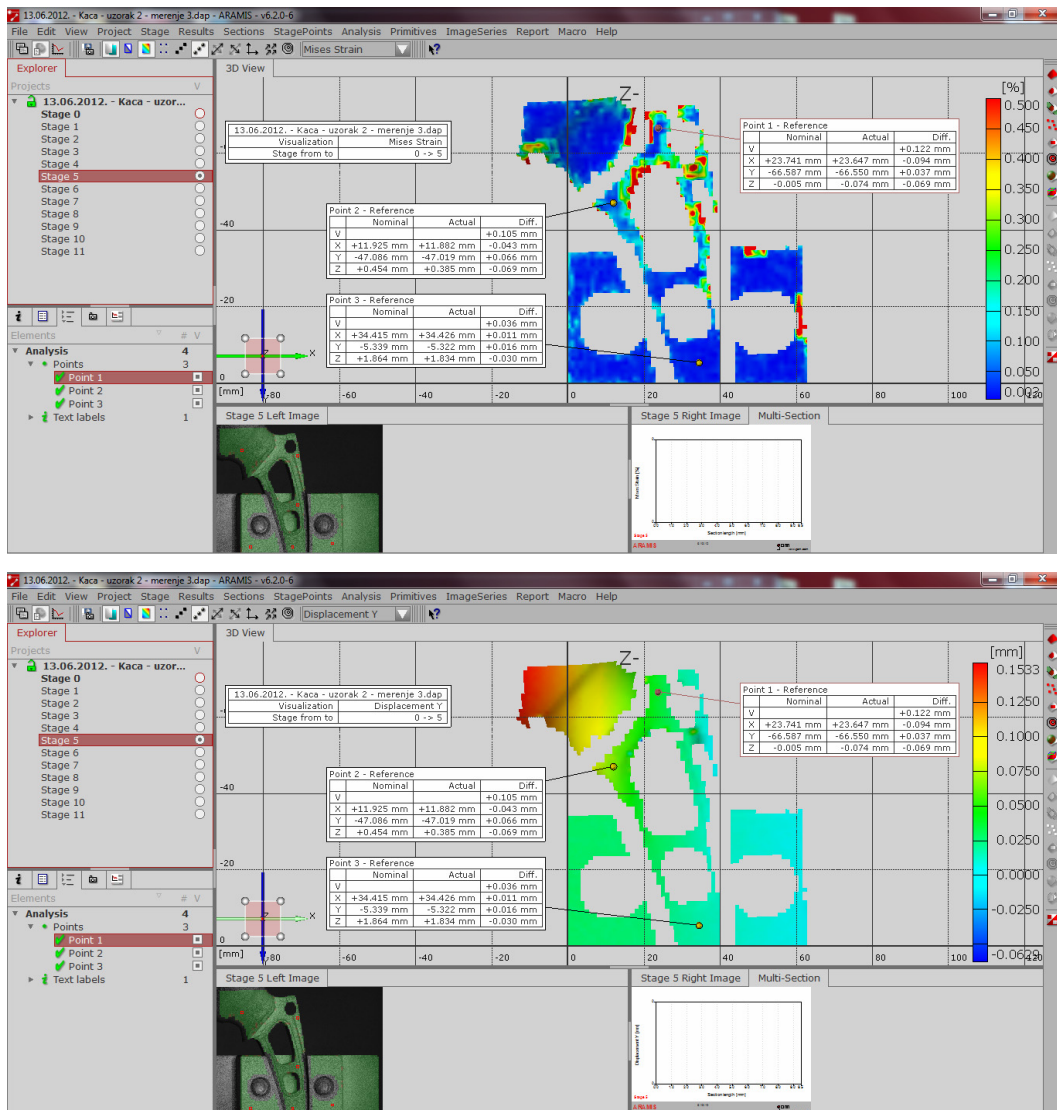
Slika 7.46. Neopterećeno stanje na implantu i u materijalu



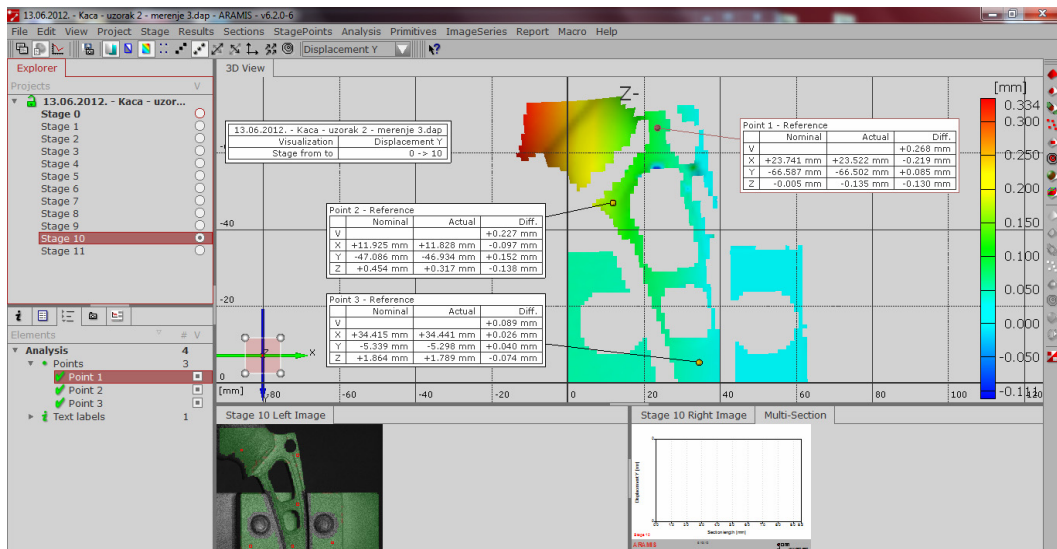
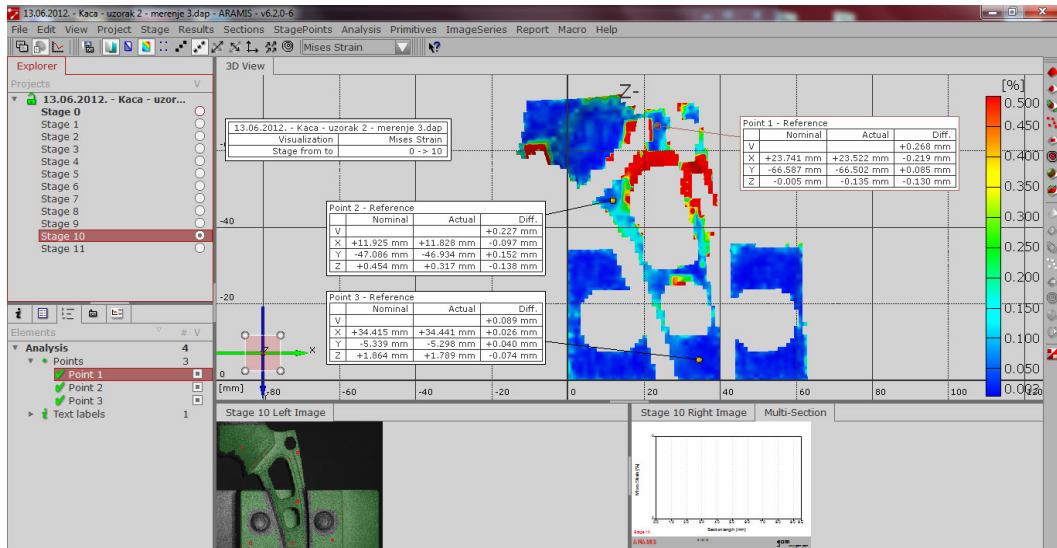
Slika 7.47. Stanje u materijalu nakon rasterećenja implanta

Poređenjem ovih rezultata, dolazi se do zaključka da pod dejstvom maksimalne sile od -6 kN na implant, nije došlo do trajnih plastičnih deformacija u samom materijalu. U tom smislu, pri izradi numeričkih modela, i numeričkoj analizi ponašanja implanta sa prslinom u materijalu, korišćeni su principi linearno elastičnog modelovanja materijala.

Na slici 7.48 prikazani su polje deformacija i pomeranja na uzorku 2 za korak merenja 5, odnosno trenutak kada je vrednost sile koja je delovala na implant bila -2.73 kN. Slika 7.49 prikazuje polja deformacija i pomeranja na uzorku 2 u koraku 10, odnosno pri snimljenom maksimalno zadatom opterećenju koje je u tom koraku iznosilo -5.92 kN.



Slika 7.48. Polje deformacija i pomeranja na uzorku 2 za korak 5



Slika 7.49. Polje deformacija i pomeranja na uzorku 2 za korak 10

Na ovim dijagramima prikazane vrednosti pomeranja, odnosno deformacija u referentno izabranim tačkama, koje su postavljene u oblastima očekivane koncentracije napona usled postojanja otvora na elementima, kao faktora koncentracije napona. Izabrane su tri referentne tačke, pa je poređenjem dobijenih vrednosti tokom ovih eksperimentalnih ispitivanja i vrednosti dobijenih numeričkim proračunom izvršena verifikacija dobijenih eksperimentalnih i numeričkih rezultata.

## 7.2 Prikaz dobijenih numeričkih rezultata

U okviru daljih proračuna sprovedene su kompjuterske analize izrađenih proračunskih modela. Izvršena je analiza napona i pomeranja pri različitim opterećenjima primenom MKE, kao i dobijenih parametara ponašanja metrijala u prisustvu prsline.

### 7.2.1. Definisanje proračunskih modela za analizu primenom MKE

Napravljeno je ukupno sedam proračunskih modela, koji su dobijeni kombinacijom različitih parametara proračuna, pri čemu će zbog ograničenog prostora u okviru ovog poglavlja biti prikazani samo neki od rezultata. U slučaju numeričkog modela 1, prethodno definisanog u poglavlju 6, varirana su različita opterećenja, koja su definisana u skladu sa preporukama dobijenim analizom referentne literature, dok je materijal od koga je izrađen implant isti u sva tri slučaja. Zatim, u slučaju numeričkog modela 1, prethodno definisanog u poglavlju 6, varirane su karakteristike metalnih biomaterijala, dok je referentno opterećenje izabrano isto za sva tri slučaja. Konačno, u slučaju numeričkog modela 2 sa prslinom, prethodno definisanog u poglavlju 6 definisan je standardni biomaterijal od titan legure, dok su opterećenja varirana, kao i broj ciklusa koji je doveo do konačnog otkaza stema implanta. Proračunski modeli za analizu primenom MKE su obuhvatali sledeće slučajeve:

- PRORAČUNSKI MODEL 1. – simulacija problema sporog hoda po ravnoj podlozi za model izrađen od Ti-6Al-4V legure ;
- PRORAČUNSKI MODEL 2. – simulacija problema penjanja uz stepenice za model izrađen od Ti6-Al-4V legure;
- PRORAČUNSKI MODEL 3. - simulacija problema padanja za model izrađen od Ti-6Al-4V legure;

- PRORAČUNSKI MODEL 4. - simulacija problema silaska niz stepenice za model izrađen od Ti-6Al-4V legure;
- PRORAČUNSKI MODEL 5. - simulacija problema silaska niz stepenice za model izrađen od Co-Cr legure;
- PRORAČUNSKI MODEL 6. - simulacija problema silaska niz stepenice za model izrađen od 316L čelika;
- PRORAČUNSKI MODEL 7. - simulacija problema otkaza stema usled postojanja inicijalne prsline za model izrađen od Ti-6Al-4V legure.

Kako bi se osigurala sigurnost dizajna proteze u odnosu na mehaničko ponašanje, trebalo bi sprovesti detaljne analize sa različitim slučajevima opterećenja. U literaturi se proteze često projektuju samo u skladu sa rezultatima statičke analize koje se izvode sa opterećenjima reda veličine telesne težine. Međutim, efekti uticaja težine i naglih pokreta mogu dodati do 10-20% i u nekim slučajevima čak mnogo više opterećenja na protezu, što se mora uzeti u obzir kod procene da li će doći do loma ili otkaza proteze usled zamora. Da bi se istražilo koliko se rezultati standardom predviđenih opterećenja na implantima i realnih opterećenja koja se mogu javiti u praksi, potrebno je analizirati protezu pod statičnim opterećenjem reda veličine telesne težine, i pod maksimalnim opterećenjem koje se može realno javiti tokom ciklusa hodanja.

U ovom radu je izvršena analiza napona na protezi kuka tokom različitih aktivnosti pacijenta, poput sporog hoda, penjanja i silaženja niz stepenice, kao i u ekstremnom slučaju saplitanja. Ova opterećenja se računaju u skladu sa eksperimentalnim posmatranjima koje su uradili Bergman *et al.* za pacijente koji ima normalnu telesnu težinu od oko 860 N, unutar starosne grupe od oko 25 godina. [173] U ovim slučajevima moguće je bilo pretpostaviti da će faza oslanjanja samo na jednoj nozi, definisana tokom analize ciklusa hodanja, trajati dovoljno dugo da se problemi mogu aproksimirati statičkim proračunima. Razmatrani slučajevi femoralnog opterećenja, koji su deo analize prosečnih dnevnih aktivnosti tokom ciklusa hodanja prikazane su u okviru poglavlja 5, tabela

1, 2. Magnitude i pravci su kao što je rečeno odabrani iz telemetrijskih merenja koja su izveli Bergman *et al.* i Kotzar *et al.*, i dati su u razmeri za osobu od 65 kg težine. U okviru prikazanih rezultata, između ostalog su prikazane dobijene vrednosti za maksimalne sile zgloba koje se razvijaju tokom faze normalnog koračanja, kao i za slučaj koji predstavlja maksimalno opterećenje zgloba tokom penjanja uz stepenice. Statičko opterećenje izabrano za numeričke analize predstavlja osobu od 90 kg, pa su u skladu sa tim pretpostavljena opterećenja prikazana u tablici 7.16.

*Tabela 7.16. Opterećenja na zglobu kuka za različite probleme*

Aktivnost	Maks. opterećenje (% telesne težine)	Maksimalna sila na zglobu (N)
problem hoda po ravnoj polozi	282	2490
problem penjanja uz stepenice	356	3143
problem saplitanja	720	6358
problem silaska niz stepenice	387	3417

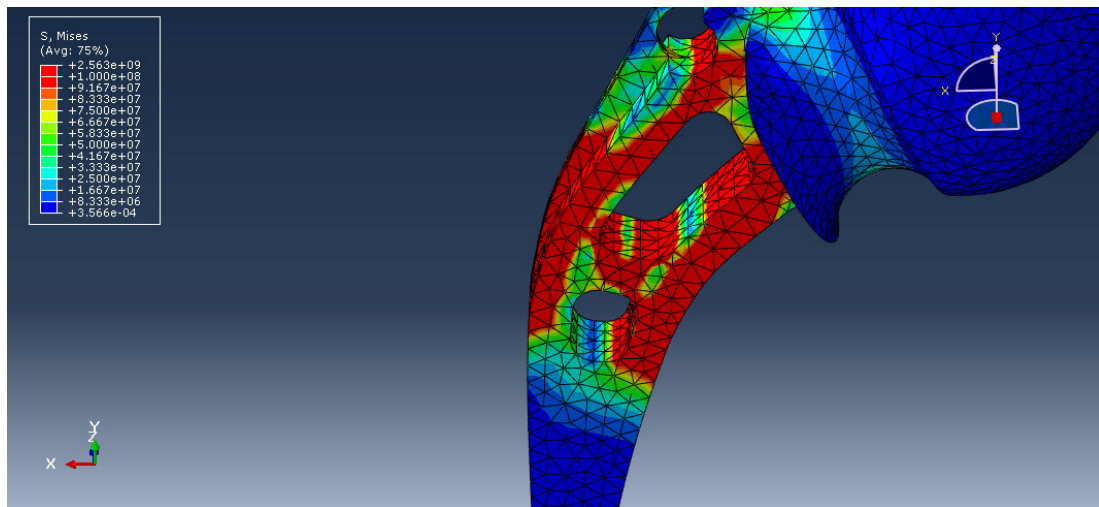
Model je na odgovarajući način postavljen sa graničnim uslovima, pomeranje na donjoj površini implanta je fiksirano po svim stepenima slobode, i primenjeno je opterećenje u odgovarajućem pravcu na vrh femoralne glave proteze.

### **7.2.2. MKE analiza proračunskih modela**

MKE analiza proteze je izvršena korišćenjem softvera Abaqus v6.11 sa potprogramom za analizu ponašanja prslina Morfeo/crack for Abaqus na PC-u sa 2.3 GHz Dual Core Intel procesorom. Analize su trajale oko 35 h procesorskog vremena.

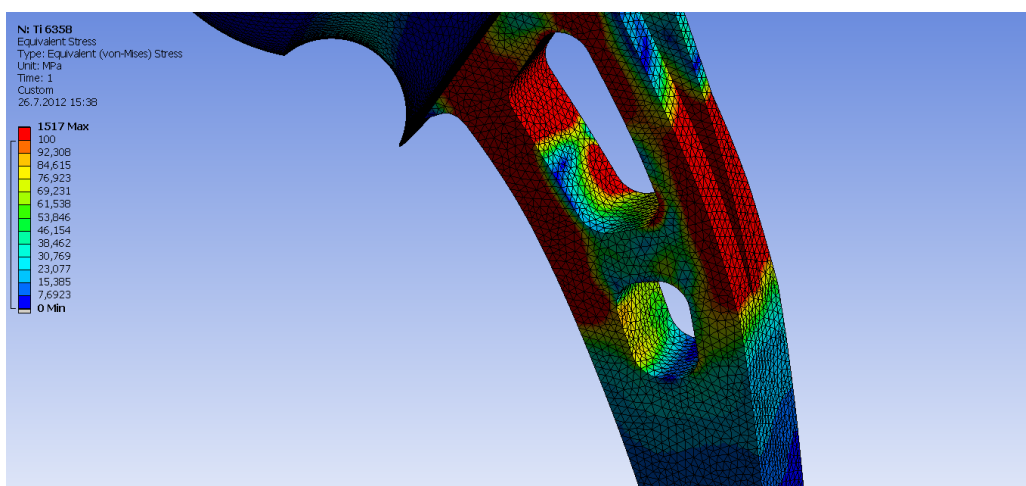
Urađene su analize trodimenzionalnih naponskih stanja izračunatih prema fon Mizesovom kriterijumu, kao i trodimenzionalnih polja pomeranja u zavisnosti od primenjenih opterećenja na implantu. Na slici 7.50 prikazani su fon Mizesovi

naponi na stemu proteze nastali statičkim dejstvom sile, dobijeni za jednu od izrađenih mreža tokom poračuna.



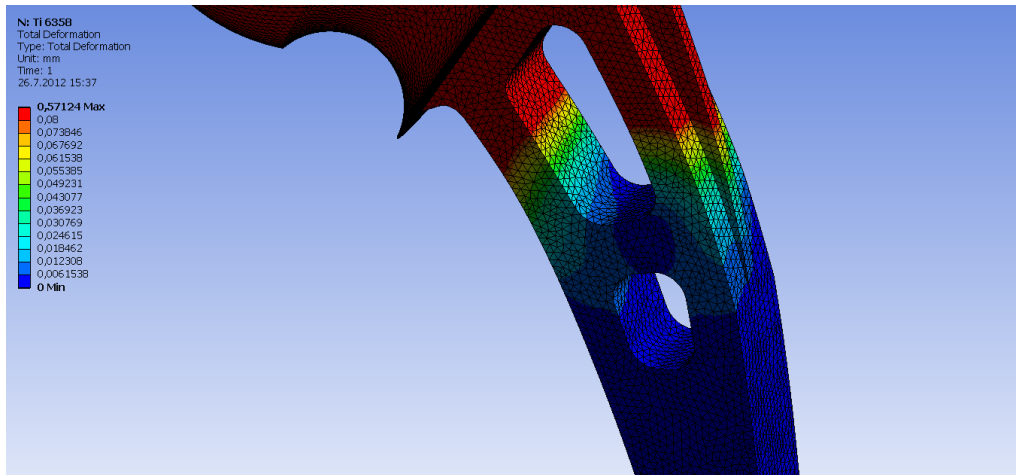
Slika 7.50. Fon Mizesovi naponi na stemu proteze kuka

Fon Mizesovi naponi i polje deformacija nastali maksimalnim dejstvom sile, do koga dolazi tokom procesa hodanja za trenutak saplitanja, definisani na stemu izrađenom od legure Ti6Al4V prikazani su na slikama 7.51 i 7.52. Naponi su izračunati da bi se procenila verovatnoća pojave kritičnih vrednosti napona pod dejstvom maksimalnih opterećenja koja se mogu javiti tokom ciklusa hodanja, koje bi dovele do otkaza proteze.



Slika 7.51. Raspodela fon Mizesovog napona na stemu proteze kuka





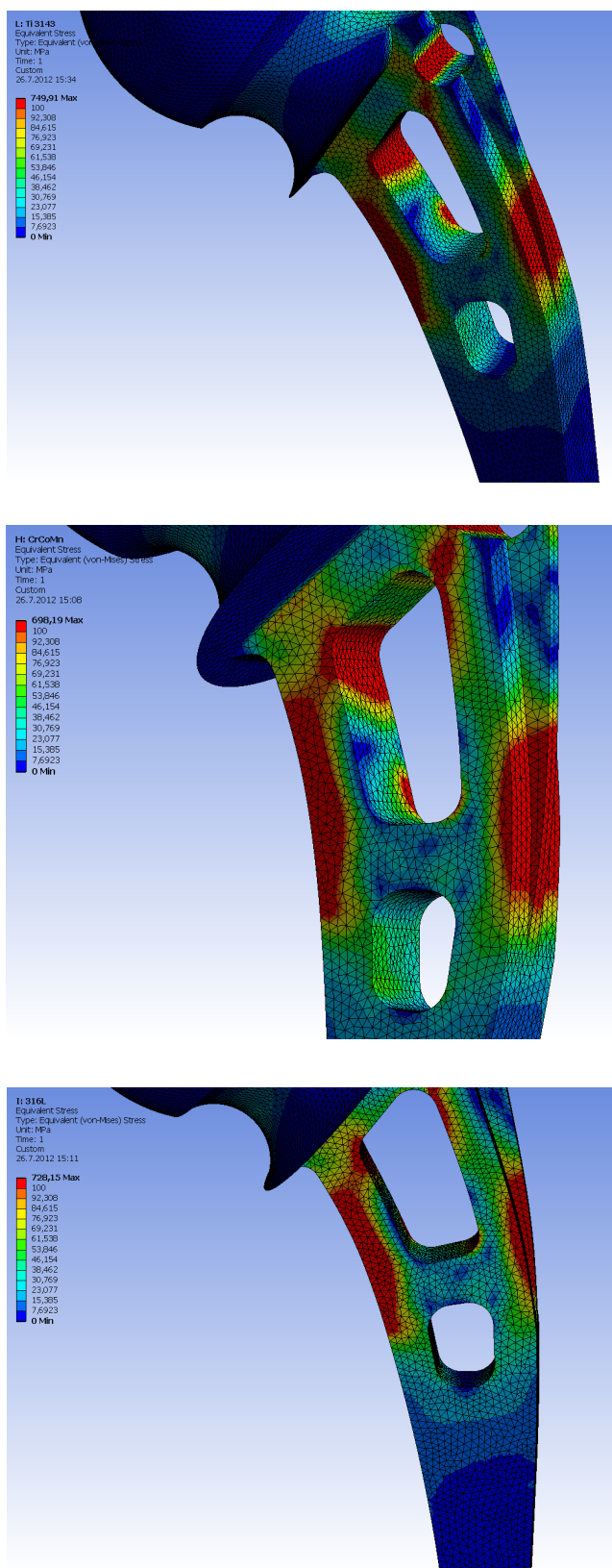
Slika 7.52. Polje deformacija na stemu proteze kuka

Uporedni prikaz rezultata za naponsko stanje na stemu proteze izrađene od tri različita materijala dat je na slici 7.53.

Rezultati numeričkih analiza predloženih modela prikazani su u tabeli 7.17.

Tabela 7.17. Rezultati numeričkih analiza predloženih numeričkih modela

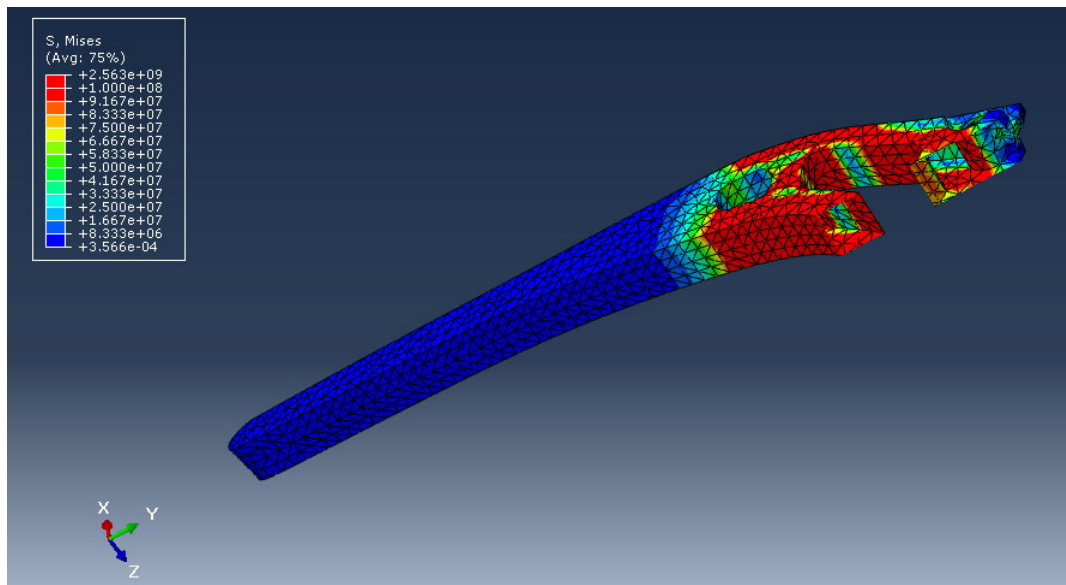
<b>Problem</b>	<b>Maksimalni fon Mizesov napon (MPa)</b> Ti-6Al-4V
problem sporog hoda po ravnoj polozi	594.11
problem penjanja uz stepenice	749.91
problem saplitanja	1517
<b>Biomaterijal</b>	<b>Maksimalni fon Mizesov napon (MPa)</b> problem silaska niz stepenice
Ti-6Al-4V	815.28
Co-Cr legura	698.19
S316L	728.15



Slika 7.53. Uporedni prikaz rezultata za naponsko stanje na stemu proteze izrađene od tri različita materijala

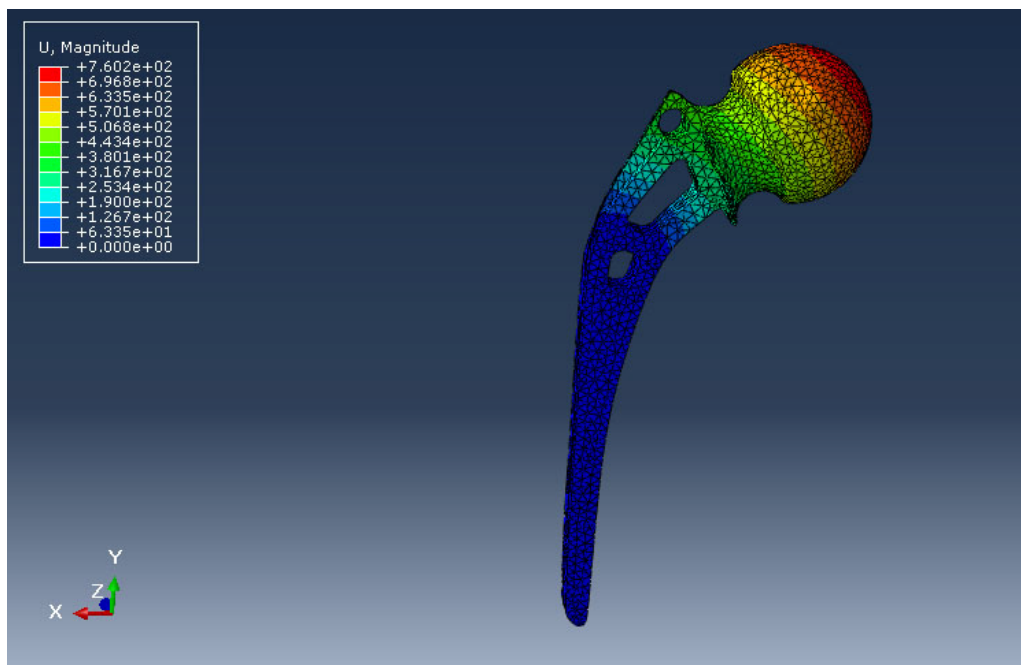
Važno je utvrditi da je maksimalni ekvivalentni napon na protezi manji od sigurnosne granice izdržljivosti materijala od koga je izrađena proteza. Izračunati von Misesovi naponi, prikazani u tabeli 7.17, su mnogo manji nego naponi tečenja Ti-6Al-4V legure ako se radi o hodanju po ravnoj podlozi, međutim kod problema hodanja uz i niz stepenice maksimalni naponi su veoma blizu definisanim granicama tečenja kako kod titanove legure, tako i u slučaju analize Co-Cr legure. Ovo ipak znači da je proteza, ako je izrađena od ovih biomaterijala, sigurna što se tiče napona tokom faze normalnog ciklusa hodanja prema statičkim rezultatima proračuna, pošto je najčešća faza tokom ciklusa hodanja u granicama materijala. Međutim, rezultati dobijeni numeričkom analizom za ponašanje stema izrađenog od nerđajućeg čelika ukazuju da postoji mogućnost otkaza, i da bi do loma došlo u oblastima maksimalnog napona, odnosno oblastima postojanja faktora koncentracije napona. Utvrđeno je da je maksimalni glavni napon bio oko 728.15 MPa. Pošto je referentni podatak za granicu izdržljivosti S316L nerđajućeg čelika koji se može naći u literaturi oko 500 MPa, rezultati MKE analize sugerišu da ako bi proteza radila na dobijenim nivoima napona, oni bi neminovno doveli do otkaza usled zamora.

Maksimalne vrednosti napona dobijene su na mestima očekivane koncentracije napona, što je prikazano na relevantnim izabranim presecima. Presek prikazan na slici 7.54 prikazuje naponsko stanje u preseku otvora koji se nalazi na implantu i koji predstavlja kritično mesto koncentracije napona. Upravo je to oblast u kojoj je došlo do loma na uzorcima parcijalne proteze, a koji su istog tipa kao i uzorci koji su analizirani eksperimentalno i numerički.

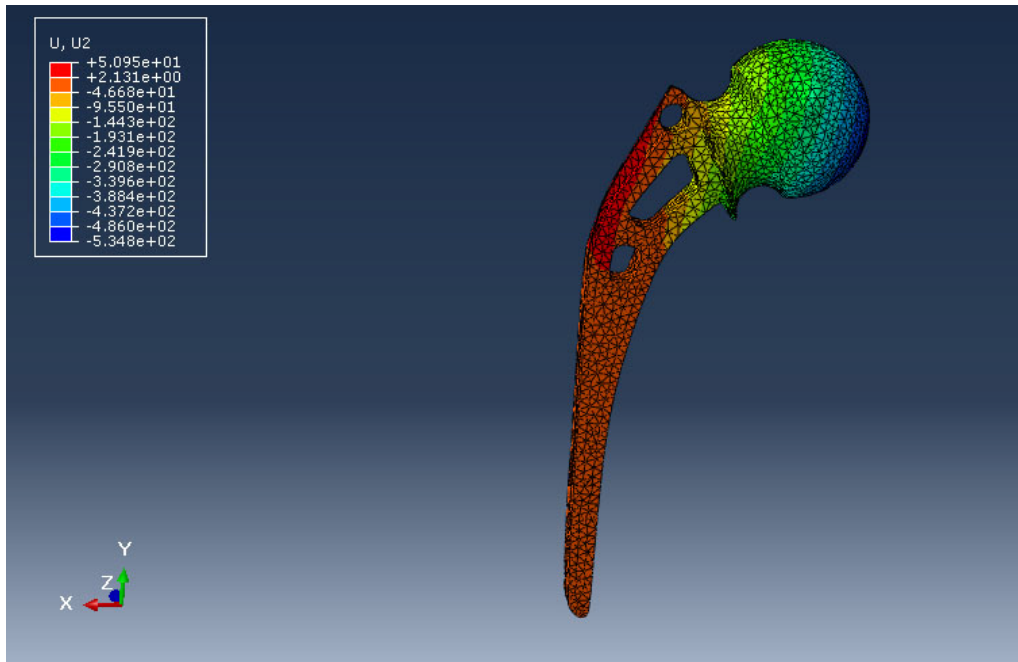


Slika 7.54. Naponsko stanje u preseku otvora na implantu

Na slikama 7.55 i 7.56 prikazano je ukupno pomeranje proteze pod dejstvom maksimalnog opterećenja, kao i pomeranje u U2, odnosno u y pravcu delovanja sile.

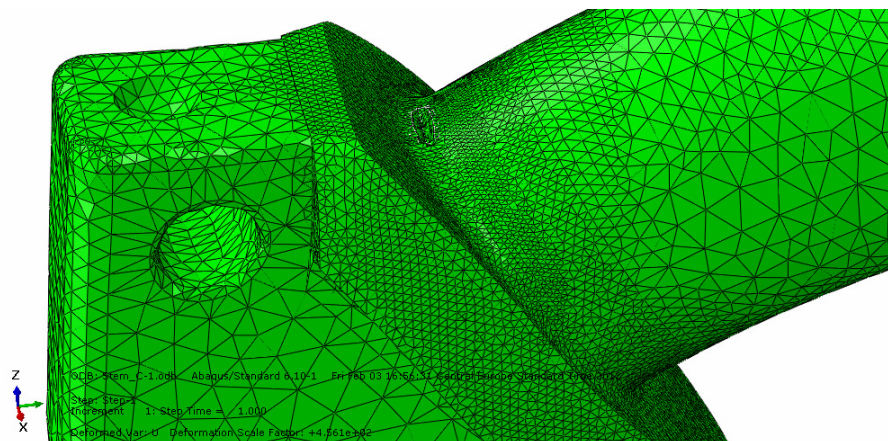


Slika 7.55. Ukupno pomeranje proteze pod dejstvom maksimalnog opterećenja



Slika 7.56. Pomeranje proteze u pravcu delovanja opterećenja

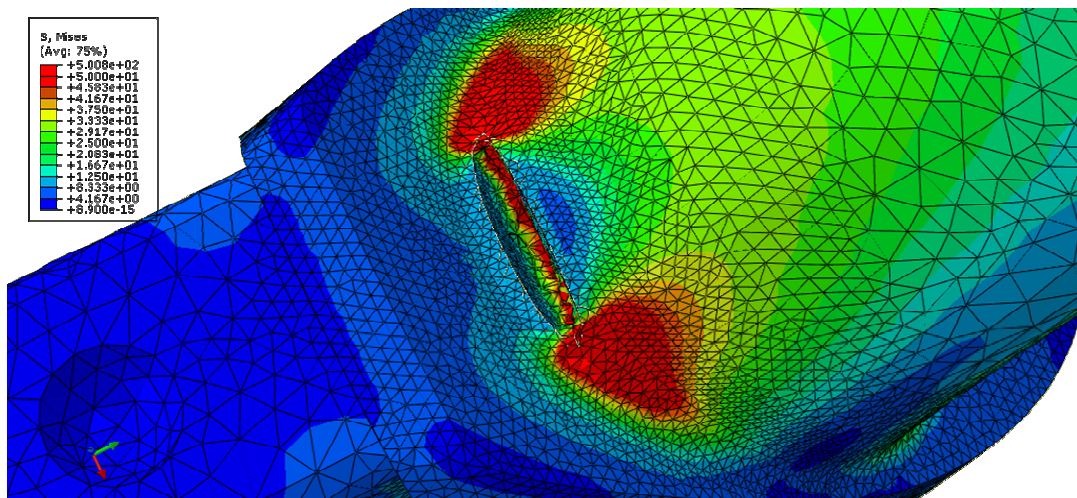
Potom su sprovedene numeričke simulacije ponašanja implanta i određeno je ponašanje materijala stema veštačkog kuka u prisustvu prsline usled zamora tokom eksploatacije, pri prosečnom radnom optrećenju od 2 kN. Na slici 7.57 prikazana je kritična oblast sa aspekta pojave prsline usled zamora sa generisanom inicijalnom prslinom i mrežom konačnih elemenata.



Slika 7.57. Prikaz inicijalne prsline na protezi

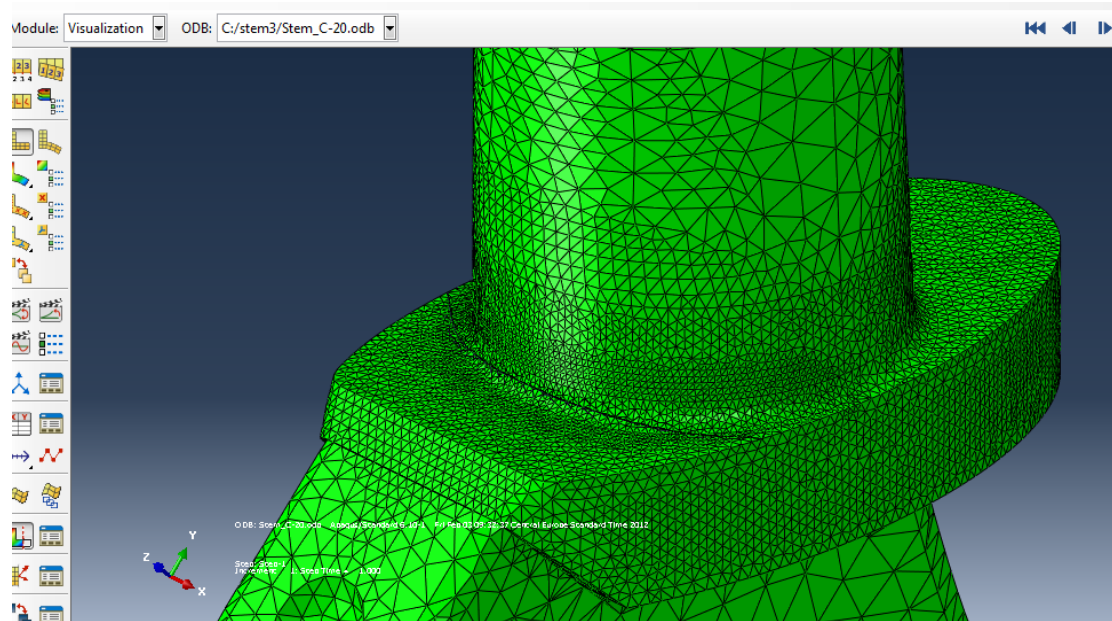
Inicijalna prsline je postavljena na mesto gde se očekuje da je došlo do zamora materijala i pojave mikroštećenja, usled činjenice da je u pitanju

kontaktna površina sa ostalim delovima proteze. Proračun je urađen u numeričkom paketu Morfeo, koji se bazira na primeni proširene metode konačnih elemenata, a podržan je od strane paketa za simulaciju i analizu konačnim elementima Abaqus. Praćen je rast prsline u biomaterijalu, do trenutka otkaza, a ukupan proračun trajao je 21 korak. Na slici 7.58 prikazan je izgled prsline i fon Mizesova raspodela napona po samoj prslini u proračunskom koraku 5.



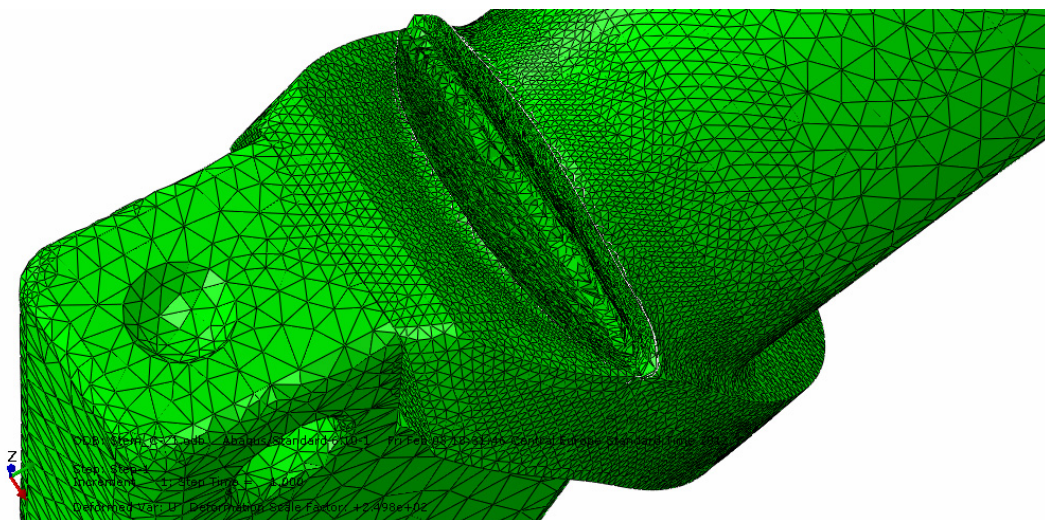
Slika 7.58. Prikaz fon Mizesove raspodele napona na prslini

Na slici 7.59 prikazana je konačna dužina prsline, koja je inicirana u koraku 21.

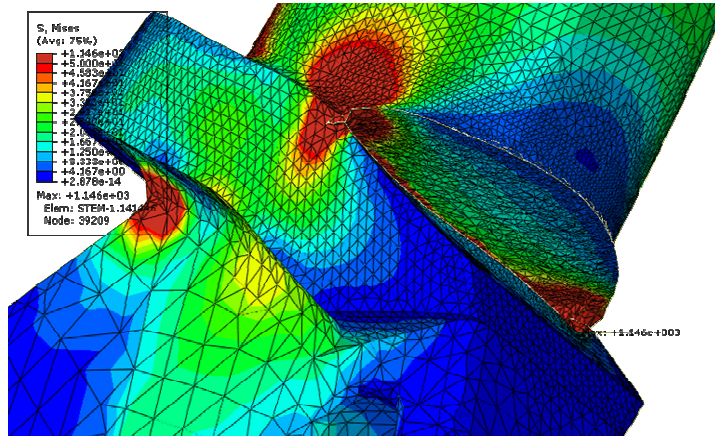


*Slika 7.59. Maksimalna vrednost dužine prsline*

Na slikama 7.60 i 7.61 je prikazan je rast prsline u materijalu koji je doveo do otkaza i raspodela napona po maksimalnoj dužini prsline.



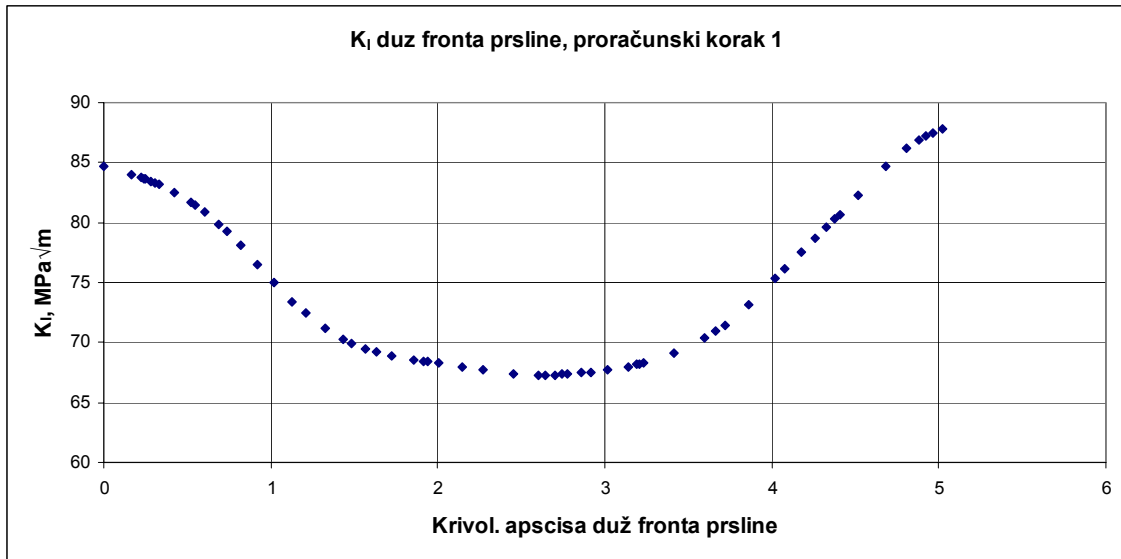
*Slika 7.60. Prikaz rasta prsline po celoj dužini proteze*



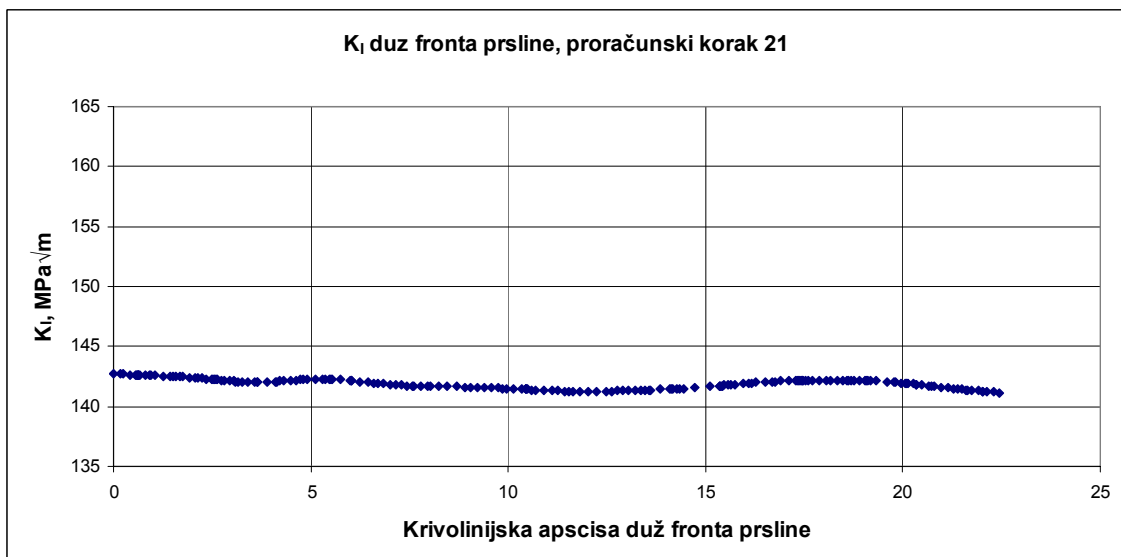
Slika 7.61. Raspodela napona po konačnoj dužini prsline

Numeričkom analizom na proračunskom modelu implanta sa prslinom određene su vrednosti faktora intenziteta napona  $K_I$ ,  $K_{II}$ ,  $K_{III}$  i  $K_{ef}$ . Na osnovu teorijskih razmatranja jasno je da su vrednosti faktora intenziteta napona za slučaj I mnogo veći u odnosu na razmatrane vrednosti II i III, pa su vrednosti dobijene za efektivnu vrednost istog reda veličina kao i rezultati dobijeni za oblik I. U tom smislu, analizirale su se samo vrednosti dobijenih veličina za oblik I otvaranja prsline, odnosno vrednosti dobijene za  $K_I$ . Potrebno je naglasiti da se sve vrednosti faktora intenziteta napona određuju za svaki korak proračuna, odnosno da su svi definisani parametri određeni za ukupno 21 proračunski korak. U svakom pojedinačnom koraku proračuna, određena je promena faktora intenziteta napona duž fronta prsline, definisanih u trodimenzionalnom prostoru po koordinatama  $x, y, z$ . Na slici 7.62 prikazan je dijagram kojim se opisuje promena parametra  $K_I$  duž fronta prsline u koraku 1 proračuna, a na slici 7.63 promena izabranog parametra duž fronta prsline u poslednjem proračunskom koraku 21.





Slika 7.62. Promena K<sub>I</sub> duž fronta prsline za proračunski korak 1



Slika 7.63. Promena parametra mehanike loma duž fronta prsline za proračunski korak 21

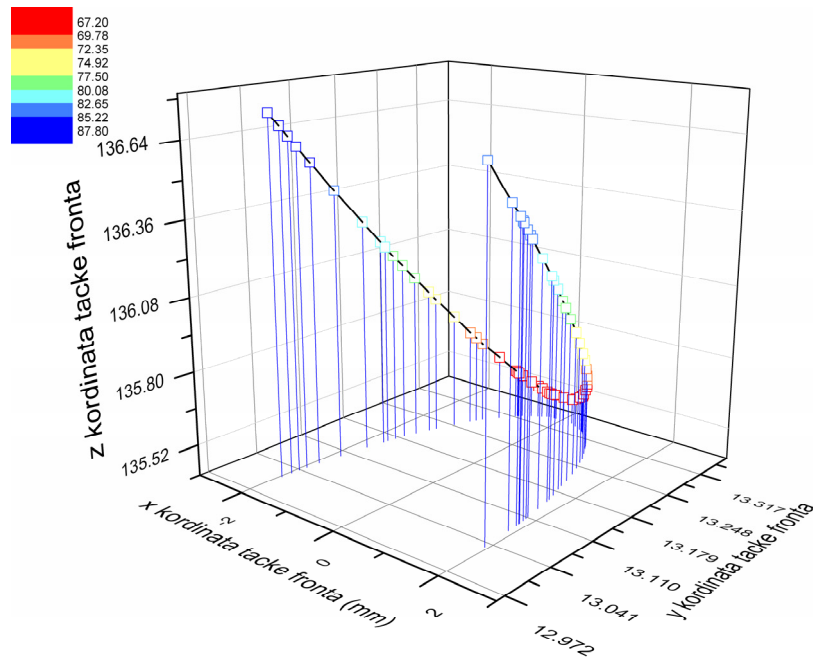
Analizom prikazanih rezultata, jasno je se numeričkim proračunom dobija raspon vrednosti za K<sub>I</sub>, pa su izračunate maksimalne, minimalne i srednje vrednosti za K<sub>I</sub> duž fronta prsline u svakom koraku. Za prikazane korake na prethodnim dijagramima dobijale su se sledeće vrednosti: u proračunskom koraku 1 vrednosti:  $K_{I_{\max}} = 88 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ ,  $K_{I_{\min}} = 67 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ ,  $K_{I_{\text{sr}}} = 75 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ , a u poslednjem proračunskom koraku 21:  $K_{I_{\max}} = 142.732 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ ,  $K_{I_{\min}} = 141.169 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ ,  $K_{I_{\text{sr}}} =$

141.9145 MPa√m. Dobijene vrednosti faktora intenziteta napona  $K_I$  u svim koracima numeričkog proračuna prikazane su u tabeli 7.18.

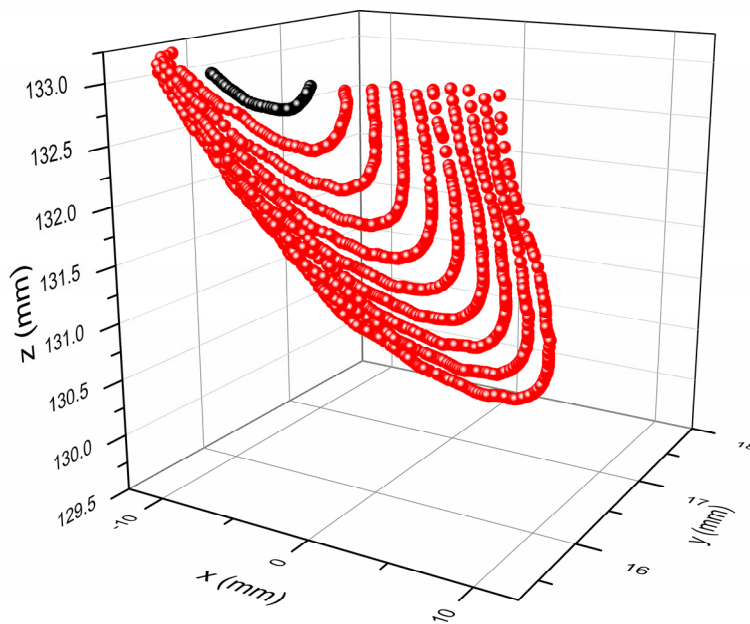
Tabela 7.18 Dobijene vrednosti  $K_I$

korak	dužina prslina	$K_{ef}$ MPa√m			$K_I$ MPa√m		
		max	min	av.	max	min	av.
1	0.5	88.7229	67.8217	76.20489	87.7803	67.265	75.29781
2	1	92.6004	72.1433	79.81443	91.52	72.4456	79.32348
3	1.5	96.2636	74.9925	82.98976	96.4056	75.1097	82.69565
4	2	97.9837	77.7177	86.02563	96.6726	77.5551	85.58692
5	2.5	99.2169	81.0311	88.31732	97.8871	80.8682	87.95037
6	3	100.08	83.5532	90.33756	100.757	83.2667	90.46774
7	3.5	101.394	86.2289	91.99896	101.596	86.3055	91.98673
8	4	101.266	89.0138	93.81827	101.541	88.8141	93.55515
9	4.5	101.843	92.0276	95.7006	100.93	92.05	95.82888
10	5	103.525	95.011	97.93667	103.362	95.0963	97.89474
11	5.5	105.645	98.1223	100.8858	103.963	97.8382	100.5491
12	6	105.294	101.306	102.9541	105.433	101.17	102.8503
13	6.5	107.53	103.562	105.3858	106.411	102.901	105.0779
14	7	110.485	105.53	108.6827	110.108	104.722	108.3863
15	7.5	113.423	107.163	111.9437	113.49	106.464	111.6942
16	8	116.952	109.411	115.2291	116.9	109.122	114.9601
17	8.5	120.006	108.923	117.7212	120.228	106.906	117.2907
18	9	126.489	112.926	123.0613	126.359	111.628	122.712
19	9.5	129.313	115.451	126.8489	128.894	113.046	126.0467
20	10	135.883	122.983	133.2647	135.634	119.794	132.2522
21	10.5	146.262	141.441	142.6254	142.732	141.169	141.9145

Promena faktora intenziteta napona u jednom koraku proračuna, prikazana u trodimenzionalnom koordinatnom sistemu, pokazana je na slici 7.64. Na sledećoj slici 7.65 dat je dijagram promene faktora intenziteta napona po pravcu rasta prslina, prikazano za sve korake proračuna.

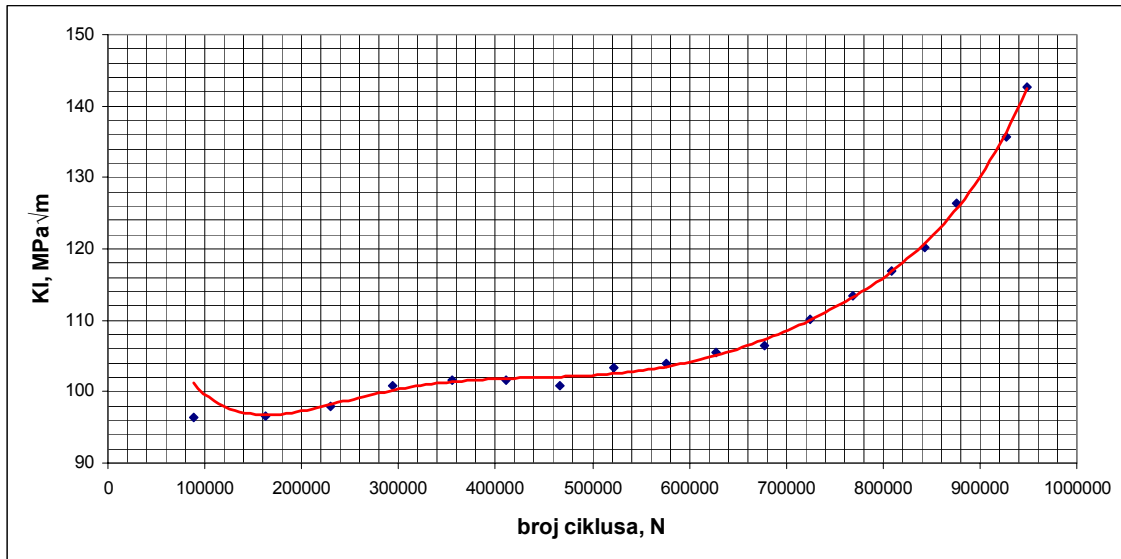


Slika 7.64. Promena faktora intenziteta napona u jednom koraku



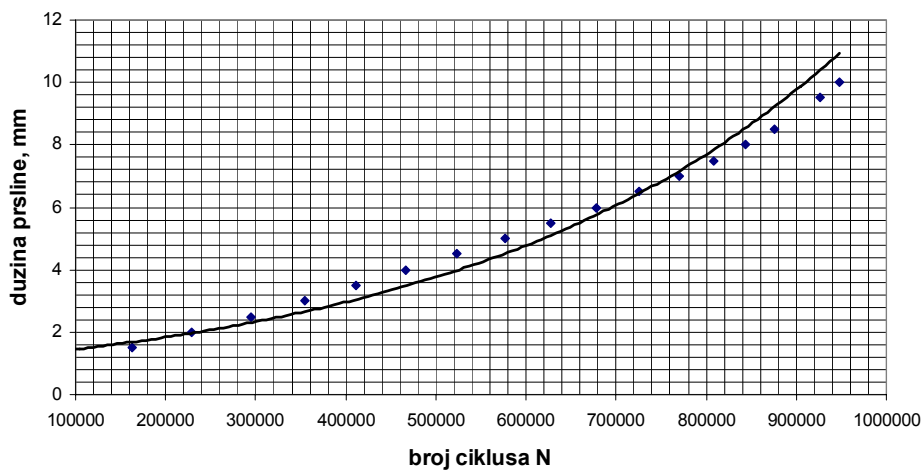
Slika 7.65. Promene faktora intenziteta napona po pravcu rasta prsline za sve korake

Na slici 7.66 prikazana je promena  $K_I$  u odnosu na broj ciklusa hodanja koji dovodi do konačnog otkaza stema proteze koja radi sa inicijalnom prslinom.



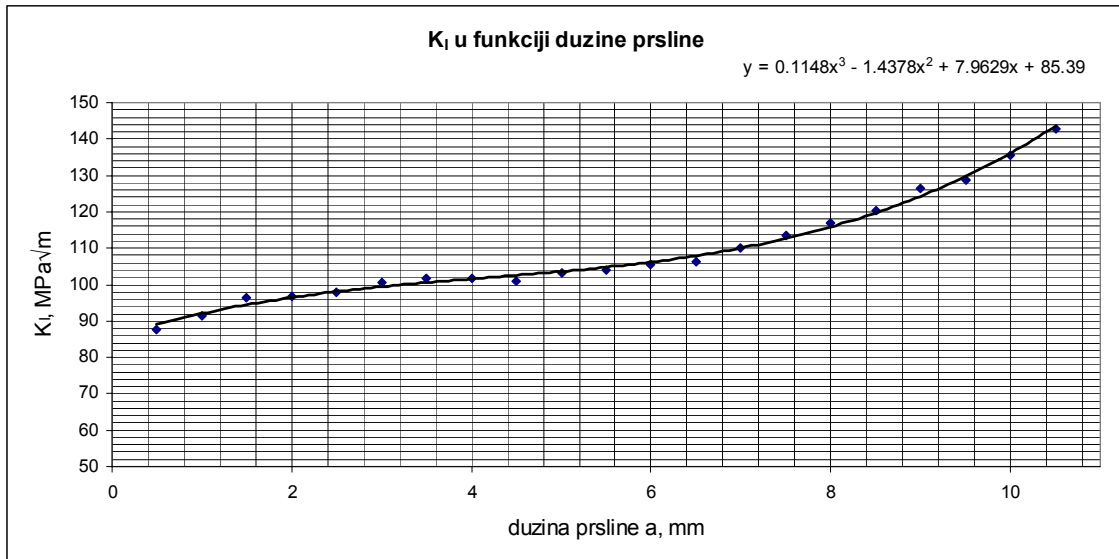
Slika 7.66. Promena  $K_I$  u odnosu na broj ciklusa hodanja

Proračunski broj ciklusa hodanja tokom eksploatacionog veka proteze potreban da dovede do loma usled postojanja prsline u materijalu prikazan je na slici 7.67.



Slika 7.67. Proračunski broj ciklusa hodanja tokom eksploatacionog veka proteze

Jasno je da se numeričkom simulacijom rasta prsline u materijalu, povećavaju i numerički određene vrednosti faktora intenziteta napona. Dijagram promene faktora intenziteta napona u odnosu na rast prsline u materijalu prikazan je na slici 7.68.



Slika 7.68. Promena  $K_I$  u odnosu na dužinu prsline

### 7.3 Diskusija

U okviru ove disertacije prikazani su postupci analize i eksperimentalnog određivanja otpornosti na lom karakterističnih biomaterijala koji se koriste za izradu ortopedskih implanata, primenom novih optičkih metoda merenja na standardno definisanim epruvetama, ali i na realnim konstrukcijama implanta. Primenom ove metode omogućena je trodimenzionalna analiza površinskih deformacija, pri čemu merni sistemi proučavaju realnu geometriju komponente, što nije moguće koristeći tradicionalne merne uređaje. Osim toga, primena ove metode kod standardnih eksperimentalnih postupaka mehanike loma omogućava direktno praćenje promene izabranih relevantnih parametara mehanike loma, kao što je parametar CTOD, kao i mogućnost prikaza rasta prsline u materijalu. Eksperimentalni postupci koji su prikazani u okviru teze, tokom laboratorijskih merenja koja uključuju trodimenzionalnu eksperimentalnu optičku analizu ponašanja na lom karakterističnih metalnih biomaterijala i određivanje polja deformacija na stemu kod implanta kuka, primenjeni su korišćenjem licenciranih GOM optičkih sistema merenja i softvera za obradu podataka Aramis.

Pokazano je da je primenom savremenih eksperimentalnih metodologija merenja moguća veoma tačna verifikacija rezultata dobijenih numeričkim pristupom. Pri izradi numeričkih modela primenjeni su najsavremeniji softverski paketi, pri čemu su početni virtuelnih modeli dobijeni primenom optičkog skenera Atos u cilju digitalizacije realnih uzoraka veštačkog kuka. Numerički proračuni su sprovedeni primenom MKE u softverskim paketima i odgovarajućim potprogramima za analizu MKE.

Polazna osnova je bila, s jedne strane, činjenica da i pored strogih propisa u pogledu kvaliteta ortopedskih implanata, i dalje postoje primeri pojave eksploatacionih otkaza proteze za zamenu kuka, pri čemu je jedan od uzroka otkaza postojanje prslina u materijalu, a sa druge strane, činjenica da propisi i standardi ne uzimaju u obzir mogućnost primene mehanike loma u cilju procene integriteta ortopedskih proteza. Dodatna istraživanja u ovom pravcu uslovia je činjenica da postoji mogućnost da nakon ugradnje i tokom eksploatacije proteza dođe do loma implanta. Za eksperimentalne analize izabrani su upravo tipovi proteza kod kojih je došlo do loma na stemu proteze, slika 7.69.

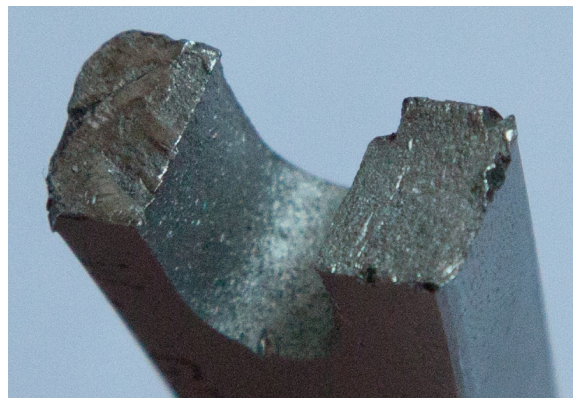
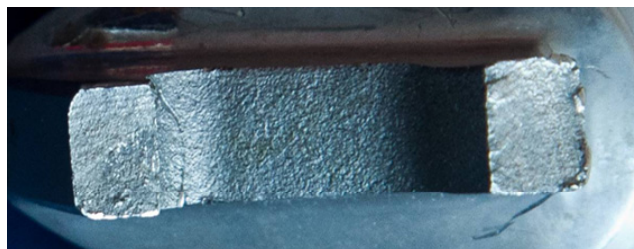


*Slika 7.69. Proteze kod kojih je došlo do loma*

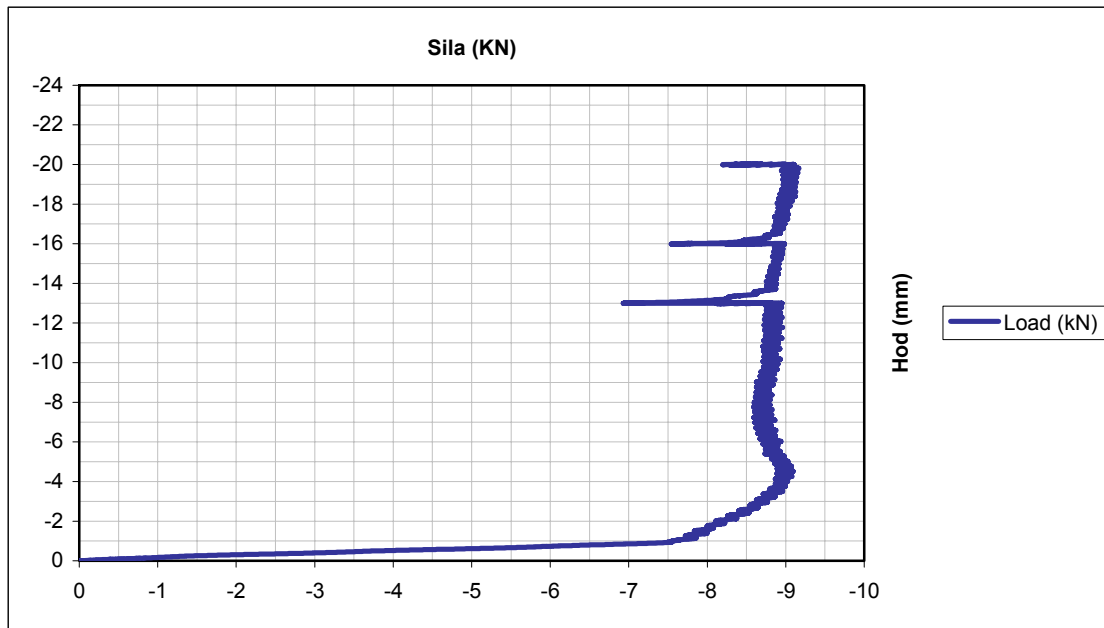
Tipičan izgled prelomnih površina polomljenih stemova proteze kuka je dat na slici 7.70. Ovakav izgled prelomne površine odgovara nivou žilavosti loma legura Ti od kojih su proteze napravljene.

Na osnovu analize eksperimentalnih rezultata ispitivanja implanta veštačkog kuka, koji je uklonjen iz pacijenta nakon totalne revizije, pokazano je da je veoma važno razumeti fiziološko mehaničko opterećenje implanta. Opterećenja koja su definisana u standardima za određivanje stabilnosti implanta odgovaraju srednjim vrednostima tokom svakodnevne aktivnosti. Međutim, pokazano je da bi

za definisanje maksimalnih sila preporučenih po standardu trebalo primeniti i maksimalna moguća opterećenja koja se mogu pojaviti na implantu tokom ciklusa hodanja. Rezultati koji se dobijaju za standardom definisana opterećenja izazivaju znatno manja pomeranja i deformacije na implantu, u odnosu na realne fiziološke vrednosti. Opterećenja do kojih može doći *in vivo* mogu biti mnogo veća od standardizovane vrednosti, i ona mogu dovesti do mnogo većih otklona, koji mogu uticati na stabilnost implanta. Potrebno je naglasiti da su izvršena statička ispitivanja, u skladu sa preporukama standarda, a da realne dinamičke sile koje se javljaju tokom ciklusa hodanja mogu izazvati trajna oštećenja na implantu. Zapravo, daljim eksperimentalnim ispitivanjem pokazano je da se povećanjem sile na implantu od samo 1 kN, već ušlo u oblast plastičnih deformacija, a rezultati merenja su prikazani na dijagramu 7.71.



*Slika 7.70. Izgled prelomnih površina stema proteze*



Slika 7.71. Dijagram sila-pomeranje za uzorak 1 tokom u oblasti plastičnih deformacija

Izgled stema proteze nakon statičkih ispitivanja koja su dovela do plastičnih deformacija implanta prikazan je na slici 7.72.



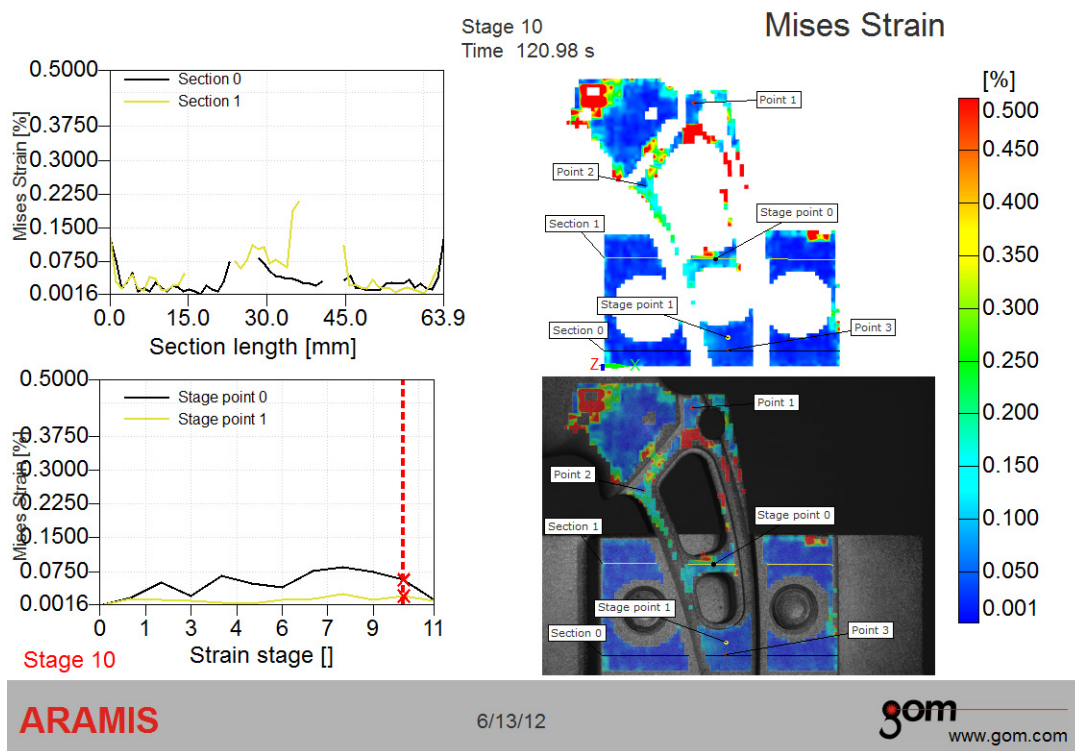
Slika 7.72. Stem proteze nakon plastičnog deformisanja

Granična opterećenja tokom ovih ispitivanja izabrana su u skladu sa preporukama merenja sila koje se javljaju na implantu tokom ciklusa hodanja, ali je jasno da su dobijena merenja zavisna od individualnih faktora i da u zavisnosti od specifičnog slučaja pacijenta može doći i do pojave mnogo većih opterećenja. Na opterećenje zgloba kuka utiču telesna težina, geometrija zgloba kuka i dnevne aktivnosti pacijenta. Uslovi fiziološkog opterećenja tokom dnevnih aktivnosti



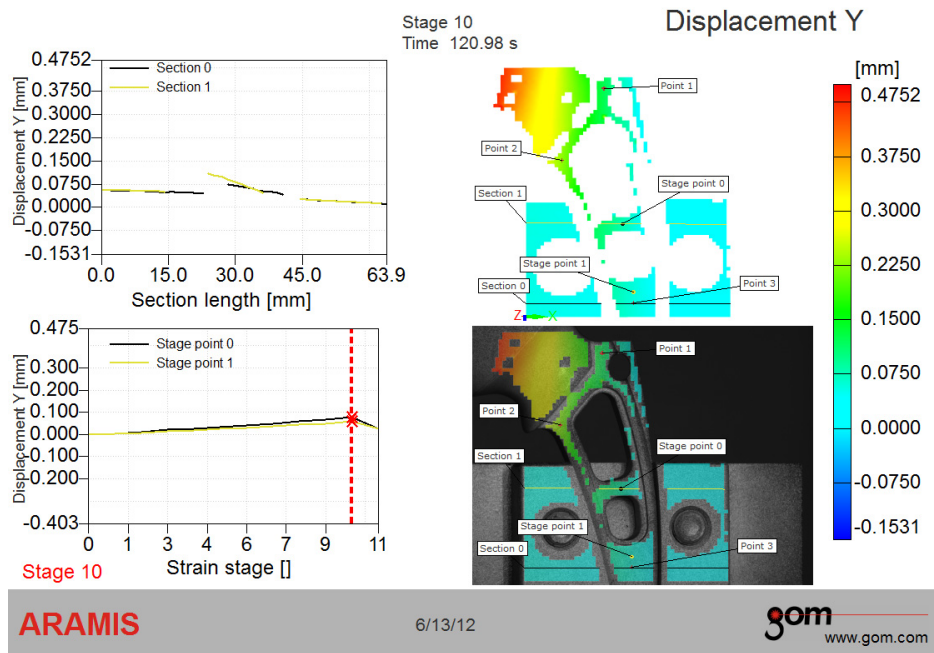
previše variraju da bi se direktno simulirali tokom ispitivanja izdržljivosti stema. Iz ovih razloga je neophodno usvojiti razne pretpostavke prilikom definisanja standarda. Ukoliko test izdržljivosti treba da simulira najkritičnije moguće uslove, onda rezultati ovog istraživanja sugerišu da se povećaju opterećenja tokom definisanih testova mehaničkog ponašanja implanta. Na ovaj način će test izdržljivosti biti konzervativan i za opterećenja do kojih će doći kod težih, aktivnih pacijenata. Međutim, ovakvo razmišljanje može dovesti do predimenzioniranja stemova koji bi bili implantirani u pacijente manje telesne težine. Kako bi se ovaj problem redukovao, opravdan je postupak klasifikacije proteza kuka, fiksirajući minimalne zahteve za izdržljivost. Stem projektovan za implantaciju kod težih pacijenata se testira sa većim opterećenjima nego stem dizajniran za lakše pacijente. Savojna čvrstoća stema bi mogla da poveća pojavu zaštite od napona, dovede do resorpcije kosti, i poveća rizik od popuštanja spoja kost-implant. Ova dva oprečna zahteva moguće je pomiriti uvođenjem različitih vrednosti opterećenja koja simuliraju različite telesne težine pacijenta.

Kao što se i očekivalo, raspodela najvećih deformacija izmerena trodimenzionalnim beskontaktnim optičkim uređajem je najveća u oblastima pretpostavljene koncentracije napona na implantu, odnosno otvora na stemu proteze u okolini kojih je i došlo do loma na uzorcima sličnog tipa, kao što je prikazano na slici 7.73.



Slika 7.73. Raspodela deformacija u kritičnim oblastima

Pretpostavkom postojanja oštećenja i inicijalnih prslina u definisanim kritičnim oblastima i uzveši u obzir izmereno polje pomeranja i deformacija na stemu, definiše se stanje implanta kod koga će doći do potpunog mehaničkog otkaza. Međutim, tačka maksimalnog napona, u kojoj se očekuje da se inicira prslina kod stemova proteze kuka se u realnim situacijama može pojaviti na različitim lokacijama. Linija akcije opterećenja igra značajnu ulogu u određivanju lokacije tačke maksimalnog napona. Pravac delovanja najveće fiziološke sile u frontalnoj ravni je, uopšte uzevši, nagnutiji nego pravac fiksiran u ISO standardu. Prikaz pomeranja na implantu tokom ispitivanja može se prikazati za svaki od tri analizirana pravca, a na slici 7.74 prikazuje se polje pomeranja u y pravcu, u trenutku najvećeg opterećenja.



Slika 7.74. Pomeranje u y pravcu u trenutku najvećeg opterećenja

Metodologija eksperimentalnih ispitivanja definisana u okviru teze bazirana je na primeni trodimenzionalnog optičkog mernog sistema, metode pogodne za analizu nepravilnih geometrija i predmeta izrađenih od raznih materijala, što je često slučaj u biomedicinskim primenama. Dakle, principi postavke eksperimentalnih merenja i dobijeni rezultati koje su prikazani u okviru ovog poglavlja praktično su primenljivi i u smislu mogućeg razvoja nove metodologije za ispitivanje mehaničkih karakteristika biomaterijala na komplikovanim geometrijama, uključujući realno praćenje ponašanja materijala, i u drugim ortopedskim ili stomatološkim aplikacijama.

Na osnovu prikazanih teorijskih razmatranja u okviru prethodnih poglavlja, može se uočiti da su u ortopedskim primenama, poput proteza kolena i kuka, lom usled zamora i habanja identifikovani kao najveći problemi koji su povezani sa popuštanjem spoja implanta, zaštitom kosti od napona i konačnim otkazom implanta. Stvarni *in vivo* mehanizmi su kompleksni i uključuju prisustvo agresivnog telesnog okruženja. Materijali od kojih se izrađuju biomedicinski implantati su izloženi velikim naponima i jakim cikličnim opterećenjima. Mnogu drugi mehanizmi, poput aseptičkog popuštanja, habanja, trenja i korozije mogu

doprineti zamoru i otkazu biomedicinskih implanata. Takođe, trebalo bi uzeti u obzir i kombinaciju efekata raznih načina otkaza materijala. Ovi veliki zahtevi, u kombinaciji sa agresivnim okruženjem unutar tela, dovode do otkaza zbog zamora i loma metalnih implanata.

U okviru ovog rada analizirano je ponašanje stema proteze veštačkog kuka isključivo sa mehaničkog aspekta. Jasno je da je nemoguće uključiti sve faktore koji bi oslabili integritet same proteze, uzevši u obzir da *in vivo*, na svaku komponentu proteze deluju različite sile koje su specifične za svakog pacijenta. Takođe, uslovi fiksacije implanta variraju u zavisnosti od pacijentovih ranijih oboljenja, modela proteze, kvaliteti kosti i tehnika hirurške implantacije. Međutim, rezultati sprovednih istraživanja pokazuju da je utvrđivanje parametara mehanike loma kod metalnih biomaterijala od suštinskog značaja pri analizi i definisanju ukupnog očuvanja integriteta proteze u ljudskom organizmu.

Proteza izrađena od legura titana je izložena mnogim mehanizmima oštećenja, a prerani lom stema kod proteze kuka može nastati usled postojanja prslina koje su nastale lošom izradom i projektovanjem ili neadekvatnim radom sa implantom, kao i uticajem ponašanja organizma. Tokom hirurške procedure i dok se implant priprema, neminovno će doći do pojave ogrebotina na površini proteze, što dovodi do intenziviranja napona na tim tačkama, fenomena poznatog kao osetljivost na zarez (eng. notch sensitivity). Naponi se skupljaju na nesavršenostima i stvaraju lokaciju za rast prsline. Legure Ti-6Al-4V su veoma oseljive na ovakva oštećenja, a analizom rezultata dobijenih za ponašanje ovih materijala u odnosu na postojanje zarezova, može se uvideti da će na materijalu oslabljenom zarezima doći do loma čak i pri veoma malim opterećenjima, reda veličine 500 N.

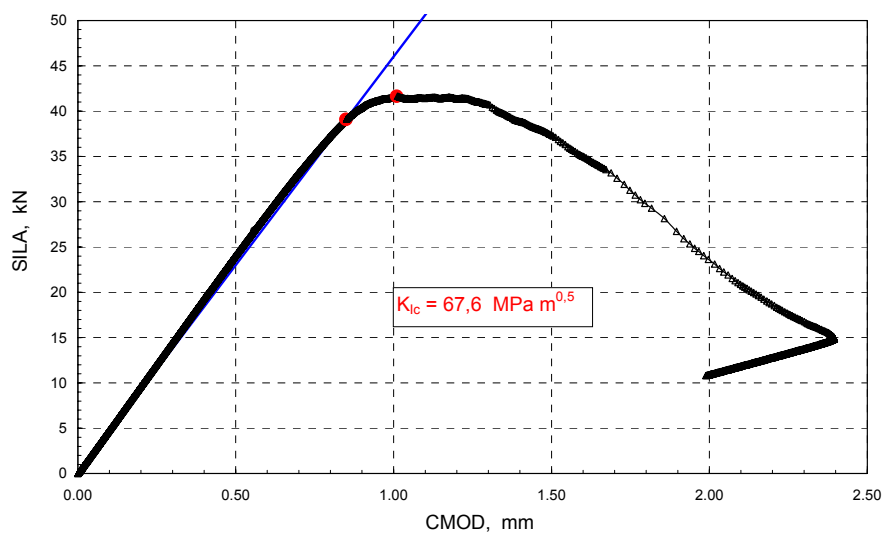
Poređenjem dobijenih rezultata za eksperimentalno utvrđene vrednosti faktora koncentracije napona  $K_I$ , određene vrednosti za leguru Ti-6Al-4V koje su maksimalno iznosile  $39.5 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$  su mnogo manje u odnosu na dobijene vrednosti uporednog materijala, odnosno legure S316L gde su dobijene vrednosti od  $51 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ . Poređenjem dobijenih eksperimentalnih rezultata sa određenim

karakteristikama faktora koncentracije napona Co-Cr legure u prethodnim radovima, gde su dobijene vrednosti oko  $80 \text{ MPa}\sqrt{m}$ , zaključuje se da su značajno manje vrednosti izmerenih vrednosti ovog parametra dobijene kod Ti-6Al-4V.

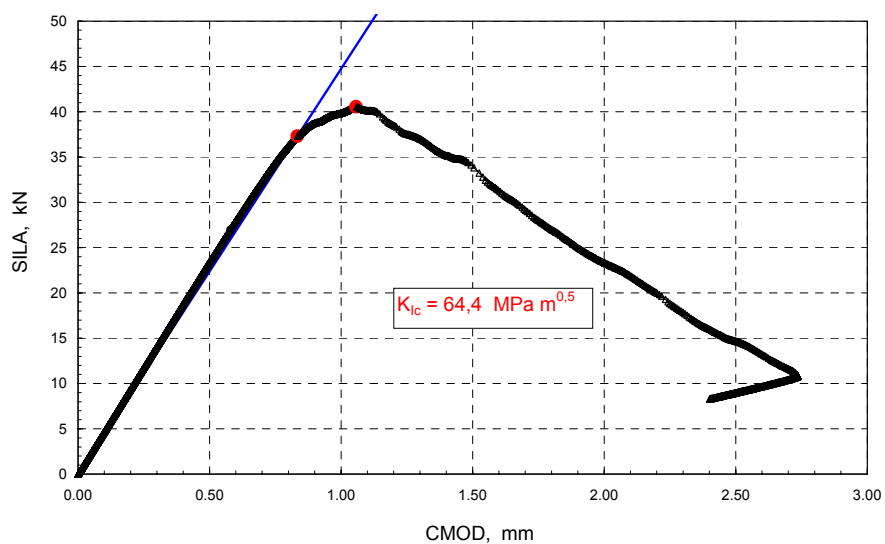
U cilju poređenja eksperimentalno određenih vrednosti žilavosti loma u odnosu na eksperimentalno određene kritične vrednosti faktora koncentracije napona, prikazani su rezultati merenja žilavosti loma dobijeni za C(T) epruvete istog tipa i izrađene od istog materijala, ali većih dimenzija nego ispitivane epruvete. Rezultati su prikazani za merenja na tri epruvete, slikama 7.75, 7.76 i 7.77 i u tabeli 7.19 (dr Blagoj Petrovski, privatna korespondencija).

Tabela 7.19. Rezultati merenja za tri epruvete

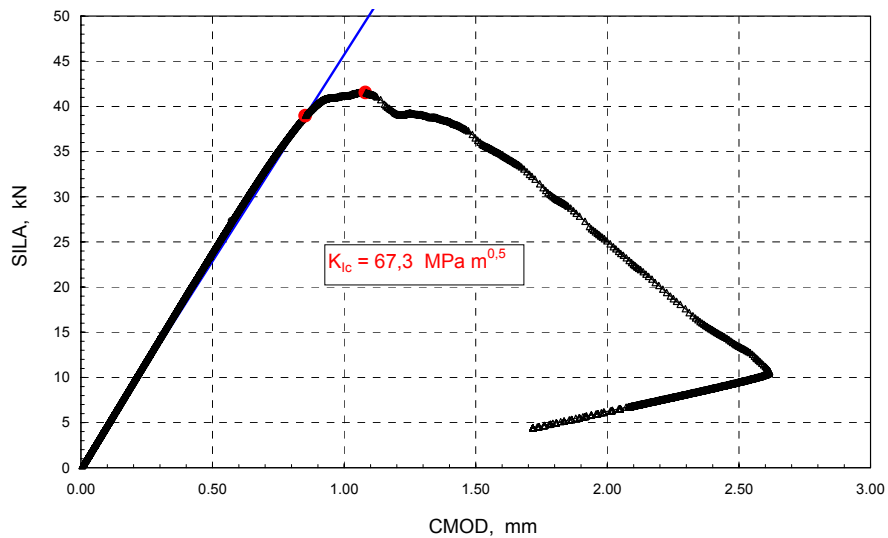
Ti6Al4V	P <sub>max</sub> , N	P <sub>Q</sub> , N	P <sub>max</sub> /P <sub>Q</sub>	a/W	f(a/W)	B, mm	B <sub>N</sub> , mm	W, mm
Uz. 1	41,643	39,099	1.065	0.500	9.659	25	25	50
Uz. 2	40,553	37,299	1.087	0.500	9.659	25	25	50
Uz. 3	41,542	38,970	1.066	0.500	9.659	25	25	50
Epruveta Ti-6Al-4V								
Faktor intenziteta napona $K_I$ ( $\text{MPa}\sqrt{m}$ )				Uzorak 1				
$K_{Ic}$ , $\text{MPa m}^{0.5}$	$\sigma_Y$ , MPa	E, MPa	$2.5 \cdot (K_Q / \sigma_{YS})^2$ , mm					
<b>67.558</b>	985	120,320	11.770					
$K_{Ic}$	Zadovoljava kriterijum dimenzija							
Epruveta Ti-6Al-4V								
Faktor intenziteta napona $K_I$ ( $\text{MPa}\sqrt{m}$ )				Uzorak 2				
$K_{Ic}$ , $\text{MPa m}^{0.5}$	$\sigma_Y$ , MPa	E, MPa	$2.5 \cdot (K_Q / \sigma_{YS})^2$ , mm					
<b>64.448</b>	985	120,320	10.711					
$K_{Ic}$	Zadovoljava kriterijum dimenzija							
Epruveta Ti-6Al-4V								
Faktor intenziteta napona $K_I$ ( $\text{MPa}\sqrt{m}$ )				Uzorak 3				
$K_{Ic}$ , $\text{MPa m}^{0.5}$	$\sigma_Y$ , MPa	E, MPa	$2.5 \cdot (K_Q / \sigma_{YS})^2$ , mm					
<b>67.335</b>	985	120,320	11.692					
$K_{Ic}$	Zadovoljava kriterijum dimenzija							



Slika 7.75. Dijagram sila-CMOD za epruvetu 1

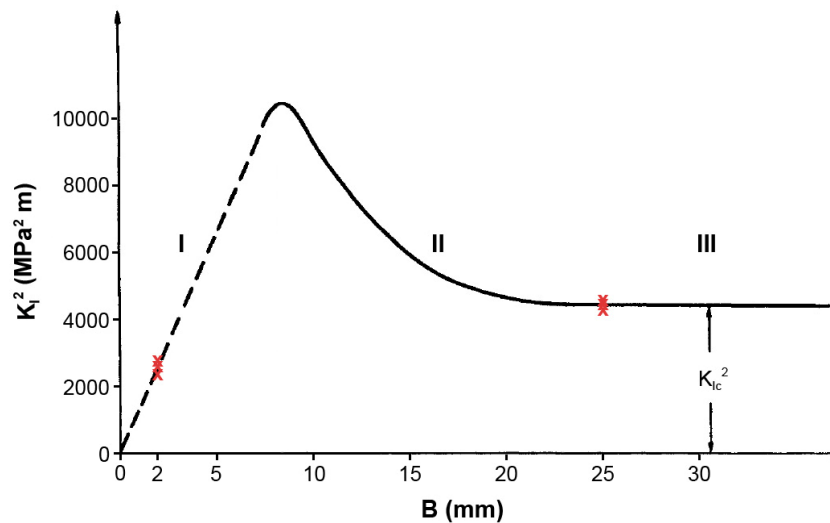


Slika 7.76. Dijagram sila-CMOD za epruvetu 2



Slika 7.77. Dijagram sila-CMOD za epruvetu 3

Kriterijum minimalne dimenzije koji je potrebno zadovoljiti za postizanje ravnog stanja deformacija nije jednostavno postići, uzimajući u obzir da se pretpostavlja na osnovu iskustva, kao i da najčešće postoji ograničenje u dimenzijama materijala od kojih je potrebno izraditi epruvete. Analizom prikazanih rezultata, jasno je da je izborom debljine C(T) epruveta od 25 mm kriterijum za postizanje ravnog stanja deformacija zadovoljen, pa da izmerene vrednosti predstavljaju kritične vrednosti žilavosti loma. Međutim, izvesno je da bi i epruvete manje debljine, reda veličine 10 mm, zadovoljile postavljeni kriterijum. Poređenjem eksperimentalnih rezultata, može se zaključiti da  $K_C$  varira sa debljinom ispitivanog uzorka B, a da se zavisnost  $K_C$  u odnosu na debljinu ploče može prikazati dijagramom datim na slici 7.78.



Slika 7.78. zavisnost  $K_c$  u odnosu na debljinu ploče

Može se zaključiti da se izborom veoma tankih epruveta dobijaju vrednosti faktora intenziteta napona koje su manje od kritičnih vrednosti za taj materijal. Dakle, moguće je pretpostaviti da bi sa daljim smanjenjem debljine, dolazilo do daljeg smanjenja faktora intenziteta napona, odnosno se ponašanje materijala u oblasti male debljine ploče mora pretpostaviti drugačijim modelom ponašanja.

U smislu poređenja prikazanih rezultata dobijenih vrednosti kritične žilavosti loma za leguru titana, od približno  $60 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ , sa legurama kobalta kod kojih je određena kritična vrednost žilavosti loma, za C(T) epruvete sličnih debljina oko  $128 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ , može se zaključiti da u smislu žilavosti loma standardna legura titana pokazuje znatno lošije karakteristike nego legura kobalta. Međutim, uzevši u obzir da su pri izboru biomaterijala u ortopediji uticajni faktori višestruki, u smislu potrebne biokompatibilnosti, rezistentnosti na koroziju, kao i male specifične težine, jasno je da je prednost pri izboru legure za protezu kuka na strani titanovih legura. Ipak, pri analizi ponašanja biomaterijala, svakako treba uzeti u obzir veliku osetljivost na postojanje zarezova i inicijalnih prslina titanovih legura.

Kao merilo žilavosti loma materijala za ispitivane materijale određen je i parametar otvaranja vrha prsline (CTOD). Za određivanje otvaranja vrha prsline mogu se koristiti isti tipovi epruveta, kako i za određivanje  $K_{Ic}$ , a uzevši u obzir srodnost postupka moguće je primeniti iste tehnike ispitivanja i zapisivanja



dijagrama u istom koordinatnom sistemu (sila-CMOD). Osnovni problem u primeni CTOD je nedostatak čvrste teorijske osnove, pa u skladu sa tim postoji nekoliko različitih definicija i tumačenja CTOD. Pri primeni standardnog postupka definisanog ASTM standardom, zapravo se koristi Švalbeova definicija  $\delta_5$ , odnosno vrši se direktno određivanje CTOD. Da bi se odredilo kritično otvaranje vrha prsline primenom BS standarda neophodno je utvrditi početak rasta prsline, odnosno potrebno je utvrditi merodavnu vrednost  $\delta_t$ , koristeći definicije preporučene po standardu, pri čemu je korišćena vrednost  $\delta_m$ , odnosno vrednost  $\delta_t$  pri dostizanju najvećeg opterećenja u plastičnoj oblasti. Potrebno je imati u vidu da u navedenim standardima postoje razlike ne samo u tumačenju početka rasta i skoka prsline, već i u drugim detaljima, primera radi u definisanju graničnih vrednosti parametara.

Proračunom neophodnih parametara i određivanjem vrednosti otvaranja vrha prsline standardnim metodama, ali i primenom metode stereometrijskog praćenja rasta prsline u materijalu, dobijene su različite vrednosti za CTOD. Primenom ASTM standardnog postupka dobijaju se značajno manje vrednosti ovog parametra, u odnosu na vrednosti određene BS postupkom ili izmerene primenom optičkog merenja. Kod epruveta izrađenih od titanove legure, veoma slične vrednosti za  $\delta_t$  dobijaju se primenom optičkih kamera i BS postupka, dok se za epruvete izrađene od čelika veće vrednosti parametra dobijaju primenom BS postupka. Određene vrednosti primenom stereometrijskog postupka merenja za  $CTOD_{F_{max}}$  iznosile su za epruvete od čelika 0.134 mm i 0.237 mm, dok su za epruvete od titanove legure dobijene vrednosti od 0.049 mm. Potrebno je naglasiti da se primenom stereometrijskog praćenja otvaranja vrha prsline dobijaju vrednosti tokom prostiranja prsline u materijalu, pa su tako izmerene vrednosti početne veličine u trenutku pred lom epruveta za čelik bile 1.088 i 2.600 mm, a za epruvetu od titanove legure 0.394 mm.

U smislu već prethodno definisanog problema sa nedostatkom fizičke osnove uvođenja parametra CTOD, razumljivo je uvođenje još jednog parametra elasto-plastične mehanike loma, odnosno  $J$  integrala. Treba naglasiti da je ovaj parametar veoma teorijski utemeljen, pa je njegovo izračunavanje vrlo opravdano.

Primenom standardnog ASTM postupka, određene su vrednosti elastičnog i plastičnog dela parametra, a u tablici 7.20 prikazane su konačne vrednosti proračuna, kada se ukupni parametar J dobija sabiranjem ova dva dela.

*Tabela 7.20. Konačne vrednosti proračuna*

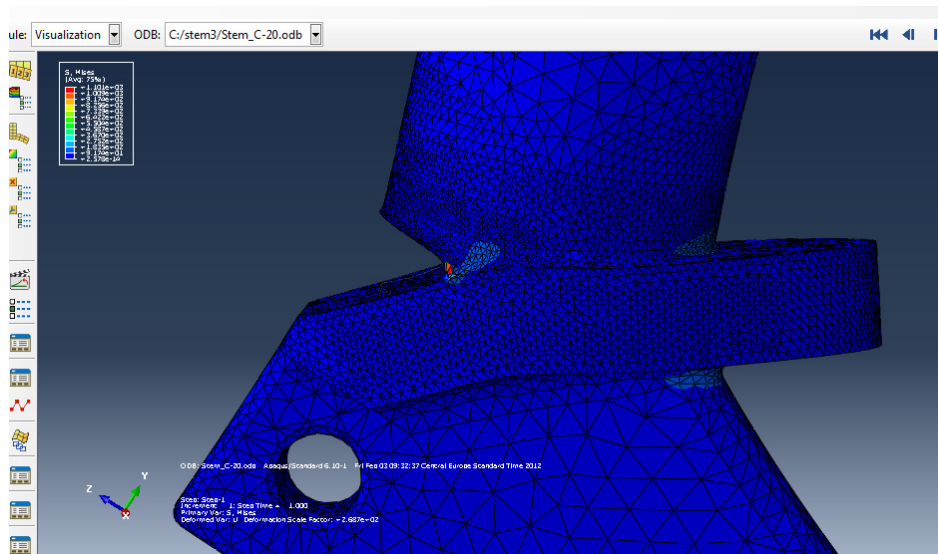
Epruveta	$J_{el}$ (N/mm)	$J_{pl}$ (N/mm)	J (N/mm)
S316 L Uzorak 1	24.995	31.012	56.007
S316 L Uzorak 2	25.548	34.020	59.568
Ti-6Al-4V Uzorak 1	11.535	0.460	11.995
Ti-6Al-4V Uzorak 2	9.439	0.584	10.023
Ti-6Al-4V Uzorak 3	8.251	0.957	9.208

Pomoću metode konačnih elemenata (MKE) izvršena je analiza naponskih stanja i deformacija različitih oblika stema ortopedskih implanata kuka koji su izloženi silama različitog intenziteta usled ciklusa hodanja. Rezultati numeričkih simulacija pokazuju da ISO opterećenja dobro simuliraju fiziološka opterećenja koja deluju na stem implantiran u aktivnog pacijenta sa manjom do normalnom telesnom težinom. Međutim, kada pacijent ima veliku telesnu težinu, znatno se povećavaju opterećenja koja deluju na istoj geometriji i dimenzijama implanta, odnosno stemu proteze. U tim slučajevima dolazi do povećanja naponskog stanja u kritičnim oblastima, pa se mogu očekivati otkazi, naročito kod čelika kao izabranog materijala. Rezultati numeričkih simulacija složene geometrijske strukture implanta verifikovani su poređenjem polja pomeranja i deformacija sa eksperimentalnim rezultatima.

Razlike koje su dobijene primenom dva modela za određivanje ponašanja stema implanta pod opterećenjem pokazali su približno slične rezultate u određivanju maksimalnih napona, pa je za analizu problema postojanja inicijalne prsline u implantu i određivanje faktora intenziteta napona kao parametra mehanike loma, izabran model proteze koji prikazuje samo stem.

Početne numerički određene vrednosti žilavosti loma za stem implanta izrađen od Ti-6Al-4V sa pretpostavljenom inicijalnom prsline u materijalu

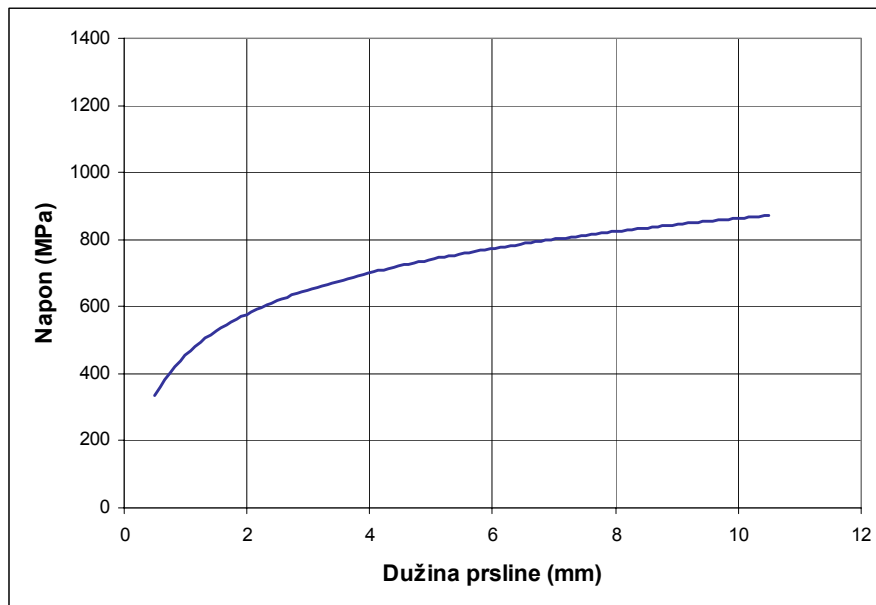
dužine 0.5 mm su  $75 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ . Preporuka je da se pretpostavi inicijalna prslina u materijalu u skladu sa kriterijumom loma  $K_{IC}$ , kada do rasta prsline dolazi u slučaju  $K_I \geq K_{IC}$ , odnosno uslovom loma kod linearno elastične analize. Simulacijom rasta prsline u materijalu, odnosno po površini implanta, vrednosti žilavosti loma rastu, da bi u trenutku kada je došlo do potpunog loma proteze dostigle vrednosti od  $142 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ . Na slici 7.79 prikazan je izgled proteze nakon otkaza, odnosno nakon što je prslina dostigla konačnu dužinu od 10.5 mm.



Slika 7.79. Izgled proteze nakon otkaza

Kao što je prikazano na dijagramu na slici 7.68, što je veća vrednost faktora intenziteta napona  $K_I$ , povećava se je i vrednost dužine prsline  $a$ . Ova zavisnost važi i za kritične vrednosti razmatranih parametara, pa se može zaključiti da što je veća vrednost žilavosti loma  $K_{IC}$ , veća je i vrednost kritične dužine prsline  $a_c$ . U tom smislu, posto je  $K_{IC}$  legura kobalta veće od  $K_{IC}$  legura titana, može se zaključiti da je kod legura titana moguć manji rast prsline nego kod legura kobalta. U smislu sprovedene analize tako definisanih parametara mehanike loma, legura kobalta je atraktivnija za inženjerske primene, međutim treba imati u vidu da na mehaničko ponašanje biomaterijala u značajnoj meri utiču uslovi u ljudskom organizmu i postojanje korozivnog okruženja. U tom smislu, kao i u svojstvima

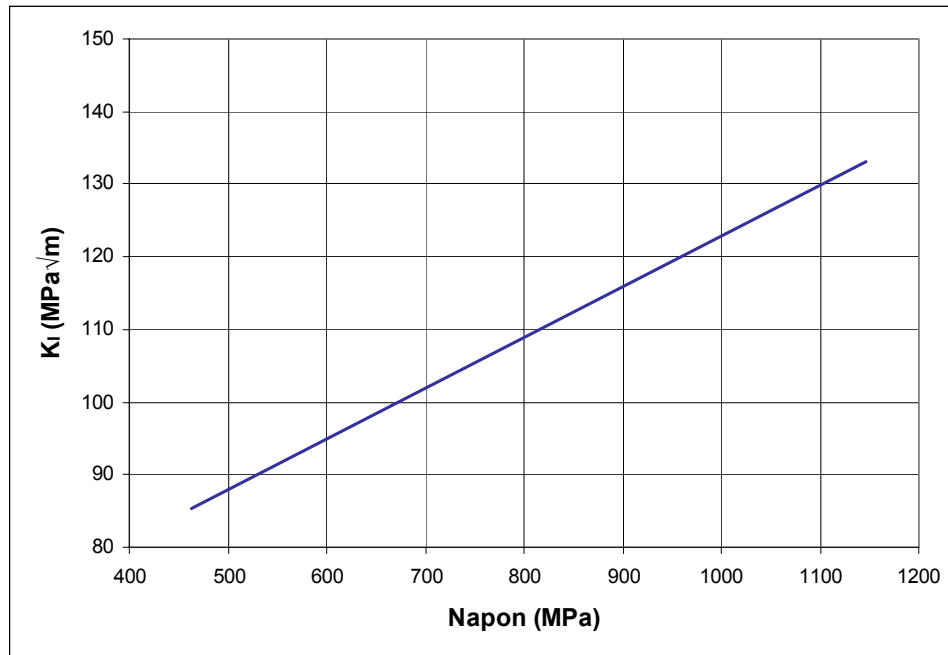
biokompatibilnosti, legure titana pokazuju značajnu predost u odnosu na ostale biomaterijale.



Slika 7.80. Promena napona na stemu proteze u zavisnosti od dužine prsline

Promena napona na stemu proteze u zavisnosti od dužine prsline prikazana je na dijagramu 7.80. Prslina raste dok ne dostigne kritičnu dužinu, kada nastupa kritično stanje u smislu nekontrolisanog i ubrzanog rasta prsline. Pretpostavlja se da je prslina nestabilna kada usled dejstva spoljašnjeg opterećenja dolazi do postizanja kritičnih uslova. U slučaju kada je na implantu dostignuta vrednost napona tečenja materijala, može se pretpostaviti da dolazi do faze nestabilnog rasta prsline. U tom smislu, može se odrediti da je tako definisana kritična dužina prsline oko 6 mm, kada dolazi do ubrzanog nestabilnog rasta prsline.

Početak nestabilnog rasta prsline može se definisati kao kritično stanje u smislu da se prslina naglo produžava velikom brzinom kod loma cepanjem, odnosno u pretpostavljenom slučaju otvaranja prsline oblikom I, koji je prikazan na dijagramu 7.81. Osim zavisnosti dužine prsline u odnosu na napon, moguće je prikazati i linearnu zavisnost napona  $\sigma$  na stemu proteze u odnosu na vrednosti faktora intenziteta napona u slučaju rasta prsline cepanjem. Prikazane su srednje vrednosti faktora intenziteta napona.



Slika 7.81. Oblik I otvaranja prsline

PMKE se pokazala kao veoma efikasan alat za numeričko modeliranje prsline u LEML, uzevši u obzir da mreža konačnih elemenata ne mora biti prilagođena granicama prsline (površinama prsline) da bi uračunao geometrijski diskontinuitet, i da nije potrebno ponovno generisanje mreže u simulacijama rasta prsline. U poređenju sa standardnom MKE, PMKE uvodi značajna poboljšanja u numeričko modeliranje rasta prsline. PMKE je bazirana na uvođenju dodatnih stepena slobode, koji se vezuju za čvorove elemenata koje seče geometrija prsline, a ovi dodatni stepeni slobode, u kombinaciji sa specijalnim funkcijama, omogućavaju tačno modeliranje prsline.

Pokazano je da je primenom savremenih numeričkih metoda analize ponašanja biomaterijala moguće pratiti trodimenzionalno ponašanje prsline u materijalu, kao i određivanje ponašanja dela sa postojanjem inicijalne prsline u materijalu. Kombinovanim eksperimentalnim i numeričkim pristupom, moguće je definisati kritična mesta, u smislu povećane koncentracije napona, na stemu proteze kuka, na kojima se pretpostavlja da će najverovatnije doći do pojave mikrooštećenja. U tom smislu, moguće je izvršiti numerike simulacije, koje

pokazuju raspodelu napona u kritičnim oblastima, koja nastaje tokom ciklusa hodanja.

U numeričkim modelima prepostavljeno je u tri različita primera da je stem proteze izrađen od legure titana Ti-6Al-4V, Co-Cr legure, i nerđajućeg čelika tipa S 316L. Pri dobijenim rezultatima statičke numeričke analize, vrednosti fon Mizesovih napona su pod najvećim pretpostavljenim vrednostima opterećenja kod normalnog hodanja i problema hodanja niz i uz stepenice dovoljno ispod sigurnosne granice izdržljivosti materijala, kada su u pitanju proteze izrađene od Ti-6Al-4V legure i znatno ispod napona tečenja Co-Cr legure. Međutim, kao što je primećeno, u slučaju analize ponašanja stema proteze koji bi bio izrađen od nerđajućeg čelika, dobijene vrednosti fon Mizesovih napona prelaze sigurnosne granice materijala, naročito ako se uzme u obzir da je primenjena statička analiza, a da bi rezultati dinamičke simulacije ponašanja implanta, koji su bliži realnoj situaciji simulacije hoda, dali i raspodelu većih fon Mizesovih napona na kritičnim mestima na stemu proteze. U slučaju pretpostavljenog maksimalnog opterećenja, koje bi simuliralo slučaj saplitanja, dobijene maksimalne vrednosti napona znatno su veće od napona tečenja za Ti-6Al-4V leguru, pa bi u tom slučaju pod pretpostavkom postojanja inicijalne prsline u materijalu svakako došli do loma proteze. Ipak treba imati u vidu da je pretpostavljeno maksimalno opterećenje slučaj ekstremne vrednosti do koje može doći, primera radi u trenutku saplitanja ili pada, a da su opterećenja koja se javljaju tokom normalnog hoda i uobičajnih aktivnosti manja. U tom smislu je za analizu stema proteze za koji je pretpostavljeno da ima inicijalnu prslinu izabrano radno opterećenje od 2 kN. Dobijene vrednosti sugerišu da će stem proteze na kome postoji inicijalna prslina i opterećen je prosečnom silom od 2 kN, odnosno radi u normalnim uslovima ciklusa hodanja, imati broj ciklusa od 948131 pre konačnog loma i otkaza proteze. Rezultati su dobijeni numeričkom analizom i prikazuju broj ciklusa nakon što je inicirana prslina, a primenom numeričkih simulacija određen je i broj ciklusa proteze koja radi pod normalnim uslovima, pod pretpostavkom da ne postoji greška u materijalu. Određen je broj ciklusa od približno  $10^6$ , pre nego što na definisanim kritičnim mestima na stemu proteze dođe do pojave otkaza. Jasno je

da su prednosti pri izboru materijala za izradu stema proteze sa mehaničkog stanovišta svakako na strani legura titana, naročito ako se uzme u obzir da su moduli elastičnosti 316L nerđajućeg čelika i Co-Cr legure oko dva puta veći od Ti6Al4V, kao i osobine velike biokompatibilnosti titanovih legura. Međutim, potrebno je uzeti u obzir i ekonomski faktor pri izradi proteza, a iako titan odlično podnosi toplotu i vrlo je otporan na koroziju, veoma se teško oblikuje i obrađuje u željeni oblik. Takođe, njegova ekstremna hemijska reaktivnost sa vazduhom, u kombinaciji sa drugim faktorima, učinila je cenu komponenata od titana veoma visokom.

Danas je korišćenje metode konačnih elemenata mnogo jednostavnije pošto se većina posla obavlja u već raspoloživim računarskim programima. Međutim, razvoj adekvatnog modela za rekonstrukciju kuka i dalje nije nimalo trivijalan. Potrebno bi bilo izraditi trodimenzionalnu anatomski realističnu mrežu ljudskog kuka. Kod trodimenzionalne mreže može doći do značajnih ograničenja u pogledu maksimalnog broja elemenata i čvorova, u zavisnosti od raspoložive brzine računara. Ovo je problematično u protetičnoj analizi pošto su rekonstrukcije zglobova kompozitne strukture. Na primer, neki delovi kompozita imaju veoma male dimenzije (npr. sloj akrilnog cementa) i iziskuju upotrebu malih elemenata, što povećava ukupan broj elemenata u strukturi. Moguća rešenja ovog problema su ograničena zahtevom za minimalnim odnosom stranica elementa – primera radi, za ciglu koja se napravi relativno tankom se smatra da je izobličena i da će proizvesti grešku.

Gustina mreže i polja deformacije se takođe mora uzeti u obzir. U MKE paketima su raspoloživi razni tipovi elemenata. Ovi elementi koriste različite interpolacione funkcije za predstavljanje koordinata i deformacija u kalkulacijama. Ove interpolacione funkcije mogu biti relativno jednostavne, kao što je bilinearna funkcija za dvodimenzionalni element sa četiri čvora, ili trilinearna funkcija za trodimenzionalne elemente oblika cigle sa osam čvorova. Prednost ovih jednostavnih elemenata je u tome što je broj stepena slobode relativno mali, što smanjuje potrebno vreme računanja. Međutim, ovi elementi možda neće biti u stanju da predstavljaju stanja napona i deformacija koja se generišu u realnosti. Na

primer, ovi relativno jednostavni elementi se ponašaju previše čvrsto kada se izlože savijanju. Razlog za ovo je taj što se varijacija deformacije linearnog smicanja, koja je prisutna u savijanju, ne može opisati jednostavnim interpolacionim funkcijama.

Kompleksniji elementi imaju komplikovanije, kvadratne interpolacione funkcije, (dvodimenzionalni elementi sa osam čvorova i trodimenzionalni elementi sa 20 čvorova), koje imaju bolju moć opisivanja realnog prostiranja napona i deformacija. U slučaju kada se koristi jedan element za predstavljanje cele debljine substrukture i linearno polje pomeranja (tj. element sa konstantnom deformacijom), dobijaju se konstantan napon i deformacija na toj debljini. U realnosti, takvu strukturu može karakterisati gradijent deformacije, kakav se sreće kod savijanja. U cilju dobijanja što tačnijih rešenja, potrebno je koristiti ili veći broj elemenata, ili finije elemente sa kvadratnim poljem pomeranja (linearne deformacije), što rezultuje većim brojem čvorova po elementu. U oba slučaja se povećava veličina računskog problema. Broj čvorova ili elemenata neophodnih za dobijanje odgovarajuće tačnosti se može odrediti tzv. testovima konvergencije.

Kada se konstruiše mreža, potrebno je u MKE paketu definisati karakteristike spoljašnjeg opterećenja, elastične konstante materijala, i specifikacije za granične uslove. Ovo takođe nije trivijalan korak u procesu modeliranja THR rekonstrukcija pošto ove karakteristike pokazuju velike varijacije unutar populacije pacijenata i u vremenu, pa uopšte uzevši nisu precizno poznate. Stoga, da bi se analizirali neki od problema, opet se moraju koristiti aproksimacije.

Potrebno je naglasiti da je neophodno izvršiti dalja kako eksperimentalna tako i numerička ispitivanja u pravcu analize ponašanja implanata (u smislu projektovane čvrstoće i otpornosti na lom) tokom ugradnje kao i tokom realnih (nesimuliranih) uslova eksploatacije.



## POGLAVLJE 8

### ZAKLJUČAK

#### 8.1 Zaključak

Na osnovu polazne hipoteze, koja podrazumeva da su činioци koji dovode do potpunog otkaza implanata veštačkog kuka dominantno uzrokovani mehaničkim karakteristikama biomaterijala, odnosno pre svega otpornošću na lom usled postojanja prslina u biomaterijalu, urađena su eksperimentalna istraživanja u smislu definisanja otpornosti na lom izabranih biomaterijala, kao i eksperimentalne i numeričke simulacije mehaničkog ponašanja realnih proteza za veštački kuk.

Na osnovu teorijskih razmatranja i urađenih analiza, može se zaključiti da analiza ponašanja biomaterijala u odnosu na lom treba da se postavi kao jedan od kriterijuma pri projektovanju proteze, što potvrđuju i sprovedena istraživanja u okviru disertacije bazirana na početnoj hipotezi.

Analizom dobijenih rezultata na verifikovanim numeričkim modelima potvrđeno je da je moguće odrediti karakteristične vrednosti faktora intenziteta napona numeričkim proračunom na trodimenzionalnim modelima. Rezultati simulacije rasta prsline na komplikovanim geometrijama, kao što je geometrija analiziranih implanata, primenom savremenih numeričkih paketa baziranih na primeni proširene metode konačnih elemenata, daju veoma dobre rezultate, pa je moguće numerički odrediti ponašanje stema proteze kuka sa prslinom i simulirati uslove koji će dovesti do loma usled postojanja prsline u materijalu.

Može se zaključiti da na postizanje i očuvanje integriteta konstrukcije implanta utiču mehaničke karakteristike materijala, ali i geometrija proteze, pa je u tom smislu od izuzetnog značaja primenjena optička metodologija za praćenje nastalog deformacionog polja na samom implantu pod uticajem opterećenja. U tom smislu, može se uvideti da ostvareni eksperimentalni rezultati omogućavaju

određivanje približnog mesta nastanka prsline na implantima analizom polja deformacija koje se dobija primenom definisane metodologije merenja. Numeričkim modelima moguće je, postavljanjem prsline na mesto najveće verovatnoće njene pojave na implantu, odrediti ponašanje biomaterijala u prisustvu prsline, a pri dejstvu definisanog maksimalnog fiziološkog opterećenja, kao i broj ciklusa hodanja koji će u tom slučaju dovesti do konačnog otkaza.

Takođe, može se zaključiti da primena beskontaktnih metoda merenja polja deformacija i parametara loma pruža dobre rezultate kod ispitivanja ponašanja biomaterijala, koji se koriste za komplikovane geometrije implanata, u prisustvu prsline. Kombinacijom eksperimentalnih metoda merenja sa numeričkim pristupom, dobijaju se modeli koji se mogu koristiti u analizi ponašanja stema veštačkog kuka, izrađenog od različitih materijala i pod različitim opterećenjima, pri čemu se mogu dobiti aproksimativne vrednosti, koje bi u analizi problema otkaza mogle predstavljati polaznu tačku za zamenu potrebnih ispitivanja *in vivo*.

Prikazani rezultati jasno ukazuju da se, usled kompleksnosti problema analize otpornosti na lom biomaterijala u realnim uslovima opterećenja proteze kuka, najverodostojniji rezultati dobijaju istovremenim numeričkim i eksperimentalnim pristupom istraživanja. Na osnovu ovako definisanog pristupa, jasno je da se verifikacijom numeričkih modela i primenom adekvatne simulacije na njima znatno pojednostavljuje proces analize biomaterijala za veštački kuk i omogućava provera ponašanja stema proteze sa prslinom *in vitro*, u cilju preliminarne analize. Potrebno je naglasiti da *in vivo* na svaku komponentu proteze deluju različita opterećenja koja su specifična za individualnog pacijenta i da su stvarni *in vivo* mehanizmi kompleksni i uključuju i postojanje agresivnog telesnog okruženja. U tom smislu izrađeni numerički modeli definisani su pre svega u skladu sa zahtevima analiza koje su sprovedene u okviru teze, odnosno u cilju analize ponašanja stema kod proteza veštačkog kuka.

Iako legure titana imaju značajno bolju otpornost na zamor od čistog titana, otkaz usled loma Ti legura je i dalje problem, pa je neophodno razumeti iniciranje zamorne prsline i karakteristike njenog rasta kod ovih biomaterijala.

Karakteristike rasta prsline su bitne kod razvoja pouzdanih modela od strukturnih materijala, a smatra se da se katastrofalni otkaz ovih materijala može izbeći zaustavljanjem rasta prsline tokom stadijuma stabilnog rasta prsline, čak i ako je prsline već inicirana, ali ovaj pristup nije primenljiv kod implanata koji se postavljaju u ljudski organizam. Materijali od kojih se izrađuju biomedicinski implantati su izloženi velikim naponima i velikim cikličnim opterećenjima, a ovi veliki zahtevi, u kombinaciji sa agresivnim okruženjem unutar tela, dovode do otkaza zbog zamora metalnih implanata. Iako su svojstva nerđajućeg čelika, a naročito legura kobalta koje se koriste za izradu implanata, značajno bolja u smislu ponašanja materijala u prisustvu prsline, porebno je sagledati da u opisanim veoma zahtevnim uslovima opterećenja i okruženja može doći do iniciranja prsline. U tom smislu, zaključuje se da postojanje inicijalne prsline u materijalu, koja može nastati kao posledica različitih mehanizama oštećenja, dovodi nakon izvesnog vremena do otkaza proteze.

Dakle, rezultati istraživanja parametara mehanike loma i ponašanja u odnosu na lom biomaterijala koji se koriste za izradu totalnih proteza veštačkog kuka od suštinskog su značaja za procenu integriteta i veka trajanja parcijalne ili totalne proteze veštačkog kuka, ali su mehanizmi koji dovode do pojave prsline povezani sa uticajnim faktorima koji su individualni u slučaju svakog pacijenta.

Uspešno je razvijena kombinovana tehnika primene standardnih eksperimentalnih merenja, savremenih metoda za trodimenzionalno optičko merenje deformacija za verifikaciju teorijskih proračuna mehanike loma i numeričkih modela simulacije ponašanja implanata. Na osnovu ovoga može se zaključiti da se metodologija koja je korišćena za eksperimentalne i numeričke analize prikazana u okviru ove teze može primeniti i na druge oblasti biomedicinskog inženjerstva, imajući u vidu da su uvek u pitanju istraživanja komplikovanih geometrija, a da se prikazane metode veoma uspešno primenjuju u takvim slučajevima.

U okviru ove disertacije pokazano je da su metode računarske simulacije korisne prilikom istraživanja ponašanja proteza kuka, imajući u vidu i da je tokom poslednjih decenija njihova upotrebljivost uveliko povećana istraživanjima i raz-

vojem računarskog hardvera. Međutim, naglašeno je da se tokom svakog istraživanja mora uzeti u obzir koliko je korišćeni model blizak realnosti, nasuprot kontrolisanim uslovima eksperimenta. Pacijent je veoma realan, ali kada se koristi kao klinički model za svrhe istraživanja, postoji vrlo malo kontrole nad parametrima eksperimenta, dok računarska simulacija omogućava gotovo apsolutnu eksperimentalnu kontrolu, ali nema veze sa realnošću. Na osnovu prikazanih numeričkih analiza može se zaključiti da se korišćenjem modela u računarskim simulacijama mogu istraživati uzročno-posledične veze u dobro definisanom setu parametara. Još jedna prednost je ta što je računarska simulacija relativno jeftina, pa se ove prednosti se mogu iskoristiti i rezultati posmatrati u odnosu na udaljenost od realnosti.

Osim navedenih opštih zaključaka, na osnovu dobijenih rezultata ispitivanja mehaničkih svojstava biomaterijala koji se koriste za izradu stema proteze mogu se izvesti sledeći pojedinačni zaključci:

- Analizom rezultata dobijenih primenom standardnih metoda ispitivanjima parametara mehanike loma na metalne biomaterijale, najlošije karakteristike u odnosu na žilavost loma imaju legure titana, koje pokazuju i veoma veliku osetljivost na zarez, a najbolja svojstva u odnosu na žilavost loma pokazuju legure na bazi kobalta. U smislu postizanja potrebnih kriterijuma za eksperimentalno ispitivanje kritične vrednosti faktora intenziteta napona, od suštinskog je značaja iskustvo u proceni neophodne debljine za postizanje ravnog stanja deformacija.
- Analizom dobijenih eksperimentalnih rezultata može se zaključiti da je ponašanje biomaterijala, u smislu zavisnosti vrednosti faktora koncentracije napona u odnosu na debljinu ploče, potrebno pretpostaviti drugačijim modelom kada su debljine epruveta veoma male.
- Dobijeni parametri mehanike loma metalnih biomaterijala potvrđuju da je primenom savremenih standarda iz oblasti ispitivanja otpornosti materijala na lom, moguće istovremeno odrediti i povezati nekoliko parametara mehanike loma; odnosno, moguće je primenom istih epruveta i mernih procedura odrediti vrednosti faktora intenziteta napona, otvaranja vrha prsline i J integrala za svaki od ispitivanih biomaterijala. Potrebno je imati

u vidu da se usled različitih definicija CTOD, primenom različitih standarda mogu dobiti različite vrednosti ovog parametra.

- Analizom rezultata dobijenih primenom optičkih trodimenzionalnih metodologija merenja na standardna ispitivanja merenja žilavosti loma i otvaranja vrha prsline, pokazano je da je moguće vrlo precizno izmeriti pomeranja tokom otvaranja vrha prsline. Primena ove metode opravdana je za dobijanje vrednosti parametara mehanike loma i polja deformacija u materijalu tokom ispitivanja, sa ciljem jednostavnijeg lociranja najslabijeg mesta u materijalu, kao i u smislu praćenja ciklusa rasta prsline u materijalu.
- Dobijeni rezultati ispitivanja na protezama veštačkog kuka pokazuju da je modifikacijom standardnih metoda za određivanje mehaničkog ponašanja implanta u odnosu na stabilnost, moguće odrediti trodimenzionalno polje pomeranja i deformacija nastalo na stemu proteze tokom simuliranih realnih opterećenja. Opterećenja koja se primenjuju u standardnim testovima ispitivanja stema proteze veštačkog kuka, trebalo bi da simuliraju slučajeve maksimalnih mogućih opterećenja koja mogu nastati *in vivo* tokom ciklusa hodanja, pri čemu pri definisanju matrice opterećenja u pojedinačnim slučajevima prvenstveno uticaj imaju godine, pol i težina pacijenta.
- Definisana je metodologija ispitivanja stema ortopedskih implantata modifikacijom standardnih preporuka, koja uključuje primenu trodimenzionalne optičke analize za dobijanje vrednosti polja deformacija u materijalu tokom ispitivanja, sa ciljem da se što jednostavnije može locirati najslabije mesto u implantu. Primenom optičke trodimenzionalne metode merenja, moguće je dovoljno precizno definisati polje deformacija na implantu, odnosno posredno i naponsko stanje u odnosu na kritična mesta na stemu proteze, ili na drugom ispitivanom modelu, na kojima se može očekivati pojava oštećenja.
- Kombinovanim eksperimentalnim i numeričkim pristupom uporedne analize rezultata, dobijeni su verifikovani računarski modeli ponašanja stema proteze, na kojima je moguće izvršiti dalja usložnjavanja i simulacije. Pokazano je da ne treba težiti nepotrebnom usložnjavanju modela, već je neophodno dovoljno dobro definisati set parametara koji utiču na tačnost, ali i brzinu izračunavanja dobijenih rezultata.

- Analizom rezultata dobijenih numeričkim simulacijama ponašanja stema proteze kuka, a u zavisnosti od opterećenja karakterističnih za definisane faze u ciklusu hodanja, pokazano je da varijacijama realnih opterećenja koja mogu nastati *in vivo* dolazi do pojave napona koji su veoma bliski, ili čak i veći od granice tečenja biomaterijala. Realno je očekivati da će kod osoba koje su aktivne, kod kojih dolazi do većih opterećenja, na mestima najveće koncentracije napona na stemu proteze doći do pojave mikrooštećenja.
- Pokazano je da je primenom numeričkih simulacija moguće pretpostaviti ponašanje stema proteze sa postojanjem greške tipa prsline i odrediti broj ciklusa hodanja koji će dovesti do konačnog otkaza proteze. Analizom rezultata simulacije ponašanja trodimenzionalnog numeričkog modela implanta sa inicijalnom prslinom, čiji je rast simuliran primenom proširene metode konačnih elemenata, dobijeni su parametri, odnosno određene su vrednosti faktora intenziteta napona u zavisnosti od naponskog stanja na implantu i dužine prsline. Može se zaključiti da je primena PMKE opravdana kod simulacije ponašanja u odnosu na lom tokom analize trodimenzionalnih komplikovanih geometrija, kao što je slučaj simuliranog ponašanja biomaterijala u implantima u odnosu na lom.

Konačan zaključak na osnovu sprovedenih eksperimentalnih istraživanja i analiza ponašanja metalnih biomaterijala korišćenih za izradu stema proteze u odnosu na lom, sa eksperimentalne i numeričke tačke gledišta, je da očigledno postoji mogućnosti uvođenja novih kriterijuma analize ponašanja proteza za veštački kuk, u smislu definisanja i analize problema postojanja mikrooštećenja, odnosno prsline u samom materijalu, kao i definisanja kritičnih oblasti u kojima bi postojanje prsline dovelo do otkaza.

## LITERATURA

- [1] B. Dulić et al., *Prelomi kuka*, Acta Clinica, Vol 3. br. 3, Klinički centar Srbije, Beograd, 2003.
- [2] J.B. Park, R.S. Lakes, *Biomaterials An Introduction*, Plenum Press, New York, 1992.
- [3] I. Milne, R.O. Ritchie, B. Karihaloo, *Comprehensive Structural Integrity, Vol. 9: Bioengineering*. Elsevier Ltd, Oxford, 2003.
- [4] B.D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons, *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*, Academic Press, San Diego, 1996.
- [5] D. Raković, D. Uskoković (ur.), I. Balać et al., *Biomaterijali*, Društvo za istraživanje materijala, 2010.
- [6] Sir Walter Mercer, *Mercer's Orthopaedic Surgery*, Univ Park Pr, 8 Sub edition (February 1983)
- [7] ASTM F136 - 11 *Standard Specification for Wrought Titanium 6Aluminum 4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)*
- [8] ASTM F139 - 08 *Standard Specification for Wrought 18Chromium 14Nickel 2.5Molybdenum Stainless Steel Sheet and Strip for Surgical Implants (UNS S31673)*
- [9] ASTM F75 - 12 *Standard Specification for Cobalt 28 Chromium 6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants (UNS R30075)*
- [10] ASTM F90 - 09 *Standard Specification for Wrought Cobalt 20Chromium 15Tungsten 10Nickel Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R30605)*

- [11] ASTM F562 - 07 *Standard Specification for Wrought 35Cobalt 35Nickel 20Chromium 10Molybdenum Alloy for Surgical Implant Applications* (UNS R30035)
- [12] K.L.S. Goi, D.L. Butler, A.E.W. Jarfors, J.M.S. Yong, D.C.S. Lim, *Elastic modulus of sintered porous Ti-Si-Zr, using activation by Ti-Si mechanically alloyed powder and TiH<sub>2</sub> powder*, *Materials Science and Engineering A* 475, pp. 45-51, 2008.
- [13] ASTM F1472 - 08e1 *Standard Specification for Wrought Titanium 6Aluminum 4Vanadium Alloy for Surgical Implant Applications* (UNS R56400)
- [14] ASTM F1108 - 04(2009) *Standard Specification for Titanium 6Aluminum 4Vanadium Alloy Castings for Surgical Implants* (UNS R56406)
- [15] ASTM F1295 - 11 *Standard Specification for Wrought Titanium 6Aluminum 7Niobium Alloy for Surgical Implant Applications* (UNS R56700)
- [16] Khalid A. Syed, Rajiv Gandhi, Nizar N. Mahomed, *THA for Failed Internal Fixation of Proximal Femur Fractures and Retained Hardware*, *Seminars in Arthroplasty* 19, pp. 307-313, 2008.
- [17] Jeffrey N Katz, *Total joint replacement in osteoarthritis*, *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* Vol. 20, No. 1, pp. 145-153, 2006.
- [18] G. Bannister, *Primary total hip replacement*, *The Surgeon* Volume 1, Issue 6, pp. 332-341, 2003.
- [19] Michael J. Archibeck *et al.*, *Cementless Total Hip Arthroplasty in Patients 50 Years or Younger*, *The Journal of Arthroplasty* Vol. 21 No. 4, 2006.
- [20] P. Majumdar, S.B. Singh, M. Chakraborty, *Elastic modulus of biomedical*



- titanium alloys by nano-indentation and ultrasonic techniques—A comparative study*, Materials Science and Engineering A 489, pp. 419–425, 2008.
- [21] Beim, G.M., Lavernia, C., Convey, F.R., *Intramedullary plugs in cemented hip arthroplasty*, Journal of Arthroplasty, 4, pp. 139-141 , 1989.
- [22] George F. Chimento, Thomas P. Sculco, *Minimally Invasive Total Hip Arthroplasty*, Operative Techniques in Orthopaedics, Vol 11, No 4 (October), pp. 270-273, 2001.
- [23] K. H. Chiu *et al.*, *Osteonecrosis of the Femoral Head Treated With Cementless Total Hip Arthroplasty*, The Journal of Arthroplasty Vol. 12 No. 6, 1997.
- [24] Ali Ghoz, David Macdonald, *(iii) New trends in total hip replacement: follow-up is it required and who pays?*, Current Orthopaedics, 22, pp. 173-176, 2008.
- [25] R. Huiskes, *Failed innovation in total hip replacement: Diagnosis and proposals for cure*, Acta Orthop Scand, 64 (6): pp. 699-716, 1993.
- [26] J.A. Johnson, *et al.*, *Fatigue of acrylic bone cement-effect of frequency and environment*, Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 23, pp. 819-831, 1989.
- [27] C. Szymanski *et al.*, *Functional performance after hip resurfacing or total hip replacement: A comparative assessment with non-operated subjects*, Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research Volume 98, Issue 1, pp. 1–7, 2012.
- [28] Michael A. Mont *et al.*, *The Future of High Performance Total Hip Arthroplasty*, Seminars in Arthroplasty Volume 17, Issue 2, pp. 88–92, 2006.

- [29] H. Malchau, P. Herberts, *Prognosis of total hip replacement. Surgical and cementing technique in THR: A revision-risk study of 134,359 primary operations*, rdScientific Exhibition presented at the 63Annual Meeting of the AAOS, 1996.
- [30] A. Sargeant, T. Goswami, *Hip implants – Paper VI – Ion concentrations*, Materials & Design Volume 28, Issue 1, pp. 155–171, 2007.
- [31] A. Sargeant, T. Goswami, *Hip implants: Paper V. Physiological effects*, Materials & Design Volume 27, Issue 4, pp. 287–307, 2006.
- [32] J. Charnley, *Acrylic Cement in Orthopaedic Surgery*, E. S. Livingstone, Edinburgh, 1970.
- [33] T.P. Culleton, P.J. Prendergast, D. Taylor, *Fatigue failure in the cement mantle of an artificial hip joint*. Clinical Materials, 12: pp. 95-102, 1993.
- [34] V.C. Mow, W.C. Hayes, *Basic Orthopaedic Biomechanics, 2<sup>nd</sup> edition*, Lippincott - Raven, Philadelphia, 1997.
- [35] W. Pospula, *Total Hip Replacement: Past, Present and Future*, Kuwait Medical Journal, 36 (4), pp. 250-255, 2004.
- [36] H. Malchau, P. Herberts, L. Ahnfelt, *Prognosis of total hip replacement in Sweden: Follow-up of 92,675 operations performed 1978-1990*, Acta Orthopaedica Scandinavia, 64(5), pp. 497-506, 1993.
- [37] K. Hardinge, *Hip Replacement. The facts*, Published by Oxford University Press , 1983.
- [38] C.S. Oshi, R.H. Walker, C.W. Colwell, *The femoral component in total hip arthroplasty*, Journal of Bone and Joint Surgery, 76-A; 8; pp. 1130-1136, 1994.
- [39] P.J. Gard, Fracs R. Iorio, W.L. Healy, *Hip replacement: Choosing an implant*, Operative Techniques in Orthopaedics Volume 10, Issue 2, pp.

- 94–101, 2000.
- [40] Ian D Learmonth, Claire Young, Cecil Rorabeck, *The operation of the century: total hip replacement*, Lancet 2007; 370: 1508–19 Published Online March 29, 2007, DOI:10.1016/S0140-6736(07)60457-7
- [41] A. Ramos, A. Completo, C. Relvas, J.A. Simões, *Design process of a novel cemented hip femoral stem concept*, Materials & Design Volume 33, pp. 313–321, 2012.
- [42] ASTM F1713 - 08 *Standard Specification for Wrought Titanium 13Niobium 13Zirconium Alloy for Surgical Implant Applications* (UNS R58130)
- [43] V. Good, K. Widding, G. Hunter, D. Heuer, *Oxidized zirconium: a potentially longer lasting hip implant*, Materials & Design Volume 26, Issue 7, pp. 618–622, 2005.
- [44] ASTM F2384 - 10 *Standard Specification for Wrought Zirconium 2.5Niobium Alloy for Surgical Implant Applications* (UNS R60901)
- [45] S. Tadic, R. Jancic-Heinemann, K. Colic, A. Sedmak, *High-temperature deformation behaviour of Ti3Al-11Nb intermetallic*, International Journal of Materials Research, v 102, n 4, pp. 452-456 2011.
- [46] S. Tadić, R. Prokić-Cvetković, I. Balać, R. Heinemann-Jančić, K. Bojić, A. Sedmak. *Deformation Mechanisms in Ti3Al-Nb Alloy at Elevated Temperatures*. Materiali in Tehnologije/ Materials and technology, vol. 44, pp. 357-361, 2010.
- [47] Ailing Feng, Yong Han, *Mechanical and in vitro degradation behavior of ultrafine calcium polyphosphate reinforced magnesium-alloy composites*, Materials and Design 32, pp. 2813–2820, 2011.
- [48] I. Balac, K. Colic, M. Milovancevic, P. Uskokovic, M. Zrilic, *Modeling of the*

- Matrix Porosity Influence on the Elastic Properties of Particulate Biocomposites*, FME Transactions. 2012, Vol. 40, No. 2, pp. 81-86 ISSN 1451-2092, 2012.
- [49] N. Boudeau, D. Liksonov, T. Barriere, L. Maslov, J.-C. Gelin, *Composite based on polyetheretherketone reinforced with carbon fibres, an alternative to conventional materials for femoral implant: Manufacturing process and resulting structural behaviour*, Materials & Design Volume 40, pp. 148–156, 2012.
- [50] Wenyi Yan, Julien Berthe, Cuie Wen, *Numerical investigation of the effect of porous titanium femoral prosthesis on bone remodeling*, Materials & Design Volume 32, Issue 4, pp. 1776–1782, 2011.
- [51] J.A. Simões, A.T. Marques, *Design of a composite hip femoral prosthesis*, Materials & Design Volume 26, Issue 5, pp. 391–401, 2005.
- [52] Peter J. Majewski, Giulio Allidi, *Synthesis of hydroxyapatite on titanium coated with organic self-assembled monolayers*, Materials Science and Engineering A 420, pp. 13–20, 2006.
- [53] W. Pompe *et al.*, *Functionally graded materials for biomedical applications*, Materials Science and Engineering A362, pp. 40–60, 2003.
- [54] ASTM E1820-08, *Standard Test Method for Measurement of Fracture Toughness*
- [55] ASTM E399-06, *Standard Test Method for Linear-Elastic Plane Strain Fracture Toughness of Metallic Materials*
- [56] ASTM E338-03, *Standard Test Method of Sharp-Notch Tension Testing*, ASTM, Philadelphia, 2003.
- [57] ISO 7206-4:2010 - *Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 4: Determination of endurance properties and*

*performance of stemmed femoral components*

- [58] W.T. Sitwell, *The art of total hip arthroplasty*, Grune and Stratton, Inc. London, 1987.
- [59] W. Petty, *Total joint replacement*, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1991.
- [60] Jos Vander Sloten, Luc Labey, Remi Van Audekercke, Georges Van der Perre, *Materials selection and design for orthopaedic implants with improved long-term performance*, *Biomaterials* 19, pp. 1455-1459, 1998.
- [61] H.F. El-Sheikh, B.J. MacDonald, M.S.J. Hashmi, *Material selection in the design of the femoral component of cemented total hip replacement*, *Journal of Materials Processing Technology* 122, pp. 309–317, 2002.
- [62] R.D. Beckenbaugh, D.M. Ilstrup, *Total hip arthroplasty*, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 60 –A: 306-13, 1978.
- [63] A. Buford, T. Goswami, *Review of wear mechanisms in hip implants: Paper I – General*, *Materials and Design*, Vol. 25, pp. 385–393, 2004.
- [64] Michael T. Manley, Kate Sutton, *Bearings of the Future for Total Hip Arthroplasty*, *The Journal of Arthroplasty* Vol. 23 No. 7 Suppl. 1, 2008.
- [65] D. M. Brunette, P. Tengvall, M. Textor, P. Thomsen, *Titanium in Medicine*, Springer, Berlin, 2001.
- [66] M. Lapcikova *et al.*, *Nanometer size wear debris generated from ultra high molecular weight polyethylene in vivo*, *Wear*, 266, pp. 349–355, 2009.
- [67] H. Gelb, H.R. Schumacher, J. Cuckler, D.G. Baker, *In vivo Inflammatory response to polymethylmethacrylate particulate debris: Effect of size, morphology, and surface area*, *Journal of orthopaedic Research*, 12: 83-

- 92, 1994.
- [68] M. Slonaker, T. Goswami, *Review of wear mechanisms in hip implants: PaperII-ceramics IG004712*, *Materials and Design*, 25, pp. 395–405, 2004.
- [69] A. Wang, A. Essner, *Three-body wear of UHMWPE acetabular cups by PMMA particles against CoCr, alumina and zirconia heads in a hip joint simulator*, *Wear*, 250, pp. 212–216, 2001.
- [70] Rui B. Ruben, Paulo R. Fernandes, João Folgado, *On the optimal shape of hip implants*, *Journal of Biomechanics* Volume 45, Issue 2, pp. 239–246, 2012.
- [71] David K. Halley, Andrew H. Glassman, *Twenty- to Twenty-Six-Year Radiographic Review in Patients 50 Years of Age or Younger With Cemented Charnley Low-Friction Arthroplasty*, *The Journal of Arthroplasty* Vol. 18 No. 7 Suppl. 1, 2003.
- [72] Marco Viceconti, Giovanni Brusi, Alberto Pancanti, Luca Cristofolini, *Primary stability of an anatomical cementless hip stem: A statistical analysis*, *Journal of Biomechanics* Volume 39, Issue 7, pp. 1169–1179, 2006.
- [73] Roy Abraham, Arthur L. Malkani, *Instability after Total Hip Replacement*, *Seminars in Arthroplasty* Volume 16, Issue 2, Pages 132–141, 2005.
- [74] J. Kärrholm, B. Borssen, G. Lowenhielm, F. Snorrason, *Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7 year follow-up of 84 cemented prostheses*, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 76B, pp. 912–916, 1994.
- [75] ASTM F1538 - 03(2009) *Standard Specification for Glass and Glass*

*Ceramic Biomaterials for Implantation*

- [76] D.W. Burke, M.D. Gates, W.H. Harris, *Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement*, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 66A, No. 8, pp. 1265-1273, 1984.
- [77] K.-D. Kühn, *Bone Cements: Up-to-date comparison of physical and mechanical properties of commercial materials*, Springer Verlag New York, 2000.
- [78] M.J. Askew, *et al.*, *Effect of vacuum mixing on the mechanical properties of antibiotic-impregnated polymethylmethacrylate bone cement*, Journal of Biomedical Materials Research, Vol.24, pp. 573-580, 1990.
- [79] E.W. Fritsch, *Static and Fatigue properties of two new low-viscosity PMMA bone cements improved by vacuum mixing*, Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 32, pp. 451-456, 1996.
- [80] N. Verdonschot, R. Huiskes, *Mechanical effects of stem cement interface characteristics in total hip replacement*. Clinical Orthopaedics, 329:326-36, 1996a.
- [81] R. Huiskes, *Mechanical failure in total hip arthroplasty with cement*, Current Orthopaedics, 7, 239-247, 1993a.
- [82] S.P. James, T.P. Schmalzried, F.J. McGarry, W.H. Harris, *Extensive porosity at the cement-femoral prosthesis interface: A preliminary study*, Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 27, pp. 71-78, 1993.
- [83] B.A.O. McCormack, P.J. Prendergast, *An analysis of crack propagation paths at implant/bone-cement interfaces*, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 118, pp. 579-585, 1996.
- [84] P. Colombi, *Fatigue analysis of cemented hip prosthesis: damage accumulation scenario and sensitivity analysis*, International Journal of

- Fatigue 24, pp. 739–746, 2002.
- [85] A. Ramos, J.A. Simões, *The influence of cement mantle thickness and stem geometry on fatigue damage in two different cemented hip femoral prostheses*, Journal of Biomechanics Volume 42, Issue 15, pp. 2602–2610, 2009.
- [86] Mahmut Bingol, Irfan Kaymaz, Orhan Karsan, *The effects of the cement thickness on the failure probability of the cemented hip prosthesis*, Journal of Biomechanics 44 (2011), DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.02.041
- [87] Luca Cristofolini, Amelia Saponara Teutonico, Luisa Monti, Angelo Cappello, Aldo Toni, *Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of a protocol to discriminate between “good” and “bad” designs*, Journal of Biomechanics 36, pp. 1603–1615, 2003.
- [88] M. Niinomi, *Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications*, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Vol. 1, pp. 30–42, 2008.
- [89] Toshikazu Akahori, Mitsuo Niinomi, *Fracture characteristics of fatigued Ti-6Al-4V ELI as an implant material*, Materials Science and Engineering A, 243, pp. 237–243, 1998.
- [90] Jesus Chao, Victor Lopez, *Failure analysis of a Ti6Al4V cementless HIP prosthesis*, Engineering Failure Analysis 14, pp. 822–830, 2007.
- [91] S. Griza, M. Reis, Y. Reboh, A. Reguly, T.R. Strohaecker, *Failure analysis of uncemented total hip stem due to microstructure and neck stress riser*, Engineering Failure Analysis 15, pp. 981–988, 2008.
- [92] Manish Paliwal, D. Gordon Allan, Peter Filip, *Failure analysis of three uncemented titanium-alloy modular total hip stems*, Engineering Failure Analysis Volume 17, Issue 5, pp. 1230–1238, 2010.



- [93] F.A. Bovey, F.H. Winslow, *Macromolecules An Introduction to Polymer Science*, Academic Press, New York, 1979.
- [94] C.A. Daniels, *Polymers: Structure and Properties*, Technomic Pub Co, New York, 1989.
- [95] Michael H. Huo, Richard P. Martin, Laurine E. Zatorski, Kristaps J. Keggi, *Cementless total hip arthroplasties using ceramic-on-ceramic articulation in young patients: A minimum 5-year follow-up study*, The Journal of Arthroplasty Volume 11, Issue 6, pp. 673–678, 1996.
- [96] T.P. Schmalzried, *et al.*, *The Mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty*, Clinical Orthopaedics, 274: pp. 60-77, 1992.
- [97] R.T. Müller, I. Heger, M. Oldenburg, *The mechanism of loosening in cemented hip prostheses determined from long term results*, Arch Orthopaedic trauma Surgery, 116: pp. 41-45, 1997.
- [98] Marjan Bahraminasab *et al.*, *Aseptic loosening of femoral components - a review of current and future trends in materials used*, Materials & Design, Available online 7 June 2012, In Press, Accepted Manuscript
- [99] D.T. Yang, D. Zhang, Dwayne D. Arola, *Fatigue of the bone/cement interface and loosening of total joint replacements*, International Journal of Fatigue 32, pp. 1639–1649, 2010.
- [100] S. Stea *et al.*, *Cytokines And Osteolysis Around Total Hip Prostheses*, CYTOKINE, Vol. 12, No. 10 (October), pp. 1575–1579, 2000.
- [101] R.N. Stauffer, *Ten year follow-up study of total hip replacement: with particular reference to roentgenographic loosening of the components*, Journal of Bone and Joint Surgery, 64-A: pp. 983-90, 1982.
- [102] M. A. L. Hernandez-Rodriguez, J. A. Ortega-Saenz, G. R. Contreras-

- Hernandez, *Failure analysis of a total hip prosthesis implanted in active patient*, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 3, pp. 619–622, 2010.
- [103] L. Lidgren, *Annual report of the Swedish hip register*, [www.ort.lu.se/hip/pdf/report2000.pdf](http://www.ort.lu.se/hip/pdf/report2000.pdf), 2000.
- [104] Timothy M. Barker, William J. Donnelly, *Automated image analysis technique for measurement of femoral component subsidence in total hip joint replacement*, Medical Engineering & Physics 25, pp. 91–97, 2003.
- [105] Tatu J. Mäkinen, Jyri K. Koort, Kimmo T. Mattila, Hannu T. Aro, *Precision measurements of the RSA method using a phantom model of hip prosthesis*, Journal of Biomechanics Volume 37, Issue 4, pp. 487–493, 2004.
- [106] H. B. Menz *et al.*, *Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people*, Gait & Posture, 20(1), pp. 20–25, 2004.
- [107] O. Faude, *et al.*, *Reliability of gait parameters during treadmill walking in community-dwelling healthy seniors*, Gait & Posture, Volume 36, Issue 3, pp. 444–448, 2012.
- [108] M. Lamontagne, M. L. Beaulieu, D. Varin, P. E. Beaulé, *Gait and Motion Analysis of the Lower Extremity After Total Hip Arthroplasty: What the Orthopedic Surgeon Should Know*, Orthopedic Clinics of North America, Volume 40, Issue 3, pp. 397–405, 2009.
- [109] S.H. Teoh, *Fatigue of biomaterials: a review*, International Journal of Fatigue 22, pp. 825–837, 2000.
- [110] S. Griza *et al.*, *Acetabular metal backed fatigue due to severe wear before revision*, Engineering Failure Analysis 16, pp. 2036–2042, 2009.

- [111] B. Weisse, Ch. Affolter, G.P. Terrasi, G. Piskoty, S. Köbel, *Failure analysis of in vivo fractured ceramic femoral heads*, Engineering Failure Analysis Volume 16, Issue 4, pp. 1188–1194, 2009.
- [112] J. Tong, N.P. Zant, J.-Y. Wang, P. Heaton-Adegbile, J.G. Hussell, *Fatigue in cemented acetabular replacements*, International Journal of Fatigue 30, pp. 1366–1375, 2008.
- [113] M. Niinomi, *Fatigue Characteristics of Metallic Biomaterials*, International Journal Of Fatigue, Vol. 29, pp. 992–1000, 2007.
- [114] J.M. Garcia, M. Doblare, J. Cegonino, *Bone remodelling simulation: a tool for implant design*, Computational Materials Science 25, pp. 100–114, 2002.
- [115] Makarand G. Joshi, Suresh G. Advani, Freeman Miller, Michael H. Santare, *Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding*, Journal of Biomechanics 33, pp. 1655-1662, 2000.
- [116] W.J. Maloney, M. Jasty, A. Rosenberg, W.H. Harris, *Bone lysis in well-fixed cemented femoral components*, Journal of Bone and Joint Surgery, 72-B: 966-70, 1990.
- [117] Sandro Griza, Carlos Eduardo C. de Andrade, Wilton W. Batista, Eduardo K. Tentardini, Telmo R. Strohaecker, *Case study of Ti6Al4V pedicle screw failures due to geometric and microstructural aspects*, Engineering Failure Analysis 25, pp. 133–143, 2012.
- [118] S. Griza, A. Reguly, T.R. Strohaecker, *Total hip stem failure due to weld procedure and material selection misuse*, Engineering Failure Analysis 17, pp. 555–561, 2010.
- [119] S. Griza *et al.*, *Design aspects involved in a cemented THA stem failure case*, Engineering Failure Analysis Volume 16, Issue 1, pp. 512–520, 2009.

- [120] Jesús Chao, *Is 7206 ISO standard enough to prove the endurance of femoral components of hip prostheses?*, Engineering Failure Analysis Volume 15, Issues 1–2, pp. 83–89, 2008.
- [121] P. Heaton-Adegbile, B. Russery, L. Taylor, J. Tong, *Failure of an uncemented acetabular prosthesis – a case study*, Engineering Failure Analysis 13, pp. 163–169, 2006.
- [122] K.V. Sudhakar, *Investigation of failure mechanism in vitallium 2000 implant*, Engineering Failure Analysis 12, pp. 257–262, 2005.
- [123] Steven T. Woolson, Zulfiqar O. Rahimtoola, *Risk Factors for Dislocation During the First 3 Months After Primary Total Hip Replacement*, The Journal of Arthroplasty Vol. 14 No. 6, 1999.
- [124] A. Ramos, J.A. Simões, *In vitro fatigue crack analysis of the Lubinus SPII cemented hip stem*, Engineering Failure Analysis 16, pp.1294–1302, 2009.
- [125] Colin R Gagg, Peter R Lewis, *In-service fatigue failure of engineered products and structures – Case study review*, Engineering Failure Analysis 16, pp. 1775–1793, 2009.
- [126] P. Roffey, *Case study: Failure of a high nitrogen stainless steel femoral stem*, Engineering Failure Analysis 20, pp. 173–182, 2012.
- [127] N. Verdonschot, *Biomechanical failure scenarios for cemented hip, replacement*, Ponsen & Looijen bv, Wageningen, 1995.
- [128] C.R.F. Azevedo, E. Hippert Jr., *Failure analysis of surgical implants in Brazil*, Engineering Failure Analysis 9, pp. 621–633, 2002.
- [129] V. Đorđević, *Mašinski materijali - prvi deo*, Mašinski fakultet, Beograd, 2003.

- [130] A. Sedmak, K. Čolić, Z. Burzić, S. Tadić, *Structural Integrity Assessment of Hip Implant Made of Cobalt-Chromium Multiphase Alloy*, *Structural Integrity and Life*, 10(2) : pp. 161-164, 2010.
- [131] K. Colic, A. Sedmak, N. Gubelj, M. Burzic, S. Petronic, *Experimental analysis of fracture behavior of stainless steel used for biomedical applications*, *Integritet i vek konstrukcija (Structural Integrity and Life)*. 2012, Vol. 12 No. 1, pp. 59-63, 2012.
- [132] E.M. Shaji, S.R. Kalidindi, R.D. Doherty, A.S. Sedmak, *Plane strain fracture toughness of MP35N in aged and unaged conditions measured using modified CT specimens*, *Materials Science and Engineering A* 340, pp. 163-169, 2003.
- [133] E.M. Shaji, S.R. Kalidindi, R.D. Doherty, A.S. Sedmak, *Fracture properties of multiphase alloy MP35N*, *Materials Science and Engineering A* 349, pp. 313-317, 2003.
- [134] P.C. Paris, F. Erdogan, *A critical analysis of crack propagation laws*, *Trans. ASME, Series D*, Vol. 85, pp. 528–535, 1963.
- [135] Johnna S. Temenoff, Antonios G. Mikos, *Biomaterials: The Intersection of Biology and Materials Science*, Prentice Hall, 2009.
- [136] *Metal Handbook, Tenth Ed. - Vol 1 & Vol 2, Properties and Selection: Iron, Steel, and High- Perf. Alloys*, ASMI, Materials Park, Ohio, 2005.
- [137] K. Colic, S. Petronic, A. Sedmak, A. Milosavljevic, Z. Kovacevic, *Laser Welding Process of Stainless Steel Used for Biomedical Applications*, *Welding and Material Testing*, vol. 20/3, 2011.
- [138] G. Pluvinage, *Fracture and Fatigue Emanating from Stress Concentrators*, Springer, Dordrecht, 2004.
- [139] ASTM F67 - 06 *Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700)*

- [140] B.D. Venkatesh, D.L. Chen, S.D. Bhole, *Effect of heat treatment on mechanical properties of Ti-6Al-4V ELI alloy*, Materials Science and Engineering A 506, pp. 117–124, 2009.
- [141] E. Romhanji, *Mehanika i metalurgija deformacije metala*, TMF, Beograd, 2001.
- [142] A.F. Bower, *Applied Mechanics of Solids*, CRC Press, 2009.
- [143] M. Milovančević, N. Anđelić, *Otpornost materijala*, Mašinski fakultet, Beograd 2006.
- [144] T. Maneski, *Kompjutersko Modeliranje i Proračun Struktura*, Mašinski fakultet u Beogradu, 1998.
- [145] G. T. Mase, G. E. Mase, *Continuum Mechanics for Engineers 2nd ed.*, CRC Press, Florida, 1999.
- [146] M. Kojić, N. Filipović, B. Stojanović, N. Kojić, *Computer Modeling in Bioengineering*, John Wiley&Sons, 2008.
- [147] T.L. Anderson, *Fracture Mechanics: Fundamentals and Applications, 3rd ed*, CRC Press, London, 2005.
- [148] D. Broek, *Elementary Engineering Fracture Mechanics, 3<sup>rd</sup> Edition*, Martinus Nijhoff Publishers, The Hague, 1982.
- [149] A. Sedmak, *Primena mehanike loma na integritet konstrukcija*, Mašinski fakultet, Beograd, 2003.
- [150] V.B. Čulafić, *Uvod u mehaniku loma*, Mašinski fakultet, Podgorica, 1999.
- [151] R. J. Sanford, *Principles of Fracture Mechanics*, Prentice Hall, 2003.
- [152] J. Fawkes, D. J. R. Owen, *Engineering Fracture Mechanics*, Pineride Press, UK, 1983.
- [153] E.E. Gdoutos, *Fracture Mechanics An Introduction*, Springer, Netherlands, 2005.

- [154] N. Perez, *Fracture Mechanics*, Kluwer Academic Publishers, Boston, 2004.
- [155] D.P. Rooke, J.C. Cartwright, *Compendium of Stress Intensity Factors*, London, 1996.
- [156] Y. Murakami, *Stress Intensity Factors Handbook*, Pergamon Press, 1986.
- [157] R.W. Hertzberg, *Deformation and Fracture Mechanics of Engineering Materials*, New York, 1996.
- [158] T. Hellen, W. Blackburn, *The calculation of stress intensity factor for combined tensile and shear loading*, International Journal of Fracture 11, pp. 605-617, 1975.
- [159] G.R. Irwin, *Plastic Zone Near a Crack and Fracture Toughness*, Proc. Sagamore Res. Ord. Materials, p. 63, 1960.
- [160] Marko P. Rakin, *Lokalni pristup žilavom lomu metalnih materijala*, Savez inženjera metalurgije Srbije, 2009.
- [161] J.R. Rice, *A Path Independent Integral and the Approximate Analysis of Strain Concentration by Notches and Cracks*, Journal of Applied Mechanics, Vol. 35, pp. 379-386, 1968.
- [162] ISO 6892-1:2009 - *Metallic materials -- Tensile testing -- Part 1: Method of test at room temperature*
- [163] H. Yoshida *et al.*, *Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living*, Journal of Biomechanics, 39, pp. 1996–2004, 2006.
- [164] B. The, A. Hosman, *et al.*, *Association between contact hip stress and RSA-measured wear rates in total hip arthroplasties of 31 patients*, Journal of Biomechanics, 41, pp. 100-105, 2008.
- [165] E. Genda *et al.*, *Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing- effect of gender and anatomic parameters*, Journal of Biomechanics 34, pp. 895–905, 2001.

- [166] M.O. Heller *et al.*, *Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing*, *Journal of Biomechanics* 38, pp. 1155–1163, 2005.
- [167] E. Sariali, V. Veysi, T. Stewart, *(i) Biomechanics of the human hip - consequences for total hip replacement*, *Current Orthopaedics*, 22, pp. 371-375, 2008.
- [168] D.R. Peterson, J.D. Bronzino, *Biomechanics Principles and Application*, CRC Press, 2008.
- [169] Cornelius Leondes, *Musculoskeletal Models and Techniques*, CRC Press, 2000.
- [170] A. Tözeren, *Human body dynamics : classical mechanics and human movement*, Springer-Verlag New York, 2000.
- [171] P.J. Prendergast, *Bone Mechanics Handbook, Bone prostheses and implants*, CRC Press, New York, 2000.
- [172] Donald L. Bartel, Dwight T. Davy, Tony M. Keaveny, *Orthopaedic Biomechanics: Mechanics and Design in Musculoskeletal Systems*, Prentice Hall, 2007.
- [173] G. Bergmann, F. Gracichen, A. Rohlmann, *Hip joint loading during walking and running measured in two patients*, *Journal of Biomechanics*, vol 26, pp. 969-990, 1993.
- [174] G. Bergmann, H. Kniggenndorf, F. Graichen, A. Rohlmann, *Influence of Shoes and Heel Strike on the Loading of the Hip Joint*, *J. Biomechanics*, Vol. 28, No. 7, pp.817-827, 1995.
- [175] G. Bergmann *et al.*, *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*, *Jour. of Biomechanics* 34, pp. 859-871, 2001.
- [176] Massimiliano Baleani, Luca Cristofolini, Marco Viceconti, *Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads*, *Clinical Biomechanics*, 14, pp. 339-345, 1999.



- [177] G.M. Kotzar *et al.*, *Telemetrized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip arthroplasty*. J. Orthop Res, 9, pp. 621-633, 1991.
- [178] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann, *Is staircase walking a risk for the Fixation of hip implants?* Journal of Biomechanics, 1995.
- [179] R. Bruce Martin, David B. Burr, Neil A. Sharkey (Eds.), *Skeletal Tissue Mechanics*, Springer, New York, 1998.
- [180] V. Camomilla, A. Cereatti, G. Vannozzi, A. Cappozzo, *An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method*, Journal of Biomechanics 39, pp. 1096–1106, 2006.
- [181] R.P. Robinson, P.T. Simonian, I.M. Gradisar, R.P. Ching, *Joint Motion and Surface Contact Area Related to Component Position in Total Hip Arthroplasty*, The Journal of Bone and Joint Surgery, British Editorial Society of Bone and Joint Surgery, 1997.
- [182] E. Cheal *et al.* *Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty*, J. of Orthopedic Research 10, pp. 405-422, 1992.
- [183] D. Zhang, D. Arola. *Applications of digital image correlation to biological tissues*, Journal of Biomedical Optics, 9(4), pp. 691-699, 2004.
- [184] P. Lecomte-Grosbras, B. Paluch, M. Brieu, G. de Saxcé, L. Sabatier, *Interlaminar shear strain measurement on angle-ply laminate free edge using digital image correlation*, Composites: PartA, 40, pp. 1911–1920, 2009.
- [185] V. Tarigopula, O.S. Hopperstad, M. Langseth, A.H. Clausen, F. Hild, *A study of localisation in dual-phase high-strength steels under dynamic loading using digital image correlation and FE analysis*, International Journal of Solids and Structures, 45, pp. 601–619, 2008.
- [186] P. Sztefek *et al.* *Using digital image correlation to determine bone surface strains during loading and after adaption of the mouse tibia*, Journal of Biomechanics, 43, pp. 599-605, 2010.

- [187] J. Li, A. S.L. Fok, J. Satterthwaite, D. C. Watts, *Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital imagecorrelation*, *Dental Materials*, 25, pp. 582–588, 2009.
- [188] P. Hogstrom, J.W. Ringsberg, E. Johnson, *An experimental and numerical study of the effects of length scale and strain state on the necking and fracture behaviours in sheet metals*, *International Journal of Impact Engineering*, 36, pp. 1194–1203, 2009.
- [189] *ARAMIS User Information – Hardware*, aramis\_hw\_en\_rev-c, Braunschweig, Germany, 2007.
- [190] G. Cloud, *Optical Methods of Engineering Analysis*, Cambridge University Press, Cambridge, 1995.
- [191] *Aramis User Manual - Software - aramis\_v6\_1st\_en\_rev-c* 25-Apr-2007.
- [192] T. Sadowski, M. Knec, P. Golewski, *Experimental investigations and numerical modelling of steel adhesive joints reinforced by rivets*, *International Journal of Adhesion & Adhesives* 30, pp. 338–346, 2010.
- [193] ISO 7206-6:1992 - *Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 6: Determination of endurance properties of head and neck region of stemmed femoral components*
- [194] ISO 7206-8:1995 - *Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 8: Endurance performance of stemmed femoral components with application of torsion*
- [195] David Bennett, Tarun Goswami, *Finite element analysis of hip stem designs*, *Materials & Design*, Volume 29, Issue 1, pp. 45–60, 2008.
- [196] U. Soltész, *The Influence of loading conditios on the life-times in fatigue testing of bone cements*, *The Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 5, pp. 654-656, 1994.
- [197] R.D. Crowninshield, R.A. Brand, R.C. Johnston, J.C. Milroy, *An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty*, *J. Bone Joint*

- Surg Am., 62, pp. 68-78, 1980.
- [198] Heidi-Lynn Ploeg, Maja Bürgi, Urs P. Wyss, *Hip stem fatigue test prediction*, International Journal of Fatigue, 31, pp. 894–905, 2009.
- [199] M. Viceconti, L. Cristofolini, M. Baleani, A. Toni, *Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods*, Journal of Biomechanics 34, pp. 723–731, 2001.
- [200] ISO 5832-3:1996 - *Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy*
- [201] C.T. Reynolds, K.E. Tanner, M.C. Quaye, S. Owen-Johnstone, *Use of an ARAMIS system to measure the motion of bone segments in two different distal radial fracture fixation systems*, Journal of Biomechanics, Volume 39, Supplement 1, p. S525, 2006.
- [202] B. Karich, Geert V. Oldenburg, B. Simon, C. Bauer, *A new test method to determine the cut-out behaviour of hip screws*, Journal of Biomechanics, Volume 39, Supplement 1, p. S525, 2006.
- [203] R. W. Clough, *The Finite Element Method in Plane Stress Analysis*, Proceedings of 2nd ASCE Conference on Electronic Computation, Pittsburgh, PA, September 8–9, 1960.
- [204] O.C. Zienkiewicz, Y.K. Cheung, *The Finite Element Method in Continuum and Structural Mechanics*, McGraw Hill, 1967.
- [205] M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin, L. J. Topp, *Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures*, Journal of the Aeronautical Sciences, 23 (9), September 1956.
- [206] J. N. Reddy, *An Introduction to the Finite Element Method*, McGraw-Hill: New York, 2005.
- [207] K.J. Bathe, *Finite Element Procedures in Engineering Analysis*, Prentice

- Hall , Englewood Cliffs, 1982.
- [208] Tirupathi R. Chandrupatla, Ashok D. Belegundu, *Introduction to Finite Elements in Engineering*, Prentice Hall, 2012.
- [209] D. V. Hutton, *Fundamentals of Finite Element Analysis*, Mc Graw Hill, 2004.
- [210] G. Zloković, T. Maneski, M. Nestorović, *Group theoretical formulation of quadrilateral and hexahedral isoparametric finite elements*, Computers & Structures, Volume 82, Issues 11–12, pp. 883-899, 2004.
- [211] T. Belytschko, T. Black, *Elastic crack growth in finite elements with minimal remeshing*, International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol. 45, No. 5, pp. 601-620, 1998.
- [212] N. Moës, J. Dolbow, T. Belytschko, *A finite element method for crack growth without remeshing*, International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol. 46, No. 1, pp. 131-150, 1999.
- [213] J.D. Richardson, T.A. Cruse, *Nonsingular BEM for fracture modeling*, Computers & Structures, Volume 66, Issue 5, pp. 695-703, 1998.
- [214] A.R. Maligno, S. Rajaratnam, S.B. Leen, E.J. Williams, *A three-dimensional (3D) numerical study of fatigue crack growth using remeshing techniques*, Engineering Fracture Mechanics, Volume 77, Issue 1, pp. 94-111, 2010.
- [215] R.D. Henshell, *A theoretical basis for hybrid finite elements in dynamic problems*, Journal of Sound and Vibration, Volume 39, Issue 4, pp. 520-522, 1975.
- [216] J. M. Melenk, I. Babuška, *The partition of unity finite element method: basic theory and applications*, Computational Methods in Applied Mechanics and Engineering, 139, pp. 289-314, 1996.

- [217] B.L. Karihaloo, Q.Z. Xiao, *Modelling of stationary and growing cracks in FE framework without remeshing: a state-of-the-art review*, Computers & Structures, Volume 81, Issue 3, pp. 119-129, 2003.
- [218] Yazid Abdelaziz, Abdelmadjid Hamouine, *A survey of the extended finite element*, Computers & Structures, Volume 86, Issues 11–12, pp. 1141-1151, 2008.
- [219] Jay Oswald, Robert Gracie, Roopam Khare, Ted Belytschko, *An extended finite element method for dislocations in complex geometries: Thin films and nanotubes*, Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, Volume 198, Issues 21–26, pp. 1872-1886, 2009.
- [220] T. Achour, M.S.H. Tabeti, M.M. Bouziane, S. Benbarek, B. Bachir Bouiadjra, A. Mankour, *Finite element analysis of interfacial crack behaviour in cemented total hip arthroplasty*, Computational Materials Science 47, pp. 672–677, 2010.
- [221] A. Flitti, D. Ouinas, B. Bachir Bouiadjra, N. Benderdouche, *Effect of the crack position in the cement mantle on the fracture behavior of the total hip prosthesis*, Computational Materials Science 49, pp. 598–602, 2010.
- [222] G. Jovičić, M. Živković, S. Vulović, *Proračunska mehanika loma i zamora*, Mašinski fakultet, Kragujevac, 2011.
- [223] N. Savović, *Primena metode konačnih elemenata na određivanje parametara mehanike loma*, Magistarski rad, Mašinski fakultet Beograd, 1991.
- [224] I. Ichim, Q. Li, W. Li, M.V. Swaina, J. Kieser, *Modelling of fracture behaviour in biomaterials*, Biomaterials, 28, pp.1317–1326, 2007.
- [225] N. Sukumar, J. H. Prèvest, *Modeling quasi-static crack growth with the extended finite element method, Part I: Computer implementation*, International Journal of Solids and Structures, Vol. 40, No. 26, pp. 7513-7537, 2003.

- [226] *ABAQUS Theory Manual*, ABAQUS, Inc., 2003.
- [227] *ABAQUS Analysis User's Manual*, ABAQUS, Inc., 2003.
- [228] S. Mohammadi, *Extended finite element method for fracture analysis of structure*, Blackwell Publishing Ltd., Oxford, UK, 2008.
- [229] T. Belytschko, Y. Y. Lu, I. L. Gu, *Element-free Galerkin methods*, International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol. 37, pp. 229-256, 1994.
- [230] M. Fleming, Y. A. Chu, B. Moran, T. Belytschko, *Enriched element-free Galerkin methods for crack tip fields*, International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol. 40, No. 8, pp. 1483-1504, 1997.
- [231] Hamid Katoozian, Dwight T. Davy, Ahmad Arshi, Uosef Saadati, *Material optimization of femoral component of total hip prosthesis using fiber reinforced polymeric composites*, Medical Engineering & Physics 23, pp. 503-509, 2001.
- [232] B. Serier, B. Bachir Bouiadjra, S. Benbarek, T. Achour, *Analysis of the effect of the forces during gait on the fracture behaviour in cement of reconstructed acetabulum*, Computational Materials Science 46, pp. 267-274, 2009.
- [233] P. J. Prendergast, *Review Paper: Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design*, Clinical Biomechanics Vol. 12, No. 6, pp. 343-366, 1997.
- [234] B.P. McNamara, T.L. Cristofolini, J.A. Toni, D. Taylors, *Relationship Between Bone-Prosthesis Bonding and Load Transfer in Total Hip Reconstruction*, J. Biomechanics, Vol. 30. No. 6, pp. 621-630, 1997.
- [235] Yuichi Watanabe *et al.*, *Biomechanical Study of the Resurfacing Hip Arthroplasty*, The Journal of Arthroplasty Vol. 15 No. 4, 2000.

- [236] David Bennett, Tarun Goswami, *Finite element analysis of hip stem designs*, Materials and Design 29, pp. 45–60, 2008.
- [237] E. Pyburn, T. Goswami, *Finite element analysis of femoral components paper III–hip joints*, Materials and Design, 25, pp. 705–713, 2004.
- [238] S. Griza *et al.*, *Fatigue failure analysis of a specific total hip prosthesis stem design*, International Journal of Fatigue 30, pp. 1325–1332, 2008.
- [239] P. Colombi, *Fatigue analysis of cemented hip prosthesis: model definition and damage evolution algorithms*, International Journal of Fatigue 24, pp. 895–901, 2002.
- [240] S.A. Shaik, K. Bose, H.P. Cherukuri, *A study of durability of hip implants*, Materials & Design Volume 42, pp. 230–237, 2012.
- [241] A.Z. Senalp, O. Kayabasi, H. Kurtaran, *Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis*, Materials and Design, 28, pp. 1577–1583, 2007.
- [242] Blake Latham, T. Goswami, *Effect of geometric parameters in the design of hip implants: Paper IV*, Materials & Design Volume 25, Issue 8, pp. 715–722, 2004.
- [243] Anthony L. Sabatini, Tarun Goswami, *Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections*, Materials & Design Volume 29, Issue 7, pp. 1438–1446, 2008.
- [244] ISO 5832-4:1996 - *Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 4: Cobalt-chromium-molybdenum casting alloy*
- [245] ISO 5832-1:2007 - *Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 1: Wrought stainless steel*
- [246] K.H. Schwalbe, *Basic Engineering Methods of Fracture Mechanics and*

*Fatigue*, GKSS - Research Center, Geesthacht, 2001.

- [247] Tetsuya Tagawa, Yoichi Kayamori, Mitsuru Ohata, Fumiyoshi Minami, *Methodology for the conversion of BS7448-CTOD into ASTM E1290-CTOD*, Osaka University, Japan, 2009.



## BIOGRAFSKI PODACI AUTORA

Katarina Čolić, devojачko prezime Bojić, rođena je 17.5.1977. godine u Beogradu. Osnovnu školu Kralj Petar I i III beogradsku gimnaziju završila je u Beogradu. Diplomirala je na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu 2006. godine na Katedri za Hidroenergetiku, sa prosečnom ocenom 8,38 (osam i trideset osam). Odbranila je diplomski rad sa ocenom 10 (deset) na temu "Sistemi pneumatskog transporta i proračun sistema sa niz strujnim povećanjem prečnika". Doktorske studije upisala je na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu 2006. godine.

Zaposlena je u zvanju istraživač-saradnik u Inovacionom centru Mašinskog fakulteta u Beogradu od 2006. godine. Bavi se naučno-istraživačkim radom u oblasti mašinskog i biomedicinskog inženjerstva, pre svega u oblasti primene biomaterijala i primene numeričkih metoda u mašinskom inženjerstvu. Tokom dosadašnjeg rada ovladala je korišćenjem numeričkih programa za modeliranje i analizu ponašanja različitih čvrstih tela i struktura metodom konačnih elemenata. Tokom doktorskih studija angažovana je kao saradnik u izvođenju nastave na nekoliko predmeta dodiplomskih i diplomskih studija na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu.

U dosadašnjem stručnom i istraživačkom radu učestvovala je u više nacionalnih i međunarodnih projekta, uključujući projekte koje je finansiralo Ministarstvo za nauku. Aktivni član u nekoliko profesionalnih asocijacija, a u toku dosadašnjeg usavršavanja učestvovala je na velikom broju stručnih kurseva i seminara iz oblasti mehanike loma i numeričkih metoda. Koristi engleski jezik na konverzacijskom nivou, a na osnovnom nivou vlada nemačkim i španskim jezikom. Autor je i koautor na više od 20 stručnih radova koji su saopšteni na naučnim skupovima ili objavljeni u časopisima različitih kategorija.

**Прилог 1.**

**Изјава о ауторству**

Потписана            Катарина Г. Чолић

број индекса        D35/05

**Изјављујем**

да је докторска дисертација под насловом

**АНАЛИЗА ОТПОРНОСТИ НА ЛОМ БИОМАТЕРИЈАЛА ЗА ВЕШТАЧКИ КУК**

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

**Потпис докторанта**



У Београду, 22.08.2012.

**Прилог 2.**

**Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада**

Име и презиме аутора     Катарина Г. Чолић  
Број индекса               D35/05  
Студијски програм                 \_\_\_\_\_

Наслов рада                     АНАЛИЗА ОТПОРНОСТИ НА ЛОМ БИОМАТЕРИЈАЛА  
   ЗА ВЕШТАЧКИ КУК

Ментор                             Проф. др Александар Седмак

Потписана \_\_\_\_\_ Катарина Г. Чолић \_\_\_\_\_

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду.**

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

**Потпис докторанта**



У Београду, 22.08.2012.

### Прилог 3.

#### Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

#### АНАЛИЗА ОТПОРНОСТИ НА ЛОМ БИОМАТЕРИЈАЛА ЗА ВЕШТАЧКИ КУК

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предала сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
- 3. Ауторство – некомерцијално – без прераде**
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

**Потпис докторанта**

У Београду, 22.08.2012.



1. Ауторство - Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.
2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.
3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.
4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.
5. Ауторство – без прераде. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.
6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.