

UNIVERZITET U  
BEOGRADU

TEHNOLOŠKO-METALURŠKI  
FAKULTET

Tamara I. Smoljanić

**UTICAJ KOROZIJE NA INTEGRITET I  
VEK VEŠTAČKOG KUKA**

doktorska disertacija

Beograd, 2025

UNIVERSITY OF  
BELGRADE

THE FACULTY OF TECHNOLOGY AND  
METALLURGY

Tamara I. Smoljanić

**INFLUENCE OF CORROSION ON THE  
INTEGRITY AND SERVICE LIFE OF AN  
ARTIFICIAL HIP**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2024

**Mentor:**

---

**Dr Ljubica Milović**, redovna profesorka  
Univerzitet u Beogradu, Tehnološko-metalurški fakultet

**Članovi komisije:**

---

**Dr Slaviša Putić**, redovni profesor Tehnološko-metalurškog fakulteta Univerziteta u  
Beogradu

---

**Dr Bojan Međo**, vanredni profesor Tehnološko-metalurškog fakulteta Univerziteta u  
Beogradu

---

**Dr Željko Kamberović**, redovni profesor Tehnološko-metalurškog fakulteta Univerziteta u  
Beogradu

---

**Dr Simon Sedmak**, naučni saradnik Inovacionog centra Mašinskog fakulteta u Beogradu

---

**Dr Katarina Čolić**, viša naučna saradnica Inovacionog centra Mašinskog fakulteta u  
Beogradu

**Datum odbrane:** \_\_\_\_\_  
**Zahvalnica**

Zahvalnost dugujem svojoj mentorki dr Ljubici Milović, redovnoj profesorki Tehnološko-metalurškog fakulteta Univerziteta u Beogradu, na savetima i pomoći koju mi je pružala tokom ovih godina. Ovim putem želim da se zahvalim i profesoru emeritusu Aleksandru Sedmaku, na podršci tokom izrade doktorske disertacije, savetima i ukazanom poverenju kada me je primio u svoj tim.

Ogromnu zahvalnost dugujem dr Blagoju Petrovskom, penzionisanom profesoru Tehnološko-metalurškog fakulteta Univerziteta u Beogradu, na sugestijama pri tumačenju eksperimentalnih rezultata.

Zahvalnost dugujem dr Zijahu Burziću, savetniku Vojnotehničkog instituta, na pomoći oko izvođenja eksperimentalnog dela disertacije na Vojnotehničkom institutu u Žarkovu.

Zahvaljujem se i dr Zoranu Radakoviću, redovnom profesoru Mašinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu na pomoći pri pisanju naučnih radova vezanih za ovu disertaciju.

Zahvalnost dugujem pre svega prijateljima, a onda kolegama, dr Simonu Sedmaku, naučnom saradniku Inovacionog centra Mašinskog fakulteta u Beogradu, na neizmernoj pomoći u vidu stručnih saveta i tehničkog uređivanja ove doktorske disertacije i mast. inž. maš. Aleksi Milovanoviću, istraživaču saradniku Inovacionog centra Mašinskog fakulteta u Beogradu, uvek raspoloženom za sugestije.

Veliku zahvalnost dugujem svojoj porodici na podršci na mom putu.

Zahvalna sam neizmerno suprugu Nikoli, koji je uvek stajao uz mene, na ljubavi, podršci i motivaciji koju pruža tokom svih ovih godina.

## Sažetak

Biokompatibilni metalni materijali (BMM) su materijali koji su u kontaktu sa ćelijama, tkivima i telesnim tečnostima u ljudskom organizmu. Koriste se za zamenu ili nadogradnju komponenata u organizmu nadomeštanjem oštećenja nastalih zbog bolesti, starosti i nesrećnih slučajeva.

Da bi BMM bili upotrebljeni kao implantati, treba da zadovolje sledeće uslove: izuzetna otpornost na korozivno dejstvo sredine u kojoj se nalaze, biokompatibilnost, dobre mehaničke osobine i otpornost na zamorno opterećenje.

Do otkaza implanata, uključujući i veštačke kukove, najčešće dolazi zbog zamora materijala, odnosno usled stvaranja zamorne prsline u najkritičnijim delovima konstrukcije implanta, kao posledica dugotrajnog promenljivog opterećenja. Ovaj proces može biti u velikoj meri ubrzan pojavom korozije, koja dovodi do gubitka mase materijala, odnosno smanjenja nosećeg poprečnog preseka.

Glavni cilj eksperimentalnih ispitivanja urađenih u okviru ove disertacije je bio da se utvrde mehaničke osobine legure Ti-6Al-4V neophodne za analizu ponašanja veštačkog kuka u prisustvu zamorne prsline, a koji su korišćeni za numeričke simulacije klasičnom i proširenom metodom konačnih elemenata i za analizu ponašanja kuka primenom parametara mehanike loma, odnosno za analitičko određivanje zamornog veka. Numeričkim simulacijama se nastojalo da se dobiju reprezentativni modeli ponašanja veštačkog kuka u prisustvu zamorne prsline, a eksperimentalnim ispitivanjima su obuhvaćene tri grupe epruveta i upoređeni su rezultati za epruvete izložene koroziji sa epruvetama ispitanim na vazduhu.

Ispitivanjem parametara mehanike loma (faktora intenziteta napona), i eksperimentalno dobijenih vrednosti koeficijenata *Paris*-ove jednačine za brzinu rasta zamorne prsline, urađen je analitički proračun rasta zamorne prsline. Ovi rezultati su korišćeni kao osnova za razvoj i verifikaciju numeričkih modela.

Eksperimentalnim, analitičkim i numeričkim pristupima dobijeni su rezultati koji su pokazali dobro međusobno slaganje i na realan način opisali ponašanje veštačkih kukova od legure Ti6Al4V pri kombinovanom dejstvu korozije i zamora.

**Ključne reči:** legura Ti-6Al-4V; korozija; rast zamorne prsline; integritet veštačkih kukova; proširena metoda konačnih elemenata; mehanika loma; dijagram analize loma; zamorni vek

**Naučna oblast:** Tehnološko inženjerstvo

**Uža naučna oblast:** Hemijsko inženjerstvo

## **Abstract**

Biocompatible metallic materials (BMMs) are materials that come into contact with cells, tissues and body fluids in the human body. They are used to replace or improve components in the body by replacing damage caused by disease, age or accidents.

For BMMs to be used as implants, they must meet the following conditions: exceptional resistance to the corrosive effects of the environment in which they are used, biocompatibility, good mechanical properties and resistance to fatigue loading.

Failure of implants, including artificial hips, is in most cases due to material fatigue, i.e. the development of a fatigue crack in the most critical parts of the implant structure as a result of long-term variable loading. This process can be greatly accelerated by the occurrence of corrosion, which leads to a loss of material mass, i.e. a reduction in the load-bearing cross-section.

The main objective of the experimental investigations carried out in this dissertation was to determine the mechanical properties of the alloy Ti-6Al-4V required to analyze the behavior of the artificial hip in fatigue fractures. These were used for numerical simulations with the classical and extended finite element method and for the analysis of the behavior of the artificial hip with fracture mechanics parameters, i.e. for the analytical determination of the fatigue life. Numerical simulations were used to create representative models for the behavior of an artificial hip in the presence of a fatigue crack. Experimental tests were performed on three groups of specimens and the results for specimens exposed to corrosion were compared with specimens tested in air.

The analytical calculation of fatigue crack growth was performed using fracture mechanics parameters (stress intensity factor) and experimentally determined values of the coefficients of the Paris equation for fatigue crack growth rate. These results served as a basis for the development and verification of numerical models.

Using experimental, analytical and numerical approaches, results were obtained that showed good agreement and realistically described the behavior of artificial hips made of Ti6Al4V alloy under the combined effects of corrosion and fatigue.

**Keywords:** Ti-6Al-4V alloy; corrosion; fatigue crack growth; hip implant integrity; extended finite element method; fracture mechanics; failure analysis diagram; fatigue life

**Scientific field:** Technological Engineering

**Scientific sub-field:** Chemical Engineering

## Spisak skraćenica

MKE - Metoda konačnih elemenata  
PMKE - Proširena metoda konačnih elemenata  
PMMA - ultra-visoko-molekularni polietilen  
 $R_e$  - Napon (granica) tečenja  
 $R_m$  - Zatezna čvrstoća  
 $\varepsilon_{izd}$  - izduženje  
 $\varepsilon_{red}$  - suženje poprečnog preseka  
BCC - prostorno centrirana kubna rešetka (body-centered cube)  
UHMWPE - polietilena ultra visoke molekularne težine  
 $R$  - gasna konstanta  
 $E_0$  - standardni elektrohemijski potencijal  
 $T$  - apsolutna temperatura u K  
 $F$  - Faradejeva konstanta (96.487 C/mol)  
 $n$  - broj molova.  
OCP - potencijal otvorenog kola (open circuit potential)  
CTOD-R - Kriva otpornosti na rast prsline  
IRGS - povećana unutrašnja poroznost (Porosity increased inwardly)  
TET - Tetrahedralni konačni elementi  
HEX - Heksahedralni konačni elementi  
 $[k]_e$  - matrica krutosti  
 $\{F\}_e$  - vektor opterećenja  
 $[\delta]$  - matrica nepoznatih pomeranja.  
 $T$  - matrica transformacije  
 $u$  - stepen slobode  
 $N_i$  - interpolacijske funkcije  
 $v_j, a_{ij}$  - funkcije poboljšanja  
 $\Gamma$  - kontura  
 $V_i^j(x)$  - korigovana funkcija poboljšanja  
 $\mathbf{t}, \mathbf{n}$  - jedinični vektor pravca  
 $r, \theta$  - polarne koordinate  
 $u_{ij}^{(1)}$  - pomeranja  
 $\varepsilon_{ij}^{(1)}$  - deformacije  
 $\sigma_{ij}^{(1)}$  - naponi  
 $u_{ij}^{(2)}, \varepsilon_{ij}^{(2)}, \sigma_{ij}^{(2)}$  - pomoćna stanja promenljivih  
 $K_I, K_{II}, K_{III}$  - faktori intenziteta napona za različite slučajeve otvaranja prsline  
 $s$  - odnos  $K_I$  i  $K_{II}$   
 $\alpha, \beta, \gamma$  - uglovi otvaranja prsline  
 $aa/dN$  - brzina rasta prsline  
 $M_R$  - korekcija odnosa  $da/dN$  na osnovu R  
 $M_P$  - odnos preopterećenja i podopterećenja  
 $\Delta K_{th}$  - opseg faktora intenziteta napona  
 $C, m$  - koeficijenti Paris-ove jednačine  
 $b$  - širina epruvete za zatezanje  
 $d$  - dužina epruvete za zatezanje  
 $F_{max}$  - sila pri lomu

■  $P$  - sila koja odgovara naponu tečenja,  
 $B$  - debljina CT epruvete,  
 $W$  - dužina epruvete,  
 $a$  - dužina prsline,  
 $f(a/W)$  - geometrijski faktor  
 $K_q$  - uslovni faktor intenziteta napona  
 $K_{Ic}$  - žilavost loma  
 $B_{min}$  - minimalna debljina CT epruvete  
 $N$  - broj ciklusa  
 $a_0$  - početna dužina prsline  
 $a_c$  - kritična dužina prsline  
CAD - kompjutersko modeliranje (Computer Aided Design)  
STL, STEP, IGES - CAD formati preko kojih se uvozi geometrija u numeričke modele  
 $S_r$  - odnos napona u konstrukciji i napona tečenja materijala  
 $K_r$  - odnos faktora intenziteta napona i žilavosti loma materijala



## Y Sadržaj

1. UVOD .....	1
2. BIOMEATERIJALI .....	3
2.1. Razvoj biomaterijala .....	3
2.2. Biokompatibilni materijali u ljudskom organizmu .....	3
2.3. Biokompatibilni metalni materijali .....	3
2.4. Predstavnici metalnih biomaterijala .....	6
2.4.1. Kobalt-hrom legure .....	6
2.4.2. Titanijum i legure titanijuma .....	8
2.4.3. Ti-6Al-4V legura .....	11
2.5. Razvoj biomaterijala .....	11
2.6. Stabilnost implanta .....	14
2.6.1. Habanje .....	14
2.6.2. Hirurgija i inženjerstvo .....	14
2.7. Korozija metalnih implanata .....	14
2.7.1. Step en korozije i polarizacione krive .....	17
2.7.2. Elektrohemijska ispitivanja .....	17
3. PREGLED LITERATURE .....	18
3.1. Radovi na temu korozije .....	18
3.2. Radovi na temu zamora .....	22
4. PROŠIRENA METODA KONAČNIH ELEMENATA I NJENA PRIMENA U OBLASTI BIOMEDICINE .....	27
4.1. Uvod .....	27
4.2. Metoda konačnih elemenata .....	27
4.2.1. Diskretizacija .....	28
4.2.2. Lokalni i globalni vektori opterećenja i matrice krutosti .....	29
4.2.3. Izbor interpolacijskog modela polja pomeranja .....	30
4.3. Proširena metoda konačnih elemenata .....	30
4.3.1. Definisanje funkcije poboljšanja .....	31
4.3.2. Vrste čvorova i funkcija poboljšanja .....	31
4.4. Primena proširene metode konačnih elemenata na probleme mehanike loma .....	34
4.4.1. Definisanje pravca rasta prsline .....	35
4.5. Primena PMKE na probleme zamora .....	36
4.6. Primena proširene metode konačnih elemenata u biomedicini .....	36
5. EKSPERIMENTALNA ISPITIVANJA EPRUVETA OD LEGURE Ti-6Al-4V .....	39
5.1. Ispitivanje zatezanjem - neoštećen materijal .....	41

5.2 Ispitivanje zatezanjem - epruvete iz komora .....	44
5.2.1. Priprema epruveta u komori .....	45
5.2.2. Rezultati ispitivanja zatezanjem .....	46
5.3. Određivanje parametara mehanike loma .....	50
5.3.1. Priprema epruveta .....	50
5.3.2. Izbor parametra mehanike loma .....	52
5.3.3. Rezultati mehanike loma .....	54
5.3.4. Rezultati za Paris-ove koeficijente .....	55
5.4. Analitički proračun zamora na osnovu eksperimentalnih rezultata .....	57
6. NUMERIČKE SIMULACIJE VEŠTAČKOG KUKA PRIMENOM MKE .....	59
6.1. Uvodne pretpostavke .....	59
6.2. Definisane geometrije modela .....	59
6.3. Statički model u ABAQUS-u .....	61
6.4. Inicijalni modeli rasta zamorne prsline .....	65
6.4.1. Dijagrami analize loma za modele sa različitom geometrijom .....	69
6.4.2. Smisao rezultata simulacije zamorne prsline u veštačkom kuku .....	71
6.5. Simulacija rasta zamorne prsline u veštačkim kukovima izloženim uticaju agresivnih sredina .....	72
6.5.1. Ulazni podaci numeričke simulacije i postavka modela .....	72
6.5.2. Rezultati simulacije rasta zamorne prsline u različitim uslovima .....	73
7. DISKUSIJA REZULTATA .....	78
7.1. Eksperimentalni deo .....	78
7.1.1. Rezultati ispitivanja zatezanjem .....	78
7.1.2. Rezultati ispitivanja CT epruveta - efektivni faktor intenziteta napona .....	79
7.1.3. Analiza Paris-ovih koeficijenata dobijenih eksperimentom .....	79
7.2. Analitički rezultati za broj ciklusa .....	80
7.3. Diskusija numeričkih rezultata .....	80
7.3.1. Rezultati statičke analize .....	81
7.3.2. Rezultati inicijalne simulacije rasta zamorne prsline .....	81
7.3.3. Dijagrami ocene loma i faktori intenziteta napona .....	82
7.3.4. Diskusija zamornog veka veštačkog kuka .....	82
8. ZAKLJUČAK .....	84
LITERATURA .....	86

## 1. UVOD

Integritet biomedicinskih implanata, uključujući između ostalog i veštačkih kukova, je od velikog značaja, kako bi se obezbedio što duži radni vek i što bolji kvalitet života pacijenata. Zbog toga je veoma važno izabrati pravi materijal, koji će ispuniti nekoliko bitnih uslova da bi mogao se koristiti kao biomaterijal za izradu implanata. U slučaju istraživanja koje će biti prikazano ovde, u pitanju je legura titanijuma Ti-6Al-4V, koja je veoma rasprostranjena u medicini, usled dobrih mehaničkih osobina, otpornosti na koroziju, biokompatibilnosti, itd. Jedan od glavnih ciljeva ove disertacije je bio da se ispita ponašanje veštačkih kukova izloženih kombinaciji korozije i zamornog opterećenja, budući da su ovo realni uslovi u kojima veštački kukovi rade.

Kako bi se dobili dovoljno precizni i reprezentativni rezultati, usvojena su tri pristupa analize ponašanja veštačkih kukova od legure titanijuma - eksperimentalni, numerički i analitički, sa ciljem da se njihovi rezultati uporede međusobno, kao i da se neki od njih iskoriste kao osnova za druge. Konačan cilj je bio dobijanje dovoljno realnih numeričkih modela, sa kojima bi kasnije moglo da se dodatno radi na simulacijama koje bi obuhvatale, primera radi, drugačije biomaterijale i/ili geometrije, kao i različite slučajeve opterećenja.

U okviru ove disertacije biće prikazan detaljan pregled sve tri faze analiziranja integriteta veštačkog kuka, počevši od opšte priče o biomaterijalima, njihovom istorijskom razvoju i primeni u medicini. Najveći fokus će naravno biti na leguri Ti-6Al-4V i njenim prednostima/nedostacima u poređenju sa drugim često korišćenim biomaterijalima. U poglavlju o biomaterijalima će biti dat i kratak opis korozije i njenih različitih mehanizama, budući da je ovo jedan od glavnih problema kojima se bavilo ovo istraživanje.

Sledeće poglavlje obuhvata pregled literature koji se sastoji od određenog broja radova na temu korozije i/ili zamora u implantima. Mnogi od ovih radova su poslužili kao inspiracija i osnova za metodologiju koja je razvijena tokom prikazanog istraživanja. Rezultati ovih radova su takođe poređeni sa ovom metodologijom, kako bi se naglasile sve njene prednosti i potencijalne inovacije u odnosu na ono što je već rađeno. Glavni doprinos ovog istraživanja se ogleda u činjenici da su korozija i zamor uzeti u obzir zajedno, kao i da su usvojena tri različita pristupa analizi integriteta veštačkih kukova, što prethodno nije bio slučaj.

Četvrto poglavlje sadrži detaljan teorijski opis metode konačnih elemenata, u njenoj klasičnoj i proširenoj verziji, budući da je ovaj pristup korišćen za sve numeričke simulacije. Najvažniji doprinos numerike u ovom slučaju je bio simulacija rasta zamorne prsline, koja zahteva primenu proširene metode konačnih elemenata, i stoga je njoj posvećena posebna pažnja. Ovo poglavlje takođe sadrži i nekoliko primera primene MKE u medicini.

Naredna poglavlja se bave samom analizom, počevši od eksperimentalnih ispitivanja (peto poglavlje). Dat je detaljan opis ispitivanja zatezanjem, u smislu korišćene opreme, epruveta i standarda. Takođe je urađeno i ispitivanje mehanike loma, određivanjem faktora intenziteta napona na CT epruvetama, čime je dobijena osnova za analitičke proračune, dok su zatezna ispitivanja obezbedila ulazne podatke za numeričke simulacije. Ovde je potrebno napomenuti da su sva eksperimentalna ispitivanja rađena na tri grupe epruveta - prvu grupu su predstavljale nove epruvete, drugu epruvete koje su izložene vlažnoj sredini i treću epruvete koje su izložene slanoj sredini. Cilj je bio utvrditi koja od ovih sredina ima najnepovoljniji uticaj na mehaničke osobine legure Ti-6Al-4V, kao i u kolikoj meri agresivne sredine smanjuju otpornost epruveta na rast zamorne prsline, odnosno radni vek veštačkih kukova.

Primena mehanike loma na ocenu integriteta prethodno opisanih epruveta je takođe opisana u ovom poglavlju. Glavni cilj je bio da se odredi uslovni faktor intenziteta napona za epruvete iz sve 3 grupe. Ovi rezultati su posle korišćeni kao osnova za konstruisanje dijagrama analize loma, koji su pokazali koliki je rizik od loma za sva tri slučaja, kao i za varijante sa različitim geometrijama veštačkog kuka (debljina vrata u konkretnom slučaju). Usled ograničenja vezanih za eksperimente bilo je neophodno usvojiti određene aproksimacije pri ovim proračunima, o čemu je takođe pisano u okviru ovog poglavlja.

U šestom poglavlju je prikazan razvoj numeričkih modela, u softverskim paketima ABAQUS i ANSYS. Ova faza se sastojala iz nekoliko koraka, i zapravo je počela sa statičkom analizom kako bi se utvrdile kritične lokacije za nastanak zamorne prsline. Naredne iteracije su obuhvatale simulaciju zamora u veštačkim kukovima sa različitim debljinama vrata, da bi konačna verzija modela rasta zamorne prsline uključila u priču i koroziju - napravljena su tri modela sa mehaničkim osobinama koje su odgovarale eksperimentalno dobijenim rezultatima za normalnu, vlažnu i slanu sredinu. Svi koraci ove faze su detaljno opisani, od definisanje geometrije, graničnih uslova i opterećenja, do generisanja mreže konačnih elemenata i zamornih prslina.

Sedmo poglavlje predstavlja diskusiju rezultata dobijenih primenom metoda koje su prethodno opisane - eksperimentalne, analitičke (mekanika loma) i numeričke. Fokus je bio na verifikaciji dobijenih rezultata međusobnim poređenjima, kao i na potvrđivanju inicijalnih pretpostavki o tome koje epruvete će imati najbolje, a koje najlošije osobine u pogledu otpornosti na rast zamorne prsline u kombinaciji sa korozijom. Detaljno poređenje svih ovih rezultata je pokazalo dosta dobro slaganje, i ukazalo na određene probleme čije rešavanje bi trebalo da bude osnova budućih istraživanja na ovu temu, koja bi se nadovezala na analizu prikazanu u ovoj disertaciji.

Poslednje, osmo, poglavlje naravno obuhvata zaključke koji su proistekli iz predstavljenog istraživanja, kao i sve doprinose istog.

Kao što je prethodno rečeno, priča vezana za ovu disertaciju počinje uvodom u biomaterijale i probleme vezane za njihovu primenu u biomedicini, koji će biti detaljno izloženi u narednom poglavlju.

## 2. BIOMATERIJALI

### 2.1. Razvoj biomaterijala

Našim precima nije bilo strano korišćenje očiju izrađenih od stakla i zuba izrađenih od drveta još pre 2000 godina. Na pragu XX veka počinje upotreba veštačkih materijala, prvi put za veštački kuk od strane Čarnlija spominje se PMMA, ultra-visoko-molekularni polietilen, i nerđajući čelik za totalnu zamenu kuka. Osnovne definicije biomaterijala bi bile:

*Biomaterijal je neživa materija korišćena u medicinskim napravama, namenjena da reaguje sa biološkim sistemom [1], Williams, 1987. Biokompatibilnost je mogućnost materijala da pokaže karakterističnu reakciju u određenoj primeni [1]. Za izradu medicinskih implanata koriste se biokompatibilni metalni materijali. Oni poseduju izvanredne mehaničke karakteristike i dobru elektroprovodnost. Pokazali su se kao adekvatan izbor u kontaktu sa ćelijama, tkivima ili telesnim tečnostima u ljudskom organizmu. Neophodni su da bi sanirala oštećenja pri nesrećnim okolnostima, bolestima ili jednostavno starenjem pacijenta. U biomedicinskom inženjerstvu najzastupljenije su legure titanijuma, nerđajući čelici i kobalt-hrom legure. Osnovne osobine koje ih čine pogodnim za primenu su izuzetne čvrstoća i otpornost prema koroziji. Njihova primarna primena bila je u avio industriji i gradnji brodova [2].*

### 2.2. Biokompatibilni materijali u ljudskom organizmu

Često sebi postavimo pitanje od čega se sastoje naše telesne tečnosti. One su 0.9% soni rastvor u kome se nalaze aminokiseline i proteini. Takođe u sastav pored limfe i krvi, ulaze i leukociti, makrofage i limfociti, trombociti i eritrociti. Vrednost pH im je 7 na temperaturi od 37°C i pritisku od 1 atm.

Možemo primetiti da ovi uslovi čine korozivnu sredinu nepovoljnom za metalne materijale. Parcijalni pritisak kiseonika na vazduhu viši je nego u uslovima ljudskog organizma što ubrzava proces korozije u organizmu posebno pri upalama [2]. Usled toga se ukazala potreba za razvojem metalnih legura koje su izuzetno otporne na korozivno dejstvo sredine u kojoj se nalaze, kako bi im se produžio radni vek. Naravno, ove legure su morale da zadovolje još nekoliko uslova kako bi bile upotrebljive kao implantati, uključujući dobre mehaničke osobine, otpornost na zamorno opterećenje i pre svega, biokompatibilnost [2]. O ovim aspektima metalnih biomaterijala će biti više reči u narednim poglavljima disertacije.

### 2.3. Biokompatibilni metalni materijali

Kao biokompatibilni metalni materijali su definisani materijali koji su u kontaktu sa ćelijama, tkivima i telesnim tečnostima u ljudskom organizmu. Koriste se za zamenu ili nadogradnju komponenti u organizmu nadomeštanjem oštećenja zbog bolesti, starosti i nesrećnih slučajeva [2]. Metalne legure doživele su veliku primenu poslednjih decenija u izradi medicinskih implantata.

Osnovne odlike biokompatibilnih metalnih materijala koji se primenjuju kod izrade medicinskih implanata su [2]:

- *Netoksičnost*

Netoksičnost je osnovna karakteristika na koju mora materijal da odgovori da bi se koristio za izradu metalnih implanata. Ako bismo dozvolili niže kriterijume rizikovali bi brojne medicinske probleme uključujući i kancer.

- *Izdržljivost*

Da bi se kvalitetno rešio problem koji se nameće obezbeđuje se da implant koji se ugrađuje u organizam pacijenta bude funkcionalan u toku celog radnog veka. Veoma je važno da zbog

habanja kod materijala od koga je izrađen postoji što manje oslobađanje čestica i voditi računa o zamornoj čvrstoću pri koroziji i trenju.

- *Izuzetna otpornost prema koroziji*

Biokompatibilni materijali ne korodiraju u kontaktu sa živim tkivima.

- *Čvrstoća i žilavost*

Vrednosti čvrstoće i žilavosti moraju biti visoke kako bi se smanjila verovatnoća otkaza usled krtoq loma.

- *Trajnost*

Za materijale koji se implantuju u telo pacijenta, implanti bi trebali da imaju visoku otpornost na zamor usled korozije i na zamor usled kontaktne korozije.

- *Biokompatibilnost*

Biokompatibilnost možemo definisati afinitetom ćelija prema površini implantnih metalnih materijala. Biokompatibilnost se određuje kod novih materijala različitim testovima i brojnom dokumentacijom u skladu sa propisima. Pri odabiru legura koje su brojne na svetskom tržištu primarno je obratiti pažnju na njihov hemijski sastav i cenu zavisno o potrebama.[2]

Još jedan bitan faktor u primeni biomaterijala je naravno i njihova cena, i jedan od glavnih ciljeva razvoja materijala za implante je ekonomska ušteda, pri čemu naravno i sve prethodno navedeni uslovi moraju biti ispunjeni u najvećoj mogućoj meri. Pregled primene različitih vrsta biomaterijala, uz kratku tehnoekonomsku analizu, je dat u tabeli 2.1.

Osnova izučavanja biomaterijala je multidisciplinarnost, što znači da u ovakvim istraživanjima učestvuju svi, od naučnika koji se bave materijalima, pa do medicinskih radnika kod korišćenja samog proizvoda implanta.

TABELA 2.1 Usporedni prikaz primena sintetičkih materijala i modifikovanih prirodnih materijala u periodu od 1988 do 2003. godine

<b>Totalni SAD gotovinski izdaci za zdravstvenu negu</b>	1990	\$666.200.000.000	2000	\$1.400.000.000.000.	Skok 110%
<b>Totalni SAD gotovinski izdaci za istraživanje i razvoj u zdravstvu</b>	1990	\$22.600.000.000	2001	\$82.000.000.000.	Skok 262%
<b>Broj zaposlenih u medicini</b>	1988	‘194.250	2003	300.000.	Skok54%
<b>Broj registrovanih medicinskih proizvođača u SAD</b>	1991	’19.300	2003	13.000.	Pad 33%
<b>Ukupna prodaja medicinskih naprava</b>			2002	\$77.000.000.000	
<b>Sredstva za operaciju</b>		\$8.414.000.000.			
<b>Instrumenti za operaciju</b>		\$6.444.000.000.	2003		
<b>Elektromedicinske naprave</b>		\$5.564.000.000.			
<b>Tržište biomaterijala u SAD</b>	1992	\$402.000.000.	2000	\$9.000.000.000.	Skok2138%
<b>Pojedinačna prodaja medicinskih naprava</b>					
<b>Ortopedske sprave</b>	1990	\$2.200.000.000	1998	\$4.700.000.000.000.	Skok 113%
<b>Biomedicinski senzori</b>	1991	\$365.000.000			
<b>Broj naprava</b>					
<b>Ortopedsko koleno</b>	USA	816.000	2002	250.000	Pad 60%
<b>Ortopedski kuk</b>	USA	521.000	2002	250.000	Pad 52%
<b>Dentalni implantanti</b>			2000	910.000	

## 2.4. PREDSTAVNICI METALNIH BIOMATERIJALA

Biokompatibilni metalni materijali koji se primenjuju u biomedicini su:

- Nerđajući čelici
- Kobalt-hrom legure
- Titanijum i legure titanijuma

Prvobitno su korišćeni u astronautici i brodogradnji i zbog svojih izvanrednih karakteristika počinje njihova primena u medicini.

Jedan od najčešće korišćenih nerđajućih čelika je tip 302 čelika (sa 18% hroma i 8% nikla). Pokazao je višu otpornost prema koroziji u odnosu na vanadijumski. Da bi se dobila veća otpornost na koroziju u slanoj vodi uvodi se 18-8 čelik, tip 316 sa dodatkom molibdena. Prvobitno udeo ugljenika u njemu je bio 0,8 %, da bi 1960 godine bio smanjen na 0,3, čime dobija se dobro poznati nerđajući čelik 316L. Koncentracija od 12% je minimalna efektivna koncentracija hroma kod nerđajućih čelika koja obezbeđuje otpornost na koroziju, koja se dodatno može korigovati pasivizacijom čime se postiže povećana otpornost ka koroziji [4]. Hemijski sastav ove legure je dat u Tabeli 2.2.

TABELA 2.2. Sastav 316 L nerđajućeg čelika

Element	Sadržaj, % mase
<b>C</b>	max 0,03
<b>Mg</b>	max 2,0
<b>P</b>	max 0,03
<b>S</b>	max 0,03
<b>Si</b>	max 0,75
<b>Cr</b>	17,00 - 20,00
<b>Ni</b>	12,00 - 14,00
<b>Mo</b>	2,00 - 4,00

Zbog mogućnosti korozije mora se biti jako oprezan pri konstruisanju, budući da nepovoljna geometrija implanata može dovesti do habanja i različitih vrsta upala, čime se smanjuje nosivost i radni vek.

### 2.4.1 Kobalt-hrom legure

U biomedicinske svrhe se najčešće koriste sledeća dva tipa legura kobalta i hroma:

- CoCrMo-legura za oblikovanje (F75)
- vruće kovana CoNiCrMo-legura (F562).

CoCrMo-legura za oblikovanje korišćena je u stomatologiji i u izradi veštačkih spojeva. Vruće kovana CoNiCrMo-legura koristi se za bedra i kolena. Hemijski sastav ove dve legure je prikazan u Tabeli 2.3.

Čvrst rastvor, do 65% kobalta se stvara od strane CoCr-legure. Da bismo dobili odgovarajuću čvrstoću dodaje se Mo.

TABELA 2.3 Hemijski sastav CoCr-legura[1]



ELEMENT	CoCr Mo (F75)		CoNiCrMo(F562)	
	min	max	min	max
<b>Cr</b>	27,0	30,0	19,0	21,0
<b>Mo</b>	5,0	7,0	9,0	10,5
<b>Ni</b>	-	2,5	33,0	37,0
<b>Fe</b>	-	0,75	-	1,0
<b>C</b>	-	0,35	-	0,025
<b>Si</b>	-	1,0	-	0,15
<b>Mn</b>	-	1,0	-	0,15
<b>W</b>	-	-	-	-
<b>P</b>	-	-	-	-
<b>S</b>	-	-	-	0,010
<b>Ti</b>	-	-	-	1,0
<b>Co</b>			-	

Tipično za CoNiCrMo-legure je visoka otpornost na koroziju u morskoj vodi, odnosno u sredini koja je još ekstremnija od one u ljudskom telu.

Najveći problem je kod izrade implanata od ove legure jer se može primeniti isključivo otpuštanje. Koristimo je u slučajevima kada nam je potreban implant koji će da traje dugo.

Nedostatak CoCrMo-legure je nešto slabije ponašanje pri trenju, odnosno povećana sklonost ka habanju, čime se gubi nosivost implanta i potencijalno oslobađaju čestice u ljudsko telo.

U tabeli 2.4 prikazana su uporedna mehanička svojstva CoCr-legura. Plastičnost je smanjena sa povećanjem čvrstoće. Poređenjem CoNiCrMo-legure i 316L-nerđajućeg čelika u Ringerovom rastvoru na 37 °C, utvrđujemo da je rastvorena količina Ni identična kod ovih legura.

Kao i kod ostalih legura, porast čvrstoće je praćen smanjenjem plastičnosti. I livene i kovane legure imaju odličnu otpornost na koroziju. Eksperimentalna određivanja količina rastvorenog Ni za obe legure je ista iako Ni ima tri puta više nego kod 316L nerđajućeg čelika.

TABELA 2.4. Usporedna mehanička svojstva metalnih materijala[1]

Materijal i stanje		Zatezna čvrstoća $R_m$ , MPa	Granica tečenja $R_p 0,2\%$ , MPa	$\epsilon_{izd}$ , %	$\epsilon_{red}$ , %
Nerđajući čelik (316L)	kaljen	485	172	40	-
	Hladna obrada	860	690	12	-
CoCrMo za oblikovanje M(F75)		655	450	8	8
CoNiCrMo kovana(F562)	Livena u rastvoru	793-1000	240-655	50,0	65,0
	Hladna obrada i starenje	1793min	1585	8,0	35,0
Ti stepena 1		240	170	24	30
Ti stepena 2		345	275	20	30
Ti stepena 3		450	380	18	30
Ti stepena 4		550	485	15	25
Ti6Al4V		860	795	10	25

#### 2.4.2 Titanijum i legure titanijuma

Titanijum se odlikuje visokom reaktivnošću koji se u zemljinoj kori nalazi u obliku stabilnog oksida. Zbog toga što je titanijum i kiseonik teško razdvojiti tek krajem četvrte decenije prošlog veka ušao je u komercijalnu upotrebu u SAD. Kao biokompatibilni materijal titanijum ulazi u upotrebu znatno kasnije nego neki drugi biokompatibilni materijali, ali njegova upotreba je uvećana zbog njegove [5]:

- relativno visoke specifične čvrstoće,
- niskog modula elastičnosti,
- niskog nivoa toksičnosti,
- velike biokompatibilnosti.
- Visoke temperature topljenja
- Male gustine
- Dobre otpornosti prema koroziji
- Stabilnih mehaničkih svojstava

Komercijalno čist titanijum može imati nisku količinu železa, azota i kiseonika, a ostalih elemenata procentualno mora imati manje 0.7%. Komercijalno čist titanijum se proizvodi u četiri osnovna sastava koji se obeležavaju brojevima od 1 do 4. Vrednost zatezne čvrstoće

titanijuma raste sa porastom broja kojim je označen sastav titanijuma, tj. titanijum klase 4 ima veću vrednost zatezne čvrstoće od titanijuma klase 1. Čist titanijum ima veliku otpornost prema koroziji, dok  $\alpha$  legure titanijuma imaju bolju otpornost prema povišenim temperaturama, imaju bolju zavarljivost od  $\beta$  legura i višu vrednost čvrstoće.

Najčešće upotrebljavani biokompatibilni materijali na bazi titanijuma, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb i Ti-5Al-2Fe legure, se u današnje vreme smatraju nepogodnim za biomedicinske primene zbog toksičnih efekata Al i V. Kao što je prethodno navedeno, ovi elementi mogu prouzrokovati dugoročne zdravstvene probleme [6].

Legure Ti niskog modula elastičnosti mogu se razviti putem inženjeringa legura Ti  $\beta$  tipa koje sadrže netoksične legirajuće elemente poput Nb, Zr, Ta, itd [x]. Tipično za  $\beta$  legure titanijuma je da se uglavnom sastoje od  $\beta$  faze koja ima niske vrednosti modula elastičnosti i zbog toga je modul ovih legura nizak.

Napon tečenja biomedicinskih legura titanijuma varira između 500 - 1000 MPa, zatezna čvrstoća je u rasponu 900 - 1200 MPa, izduženje može biti 10% i 20% [7]. Legure titanijuma pokazuju različite osobine u zavisnosti od hemijskog sastava i mikrostrukture materijala [7,8]. Na mehaničke osobine legura titanijuma  $\alpha+\beta$  tipa utiče morfologija faza  $\alpha$  i  $\beta$  i putem odgovarajuće toplotne obrade se mogu kontrolisati njihove relativne količine. Vrlo je bitno uzeti u obzir performansu legure u pogledu zamora da bi se potvrdila njena pouzdanost kada se koristi kao biokompatibilni metalni materijal. Zamor jako utiče na svojstva materijala i ona variraju na osnovu mikrostrukture dobijenim termomehaničkom ili toplotnom obradom. [1]:

Otpornost Ti i njegovih legura prema koroziji u hloridnoj sredini je odlična, bolja od nerđajućih čelika i legura na bazi Co. Razlog tome je to što se formira zaštitna oksidna površina na materijalima na bazi Ti koja je veoma neaktivna i lako se obnavlja usled oštećenja. Prema tome, može se zaključiti da je za biokompatibilnost sa tkivom zaslužan površinski oksidni sloj [6].

Titanijum i njegove legure zbog otpornosti na koroziju, manje krutosti, biokompatibilnosti imaju najbolja svojstva sa tačke gledišta biomedicinskih primena. TiO<sub>2</sub> ima bioaktivna svojstva na površini i indukuje rast nove kosti. TiNi legure imaju efekat pamćenja oblika.

Ti-6Al-4V sastavljena je od 90% titanijuma, 6% aluminijuma, 4% vanadijuma. Otporna je na koroziju, velikog odnosa čvrstoće i težine.

Ti-6Al-7Nb sadrži 7% niobijuma umesto vanadijuma i bolju otpornost od Ti-6Al-4V.

U cilju poboljšanja osobina legura titanijuma razvijene su dvofazne  $\alpha+\beta$  legure, tj. legure kod kojih je dispergovana  $\beta$  faza u  $\alpha$  fazi. Biokompatibilnost legura titanijuma potvrđena je ispitivanjima na životinjama i kliničkim ispitivanjima na pacijentima. Zaključak brojnih ispitivanja je da postoji opasnost od oslobađanja toksičnih elemenata iz legura titanijuma. Upravo iz tih razloga vanadijum je zamenjen niobijumom.

TiNi legure imaju svojstvo da se nakon zagrevanje materijal može vratiti u prvobitan oblik što se naziva efekat pamćenja oblika. Najpoznatija je 55-Nitinol(55% Ni). Njene osobine su:

- Jednofaznost
- Posедуje visoko prigušenje zvučnog talasa
- Ima mehaničku memoriju
- Dobra otpornost na zamor
- Malo povećanje plastičnosti usled povišenja temperature

Drugoj grupi legura pripada 60-Nitinol.

- SME opada dok raste mogućnost termičke obrade, kada imamo 60 atm% Ni.
- Povećana žilavost termičkom obradom

Povećana otpornost i žilavost im je izraženija nego kod nerđajućeg čelika i CoCr-legura. Imaju nizak modul elastičnosti u odnosu na ostale legure.

NiTi-legure pokazuju dobru biokompatibilnost i otpornost na koroziju *in vivo*. Njihov hemijski sastav je dat u tabeli 2.5.

Tabela 2.5 Hemijski sastav NiTi legure [1]

Element	Udeo, % mase
<b>Ni</b>	54,01
<b>Co</b>	0,64
<b>Cr</b>	0,76
<b>Mn</b>	0,64
<b>Fe</b>	0,66
<b>Ti</b>	ostalo

Tipično je da su mehanička svojstva NiTi-legure osetljiva na stehiometrijski odnos komponenata. Organizam može tolerisati titanijum, nerđajući čelik i vitalijum. Kao što je prethodno pomenuto, postoje četiri stepena nelegiranog komercijalno čistog titanijuma za hirurške implante. Hemijski sastav čistog titanijuma i njegovih legura je dat u Tabeli 2.6. Njihov glavni nedostatak su nešto slabije mehaničke osobine u odnosu na druge metalne biomaterijale.

Tabela. 2.6. Hemijski sastav čistog *Ti* i njegovih legura

Element	Ti stepena 1	Ti stepena	Ti stepena	Ti stepena	Ti6Al4V
<b>N</b>	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
<b>C</b>	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08
<b>H</b>	0,015	0,015	0,015	0,015	0,0125
<b>Fe</b>	0,20	0,30	0,30	0,50	0,25
<b>O</b>	0,18	0,25	0,35	0,40	0,13
<b>Al</b>	-	-	-	-	5,50 - 6,50
<b>V</b>	-	-	-	-	3,50 - 4,50
<b>Ti</b>	Ostalo	Ostalo	Ostalo	Ostalo	Ostalo

Dodatak Mo stabilizuje BCC ( $\beta$ ) na sobnoj temperaturi pa se zbog toga ove legure nazivaju  $\beta$ -Ti legure . Legure poseduju 20% niže module elastičnosti što je blizu realnim vrednostima kostiju, imaju bolju sposobnost oblikovanja i zadržavaju osobine tipične za Ti-6Al-4V.

Nerđajući čelici, kobalt-hrom legure i legure titanijuma su osnovni biokompatibilni materijali koji se koriste u biomedicinskom inženjerstvu. Oni su se prethodno koristili u astronautici, brodogradnji, hemijskoj industriji i s obzirom na to da su pokazali izvanredne karakteristike došlo je i do njihove primene u medicini. Na slici 3. dat je primer primene titanijuma u medicini. Naravno, metalni implantati imaju i nepoželjne karakteristike kao što je

veća krutost od krutosti kojom se odlikuje kost, nepropusnost  $X$ -zraka, velika specifična težina. Dalji razvoj ovih materijala je od izuzetnog značaja za njihovu buduću primenu u medicini.

Zahvaljujući izvanrednim svojstvima materijali na bazi titanijuma nalaze primenu u različitim granama industrije uključujući i biomedicinsko inženjerstvo. Visoka temperatura topljenja, mala gustina, dobra otpornost prema koroziji (do 500 °C) kao i stabilnost mehaničkih svojstava u širokom intervalu temperatura su njihove karakteristike zbog kojih su titanijum i njegove legure našle široku primenu [1].

Mehanička svojstva i biološka inertnost titanijuma i njegovih legura u odnosu na živi organizam kao i dobra koroziona postojanost dovela je do njihove primene kao implanata u medicini. Prednost titanijuma je i njegova specifična čvrstoća (odnos čvrstoće i gustine), koja je šest puta veća od specifične čvrstoće aluminijuma i četiri puta veća nego kod železa.

### 2.4.3 Ti-6Al-4V legura

Legura titanijuma Ti-6Al-4V prvenstveno je korišćena u avio industriji, kasnije nalazi primenu kao biomaterijal pogodan za izradu implanata je biomaterijal koga čine 90% titanijuma, 6% aluminijuma i 4% vanadijuma.

Njene osobine su:

- visoka izdržljivost
- veliki odnos čvrstoće i težine
- visok koeficijenta trenja
- modul elastičnosti oko 110 GPa
- zatezna čvrstoća iznosi oko 930 MPa za kaljenu leguru
- zatezna čvrstoća iznosi oko 1200 MPa kod legura sa ojačanom kristalnom rešetkom.

Ako smanjimo količinu nečistoća kod legura titanijuma Ti-6Al-4V, dobijamo ELI Ti-6Al-4V (extra low interstitial), što bi označilo ekstra mali međuprostor. [9]:. Manji procenat O, C, N i H i ima višu čvrstoću, žilavost i ima veću dinamičku čvrstoću.

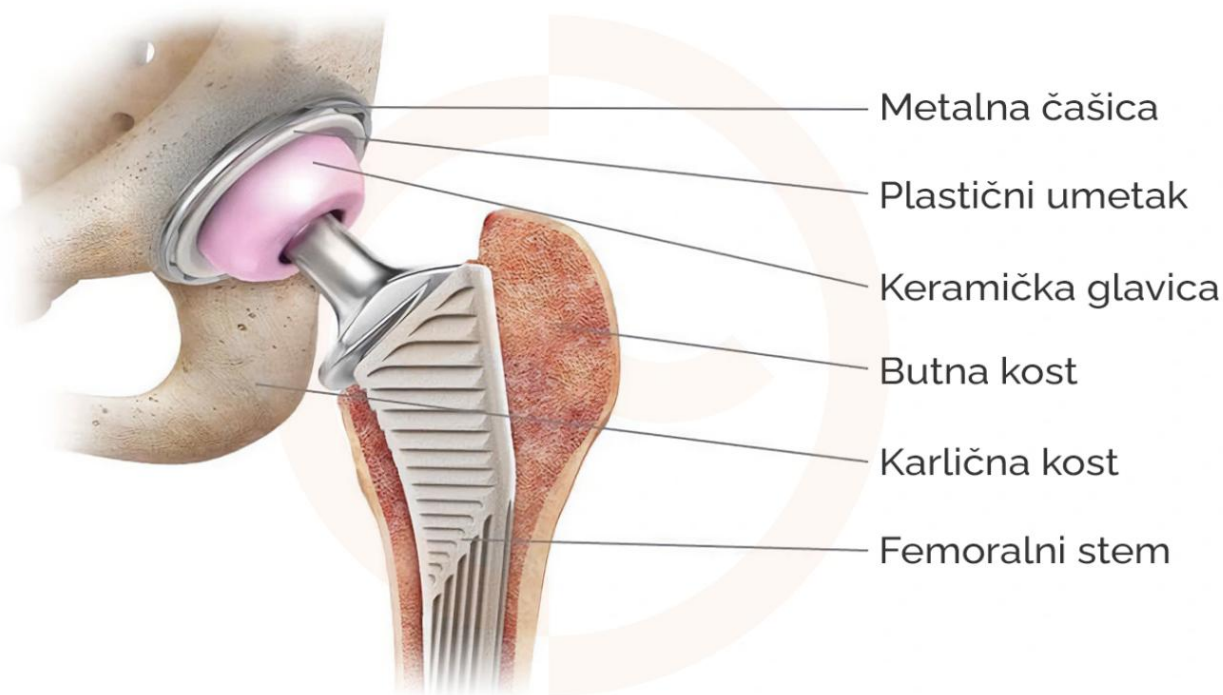
Vanadijum je pokazao izvesne toksične osobine, kako u elementarnom stanju tako i u obliku oksida  $V_2O_5$  koji se nalazi na površini ove legure. Sumnja se da dolazi do neuroloških poremećaja pri korišćenju ove legure. Smatra se takođe da ako je peskiramo aluminijum-oksidom i pasiviziramo azotnom kiselinom može se koristiti jer daje odgovarajuću biokompatibilnost. [8]. Primer delova izrađenih od ove legure se može videti na slici 2.3.

## 2.5 Primena veštačkih kukova u medicini

Kuk, kao jedan od najvećih zglobova u telu, sastoji se od kugle i čašice. Čašica je formirana od acetabuluma, dok je kugla glava femura i deo je gornjeg kraja butne kosti. Totalna zamena kuka veštačkim predstavlja zamenu oštećene kosti i hrskavice protetskim komponentama [3]. Veštački kuk se sastoji od metalne čašice, plastičnog umetka, keramičke glavice i femoralnog sistema, sl. 2.1. Do totalne zamene kuka dolazi iz razloga mehaničkih pritisaka, reumatoloških bolesti ili saobraćajnih nezgoda. Sama intervencija postala je rutinska. Posle zahvata u nekim slučajevima moguć je trenutni oporavak, u drugim neophodan je period usklađivanja kosti i implanta. Zavisno od slučaja moguće su i sportske aktivnosti, ali naravno nisu preporučljive. Ponovne operacije su česte posle deceniju ili dve.

Pri totalnoj zameni kuka koristi se proteza koju čine femurska i acetabularna komponenta.

Femurska komponenta sastoji se iz tri dela, glave, vrata i tela.



Slika 2.1. Delovi proteze veštačkog kuka [3]

<https://www.orthoexpert.rs/kuk/vestacki-kuk-operacija-proteza-kuka#anatomija-kuka>



Slika 2.2. Prikaz implanta veštačkog kuka i načina ugradnje

Femur je od titanijuma ili kobalt-hrom legure, i ubacuje se u izdubljeni modularni kanal. Glava je od kobalt-hrom legure ,opciono cirkonijuma, sl. 2.2. Primećena je pojava habanja ako se koristi glava od titanijuma i samim tim nije povoljno njeno korišćenje.

Postoje monolitne proteze koje se sastoje iz jednog dela i modularne, iz više delova. Ako bismo kao prioritet stavili jednostavnost, odnosno nižu cenu i sklonost ka koroziji, kao i pojavu rastavljanja mogli bismo se odlučiti za monolitne. Tokom operacije zahtevnije su modularne jer se sastoje iz više delova, ali i imaju prednost koja se ogleda u mogućnosti zamene pojedinačnih delova pri hirurškoj reviziji ,zamene materijala i prilagođavanje geometrije i dimenzija komponenata. Najčešće korišćene kombinacije komponenata veštačkog kuka su date u tabeli 2.7, zajedno sa materijalima koji se koriste u ove svrhe.

TABELA 2.7. *Moguće kombinacije za totalnu zamenu kuka*

Femoralna komponenta			Acetabularna komponenta		
Fiksacija	Potpورا	Lopta	Čašica	Backing	Fiksacija
PMMA	CoCr-legure	CoCr-legure	CoCr-legure	Metal	PMMA
Urastanje kosti	Ti-legure	Al-Zr legure	UHMWPE	Nijedan	Urastanje kosti
Press fitting					Press fitting

Ako imamo acetabularnu monolitnu komponentu ona je od polietilena ultra visoke molekularne težine (UHMWPE), dok se modularna sastoji iz UHMWPE umetka i metalne školjke koja obezbeđuje promenu polietilenskih postava jer može doći do ponovnih hirurških intervencija. Ako se umetak i školjka ne uklope dolazi do oštećenja glave femura zbog kontakta sa školjkom.

Da bi cela konstrukcija bila održiva neophodno je uspostaviti stabilnost između implanta kapsule i mišića karlice. Potrebno je da implanti podupiru opterećenje čak i do osam puta veće od telesne težine pacijenta. Ako tačno postavimo dužinu vrata femura i centar pokreta njegove visine smanjuje se napon savijanja mesta kontakta proteze i kosti. Visoka koncentracija napona prouzrokuje resorpciju kosti. Površina od UHMWPE u kapici dovodi do habanja i samim tim do zapaljenja jer ih ćelije imunog sistema pacijenta prepoznaju kao strane [1]. Savršen materijal za femoralni deo pokazuje sledeće karakteristike:

- visoku granicu elastičnosti
- maksimalnu zateznu čvrstoću i
- veoma visoku otpornost na koroziju.

Kada definišemo da bi visok modul elastičnosti bio prednost moramo biti izuzetno oprezni jer on iako bi smanjivao napone u cementu i značajno umanjio rizik od otkaza cementa, došlo bi do osteoporoze koja uzrokuje poznati tipični efekat *stress shielding* i došlo bi do otkaza [10].

Titanijumove legure su izuzetne za korišćenje pri direktnom kontaktu između implanta i kosti jer imaju ekstremno pozitivan efekat na osteointegraciju. Kada je došlo do primene Ti-6Al-4V služile su kod učvršćivanja cementiranjem. Bila je ključ za rešenje loma stema. Biokompatibilnost u znatnoj meri je zavisna od korozije. Ako u ljudski organizam uvedemo strano telo, organizam će težiti ka tome da ga odbaci. Telesne tečnosti se sastoje od rastvora bogatih kiseonikom, 1% natrijum-hlorida i drugih soli na temperaturi 36,6 °C. Metali bi prema svojim osobinama trebali da korodiraju u ovakvim uslovima dovode do galvanske ili recimo kontaktne korozije. Dolazi do oslobađanja toksičnih elemenata. Zbog ovakvog efekta prinuđeni smo na korišćenje implanata netoksičnog sastava [11].

Postoje različiti dizajni različitih geometrija koji su na raspolaganju. Proteza može biti cementna ili bescementna. Kod cementne koristimo koštani cement za fiksaciju, dok se kod bescementne služimo utiskivanjem i dolazi do osteointegracije. Osnovni problem koji se javlja je zapravo stabilnost implanta koju je neophodno omogućiti. Stem mora imati dobru stabilnost da bi kost urasla. Ako dođe do smanjenja gustine kosti dolazi i do nestabilnosti stema. Zato koristimo sve neophodne analize kako bi predupredili *stress shielding*.

Do otkaza komponente dolazi i zbog mehaničkih oštećenja prilikom korišćenja implanta. Zbog velikog napona dolazi do loma i pojave čestica koje nastaju habanjem što prouzrokuje osteolizu. Dakle do otkaza implanta dolazi zbog zamora što se predupređuje odgovarajućim proračunima.

## 2.6 Stabilnost implanta

Prioritet je implementirati kuk na najbolji mogući način koji omogućava stabilnost implanta.

Tokom čitavog procesa kroz koje prolazi pacijent dolazi do bola, smanjene pokretljivosti i loše stabilnosti komponenti. Na uspeh utiče odabrani materijal za implant kao i uslovi institucije u kojoj se obavlja intervencija, iskustvo i stručnost hirurga. Na faktor oporavka utiče kako opšte stanje pacijenta, tako i kvalitet kosti istog. Može doći do aseptičnog razlabljivanja jer se pojavljuje fibrozno tkivo između spoja implant-kost. Vremenom se ovo tkivo zadebljava i dolazi do bola. Javljuju se čestice i na kontaktu čašica-glava i odu u spoj cement-kost i tako smanje integritet fiksacije. Mehaničko opterećenje predstavlja drugi faktor rizika slabljenja komponentata i zavisi i od starosti pacijenta jer je veće opterećenje usled većih životnih aktivnosti.

### 2.6.1. Habanje

Do degradacije korišćenih biomaterijala dolazi zbog čestica nastalih habanjem. One izazivaju inflamatornu reakciju i tkivo odgovara na strano telo, napada se spoj kost-implant i ugrožava se implant.

Habanje se donekle sprečava odgovarajućom kombinacijom materijala i obradom površina. Kretanjem dolazi do pojave čestica i do habanja i dovode do osteolize i tako se destabilizuje proteza.

### 2.6.2. Hirurgija i inženjerstvo

Hirurgija i inženjerstvo ovde se nalaze pred zajedničkim izazovom, otklanjanja bola i omogućavanje što kvalitetnijeg hodanja i sedenja.

Bitno je određenom pacijentu odabrati najoptimalniji implant. Najpovoljniju situaciju možemo postaviti odabirom modularnog pristupa.

Dizajnom omogućavamo najbolju moguću situaciju za pacijenta. Obzirom na personalne potrebe i životnu dob biramo materijal i fiksiramo implant čuvajući kost u što većem procentu. Moramo imati u vidu da može doći do revizije pa osmisliti što jednostavniju proceduru u slučaju nepovoljnog događaja.

Materijali moraju da odgovore na izazove biokompatibilnosti i biofunkcionalnosti. Razvitak novih ideja ka rešenju problema i unapređivanje karakteristika materijala je osnovni inženjerski zadatak.

## 2.7. Korozija metalnih implanata

Korozija je nepovoljna hemijska, elektrohemijska reakcija metala sa okolinom i degradira ga u okside, hidrokside i druga jedinjenja. Zbog hemijskog sastava fluida u ljudskom organizmu su izrazito agresivna sredina za metalne implantate.

Stanje oksida je stanje najniže slobodne energije metala u kiseoničkoj i hidroksilnoj sredini. Kod elektrohemijske korozije dolazi do jonizacije metalnih atoma i njihovog prelaska u rastvor u kome sa elementima u rastvoru reaguju i dobijamo jedinjenje koje se disosuje ili taloži. Elektrolit sa rastvorenim jonima zatvara električno kolo i anjoni, negativni joni se kreću ka pozitivnoj anodi, a anjoni ka negativnoj katodi, izrazi (2.1) – (2.5):

Reakcija na anodi-oksidacija:



Reakcija na katodi-redukcija:







Standardni elektrohemijski niz Nernstovih potencijala oslikava težnju korozije metala. Do njih je došlo tako što je jedna elektroda standardna vodonikova stvorena propuštanjem mehura vodonika kroz platinske listiće. Tako je definisan nulti potencijal i dobili smo podelu na plemenite koji imaju viši potencijal od standardne vodonikove elektrode i ostale koje imaju niži.

Pri prisutnosti dva različita metala u istoj sredini negativniji metal galvanske sredine će biti anoda a pozitivni katoda i imamo Galvansku koroziju. Galvanska korozija je intenzivnija od korozije jednog metala. Naravno ona se može javiti kod jednog metala pri nehomogenosti metala ili njegove sredine.

Razlika potencijala  $E$  zavisna je od koncentracije metalnih jona u rastvoru i prikazana je Nernstovom jednačinom (2.6):

$$E = E_0 + (RT/nF) \ln[M^{+n}] \quad (2.6)$$

Ovde su:

$R$  -gasna konstanta

$E_0$  -standardni elektrohemijski potencijal

$T$  -apsolutna temperatura

$F$  -Faradejeva konstanta (96.487 C/mol) i  $n$  broj molova.

U tabeli 2.8. prikazan je standardni elektrohemijski niz.

TABELA 2.8. Standardni elektrohemijski niz

Reakcija	$\Delta E^0$ (V)
Li $\leftrightarrow$ Li <sup>+</sup>	-3.05
Na $\leftrightarrow$ Na <sup>+</sup>	-2.71
Al $\leftrightarrow$ Al <sup>+++</sup>	-1,66
Ti $\leftrightarrow$ Ti <sup>+++</sup>	-1,63
Cr $\leftrightarrow$ Cr <sup>++</sup>	-0,56
Fe $\leftrightarrow$ Fe <sup>++</sup>	-0,44
Cu $\leftrightarrow$ Cu <sup>++</sup>	-0,34
Co $\leftrightarrow$ Co <sup>++</sup>	-0,28
Ni $\leftrightarrow$ Ni <sup>++</sup>	-0,23
H <sub>2</sub> $\leftrightarrow$ 2H <sup>+</sup>	0,00
Ag $\leftrightarrow$ Ag <sup>+</sup>	+0,80
Au $\leftrightarrow$ Au <sup>+</sup>	+1,68

Metali u praksi mogu biti prekriveni slojem pasivirajućeg filma proizvoda reakcije koji štiti metal od korozije.

Pri izboru materijala za implantate moramo voditi računa o koroziji.

Biomaterijali koji su otporni na koroziju su:

- Nerđajući čelik 316L
- Kobalt-hrom legure
- Titanijum i njegove legure

Obzirom da nerđajući čelik sadrži dovoljno hroma da bi se javila pasivna otpornost na koroziju. Pasivni sloj nije čvrst kao kod Ti i CoCr-legura pa ako ih koristimo moramo uzeti nerđajuće čelike najveće otpornosti na koroziju, odnosno oni koji sadrže Mo, 316, 316L, 317. Moramo naglasiti da ako dođe do pojave pukotina i naprslina otpornost na koroziju izostaje.

Ti i CoCr legure se veoma primenjuju zbog otpornosti ka koroziji u ljudskom telu. Ti ima čvrst pasivirajući sloj pasivan u fiziološkim uslovima. Korozivna struja iznosi  $10^{-8}$  A/cm<sup>2</sup>. Titanijum ima visoku otpornost ka koroziji ali ima manju čvrstinu i žilavost od čelika i CoCr-legure.

Kod pacijenata posledica korozije je lokalni bol i oteklina oko implanta uz izostanak infekcije. Takođe dolazi do prslina i oštećenja implanta i pojava metalnih jona u organizmu. kada detektujemo problem vidna je crna oblast oko implanta. U tkivu se primećuju slojevi metala. Može doći do difuzije metalnih jona i do udaljenih tkiva i organa i izazvati različite zdravstvene probleme. [8]. Potrebno je proučiti stepen uticaja korozije na zamor koji izaziva lom i direktno mehaničko oštećenje implanta. Do korozije dolazi možemo definisati i kada implanta dođe u kontakt sa biofluidima, odnosno dođe do trošenja materijala pod uticajem hemijskih fizičkih i drugih faktora. Kada se pasivni film ošteti dođe do kontakta sa biofluidima koji sadrže pored vode kiseonik, razne jone hloridne hidroksilne cirkulišuće i krvne ćelije, kao i proteine. Pri hirurškim zahvatima pH vrednost organizma pada na 4,0-5,0 i dostiže normalnu vrednost 7-7,4 tek posle dve nedelje. U čvrstom tkivu nakon implementacije pH vrednost iznosi 5,2. Vrednost temperature je 36,5, dok imamo pritisak od 1 atm. Moramo uzeti u obzir da je unutrašnji parcijalni pritisak  $\frac{1}{4}$  atmosferskog pritiska kiseonika. Iz te činjenice direktno proističe da niži parcijalni pritisak kiseonika u ljudskom organizmu ubrzava koroziju smanjujući brzinu obnavljanja pasivnog površinskog oksidnog sloja nakon oštećenja.

Interesantno je da pojedini metali u elementarnom obliku dobro utiču na funkcije organizma jer je kobalt npr. Neophodan za sintezu vitamina B12.



Slika 2.3. Korozija veštačkog kuka [12]

### 2.7.1. Stepen korozije i polarizacione krive

Ako želimo da izračunamo koliko je korozija duboko napredovala u metalu, kao i broj oslobođenih jona oslobođenih u tkivu u jedinici vremena koristimo polarizacione krive. Step en korozije zavisi od:

- karakteristika materijala
- uslova sredine u kojoj se nalazi materijal
- mehaničkih faktora

Pri koroziji koja je nastala usled zamora materijala deformacija koja se događa ubrzava koroziju i nastanak mikro oštećenja.

### 2.7.2 Elektrohemijska ispitivanja

Elektrohemijski testovi se izvode u rastvorima u kojima se simuliraju uslovi ljudskog organizma. Izvode se na telesnoj temperaturi od 37C i na sobnoj temperaturi od 25C. Najčešće korišćene metode za podložnost materijala koroziji su  $E_{ok}$  merenje potencijala otvorenog kola, (eng. Open Circuit Potential, OCP), spektroskopija elektrohemijske impedancije i potenciodinamička polarizacija [13].

Elektrohemijska korozija se dešava na svim površinama metala, naravno i na implantima i izaziva proces degradacije koji smanjuje integritet implanta i otpuštanje potencijalno toksičnih produkata. Može doći do generalizovane korozije koja zahvata čitavu površinu i lokalne na delovima koji su zaštićeni od lokalne sredine kao i na naizgled slučajnim mestima na površini poznato kao tačkasta korozija.[14]

Kod svih korozivnih procesa imamo anodnu reakciju gde imamo oksidaciju metala do jonskog oblika i katodnu gde se troše elektroni. One se mogu odvijati uz čitavu površinu materija, na koštanoj ploči ili šrafu istom brzinom. Tokom reakcije u žlebu ispod donje površine glave šrafa, na donjoj strani ploče polako nestaje kiseonika. Unutar žleba imamo anodnu reakciju a na ostatku katodnu. Unutar fluida van žleba ulaze joni hlora, pH vrednost se povećava i ubrzava se oksidacija. Imamo zamornu prslinu usled korozije koja je nastala kao posledica korozione sredine i napona. Usled niskog napona dokazano je da i dalje imamo pojavu prsline, što se događa u implantu sa zaostalim naponom. Do prsline dolazi dejstvom korozije i ona napreduje usled dejstva napona. Sve ovo događa se kod nerđajućih čelika pa se može reći da nisu pokazali odgovarajuću biokompatibilnost tokom dugog perioda. [8]

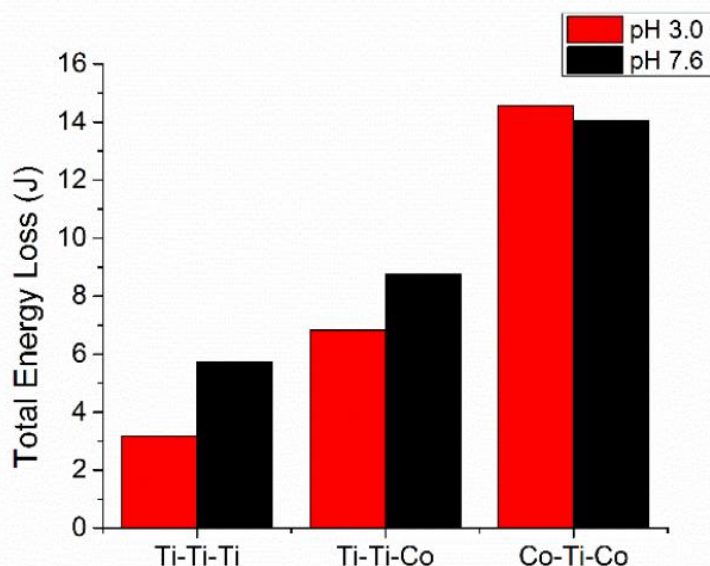
### 3. PREGLED LITERATURE

U okviru ovog poglavlja disertacije biće prikazan pregled literature vezane za veštačke kukove, njihove mehanizme oštećenja (pre svega koroziju i zamor), kao i različite metode ispitivanja i analiziranja svih ovih faktora. Mnogi od radova koji će ovde biti predstavljeni su služili kao inspiracija za razvoj metodologije koja će biti opisana u narednim poglavljima. Radovi u okviru ovog pregleda su podeljeni u dve grupe — na radove koji su se bavili pre svega korozijom i radove koji su se bavili prevashodno zamorom.

#### 3.1 Radovi na temu korozije

Jedan od radova koji se bavio veoma sličnom tematikom onoj koja je predstavljena u okviru ovog istraživanja je studija Hornus et al [1], čiji je cilj bio razvoj nove metode za analizu uticaja takozvane dinamičke korozije na integritet modularne artroplastike kuka. Rad obuhvata eksperimentalno simuliranje korozije preko periodičnog izlaganja modela kuka habanju i praćenju uticaja ovakvog cikličnog opterećenja na nerđajući čelik 316L. Ovakav pristup je kombinovao mehaničko oštećenje (habanje) sa odgovarajućom geometrijom modularne artroplastike kuka i pokazao se efikasnim u simuliranju oštećenja koja se događaju i u realnim uslovima, što je potvrđeno poređenjem sa implantima u eksploataciji. Može se videti iz prethodno opisanog da je i ovaj rad uzeo u obzir kombinaciju korozije i zamora (u vidu naizmeničnih perioda habanja i “odmora”), ali isključivo u eksperimentalnom smislu, dok će se predmetna disertacija baviti i numeričkom simulacijom rasta zamorne prsline u veštačkom kuku koji je prethodno bio izložen različitim agresivnim sredinama.

U sledećih nekoliko radova će biti pomena o fretting koroziji, koja predstavlja jedan od najvećih problema u eksploataciji veštačkih kukova. U radu [2], Royhman et al, su opisani problemi vezani za sam dizajn implanta, konkretno suženih spojeva između elemenata veštačkog kuka. Kod ovakvog dizajna povećava se broj interfejsa (kontakata između različitih površina) čime se pojačava i uticaj fretting korozije (kombinacije habanja između dve površine i korozivne sredine). Ovaj problem je posebno izražen na kontaktu dva različita materijala usled razlike u njihovim elektrohemijskim svojstvima. Što se materijala korišćenog u ovoj studiji tiče, u pitanju su bile prethodno pominjana legure titanijuma Ti-6Al-4V i kovani CoCrMo sa povećanim sadržajem ugljenika. Testiranje je urađeno na dva različita pH nivoa, i praćene su struja i energija trenja u zavisnosti od ovog parametra (više detalja se može naći u [2]). Od dobijenih rezultata, najznačajnija za ovu disertaciju je bila činjenice da je legura titanijuma sama po sebi pokazala povoljnije elektrohemijsko ponašanje od kombinacije sa CoCrMo, odnosno bolju otpornost na koroziju. Kontakti između dve različite legure su generalno bili najproblematičniji, kao mesta najizraženije degradacije, sl. 3.1. Ovo ispitivanje je takođe potvrdilo dobru otpornost Ti-6Al-4V legure na koroziju i time što je zaključeno da promena pH nivoa nije imala vidljivog uticaja na ponašanje ovog materijala. Glavni cilj ovog istraživanja bio je da se utvrdi na kakav način bi geometrija (dizajn) veštačkih kukova mogla da se optimizuje kako bi se smanjio uticaj fretting korozije, čime bi se prevazišla postojeća ograničenja.

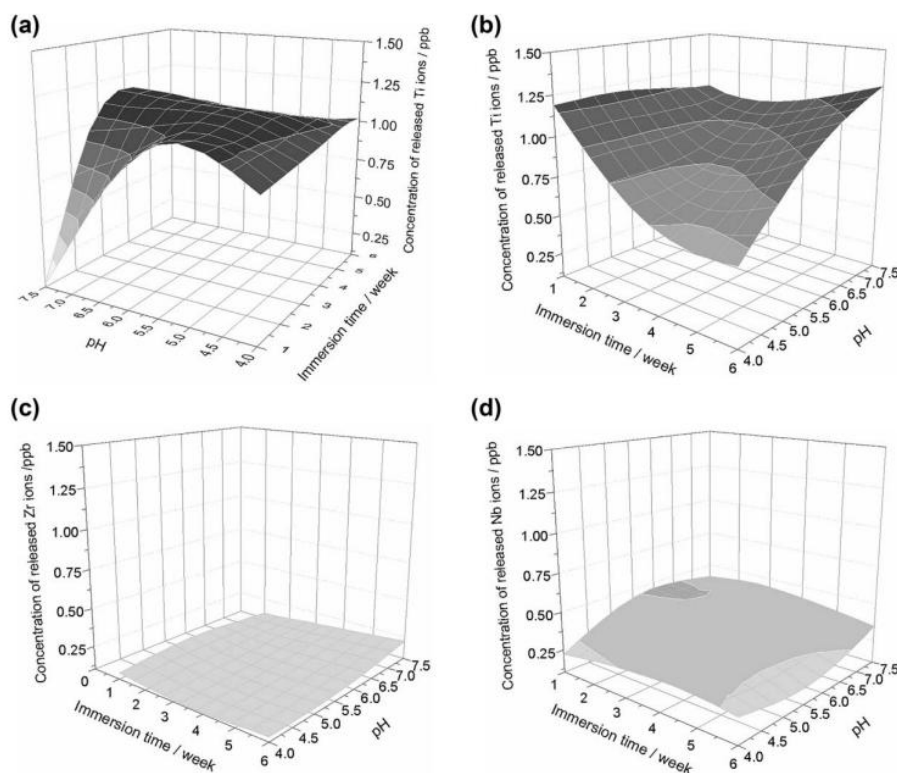


Slika 3.1 Zavisnost gubitka energije za različite kombinacije Ti i Co, za dve pH vrednosti [2].

Fretting korozijom kao fenomenom često vezanim za veštačke kukove su se bavili i Feizi et al [3]. I u ovom slučaju, fokus je bio na spoju elemenata veštačkog kuka (vrata i glave), izloženim takozvanim oscilatornim mikropokretima u korozivnoj sredini. Habanje koje se javlja u tom slučaju može dovesti do gubitka materijala koji na kraju rezultira otkazom veštačkog kuka. Za razliku od prethodnih radova, ovo istraživanje se oslanja pre svega na numeričku simulaciju primenom metode konačnih elemenata, odnosno na pregled radova u kojima je ova metoda primenjena na analizu ponašanja veštačkog kuka izloženog fretting koroziji. U pitanju je dinamički proces usled fizičke aktivnosti pacijenata, i stoga je i u opisanim numeričkim metodama usvojeno ciklično opterećenje, kako bi se utvrdio vek trajanja veštačkih kukova do otkaza. Primena metode konačnih elemenata omogućava relativno jednostavnu analizu ovakvih slučajeva opterećenja, pošto je promena parametara modela poput geometrije, graničnih uslova i intenziteta opterećenja u ovakvim modelima veoma laki brz proces. Takođe je napomenuto da numerički pristup ovakvim simulacijama ima i određene nedostatke, pre svega zbog složenosti same korozivne sredine i brojnih aproksimacija koje se moraju usvojiti kako bi se dobili funkcionalni modeli. Slični problemi su se javili u tokom istraživanja u okviru ove disertacije. Pravilno simuliranje zamornog opterećenja u smislu pravca i lokacije delovanja je posebno istaknuto kao faktor koji treba pažljivo razmatrati, što je potvrdilo i iskustva autora disertacije. Autori rada su takođe preporučili da se pri usvajanju opterećenja u razmatranje uzmu i ekstremniji slučajevi koji se mogu javiti pri različitim fizičkim aktivnostima. Ovakvim pristupom se obezbeđuje konzervativnost rezultata, s obzirom da se za merodavno opterećenje uzima maksimalna sila (koja naravno zavisi i od težine pacijenta). Različiti primeri numeričke simulacije uticaja fretting korozije na veštački kuk, prikazani u ovom preglednom radu su pokazali dobro slaganje sa stvarnim ponašanjem, čime je potvrđena validnost ovog pristupa u predviđanju otkaza veštačkih kukova, između ostalog.

Autori rada [4] (Bormann et al) su razvili svoj pristup ispitivanju korozije u modularnom konusu (tipu veze u totalnoj artroplastici kuka), zasnovan na korišćenju drugačijih fizioloških rastvora u odnosu na standardne. Oni su uobičajenoj kombinaciji dodali i  $H_2O_2$  i  $FeCl_3$ , kako bi vernije prikazali inflamatorna stanja koja mogu da se jave u zglobovima usled kombinovanog dejstva habanja i korozije. Ova stanja doprinose bržem otkazu veštačkog kuka i zbog toga je bitno uzeti ih u obzir pri eksperimentalnoj simulaciji ponašanja implanata tokom fretting korozije. Rezultati ispitivanja su potvrdili ove pretpostavke, odnosno dodatak prethodno pomenutih jedinjenja je doveo do ubrzanog gubitka materijala na kontaktu u konusnom spoju u laboratorijskim (in-vitro) uslovima, pošto je njihovo prisustvo dovelo do formiranja dodatnih mikroprslina u samom konusu, što u velikoj meri odgovara realnim uslovima. Na ovaj način, eksperimentalni pristup ispitivanju fretting korozije u modularnim konusima veštačkih kukova je unapređen i postao je još pouzdaniji kao metod za ocenu integriteta veštačkih kukova.

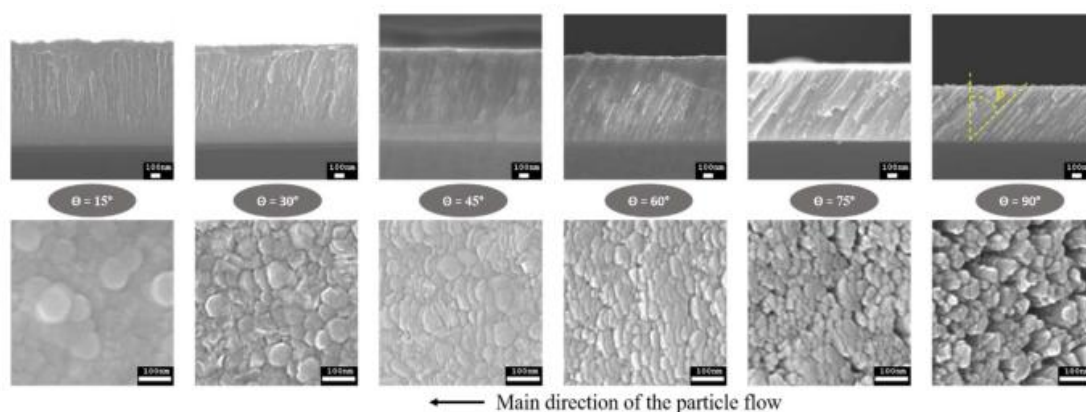
Što se tiče konkretno legura od titanijuma i njihove biokompatibilnosti, odnosno analizi biohemijskog ponašanja u agresivnim sredinama, autori rada [5] (Dimić et al) su se fokusirali na primenu komercijalno čistog titanijuma i legure Ti-13Nb-13Zr. Eksperimentalni deo ovog istraživanja je uključivao potapanje ovih materijala u veštačku pljuvačku na temperaturi od 378°C. Detaljno ispitivanje (o kome se više može pročitati u [5]) je pokazalo uticaj mikrostrukture legure titanijuma na gustinu struje korozije, pri čemu se sitnozrna struktura pokazala duplo bolja od krupnozrne strukture, dok čistog titanijuma nije bilo neke značajnije razlike. Koncentracije oslobođenih jona iz oba materijala su bile značajno ispod dozvoljenih granica, čime je potvrđen zadovoljavajući nivo biokompatibilnosti, sl. 3.2. Ovo je u skladu sa prethodno pominjanim prednostima legura titanijuma, uključujući i dobre mehaničke osobine o kojima je bilo reči u prethodnom poglavlju. Takođe je potvrđena prednost legiranja titanijuma dodatnim elementima poput niobijuma i cirkonijuma koji doprinose značajno poboljšanju mehaničkih osobina, koje u slučaju čistog titanijuma mogu biti nedovoljne za potrebe primene u medicini. Naravno, ovakve legure (uključujući tu i predmetnu Ti-6Al-4V) i dalje imaju nedostatke koji su pomenuti u prethodnom poglavlju, ali i u radu [5] — pre svega u pogledu mnogo većeg modula elastičnosti u poređenju sa kostima, što može da predstavlja problem pri srastanju implanta nakon ugradnje. Uprkos očiglednom napretku u razvoju metalnih materijala za biomedicinske primene, u zaključku rada se napominje da je potrebno i dalje ići u pravcu poboljšanja otpornosti na koroziju, kao i osteointegracije.



Slika 3.2 Prosečna koncentracija jona Ti i Zr u zavisnosti od vremena i pH vrednosti sredine [5]

Rahmouni et al [6] su se, poput autora rada [2], bavili implantima od kombinacije materijala Ti-6Al-4V i CoCrMo, pri čemu je njihova metoda poboljšavanja otpornosti ovakvih implanata na koroziju obuhvatala nanošenjem tankih nanostrukturiranih kolonastih Zr slojeva, korišćenjem DC magnetronskog raspršivanja. Ugao nanošenja dolaznog fluksa čestica predstavlja bitan parametar, i stoga je njegov uticaj na elektrohemijsko ponašanje bio glavna tema ovog istraživanja, sl. 3.3. Uz to je urađeno i poređenje korozivnog ponašanja obloženih sa neobloženim legurama u rastvoru NaCl na temperaturi 37°C, čime su simulirani uslovi unutar ljudskog tela. Sličan pristup je primenjen i prilikom izlaganja slanoj sredini uzoraka ispitanih za potrebe disertacije. Kao što je i očekivano,

zaštitni Zr sloj je doprineo povećanoj otpornosti na koroziju, pri čemu je stepen poboljšanja zavisio od debljine ovog sloja, koja je opet zavisila od ugla nanošenja. U svakom slučaju, obloženi uzorci su se pokazali bolji od neobloženih, bez obzira na varijacije u uglu nanošenja. Zaključeno je da povećanje upadnog ugla preko 45°C dovodi do povećane brzine korozije, odnosno smanjuje otpornost na koroziju u odnosu na manje uglove. Ovakav način dodatne zaštite implanata od legure Ti-6Al-4V od dejstva korozije bi dakle trebalo imati u vidu u budućim fazama istraživanja sprovedenog u okviru ove disertacije.

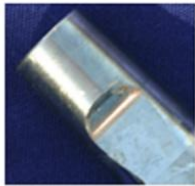
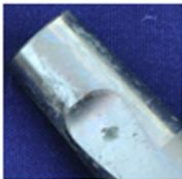
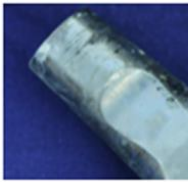
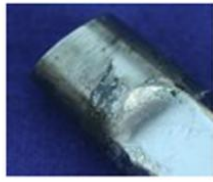






Slika 3.3 Primeri mikrostrukture u zavisnosti od ugla nanošenja zaštitnog sloja [6].

Još jedan mehanizam korozije koji se često sreće u medicini je elektrohemijaska korozija, koja je takođe i u osnovi prethodno opisanih procesa. Pitanjem elektrohemijaska korozije u implantima, u ovom slučaju od Co legura, su se bavili autori rada [7] (Munir et al). I ovde se radi o modularni totalnim zamenama kuka i problemima sa spojevima glava-vrat i stablo-rukav, uz prethodno pominjane probleme vezane za kontakte konusnim vezama, sl. 3.4, kakve se najčešće primenjuju kod implanata ovog tipa. Posmatrano je smanjenje nosećih površina usled gubitka materijala kod legura kobalta i glava načinjenih od keramike i utvrđeno je da su legure kobalta manje otporne prema koroziji. Takođe je pokazano da je brzina korozije znatno veća u slučaju čvrste veze na tvrdom osloncu u odnosu na vezu sa mekim osloncima, čime je celoj priči oko korozivnog ponašanja usled elektrohemijaskih procesa dodat i faktor graničnih uslova, odnosno izbora oslonaca. U radu je takođe pomenut titanijum kao jedan od glavnih materijala u legurama koje se koriste u medicini zbog veoma negativnog elektrohemijaskog potencijala, koji omogućava formiranje zaštitnog oksidnog sloja na površini nakon čega ovaj materijal stiče veliku otpornost na koroziju (takozvana pasivizacija).

Cvijović-Alagić et al [8] su ispitivali kako različite mikrostrukture legure Ti-6Al-4V utiču na njeno elektrohemijasko ponašanje. Cilj je bio da se utvrdi kako raspodela i udeo legirajućih elemenata utiču na otpornost prema koroziji, pre svega u smislu uticaja oksida aluminijuma i vanadijuma, koji značajno doprinose pasivizaciji, odnosno spoljašnjoj zaštiti legure od efekata korozije. Ispitivanja urađena na leguri sa lamelarnom martenzitnom mikrostrukturom su pokazala visok nivo otpornosti na koroziju, zahvaljujući prisustvu prethodno pomenutih oksida. Potrebno je napomenuti da su mikrostrukture za potrebe ovog ispitivanja dobijene primenom termičke obrade, koja takođe može predstavljati značajan faktor pri primeni određenih vrsta legura u medicini. Ovaj rad bio je od interesa zbog analiziranja uticaja same mikrostrukture, kao inspiracije za buduća istraživanja na ovu temu, s obzirom da ona nije uzeta u obzir kao faktor pri istraživanju ponašanja veštačkog kuka pri zamornom opterećenju u korozivnoj sredini. S obzirom na direktan uticaj mikrostrukture materijala na njegove mehaničke osobine, jasno je da ona predstavlja bitan faktor koji bi trebalo uzeti u razmatranje u narednim fazama istraživanja.



Taper	Corrosion severity			
	0	1	2	3
Head-neck				
Stem-sleeve				

Slika 3.4 Oštećenja veza komponenta implanata izazvana korozijom [7].

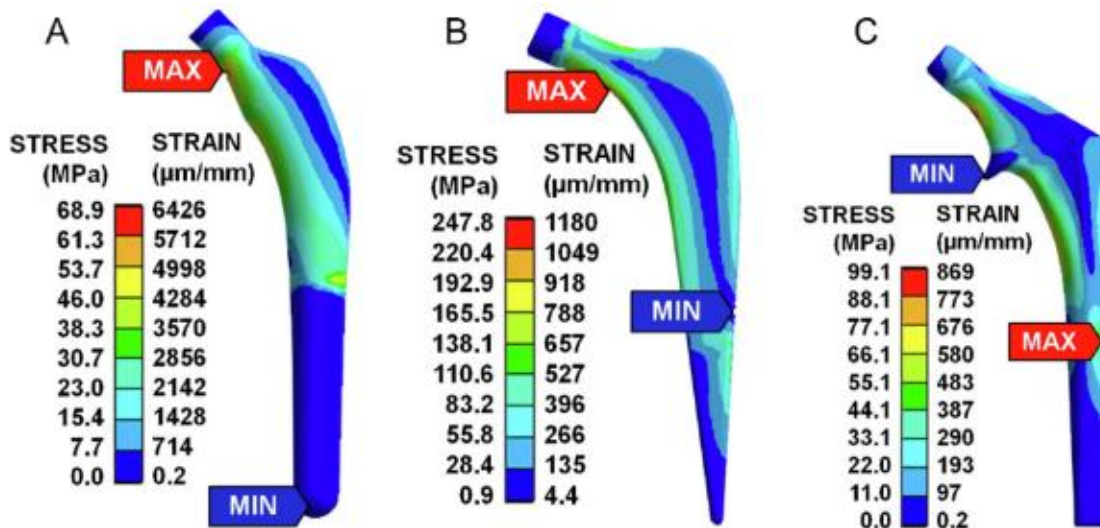
### 3.2 Radovi na temu zamora

U pogledu analiziranja otpornosti biomedicinskih legura i implanata na rast zamorne prsline, neki od autora prethodnog rada su se takođe bavili ovom temom, o čemu se više može naći u radu [9]. Ponovo su analizirane legure tipa Ti-6Al-4V, pripremljene uz odgovarajuću termičku obradu. U okviru ove analize je rađena i mehanika loma, odnosno određena je žilavost loma primenom standardnih procedura ispitivanja. Otvaranje vrha prsline je takođe određeno na CT epruvetama primenom digitalnih stereometrijskih metoda. Na osnovu dobijenih rezultata su konstruisane krive otpornosti na rast prsline (CTOD-R). Zaključeno je da i otpornost na zamor značajno zavisi od primenjene termičke obrade, odnosno vrste dobijene mikrostrukture, kao što je bio slučaj i u radu [8]. Usitnjavanje zrna u mikrostrukturi je dovelo do poboljšanja njenih mehaničkih osobina, kao i plastičnosti, što je od ključne važnosti za produženje zamornog veka. Takođe je naglašen i značajan doprinos primene stereometrijske metode koja je omogućila detaljan uvid u raspodelu deformacija oko vrha prsline. Kao i u prethodnom slučaju, ovaj rad je poslužio kao inspiracija za dalja istraživanja u pogledu parametara mehanike loma, s tim što je analiza data u ovoj disertaciji bila fokusirana na faktor intenziteta napona, odnosno linearno-elastičnu mehaniku loma (sparam otvaranja vrha prsline koje predstavlja parametar elastoplastične mehanike loma).

Rad [10], Gao et al, je takođe vezan za zamor, ali se više fokusira na sam dizajn biomedicinskih implanata, uzimajući u obzir veliki broj različitih materijala, sa njihovim prednostima i manama. Analiziran je uticaj kombinacija svih ovih faktora (od kojih su mnogi već pominjani ranije, poput dobrih mehaničkih osobina, otpornosti na koroziju, biokompatibilnosti, i naravno raznih mana...) na otpornost prema rastu zamorne prsline. Kao i u većini prethodnih slučajeva, pristup analizi je bio eksperimentalan, s tim što je u ovom slučaju urađena i numerička simulacija primenom metode konačnih elemenata (slika 3.5). Od najvećeg značaja je ipak bila geometrija implanta, odnosno stema u zavisnosti da li je u pitanju bio pun presek, ili je postojala određena doza poroznosti. Zaključeno je da geometrija sa IRGS poroznošću (za više detalja



pogledati rad [10] ima najpovoljniju raspodelu napona, odnosno najniže vrednosti opterećenja na samu kost i veštački kuk. Takođe je potvrđeno da za sve isprobane geometrije naponsko stanje dovoljno dobro da obezbedi standardom zahtevani minimalan broj zamornih ciklusa. Naravno, dizajn ovih implanata zavisi i od individualnih karakteristika pacijenata, što takođe treba uzeti u obzir. I dok se ovaj rad ne bavi samim rastom prsline, obezbeđuje dobru podlogu za razumevanje kako geometrija implanta može da utiče na otpornost na zamor, što je od ključne važnosti pri određivanju kritičnih lokacija za nastanak prsline pri statičkom, kao i cikličnom opterećenju. Ovo poslednje je bilo od velikog značaja za istraživanje koje će biti detaljno opisano u ovom doktoratu.

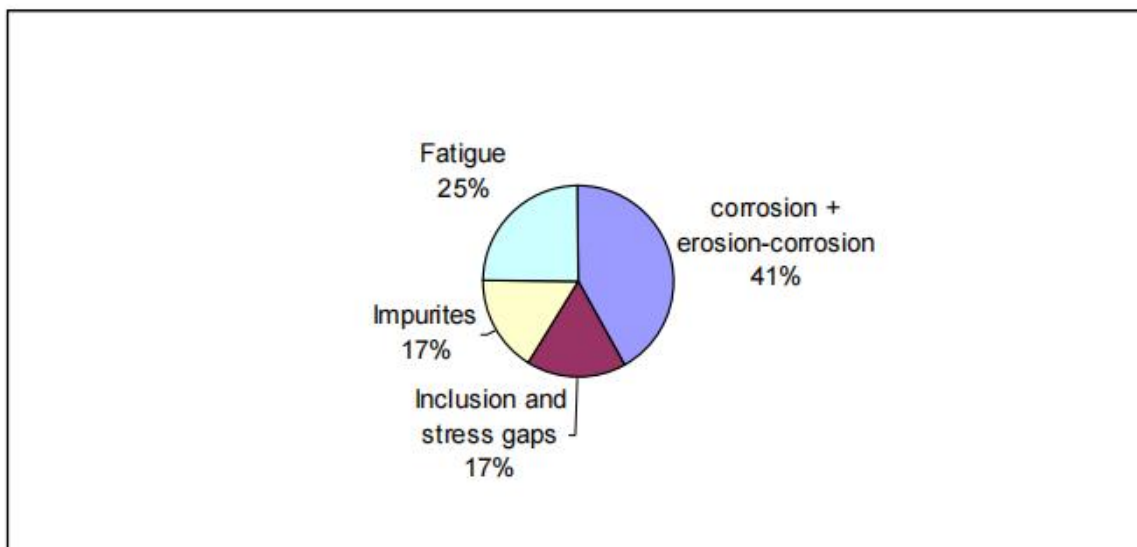


Slika 3.5. Primer numeričkih analiza iz rada [10].

Mudali et al [11] u svom radu daju nešto opštiju analizu uticaja zamora na integritet biomedicinskih implanata, uzimajući u obzir najčešće korišćene legure (nerđajući čelici, legure kobalta i hroma, kao i titanijuma). Glavni cilj istraživanja prikazanog u ovom radu bio je da se otpornost na koroziju, a samim tim i biokompatibilnost ovakvih materijala dodatno poboljša dodavanjem zaštitnih površinskih slojeva od biokeramičkih materijala. Rad navodi različite vrste korozije i zamor kao glavne uzroke otkaza u ovakvim implantima, i objašnjava detaljno na koje sve načine zamor može da ugrozi integritet implanata, uz poseban fokus na doprinos određenih vrsta korozije ovom problemu. U ovom slučaju rezultati prikazanog istraživanja nisu bili od tolikog značaja, s obzirom da tema ove disertacije nije vezana za primenu zaštitnih slojeva od različitih materijala, već se glavni doprinos sastojao u analiziranju kombinovanog uticaja korozije i zamora i razumevanju mehanizama oštećenja koje oni prouzrokuju.

Sličnom tematikom su se bavili i Manivasagam et al [12], u čijem radu su takođe analizirani glavni uzroci otkaza biomedicinskih implanata, uz još sveobuhvatniji i uopšteniji pristup, kako u smislu materijala (uz metalne biomaterijale, u obzir su uzeti i neki drugi), tako i u smislu implanata za veoma raznolike primene (veštački kukovi, zubi, stentovi, itd.). Doprinos zamora otkazima ovakvih implanata je posebno naglašen u ovom istraživanju, čiji su rezultati između ostalog pokazali da zamor može da napravi ozbiljan problem i pri niskim opterećenjima, poput onih koja se javljaju tokom svakodnevnih aktivnosti. Kao i u istraživanjima predmetne disertacije, i u ovom slučaju je analiziran uticaj nekoliko različitih vrsta agresivnih (korozivnih) sredina na mehanička svojstva biomaterijala. Sa druge strane, ovaj rad je obuhvatao eksperimentalnu analizu, bez uključivanja numeričkih simulacija u celu priču. Poput nekih prethodnih radova, i ovde je pokazano da fretting korozija može u značajnoj meri da ugrozi integritet biomedicinskih implanata u kombinaciji sa zamorom, koji je svakako neizbežan faktor (u radu se pominje da je zamor sam po sebi "odgovoran" za oko 25% otkaza implanata, a u kombinaciji sa korozijom čini više od dve trećine ukupnog broja otkaza, sl. 3.6. Ovakve informacije su dodatno doprinele odluci autora da se

pozabavi zajedničkim uticajem dva gorepomenuta mehanizma otkaza, naravno sa fokusom na tačno određeni materijal.

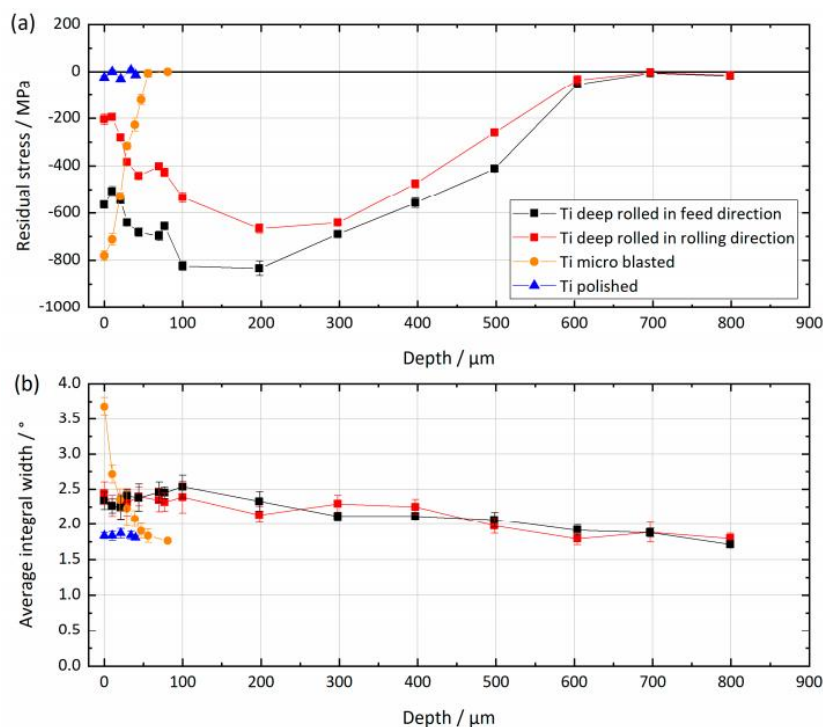


Slika 3.6. Učestalost mehanizama otkaza implanata [12].

Rad [13], autora Bormann et al, bavi se već dobro poznatom temom otkaza veštačkih kukova usled fretting korozije na spojevima različitih delova, na primerima legura Ti-6Al-4V i CoCrMo. Za razliku od prethodnih radova koji su prikazani u okviru ovog poglavlja, koji su mahom analizirali elektrohemijske i tribološke aspekte ovakvih otkaza, u radu [13] je fokus bio na zamoru. Cilj rada je bio, naravno, da se poveća otpornost veštačkih kukova na koroziju i zamor, i u ovom slučaju to je postignuto na pomalo “ekstreman” način, unošenjem značajnih zaostalih pritisnih napona, sa ciljem da se značajno smanje zatezni naponi koji se javljaju u veštačkim kukovima tokom svakodnevnih aktivnosti. Ovim se povećava otpornost biomaterijala na rast zamornih prslina, budući da su za njihov nastanak najbitniji zatezni naponi. Primenom određenih metoda površinske i dubinske obrade, uneseni su pritisni naponi veličine i do oko 800-900 MPa, što odgovara uobičajenim vrednostima napona tečenja za čist titanijum i njegove legure. Sličan postupak je urađen i na leguri CoCrMo, ali za razliku od Ti-6Al-4V, nije bilo nikakvog primetnog poboljšanja otpornosti na koroziju. Primer uticaj obrade na vrednosti zaostalih napona se može videti na sl. 3.7.

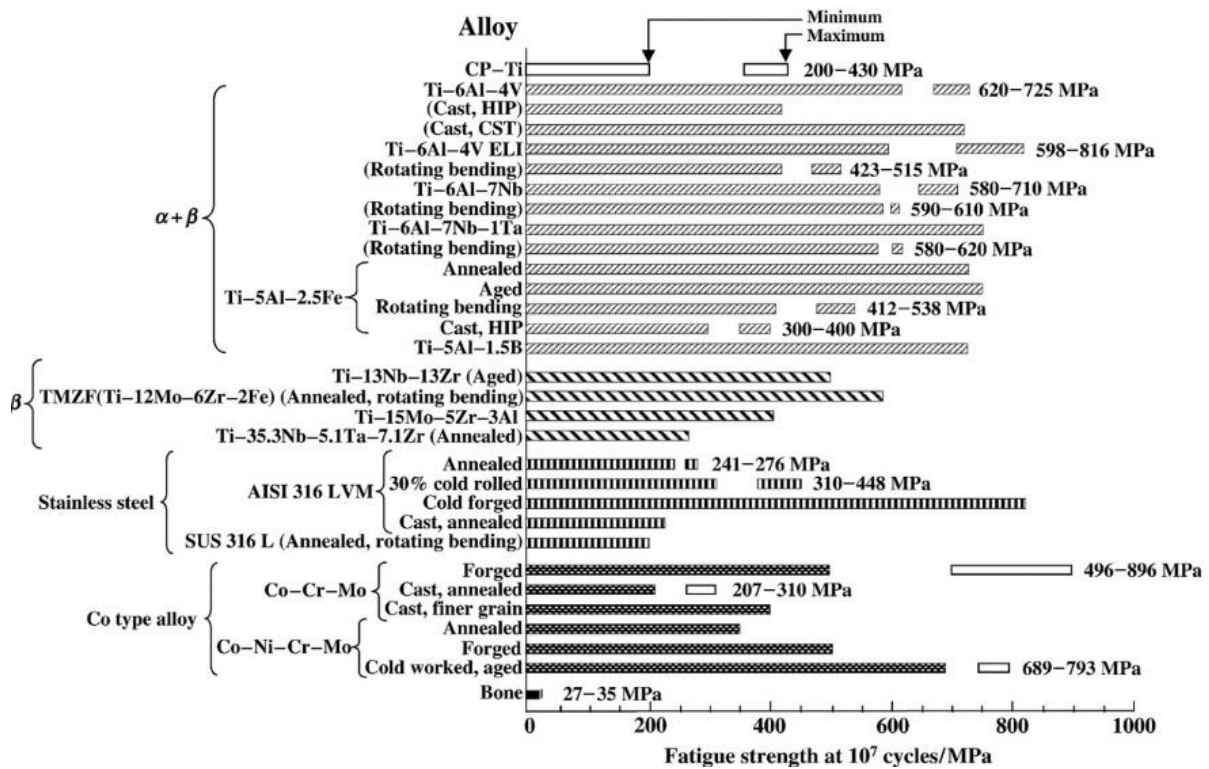
Ono što se može videti u prethodno predstavljenim radovima na temu korozije i/ili zamora biomedicinskih implanata (pre svega veštačkih kukova) je da skoro i nema pomena o rastu zamorne prslina, jednoj od glavnih tema predmetne disertacije. Nastanak i rast zamorne prslina su glavna tema rada [15], Wang et al, pri čemu su ova dva faktora usko povezani sa ponašanjem biomaterijala izloženih koroziji. Prvi deo rada posvećen je detaljnom objašnjavanju različitih mehanizama korozije, kao i istorijatu primene metalnih biomaterijala, uz već više puta pominjane prednosti i mane. Takođe je dat i pregled velikog broja biomaterijala u pogledu otpornosti na rast zamorne prslina, uzimajući u obzir ne samo njihove osobine, već i vrste implanata koje su od njih načinjene. Iz svega navedenog se može zaključiti da rad [15] predstavlja sveobuhvatnu teorijsku podlogu za istraživanja vezana za koroziju i zamor u implantima. Pored toga, određenu pažnju posvećuje i ulozi korozije u nastanku zamorne prslina. I ovde se kao jedan od glavnih faktora nastanka prslina navodi fretting korozije, ali se takođe analizira i pitting korozija, koja između ostalog predstavlja jedan od dominantnih mehanizama i u slučaju našeg istraživanja. Pored ovoga, ističe se i značaj naponske korozije, odnosno dejstva opterećenja u korozivnoj sredini — još jedan mehanizam koji je očigledno veoma prisutan u strukturama poput veštačkih kukova, usled promenljivog opterećenja kojim su oni stalno izloženi. Zaključci su slični kao i u prethodnim slučajevima — da su legure titanijuma (između ostalih) odličan izbor materijala za ovakve primene, ali da su potrebne dalje

detaljne analize kako bi se njihova otpornost na koroziju i zamor, sl. 3.8., još poboljšala, što je bio i jedan od glavnih ciljeva ove disertacije.



Slika 3.7 Uticaj obrade legura na zaostale napone u implantima [13].

Što se poboljšanja performansi veštačkih kukova (i ostalih vrsta implanata) tiče, trebalo bi pomenuti još jedan u poslednje vreme popularan metod — optimizaciju topologije, o kojoj se više informacija može naći u [16], Tan et al. Iako optimizacija topologije nije bila jedan od ciljeva disertacije, njena uska povezanost sa geometrijom veštačkih kukova sugerise da se ovaj pristup može jako dobro povezati sa numeričkim simulacijama primenom (proširene) metode konačnih elemenata - preko proračuna naponskog stanja, ali i ponašanja u prisustvu zamorne prsline za veoma veliki raspon geometrija i dimenzija veštačkih kukova, pri čemu je moguće u priču uključiti i uticaj agresivnih sredina na mehaničke osobine. I u ovom radu je prikazana analiza različitih geometrija veštačkih kukova (sa manjim ili veći stepenom poroznosti) primenom numeričkih metoda, sa ciljem da se smanji masa implanta, omogućiti lakše srastanje sa okolnim kostima i obezbedi i dalje zadovoljavajući nivo krutosti i nosivosti. U obzir je uzeto nekoliko različitih slučajeva opterećenja (hodanje, trčanje, sedanje, ustajanje), kako bi optimizacija pokrila što veći broj slučajeva koji odgovaraju realnim aktivnostima pacijenata sa veštačkim kukovima, što je od velikog značaj u oceni i potencijalnom produžavanju životnog veka ovakvih konstrukcija. Ovaj rad je specifičan (u našem slučaju) jer nije fokusiran na koroziju, već mahom na zamor i geometriju. Njegov značaj za samu disertaciju se upravo ogleda u tome - pored zamora i korozije kao dva najdominantnija faktora, geometrija je veoma značajna za ovu analizu, pre svega zbog faktora koncentracije napona kao mesta nastanka zamorne prsline. Ovo će se najbolje videti u numeričkim simulacijama i određivanjima relevantnih parametara mehanike loma za modele veštačkog kuka sa različitim geometrijama — u konkretnom slučaju debljinama vrata kuka od legure Ti-6Al-4V.



Slika 3.8 Zamorne čvrstoće za različite vrste legure koje se koriste u biomedicini [14].

Kao što se iz priloženog može videti, literatura o ponašanju veštačkih kukova i drugih implanata od različitih materijala pri dejstvu korozije i/ili zamora je mnogobrojna, i u pitanju je tema kojom se istraživači bave veoma dugo. Međutim, istovremeno istraživanje na temu kombinovanog uticaja korozije i zamora, uz numeričke simulacije primenom proširene metode konačnih elemenata i parametre mehanike loma je još uvek neistražena tema, i upravo to predstavlja ključan doprinos ove detaljne analize (u velikoj meri inspirisane radovima iz ovog poglavlja) koja će biti predstavljena u narednim poglavljima disertacije.

## **4. PROŠIRENA METODA KONAČNIH ELEMENATA I NJENA PRIMENA U OBLASTI BIOMEDICINE**

### **4.1 Uvod**

Kao što je pomenuto u uvodnim poglavljima, jedan deo istraživanja u okviru ove disertacije obuhvatio je numeričku simulaciju rasta zamorne prsline u veštačkim kukovima izrađenim od legure Ti6Al4V. Jedan od najrasprostranjenijih pristupa numeričkoj simulaciji različitih vrsta realnih problema je metoda konačnih elemenata [29], koja se već dugi niz godina uspešno primenjuje u velikom broju naučnih i industrijskih oblasti, poput mašinstva, građevine, vazduhoplovstva, i naravno biomedicine [30-37].

Jedan od glavnih problema koji se rešava u okviru ove oblasti, vezan je za različite vrste implanata i njihov vek trajanja. Ovaj problem je veoma složen, jer na njega utiče veliki broj faktora, pri čemu su najbitniji nepovoljan uticaj sredine u kojoj se implant nalazi, usled velike verovatnoće pojave korozije, kao i režim opterećenja pod kojim se implant nalazi, a koji zavisi od aktivnosti i godina korisnika implanta. Usled gorepomenutih faktora do otkaza implanata, uključujući i veštačke kukove, najčešće dolazi usled zamora u materijalu, odnosno usled iniciranja zamorne prsline u najkritičnijim delovima konstrukcije implanta, kao posledica dugotrajnog promenljivog cikličnog opterećenja. Ovaj proces može biti u velikoj meri ubrzan pojavom korozije, koja dovodi do gubitka materijala, odnosno smanjenja nosećeg poprečnog preseka.

S obzirom na prethodno objašnjen mehanizam otkaza veštačkih kukova usled kombinacije zamora i korozije, za potrebe numeričke faze ovog istraživanja je odlučeno da se napravi model koji bi što realnije prikazao rast zamorne prsline u veštačkom kuku. O samoj izradi modela i njenim različitim fazama, uključujući tu i izbor mesta na kom bi se prsline inicirala će biti više reči u kasnijim poglavljima.

Uobičajena Metoda Konačnih Elemenata (MKE), uprkos svojoj svestranoj primeni, ne predstavlja idealno rešenje u slučaju simulacije zamornih prsline, zbog činjenice da se njome ne može merodavno predstaviti nikakav diskontinuitet u okviru modela koji se simulira. S obzirom da prsline upravo predstavlja jednu vrstu diskontinuiteta u deformabilnom telu, bilo je potrebno da se MKE unapredi na način koji bi omogućio i ovakve vrste proračuna. Kao rezultat toga, početkom devedesetih godina prošlog veka krenulo se sa razvojem takozvane Proširene Metode Konačnih Elemenata (PMKE) [38-40]. U daljem delu ovog poglavlja biće date teorijske postavke obe metode – MKE kako bi se stekle osnove za razumevanje njene proširene verzije, kao i PMKE, budući da je ona korišćena pri analizi u okviru predmetne disertacije.

### **4.2 Metoda Konačnih Elemenata**

Osnove metode konačnih elemenata su definisali Turner et al [41], sredinom prošlog veka, sa ciljem da se olakša složenih problema vezanih za oblasti poput mehanike fluida i statike. U svojoj početnoj fazi razvoja, MKE je predstavljala analitički alat za rešavanje gorepomenutih problema i njena primena u kombinaciji sa softverskim paketima je došla nešto kasnije, sa ubrzanim razvojem informacionih tehnologija. Ovo se pokazalo veoma korisnim s obzirom da je jedan od glavnih koraka u primeni MKE rešavanje sistema jednačina, koji u zavisnosti od prirode problema (geometrije, uslova opterećenja itd.) mogu biti veoma veliki i zahtevni za rešavanje, čak i kada se primenjuju brojne tehnike u okviru MKE kojima se ovakvi proračuni pojednostavljaju u što većoj meri.

Osnovni princip MKE se sastoji u podeli geometrije fizičkog modela na određen broj međusobno povezanih manjih delova jednostavnije geometrije, koji se nazivaju konačni elementi [29], i najčešće su oblika kvadrata ili trouglova (u slučaju dvodimenzionalne analize), odnosno tetraedara i heksaedara (u slučaju trodimenzionalne analize). Ovi konačni elementi su međusobno povezani u tačkama koje se nazivaju čvorovi, i kojima je obezbeđen kontinuitet celog modela. Proces podele fizičkog modela na konačne elemente se često naziva diskretizacija [29,42].

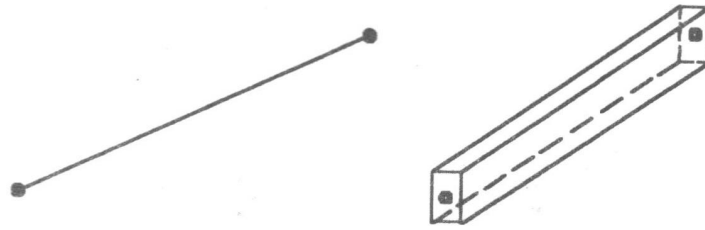
Pored upravo opisane diskretizacije, metoda konačnih elemenata se sastoji iz još nekoliko koraka koji će biti ukratko objašnjeni u narednom delu teksta:

- Predstavljanja polja pomeranja preko odgovarajućeg modela interpolacije,
- Definisanja lokalnih vektora opterećenja i matrica krutosti,
- Definisanja globalnih vektora opterećenja i matrica krutosti,
- Određivanja polja pomeranja,
- Izračunavanja lokalnih deformacija i napona na osnovu pomeranja i
- Izračunavanja globalnih deformacija i napona na osnovu pomeranja.

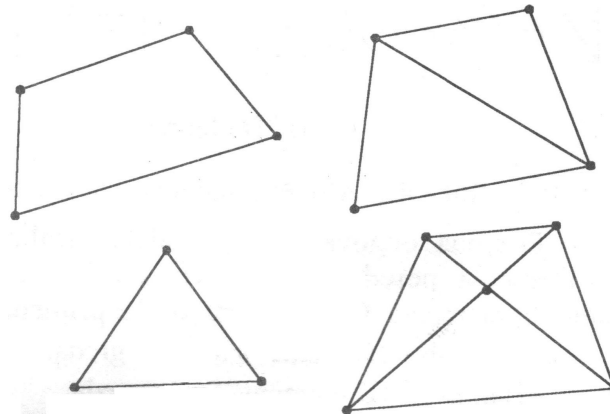
#### 4.2.1 Diskretizacija

Početni korak u metodi konačnih elemenata je takozvana diskretizacija fizičkog modela (domena [41]). Diskretizacija predstavlja podelu modela na konačne elemente, međusobno povezane čvorovima. Najvažniji faktori na koje treba obratiti pažnju tokom ove faze su vezani za izbor geometrije i veličine konačnih elemenata, a koji zavise od složenosti samog fizičkog modela, kao i slučaja opterećenja koji će biti analiziran. Od ovih izbora zavisi konvergencija rešenja dobijenog za model. Drugim rečima, bitno je model postaviti na način koji će pri određenom izboru mreže KE davati dovoljno precizan rezultat, koji se sa daljim povećavanjem broja konačnih elemenata više neće menjati u primetnoj meri. Ovo je značajno kako bi se izbegle situacije gde se mreža previše usitni, što samo produžava vreme potrebno za proračun, a da se pri tome ništa ne dobija u pogledu preciznosti rezultata. Pri izboru dimenzija konačnih elemenata takođe treba voditi računa o njihovom međusobnom odnosu, tj. da se izbegnu situacije u kojima su razlike između susednih elemenata u pogledu veličine prevelike.

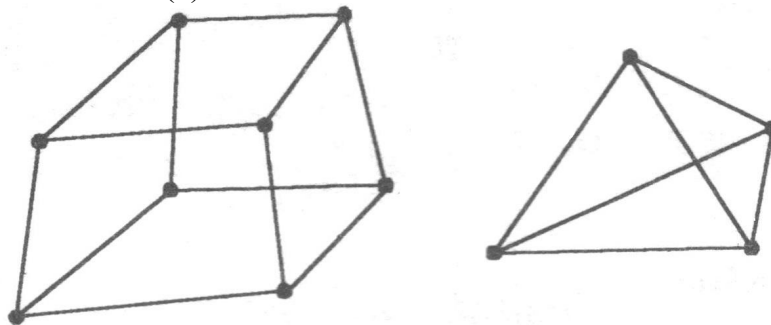
Izbor geometrije zavisi pre svega od broja dimenzija problema, odnosno da li se rešava jedno-, dvo- ili trodimenzionalni problem. Konačni elementi za svaki slučaj dimenzija su prikazani na slici 4.1 ispod. Kao što se može videti, u slučaju jednodimenzionalnih modela, koristi se element štapa, dok se za dvodimenzionalnu analizu najčešće koriste trougaoni i četvorougaoi konačni elementi. Slična je situacija i u trodimenzionalnom slučaju, gde se koriste prethodno pominjani TET elementi, kao i HEX elementi. Kod jednostavnijih i/ili simetričnih geometrija se obično koriste HEX elementi, dok su TET elementi bolji izbor u slučaju zakrivljenih i/ili složenih geometrija. Moguće je i kombinovati obe vrste elemenata, mada u nekim slučajevima to nije preporučljivo [42].



(a) Jednodimenzionalni konačni elementi



(b) Dvodimenzionalni konačni elementi



(c) Trodimenzionalni konačni elementi

Slika 4.1 Konačni elementi u zavisnosti od broja dimenzija problema [29]

#### 4.2.2 Lokalni i globalni vektori opterećenja i matrice krutosti

Drugi korak MKE se sastoji u izboru interpolacionog modela, koji je sačinjen od odgovarajućih funkcija aproksimacije. Iskustvo je pokazalo da je najbolji način za interpolaciju polja pomeranja primena polinomskih funkcija, pri čemu složenost ovih funkcija zavisi i od broja dimenzija posmatranog problema. Drugim rečima, u slučaju jednodimenzionog problema, polinomske funkcije će zavisi samo od  $x$  koordinate, dok će se u slučaju višedimenzionih problema u njima javiti i  $y$  i  $z$  koordinate [29]. Bitan faktor je i broj stepeni slobode konačnog elementa, koji je jednak proizvodu broja čvorova i broja stepeni slobode u datom čvoru. Broj nepoznatih koeficijenata u interpolacijskom polinomu mora biti veći ili jednak broju stepeni slobode. Najčešće se koriste interpolacijski polinomi prvog ili drugog reda, budući da se pokazalo da bi polinomi trećeg (ili većeg) stepena značajno zakomplikovali proračun.

U okviru ove faze se definišu i prethodno pominjani granični uslovi, koji su od posebnog značaja za proračune primenom MKE. Granični uslovi se moraju definisati na način koji najviše odgovara stvarnim uslovima u konstrukciji, što ponekad može zahtevati i dodatna ograničenja, ili u slučaju pojednostavljenja simetričnih modela, ubacivanjem graničnih uslova na mestima gde je model „prepolovljen“. Granični uslovi se mogu definisati po translaciji ili rotaciji oko određenih osa. Definisanjem ovih pomeranja se određeni čvorovi konačnih elemenata fiksiraju, ili im se zadaje unapred definisano pomeranje. U drugom slučaju, preko graničnog uslova se definiše opterećenje.

### 4.2.3 Izbor interpolacijskog modela polja pomeranja

Nakon definisanje geometrije, graničnih uslova i interpolacijskih polinoma za aproksimaciju pomeranja, može se pristupiti fazi izračunavanje tih pomeranja. U tu svrhu se definišu matrice krutosti i vektori opterećenja, počevši od lokalnog nivoa, odnosno za svaki konačni element pojedinačno. U sledećem koraku se definišu matrice i vektori na globalnom nivou, odnosno za ceo domen. Na osnovu ovih matrica krutosti i vektora opterećenja se formiraju sistemi jednačina preko kojih se određuju nepoznata pomeranja, a na osnovu kojih se računaju i deformacije i, na kraju, naponi u konačnim elementima, odnosno celom sistemu.

Matrica krutosti je simetrična, singularna i pozitivno definisana i njeni elementi predstavljaju sile u svakom čvoru, generisane odgovarajućim pomeranjem, dok se vektor opterećenja definiše u čvorovima (kao površinsko ili zapreminsko opterećenje). Matrice krutosti i vektori opterećenja se mogu odrediti na nekoliko načina, među koje spadaju diferencijalne jednačine, direktne metode i varijabilne metode. Više o ovome se može naći u [1]. Matrica krutosti i vektor opterećenja su međusobno povezani sledećom jednačinom, koja važi u čvorovima konačnog elementa:

$$[k]_e \cdot \{\delta\} = \{F\}_e \quad (4.1)$$

pri čemu  $[k]_e$  i  $\{F\}_e$  predstavljaju matricu krutosti i vektor opterećenja, respektivno, dok je  $\{\delta\}$  matrica nepoznatih pomeranja. Gornja formula definiše uslove ravnoteže za lokalne sisteme (pojedinačne konačne elemente), i neophodno je prevesti je u globalni sistem, koji važi za ceo diskretizovan model. Ovo se postiže primenom matrica transformacije, na način prikazan u formuli 4.2 ispod:

$$[\bar{k}]_e = [T]^T [k]_e [T], \{\bar{F}\}_e = [T]^T \{F\}_e \quad (4.2)$$

gde je sa  $T$  označena matrica transformacije. Ovim postupkom se formiraju globalni sistemi algebarskih jednačina čijim rešavanjem se dobijaju tražene vrednosti pomeranja, za svaki čvor u mreži konačnih elemenata modela. Potom se na osnovu razlika u ovim pomeranjima u neopterećenom i opterećenom stanju određuju deformacije sistema. U sledećem koraku se primenom odgovarajućeg algoritma, u zavisnosti od prirode problema i zadatih opterećenja, izračunavaju naponi za svaki čvor. Time se dobija naponsko deformaciono stanje za ceo model, iz čega se može videti kako će se dati sistem ponašati pri zadatim graničnim uslovima i/ili opterećenju.

Naravno, postoje i numeričke analize koje daju drugačiji izlaz u pogledu traženih fizičkih veličina, ali o njima neće biti reči ovde, budući da su problemi analizirani u okviru predmetne doktorske disertacije vezani pre svega za naponsko stanje modela veštačkog kuka, kao i za rast zamorne prsline, koji takođe zavisi od raspodele napona i deformacija u kuku.

### 4.3 Proširena Metoda Konačnih Elemenata

Kao što je prethodno pomenuto, klasična metoda konačnih elemenata nije u stanju da verodostojno simulira rast zamorne prsline (i prsline uopšte), usled zahteva kontinuiteta u modelu, koji je narušen njenim prisustvom. Stoga je bilo neophodno razviti unapređenu verziju ove metode, koja bi našla način da prevaziđe probleme vezane za diskontinuitete u modelu. Početkom devedesetih godina prošlog veka je krenuo razvoj takozvane proširene metode konačnih elemenata [43-46].

Proširena metoda konačnih elemenata (u daljem tekstu PMKE) se zasniva na svojstvu konačnih elemenata da je zbir interpolacijskih funkcija u svim njihovim čvorovima jednak jedinici. Ovo svojstvo je u literaturi poznato pod imenom Partition of Unity [45]. S obzirom na činjenicu da zbir svih interpolacijskih funkcija u čvorovima KE mora biti jednak jedinici, postoji mogućnost da se u postojeći skup ovih funkcija uvede još dodatnih funkcija, pri čemu bi njihov sveukupni zbir ostao nepromenjen, što predstavlja osnovni princip PMKE. Ove funkcije su poznate pod nazivom Enrichment function, odnosno funkcije poboljšanja [43-45]. Odgovarajućim izborom funkcija poboljšanja je moguće prikazati i diskontinuitete u modelu, njihovim uvođenjem u oblasti modela u kojoj se očekuje formiranje i rast prsline, takozvanom domenu prsline.



Posebna prednost primene PMKE u odnosu na neke druge pristupe simuliranja prslina u konstrukcijama se ogleda u tome što u njenom slučaju nema potrebe za ponovnim generisanjem mreže u okolini vrha prslina, čime se u značajnoj meri štedi vreme potrebno za proračun. U narednom delu teksta će biti objašnjen sam postupak PMKE, kojim se funkcije poboljšanja uvode u već postojeći sistem interpolacijskih funkcija, vodeći pri tome računa o prethodno formulisanom pravilu o njihovom zbiru.

### 4.3.1 Definisane funkcije poboljšanja

Nakon uvođenja dodatnih funkcija poboljšanja se dobija sledeći izraz [18]:

$$u^h(x) = \sum_i N_i(x) \left[ u_i + \sum_j v^j(x) a_i^j \right] \quad (4.3)$$

gde su sa  $u$  obeleženi klasični stepeni slobode konačnih elemenata,  $N_i$  predstavlja interpolacijske funkcije, a poslednji član u izrazu, u kome figurišu  $v^j$  i  $a_i^j$  predstavlja funkciju poboljšanja. Ovde se prvi član odnosi na funkciju poboljšanja u  $j$ -tom čvoru, dok drugi član definiše dodatne stepene slobode koji odgovaraju ovoj funkciji [46]. Prisustvo dodatnih stepeni slobode za posledicu ima potrebu za uvođenjem određenih korekcija, kako bi se ponovo zadovoljili neophodni uslovi interpolacije. Ove korekcije obuhvataju način na koji su definisani granični uslovi i kontakti, i ostvaruju se primenom sledećeg izraza:

$$v_i^j(x) = v^j(x) - v_j^i(x) \quad (4.4)$$

gde je  $v_i^j(x)$  vrednost  $j$ -te funkcije poboljšanja u  $i$ -tom čvoru. Nakon uvođenja ovih korekcija se ispunjava glavni uslov svojstva Partition of Unity, tako što se vrednosti funkcija poboljšanja koriguju na takav način da je njihova vrednost u svim čvorovima nula, što za posledicu ima očuvanje ukupnog zbira. Sada se jednačina (1.3) može napisati u izmenjenom obliku, koji uključuje i korigovanu funkciju poboljšanja, koja je obeležena sa  $V_i^j(x)$ :

$$u^h(x) = \sum_i N_i(x) \left[ u_i + \sum_j V_i^j(x) a_i^j \right] \quad (4.5)$$

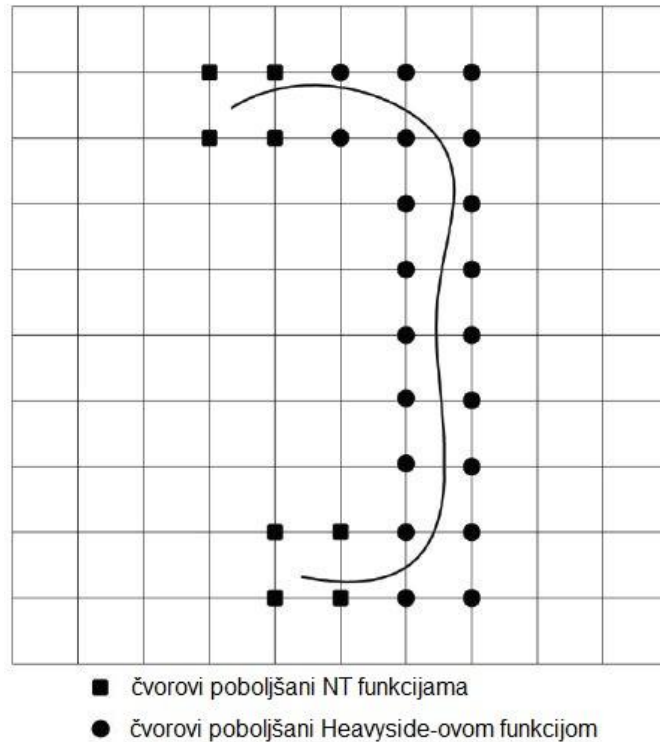
Nakon što je dobijeno korigovano polje pomeranja, u sledećoj fazi se formira sistem linearnih jednačina, kao i u slučaju MKE – na osnovu matrice krutosti i vektora opterećenja se određuju nepoznata pomeranja, uz lokalni pristup, nakon čega se polje pomeranja određuje i na globalnom nivou, za ceo model.

### 4.3.2 Vrste čvorova i funkcija poboljšanja

Proširena metoda konačnih elemenata omogućava simulaciju modela sa diskontinuitetima koji mogu biti slabi ili jaki [47A], u zavisnosti od toga da li su vezani samo za relativne deformacije ili za relativne deformacije i pomeranja. Pored primene funkcija poboljšanja, PMKE se oslanja i na posebne vrste čvorova konačnih elemenata kojima se takođe mogu verno prikazati diskontinuiteti. U tu svrhu je razvijeno nekoliko tipova posebnih čvorova, od kojih se najčešće koriste sledeća tri:

- Klasični čvorovi sa 2 stepena slobode
- Takozvani H-čvorovi, koji imaju 4 stepena slobode, i kod kojih Heaviside-ova funkcija igra ulogu funkcije poboljšanja
- Near Tip (NT) čvorovi, sa 10 stepeni slobode

Osim broja stepeni slobode, H i NT čvorovi se razlikuju i u primeni – prvi se koriste za simulaciju konačnih elemenata kroz koje prslina prolazi, dok se drugi koriste za elemente u okolini vrha prslina (otuda i ime Near Tip). Primer raspodele oba tipa čvorova se može videti na slici 4.2 ispod.



Slika 4.2 Čvorovi funkcija poboljšanja koji se koriste za prikaz rasta prsline u proširenoj metodi konačnih elemenata

Prethodno pominjana Heaviside-ova funkcija, koja se često naziva i funkcija skoka, je definisana kao:

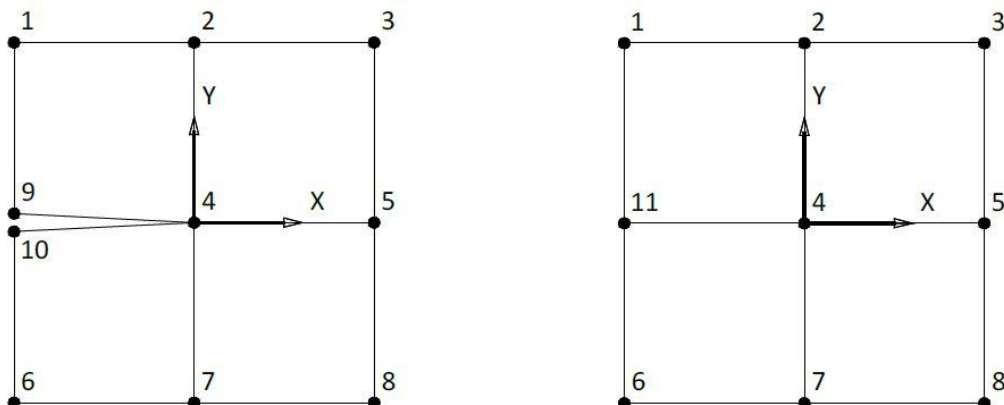
- $H(x) = 1$ , ukoliko je tačka iznad prsline
- $H(x) = -1$ , ukoliko je tačka ispod prsline

Pomoću ove funkcije se položaj svakog čvora može prikazati na sledeći način:

$$H(x) = \begin{cases} 1, & (x - x^*) \cdot n \geq 0 \\ -1, & (x - x^*) \cdot n < 0 \end{cases} \quad (4.6)$$

Pri čemu je  $\mathbf{n}$  jedinični vektor pravca, dok  $\mathbf{x}^*$  predstavlja koordinatu tačke preseka prsline i odgovarajućeg konačnog elementa. Iz ovoga se može videti da Heaviside-ova funkcija uvodi diskontinuitet u polje pomeranja duž prsline, što je i osnovni cilj ove metode.

Na slici 4.3 su prikazani čvorovi tipa NT, sa deset stepeni slobode, koji predstavljaju diskretizaciju vrha prsline. Kao što se može videti na slici desno, čvorovi oko vrha, obeleženi sa 9 i 10 se zamenjuju jednim čvorom, 11. Na taj način se diskontinuitet prouzrokovan prisustvom vrha prsline eliminiše, i konačni element se opet može posmatrati kao kontinualan.



**slika 4.3** Klasični konačni element oko vrha prsline (levo) i vrh prsline dobijen primenom NT čvorova (desno)

U slučaju konačnih elemenata sa H čvorovima se sledeće funkcije poboljšanja:

$$(4.7) \quad \phi_{\alpha}(x)_{,\alpha=1-4} = \sqrt{r} \left[ \sin \frac{\theta}{2}, \cos \frac{\theta}{2}, \sin \theta \sin \frac{\theta}{2}, \sin \theta \cos \frac{\theta}{2} \right]$$

gde su  $r$  i  $\theta$  polarne koordinate u lokalnom koordinatnom sistemu vezanom za vrh prsline. Slučaj  $\theta = 0$  zapravo predstavlja prvac prsline.

Kao što se može videti iz prethodnog izlaganja, kod PMKE je bitno definisati koji elementi će biti presečeni prsline, a u kojima će se nalaziti njen vrh, kako bi se Heaviside i NT čvorovi pravilno rasporedili u modlu. U ovu svrhu se najčešće koristi takozvana Level-set metoda [47]. Ova metoda se oslanja na primenu dve funkcije, koje su date sledećim izrazima:

$$\phi_p(x, 0) = (x - x_p) \cdot \mathbf{t} \quad (4.8)$$

$$\psi_p(x, 0) = (x - x_i) \cdot \mathbf{n} \quad (4.9)$$

pri čemu funkcija definisana izrazom (1.8) predstavlja rastojanje of vrha prsline, dok izraz (1.9) predstavlja njegovu normalnu komponentu. U skladu sa svojom definicijom, ove dve funkcije se izražavaju preko koordinata vrha prsline i koordinata posmatrane tačke. Ovde  $x_p$  predstavlja koordinatu vrha prsline, dok su  $\mathbf{t}$  i  $\mathbf{n}$  jedinični vektori pravca.

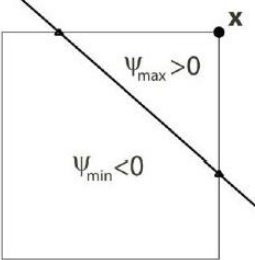
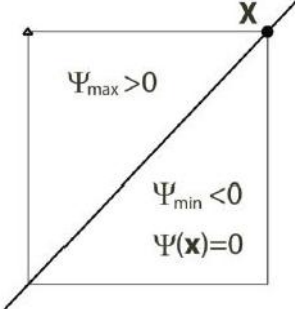
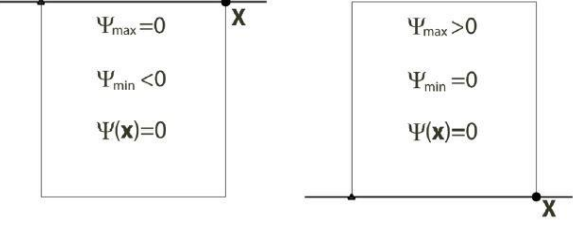
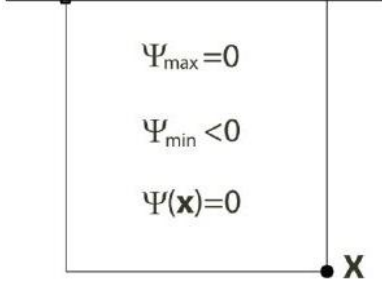
Veza ovih izraza sa Heaviside-ovom funkcijom je data sledećim izrazom:

$$H(x) = H(\Psi(x)) = \begin{cases} 1, & \Psi(x) > 0 \\ -1, & \Psi(x) < 0 \end{cases} \quad (4.10)$$

Definisanjem relativnog položaja konačnih elemenata u okolini prsline i njenog vrha je za rezultat imalo značajno bolju i bržu konvergenciju proširene metode konačnih elemenata, čime je njena primena u velikoj meri pojednostavljena [48,49].

Vrednosti funkcija poboljšanja zavise od međusobnog položaja prsline u odnosu na odgovarajuće konačne element i njihove čvorove. Različiti slučajevi su prikazani detaljnije u tabeli 4.1.

TABELA 4.1. Različite funkcije poboljšanja u zavisnosti od položaja prslina u odnosu na konačne elemente [50]

Međusobni položaj	Vrednosti funkcija
Prslina seče dve strane	
Prslina seče element po dijagonali	
Prslina prolazi u pravcu ivice koja sadži čvor	
Prslina prolazi u pravcu ivice koja ne sadži čvor	

#### 4.4 Primena proširene metode konačnih elemenata na probleme mehanike loma

Najveća prednost PMKE u odnosu na njenu klasičnu verziju, koja se ogleda u mogućnosti simuliranja rasta prslina, je od posebnog značaja za rešavanje problema vezanih za mehaniku loma, s obzirom da je većina ovih problema vezana za ponašanje raznih konstrukcija u prisustvu prslina. Najvažniji parametar mehanike loma u ovakvim proračunima je faktor intenziteta napona, čije određivanje zahteva definisanje takozvanog integrala interakcije [51]. Ovaj integral u stvari predstavlja modifikovani, površinski  $J$ -integral. Koristi se za određivanje faktora intenziteta napona za sva tri slučaja otvaranja prslina (nama je najznačajniji oblik cepanje, odnosno prvi oblik). Integral interakcije zavisi od brzine faktora intenziteta napona i efektivnog modula elastičnosti, odnosno modula elastičnosti koji karakteriše ravno stanje napona. Ovaj integral takođe treba transformisati u oblik koji je povoljniji za njegovu primenu u PMKE, što se postiže primenom tzv. Dirakove delta funkcije [52]:

$$J(s) = \lim_{\Gamma \rightarrow 0} \int_{\Gamma} \left( W \delta_{1j} - \sigma_{jk} n_j \frac{\partial u_i}{\partial x_1} \right) n_j d\Gamma \quad (4.11)$$

Zatim je neophodno uvesti pomoćne napone i pomeranja [53,54], preko kojih se prethodni izraz prevodi u sledeći oblik:

$$J^{(1+2)}(s) = \lim_{\Gamma \rightarrow 0} \int_{\Gamma} \left[ \frac{1}{2} \left( \sigma_{ij}^{(1)} + \sigma_{ij}^{(2)} \right) \left( \varepsilon_{ij}^{(1)} + \varepsilon_{ij}^{(2)} \right) \delta_{ij} - \left( \sigma_{ij}^{(1)} + \sigma_{ij}^{(2)} \right) \frac{\partial \left( u_i^{(1)} + u_i^{(2)} \right)}{\partial x_1} \right] n_j d\Gamma \quad (4.12)$$

U gornjem izraz su polja pomeranja, deformacija i napona data preko promenljivih  $u_{ij}^{(1)}$ ,  $\varepsilon_{ij}^{(1)}$  i  $\sigma_{ij}^{(1)}$ . Ove vrednosti su dobijene primenom PMKE, dok  $u_{ij}^{(2)}$ ,  $\varepsilon_{ij}^{(2)}$  i  $\sigma_{ij}^{(2)}$  predstavljaju njihova pomoćna stanja.

#### 4.4.1 Definisane pravca rasta prsline

Pored faktora intenziteta napona, bitan faktor pri simuliranju rasta zamornih prsline primenom PMKE je i sam pravac rasta prsline. Za slučaj dvodimenzionalne prsline, pravac rasta zavisi od određivanja maksimalnih radijalnih napona, kritičnih ravni i maksimalne gustine relativne deformacije, kao i maksimalne brzine oslobađanja energije [53], pri čemu se poslednji faktor određuje preko integrala interakcije. Najrasprostranjeniji kriterijumi za određivanje pravca rasta prsline su prva dva, odnosno preko maksimalnog radijalnog napona i položaja kritične ravni.

U slučaju kriterijuma maksimalnog radijalnog napona, glavni parametar za njegovo određivanje je veličina ugla  $\theta_c$ , koji je definisan na sledeći način:

$$\theta_c = -\arccos \left[ \frac{2K_{II}^2 + K_I \sqrt{K_I^2 + 8K_{II}^2}}{K_I^2 + 9K_{II}^2} \right] \quad (4.13)$$

Kod kriterijuma položaja kritične ravni se ugao prasta prsline ( $\alpha$ ) se određuje preko uglova  $\beta$  i  $\gamma$ . Ovaj kriterijum se najčešće primenjuje u slučajevima gde se putanja rasta prsline razlikuje pri istim intenzitetima aksijalnih i torzionih opterećenja. Uglovi  $\beta$  i  $\gamma$  su dati donjim izrazima:

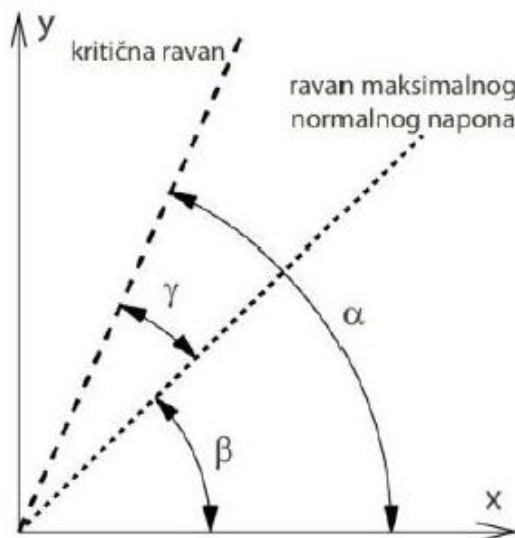
$$\beta = \frac{1}{2} \arctan \left( \frac{2K_{II}}{K_I} \right) \quad (4.14)$$

$$\gamma = \begin{cases} \frac{1}{2} \arccos \frac{-2 + \sqrt{4 - 4(1/s^2 - 3)(5 - 1/s^2 - 4s^2)}}{2(5 - 1/s^2 - 4s^2)}, & s \leq 1 \\ 0, & s > 1 \end{cases} \quad (4.15)$$

U izrazu(4.15) se pojavljuje parametar  $s$ , i on predstavlja odnos faktora intenziteta napona za I i II slučaj otvaranja prsline, pri zadatoj brzini rasta prsline ( $da/dN$ ). Ovaj parametar je definisan na sledeći način:

$$S = \frac{K_{II,da/dN}}{K_{I,da/dN}} \quad (4.16)$$

Međusobni odnos ugla rasta prsline i njegovih komponenti je prikazan na sl. 4.4.



Slika 4.4. Međusobna veza između ugla rasta prsline  $\alpha$ , i njegovih komponenta,  $\beta$  i  $\gamma$  (kriterijum kritične ravni) [50]

#### 4.5 Primena PMKE na probleme zamora

Na kraju, treba pomenuti i način na koji se PMKE primenjuje na proračun otpornosti konstrukcija na zamorno opterećenje, budući da postoji nekoliko različitih pristupa analizi zamora, u zavisnosti od prirode problema (niskociklični, visokociklični zamor, itd...). U ovom slučaju, analiza zamora se oslanja pre svega na dobro poznati Paris-ov zakon. Pored uobičajenih parametara, poput brzine rasta zamorne prsline, praga faktora intenziteta napona i odgovarajućih koeficijenata Paris-ovog zakona, u ovom slučaju je potrebno uzeti u obzir i odnos maksimalnih i minimalnih napona tokom ciklusa opterećenja, koji se najčešće naziva prosto odnos napona i obeležava sa  $R$ . Za potrebe PMKE, izvršene su određene modifikacije Paris-ovog zakona, i njegova „proširena“ verzija je data donjim izrazom:

$$\frac{da}{dN} = C \left[ (M_R M_P \Delta K)^n - \Delta K_{th}^n \right] \quad (4.17)$$

U odnosu na klasičnu definiciju Paris-ovog zakona (datu u prethodnim poglavljima ove doktorske disertacije), izraz (1.17) se razlikuje u prisustvu parametara  $M_R$  i  $M_P$ . Prvi parametar predstavlja korekciju odnosa  $da/dN$  na osnovu odnosa napona  $R$ , dok drugi predstavlja odnos preopterećenja i podopterećenja, i takođe zavisi od opsega faktora intenziteta napona ( $\Delta K_{th}$ ). Nakon definisanja nekih osnovnih pojmova vezanih za PMKE i njenu primenu na analizu ponašanja konstrukcija pri zamoru, sledi deo poglavlja posvećen primeni ove metode u oblasti kojom se predmetno istraživanje najviše bavi – biomedicini.

#### 4.6 Primena proširene metode konačnih elemenata u biomedicini

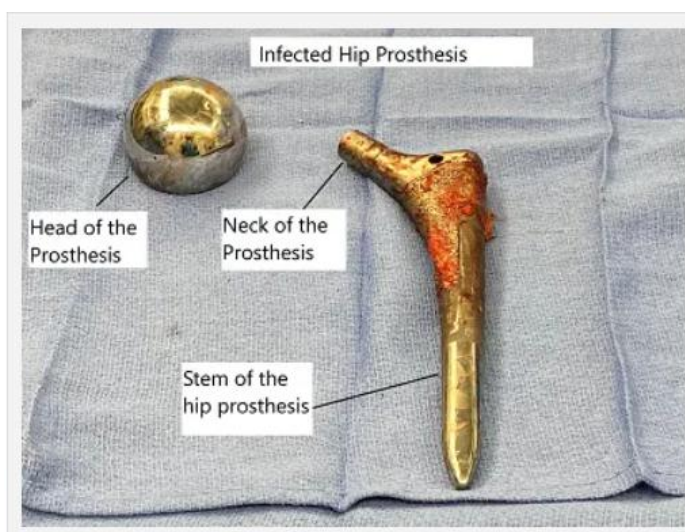
Prethodno je objašnjeno zbog čega je mehanika loma od velikog značaja u biomedicini, pre svega zbog uslova opterećenja kojima su različite vrste implanata izložene pri svakodnevnoj eksploataciji. Najveće probleme kod ovakvih konstrukcija predstavljaju otkazi usled korozije i/ili zamora. S obzirom da oba ova faktora doprinose rastu prsline koje mogu da se jave u implantima,

jasno je da primena proširene metode konačnih elemenata predstavlja značajan alat za analiziranje njihovog ponašanja pri eksploataciji, kao i za pronalaženje načina da se im vek u velikoj meri produži. Primeri ortopedskih implanata se mogu videti na sl. 4.5, gde su između ostalog prikazani i veštački kukovi, koji su glavna tema ovog istraživanja.



Slika 4.5. Primeri ortopedskih implanata [55]

Ovaj deo poglavlja o PMKE će se koncentrisati njihovom primenom na veštačke kukove, odnosno na njihovo ponašanje pri zamornom opterećenju. U ovom istraživanju je posebna pažnja posvećena prisustvu prslina u vratu veštačkog kuka, kao jednoj od najkritičnijih lokacija u konstrukciji, što je potvrđeno tokom simulacija koje su za cilj imale – pored određivanja zamornog veka veštačkog kuka – i određivanje kritičnih mesta na kojima se javlja najveća koncentracija napona, budući da su takva mesta pogodna za inicijaciju prslina, kako zamornih tako i drugih [56-58].



Slika 4.6 Primer otkaza veštačkog kuka [59]

Proširena metoda konačnih elemenata je pogodna za primenu u biomedicini usled mogućnosti da se odredi naponsko/deformacijsko stanje u svakoj tački datog modela, na osnovu poznate geometrije, osobina materijala i graničnih uslova odnosno opterećenja, kao i mogućnosti da se ovi parametri lako i brzo modifikuju po potrebi. Ova metoda pored dovoljno dobre preciznosti obezbeđuje i efikasnost i ponovljivost, što takođe predstavlja značajnu prednost. U slučaju ortopedskih implanata, najčešće se radi sa trodimenzionalnim modelima, naročito kod konstrukcija složene geometrije, kao što su kukovi, i od velikog je značaja što detaljnije predstaviti geometriju stvarne konstrukcije u numeričkom modelu. U tu svrhu se često koriste tehnike poput 3D skeniranja i modeliranja u odgovarajućim softverskim paketima, poput Solid Works-a [60].

Naravno, primena metode konačnih elemenata se i u ovom slučaju, kao i u mnogim drugim, u velikoj meri oslanja na rezultate eksperimentalnih ispitivanja. Ovaj pristup se pokazao kao najbolji za dobijanje neophodnih ulaznih parametara za numeričke simulacije, pre svega mehaničkih i zamornih osobina materijala (u ovom slučaju titanijumskih legura). Posebno su značajni eksperimenti vezani za određivanje koeficijenata Paris-ovog zakona,  $C$  i  $m$ , za koje je iskustvo iz prakse pokazalo da mogu značajno da se razlikuju čak i u slučaju više uzoraka dobijenih iz jednog materijala [61]. Pored ovoga, i mehaničke osobine su jako bitne, pre svega zbog njihovog međusobnog odnosa u slučaju pre i nakon što dođe do korozije u veštačkim kukovima. Definisane ulaznih parametara u okviru numeričkih simulacija primenom PMKE preko eksperimentalno dobijenih podataka omogućuje realan i dovoljno precizan pristup određivanju neophodnih parametara mehanike loma.

Definisane ostalih koraka PMKE se zasniva na sličnoj logici kao i u prethodno opisanom, opštem delu ovog poglavlja. Granični uslovi se definišu u skladu sa stvarnim stanjem, odnosno sa načinom na koji je veštački kuk oslonjen, odnosno povezan sa ostatkom kostiju. Opterećenje se definiše kao periodično promenljivo, s obzirom da je u stvarnosti ono izazvano pomeranjima kukova pri hodanju, trčanju, penjanjem/silaženjem stepenicama, itd. Naravno, intenzitet ovog opterećenja (odnosno amplitude napona pri svakom ciklusu) u velikoj meri zavisi i od starosnog doba pacijenta, kao i od telesne težine [62]. Što se izbora konačnih elemenata tiče, TET elementi su bolji izbor, usled geometrije sa kojom se obično radi, kao i usled posebnih zahteva pojedinih softverskih paketa koji se koriste za primenu PMKE (u ovom slučaju ANSYS).

Još jedan razlog za rasprostranjenu primenu PMKE u oblasti biomedicine (kao i u mnogim drugim oblastima) predstavlja mogućnost primene razvijenih modela na različite geometrije veštačkih kukova i drugih vrsta ortopedskih implanata, kao i na različite legure od kojih se oni izrađuju. U ovom konkretnom slučaju, javlja se i mogućnost posmatranja različitih mehanizama otkaza ovakvih implanata i njihovo međusobno poređenje. Pravilnom primenom PMKE na rešavanje problema vezanih za zamornu i korozionu otpornost veštačkih ortopedskih kukova se može postići značajno produženje njihovog radnog veka, pre svega zbog činjenice da ovaj pristup daje dobar uvid u načine na koje izbor materijala i geometrije utiče na integritet ovakvih konstrukcija. Pri tome treba imati na umu da je u nekim slučajevima bolje tražiti kompromis između geometrije i dužine trajanja kuka, pošto u neki slučajevima promene u veličini pojedinih elemenata ovakvih implanata mogu imati i negativne posledice, poput otežanog kretanja.

U narednim poglavljima doktorske disertacije će biti detaljno opisani eksperimentalni i numerički deo istraživanja, sa svim bitnim rezultatima.



## 5. EKSPERIMENTALNA ISPITIVANJA EPRUVETA OD LEGURE TI-6Al-4V

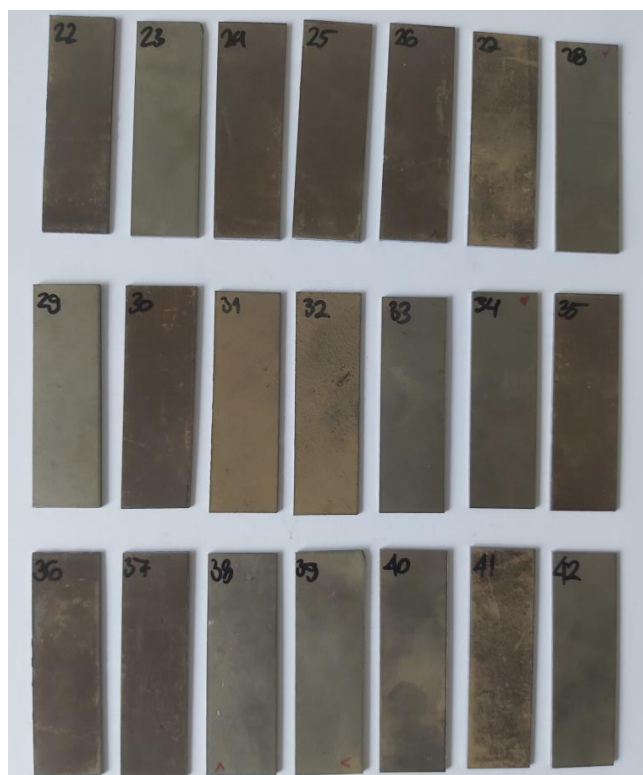
Eksperimentalna ispitivanja predstavljaju veoma bitan deo istraživanja koja se bave integritetom i radnim vekom različitih konstrukcija i elemenata, i stoga su uključena i u izradi predmetne disertacije. Glavni cilj ovih ispitivanja je bio da se utvrde mehaničke osobine legure Ti-6Al-4V, pri čemu je fokus bio na zateznim osobinama, granici tečenja i zateznoj čvrstoći, koje su neophodan parametar za analizu ponašanja veštačkog kuka sa zamornom prslinom. Ovi parametri su korišćeni pre svega za numeričke simulacije PMKE, ali su bili od značaja i za analizu ponašanja kuka primenom parametara mehanike loma, odnosno za analitičko određivanje zamornog veka.

Eksperimenti su obuhvatali ispitivanja tri grupe epruveta, kako bi se poredili rezultati za epruvete izložene koroziji u različitim sredinama sa epruvetama koje su čuvane na vazduhu koje će se u daljem tekstu će se nazivati „epruvete u normalnim uslovima“.

Eksperimentalna faza istraživanja obuhvatala je sledeća ispitivanja:

- Ispitivanje zatezanjem novih, nekorišćenih epruveta od legure titanijuma. Svrha ovog ispitivanja je bila da se odrede zatezne karakteristike materijala.
- Ispitivanje zatezanjem epruveta od legure titanijuma koje su prethodno bile izložene uticaju agresivnih sredina, odnosno čuvane određen vremenski period u (a) vlažnoj i u (b) slanoj sredini. Cilj ovog ispitivanja je bio da se utvrdi kako nepovoljni uslovi utiču na zatezne karakteristike ispitivane legure, odnosno u kolikoj meri će se smanjiti granice tečenja i zatezna čvrstoća.
- Određivanje faktora intenziteta  $K_q$  na CT-epruvetama (Compact Tension) sa prethodnom unesenom zamornom prslinom, za sva tri slučaja - nove epruvete, epruvete koje su bile izložene vlažnoj sredini, i epruvete izložene slanoj sredini. Tokom unošenja zamorne prsline u CT-epruvete su takođe određeni i koeficijenti Paris-ove jednačine  $C$  i  $m$ , koji su kasnije upotrebljeni u analitičkim i numeričkim proračunima ukupnog broja ciklusa.

U narednom delu ovog poglavlja je dat detaljan prikaz ovih ispitivanja, uz opis pripreme uzoraka, samih eksperimenata, i kratak osvrt na dobijene rezultate, koji će naknadno biti detaljnije diskutovani. Primeri uzoraka Ti-6Al-4V legure iz kojih su izrađene epruvete za ispitivanja zatezanjem su prikazani na sl. 5.1 i 5.2. Sl. 5.1 prikazuje 27 uzoraka za klasične epruvete za zatezanje, dok je na sl. 5.2 prikazan uzorak za izradu CT-epruveta, koje su korišćene u eksperimentalnoj fazi određivanja parametara mehanike loma. Na svim uzorcima prikazanim na sl. 5.1 su izmerene dimenzije kako bi se utvrdilo da li postoje izvesna odstupanja, naročito u pogledu debljine. Takođe je proverena i debljina uzorka sa sl. 5.2 i utvrđeno je da su sve CT-epruvete dobijene iz ovakvih uzoraka identične debljine, što je bilo od važnosti za sam eksperiment.



Slika 5.1. Uzorci legure titanijuma iz kojih su izrađene epruvete za ispitivanje zatezanjem



Slika 5.2. Uzorak legure titanijuma iz kojeg su izrađene CT epruvete za potrebe eksperimentalnog određivanja parametara mehanike loma

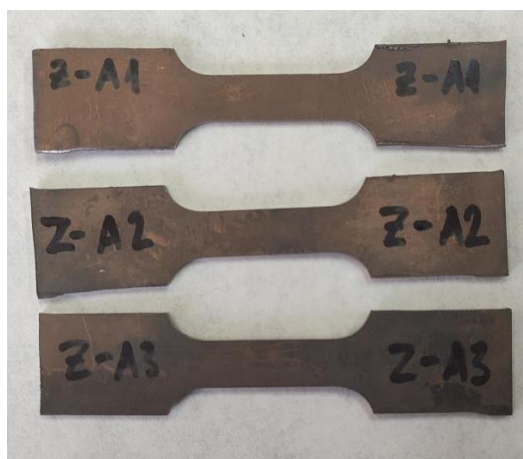
## 5.1 Ispitivanje zatezanjem - neoštećen materijal

Ispitivanja zatezanjem su urađena na Vojno-Tehničkom Institutu, na univerzalnoj hidrauličkoj mašini za ispitivanje INSTRON kapaciteta 250 kN, sl. 5.3. Ispitane su tri epruvete od Ti-6Al-4V legure, poprečnog preseka cirka (10 x 1,8) mm, sa mernom dužinom od 30 mm, sl. 5.4. Iako u praksi ovakav poprečni presek epruvete ne zahteva ispitnu mašinu kapaciteta 250 kN, INSTRON uređaj je izabran zbog svoje dostupnosti, pouzdanosti pri drugim eksperimentalnim ispitivanjima koja su rađena u saradnji sa VTI, kao i softvera za skidanje podataka koji omogućava brzu, efikasnu i preglednu obradu dobijenih rezultata. Primenom ovog softvera dobijaju se dijagrami sila-zatezanje, na osnovu kojih se posle određuju potrebne zatezne karakteristike.

Epruvete korišćene u prvoj fazi ispitivanja zatezanjem nisu zahtevale nikakvu dodatnu obradu. Broj upotrebljenih epruveta (tri) je usvojen kako bi se obezbedila ponovljivost rezultata. Ovo ispitivanje je urađeno značajno pre ispitivanja zatezanjem druge dve grupe epruveta, kako bi se odmah pristupilo izradi probnih numeričkih modela, čija verifikacija bi obezbedila osnovu za dalje, složenije proračune. Iz ovog razloga, prvi deo ispitivanja sa novim epruvetama je urađen dok su epruvete i u preostale dve grupe bile u procesu pripreme za njihovo ispitivanje. Epruvete su obeležene kao Z-A1, Z-A2 i Z-A3, pri čemu se Z odnosi na zatezanje, dok je A usvojeno kao oznaka za epruvete koje nisu izložene nikakvom dejstvu agresivne sredine, odnosno za nove epruvete.

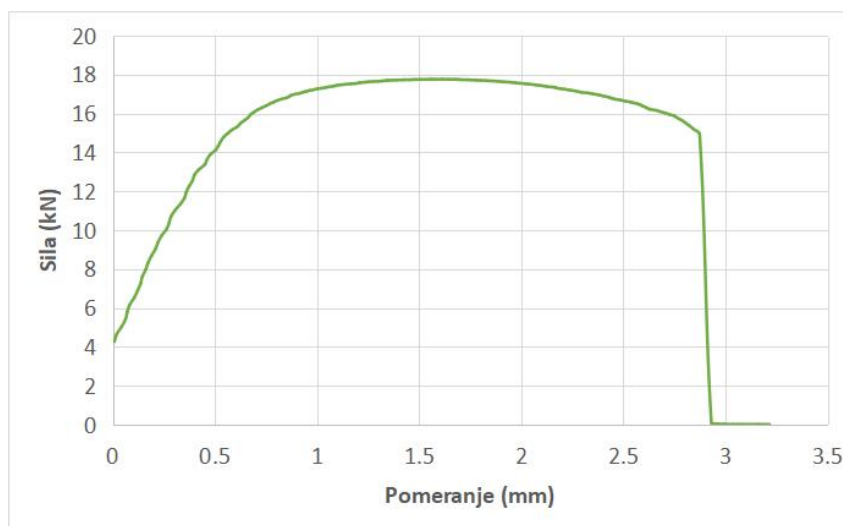


Slika 5.3. INSTRON kidalica korišćena za sva ispitivanja zatezanjem

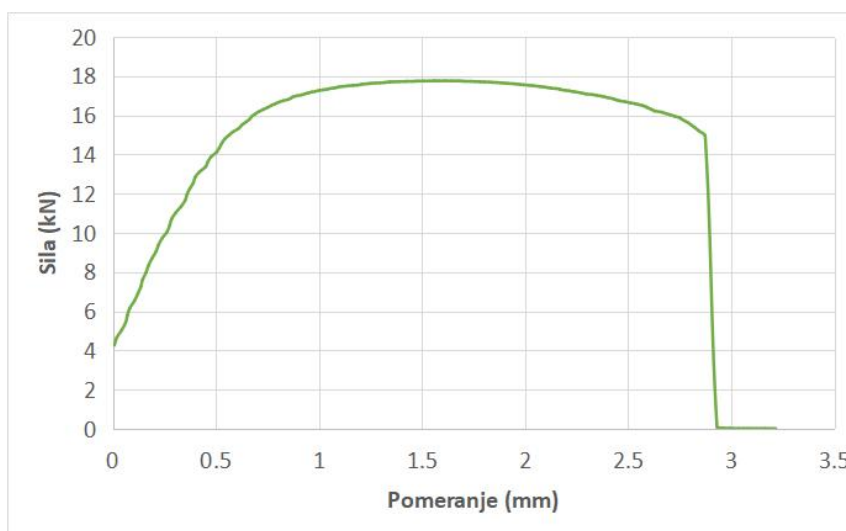


Slika 5.4. Epruvete od nove legure Ti-6Al-4V korišćene u prvom eksperimentu

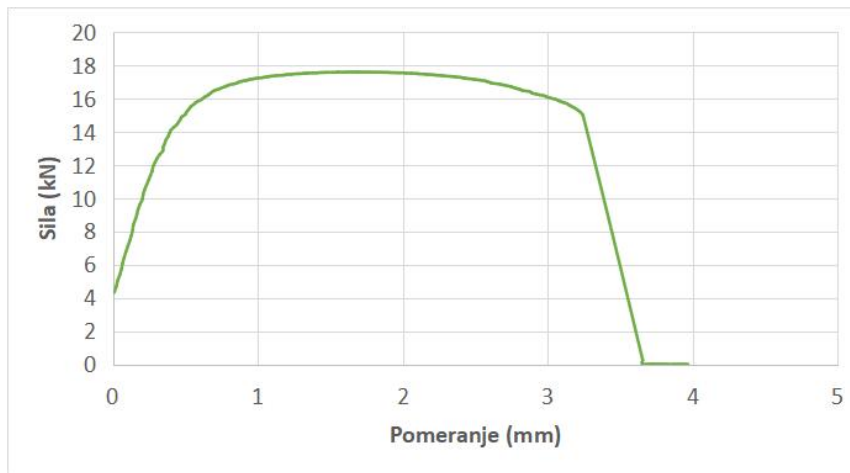
Rezultati ispitivanja dobijeni direktno sa INSTRON kidalice su dati u formi dijagrama sila-pomeranje i mogu se videti na slici 5.5, u formi Excel tabela. Na osnovu ovih dijagrama, određene su zatezne osobine Ti-6Al-4V legure za sve tri epruvete. Ovi dijagrami, dobijeni u softverskom paketu Origin Pro 8.0, su prikazani na sl. 5.6.



a) Epruveta Z-A1



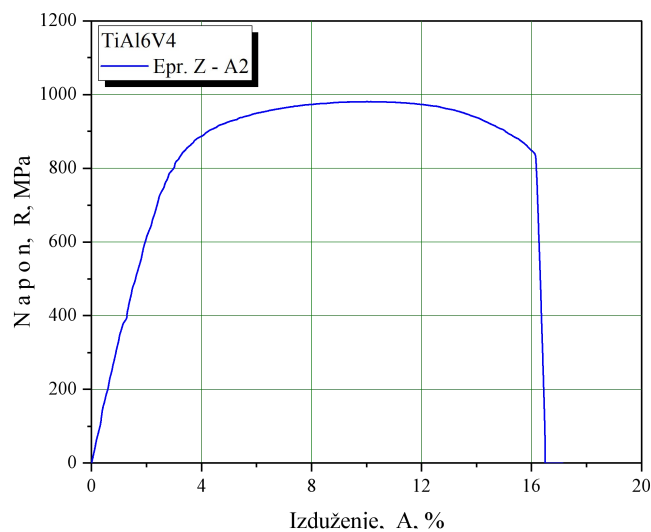
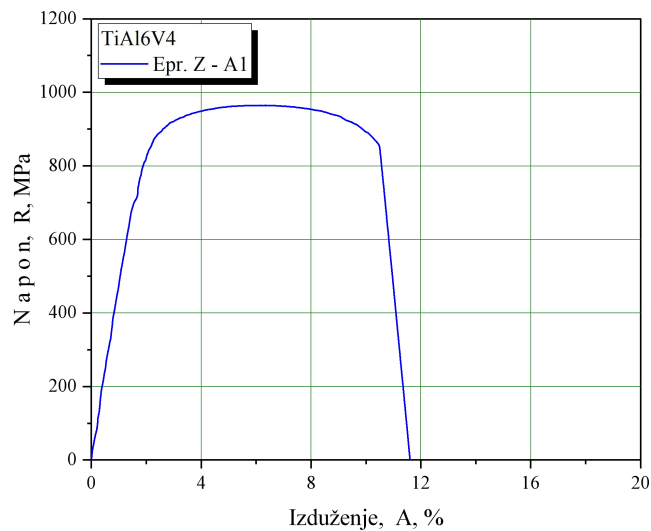
b) Epruveta Z-A2

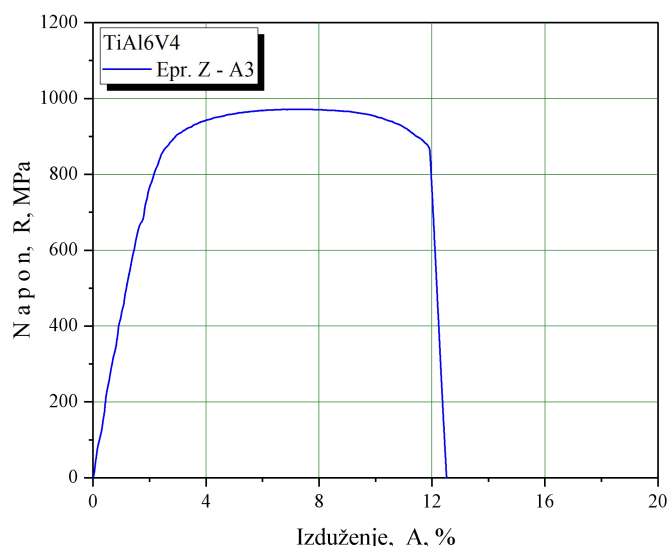


c) Epruveta Z-A3

Slika 5.5. Dijagrami sila-pomeranje za nove epruvete, preuzeti direktno sa kidalice [63]

Ovde je potrebno naglasiti da svi dijagrami ne počinju od nule po apscisi. Ti segmenti dijagrama su izbačeni zbog činjenice da u toj fazi zatezanja čeljusti kidalice još nisu potpuno obuhvatile epruvetu, i ima dosta nepravilnosti i šuma u vrednostima sile (poput negativnih pomeranja), stoga su prikazane vrednosti sile od ~ 4 kN.





Slika 5.6. Dijagrami napon-izduženje (deformacija) za nove epruvete

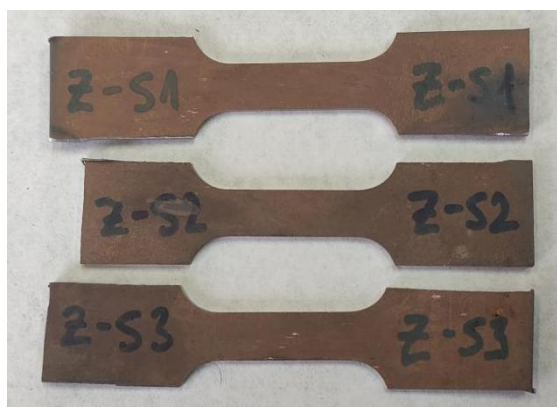
Detaljniji pregled ovih rezultata dat je u tabeli 5.1. Kao što se iz tabele može videti, dimenzije ispitanih epruveta nisu bile potpuno identične, već je bilo određenih odstupanja u poprečnom preseku. Ovo je uzeto u obzir kod preračunavanja vrednosti sila uzetih iz odgovarajućih dijagrama u napone, kako bi se dobili što verodostojniji rezultati, budući da su neka odstupanja u dimenzijama iznosila i do 10%, što predstavlja uticaj koji se ne može zanemariti.

Tabela 5.1. Detaljni prikaz vrednosti napona i deformacija, nove epruvete [63]

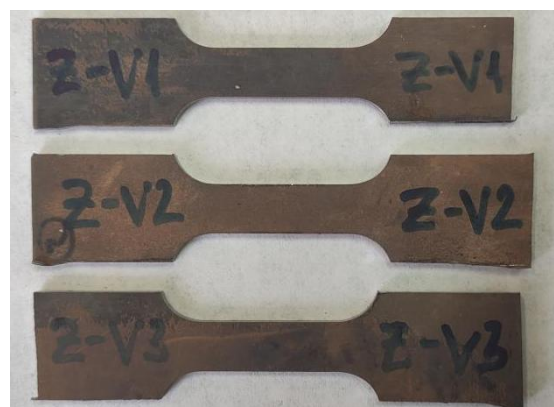
Epruveta	Širina, b, mm	Debljina, d, mm	Sila pri lomu $F_{max}$ , kN	Napon tečenja, $R_{p0.2}$ , MPa	Zatezna čvrstoća, $R_m$ , MPa	Izduženje, A, %
Z-A1	9.96	1.80	17.7	829	985	10.60
Z-A2	10.05	2.03	20.1	792	983	16.20
Z-A3	9.92	1.79	17.5	854	986	11.80

## 5.2 Ispitivanje zatezanjem - epruvete iz komora

Druga faza ispitivanja zatezanjem je urađena na epruvetama iz grupe dva i tri, koje su prethodno 30 dana držane u agresivnim sredinama, sa ciljem da se u njima izazove korozija. Epruvete druge grupe su držane u slanoj sredini, a epruvete treće grupe u vlažnoj sredini. Epruvete su prikazane na sl. 5.7. Slično kao i u prvom slučaju, epruvete druge grupe su obeležene sa Z-S1/2/3 (S — slana sredina), dok su epruvete iz treće grupe obeležene sa Z-V1/2/3 (V — vlažna sredina), što se može videti i na slici. Dimenzije epruveta su usvojene kao i za prvu grupu, uz merenje svake epruvete ponaosob, usled prethodno pominjanih razlika u dimenzijama poprečnog preseka.



(a)



(b)

Slika 5.7. Epruvete iz (a) druge grupe (slana sredina) i (b) treće grupe (vlažna sredina)

### 5.2.1 Priprema epruveta u komori

U ovom potpoglavlju će biti opisan postupak pripreme epruveta u komori koja služi za simuliranje uticaja agresivnih (korozivnih) sredina. Priprema epruveta je takođe rađena u laboratorijama Vojno-Tehničkog Instituta u Žarkovu. Celokupna procedura je urađena u skladu sa preporukama standarda ASTM B117-03 [64]. Epruvete su držane u slanoj (S), odnosno vlažnoj (V) sredini 30 dana. Pre stavljanja u komoru, uzorci su fotografisani i odmašćeni apsolutnim alkoholom. Za potrebe pripreme je korišćen model komore Weiss 206533/8/0001/S 1000 SSC [65]. Tokom svakog dana koje su epruvete provele u komori, bile su izložene raspršivanju u trajanju od 2 h, a preostalih 22 h su držane u atmosferi slane/vlažne magle u zavisnosti od ispitne grupe. Nakon pripreme, sve epruvete su vizuelno pregledane i nisu uočene nikakve greške, čime je potvrđeno da sve epruvete mogu da se koriste za dalje ispitivanje zatezanjem. Komora za ispitivanje uticaja korozije je prikazana na sl. 5.8.

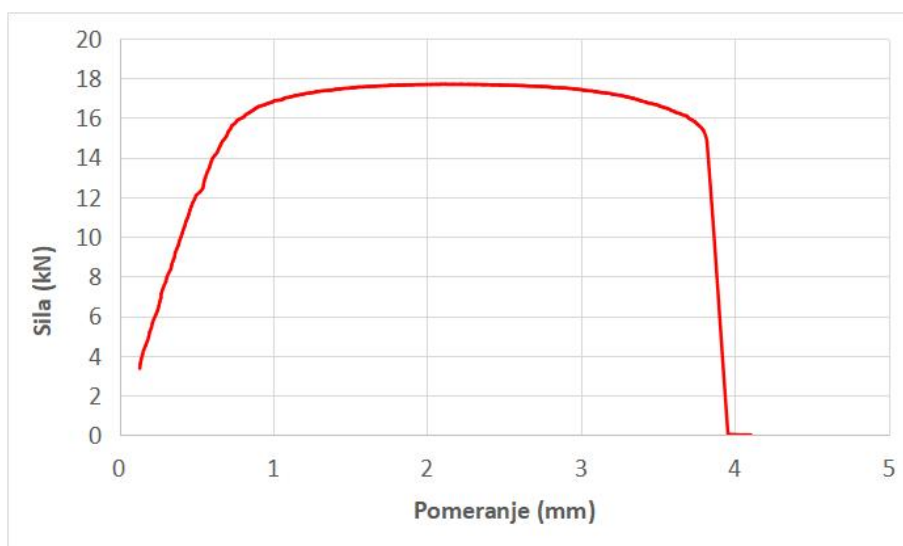


Slika 5.8. Komora model Weiss 206533/8/0001/S 1000 SSC u kojoj su držane epruvete druge i treće grupe

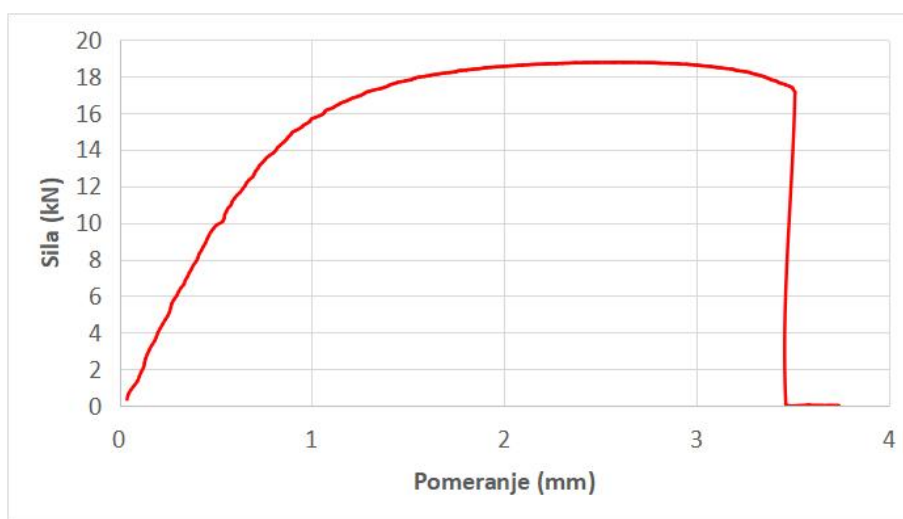


## 5.2.2 Rezultati ispitivanja zatezanjem

Kao i u slučaju novih epruveta, ispitivanje zatezanjem je urađeno na INSTRON kidalici kapaciteta 250 kN, sa istim parametrima. Rezultati ovih ispitivanja su obrađeni na isti način, prvo su sa kidalice dobijene sile i pomeranja za svaki korak opterećenja, na osnovu kojih su formirani dijagrami sila-pomeranje, a potom su u programu Origin napravljeni dijagrami zavisnosti napon — deformacija (izduženje). Dijagrami sila — pomeranje za epruvete iz slane sredine su prikazani na sl. 5.9, dok su dijagrami napon — deformacija dati na sl. 5.10. Za epruvete iz vlažne sredine, dijagrami sila — pomeranje su prikazani na sl. 5.11, dok se na sl. 5.12 mogu videti dijagrami napon — deformacija. Svi dijagrami su relativno sličnog oblika, naročito u pogledu maksimalne vrednosti sile (koja odgovara zateznoj čvrstoći), dok se vrednosti pomeranja nešto više razlikuju međusobno. Ovim je i potvrđena potreba za korišćenjem bar tri epruvete za svaku grupu, kako bi se obezbedila ponovljivost eksperimenta i dobio detaljniji uvid u potencijalna odstupanja rezultata u okvirima iste grupe epruveta. S obzirom da razlike nisu bile značajne (što će biti detaljnije prikazano u nastavku), zaključeno je da su tri epruvete po grupi bile dovoljne da bi se ostvario prethodno opisani cilj.

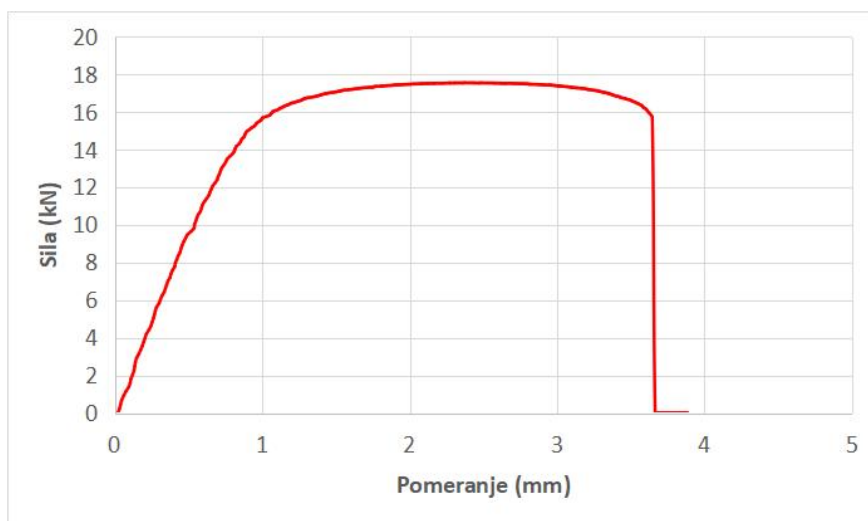


a) Epruveta Z-S1



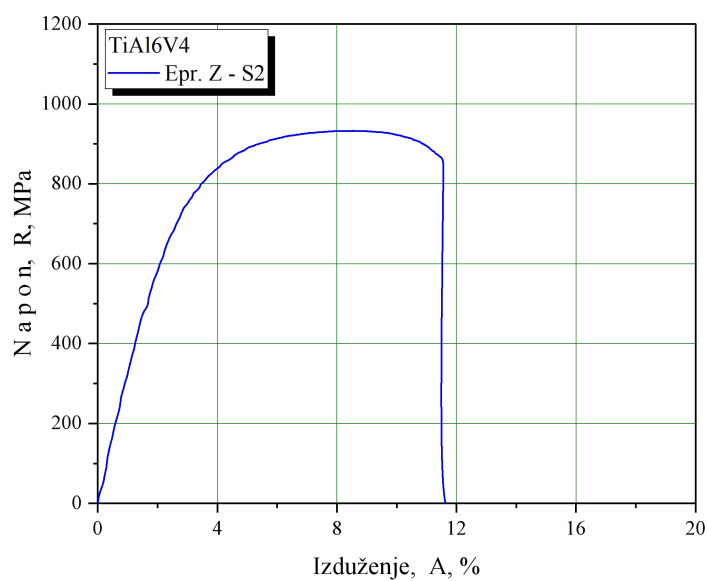
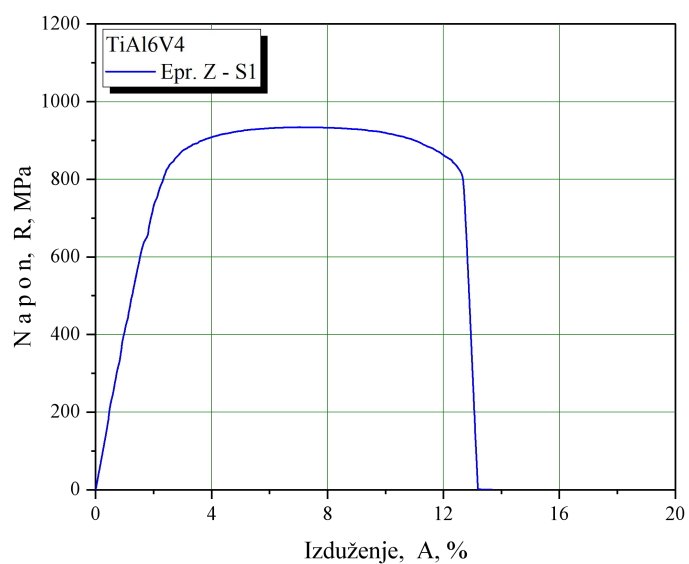
b) Epruveta Z-S2

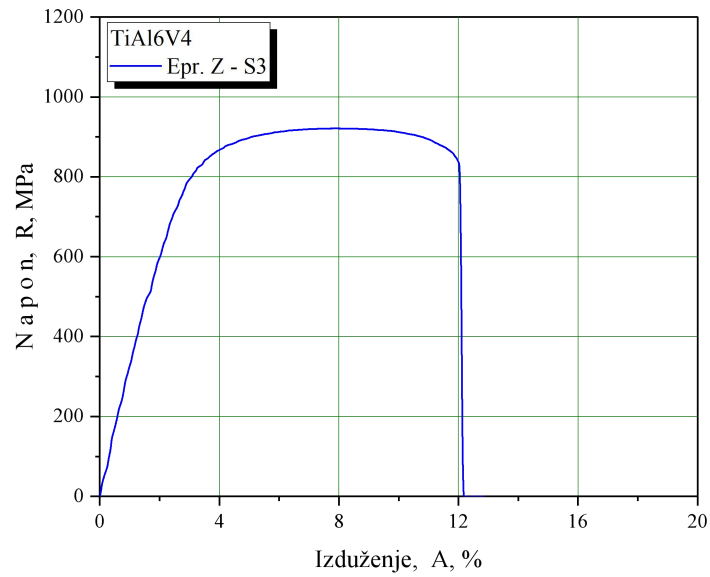




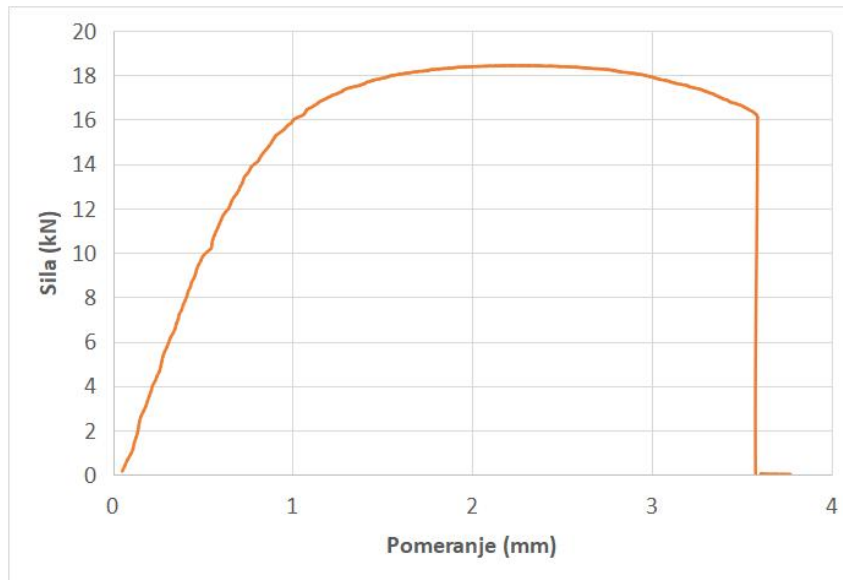
c) Epruveta Z-S3

Slika 5.9. Dijagrami sila — pomeranje za epruvete iz slane sredine, preuzeti direktno sa kidalice [63]

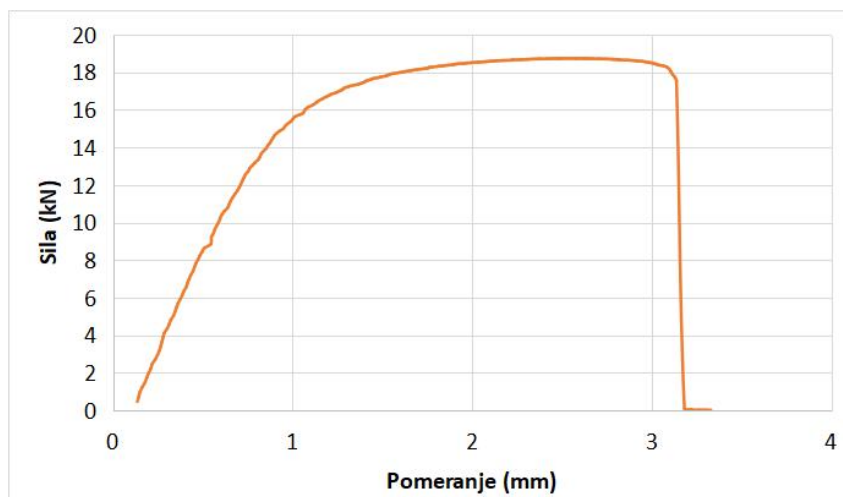




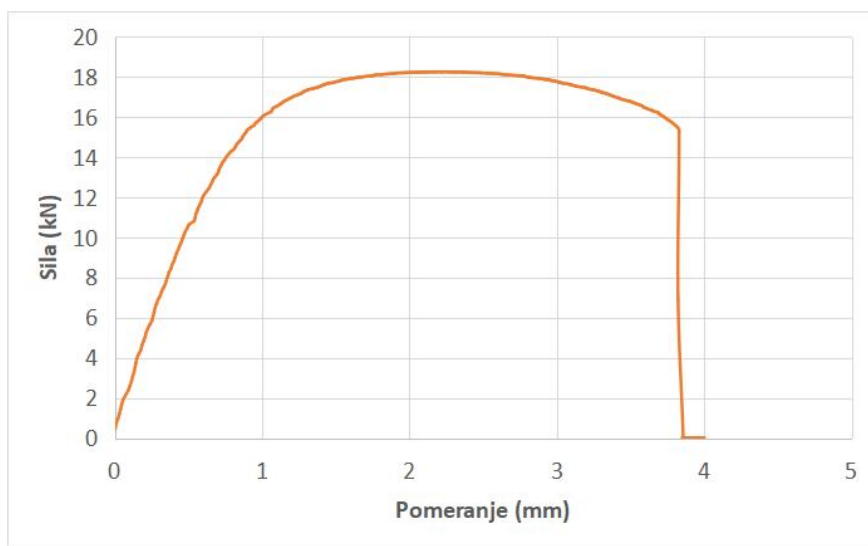
Slika 5.10. Dijagrami napon — izduženje (deformacija) za epruvete iz slane sredine



a) Epruveta Z-V1

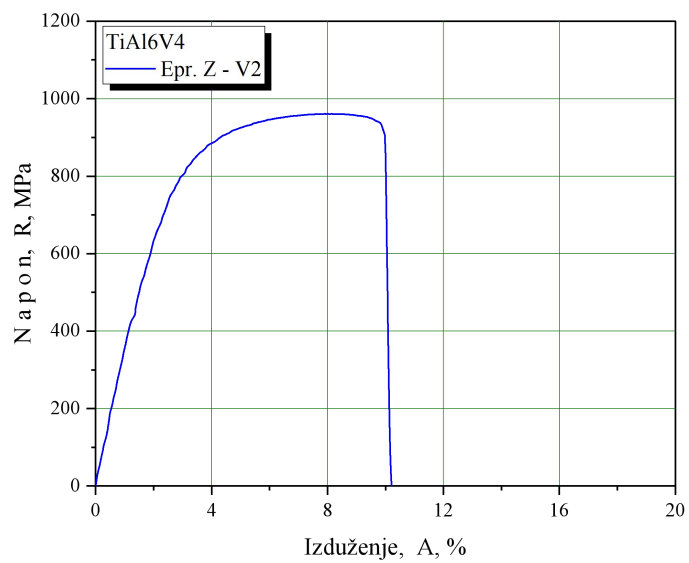
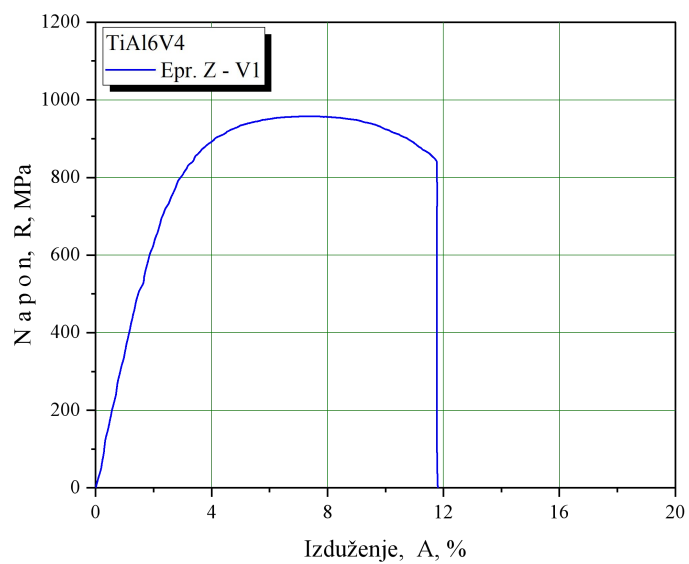


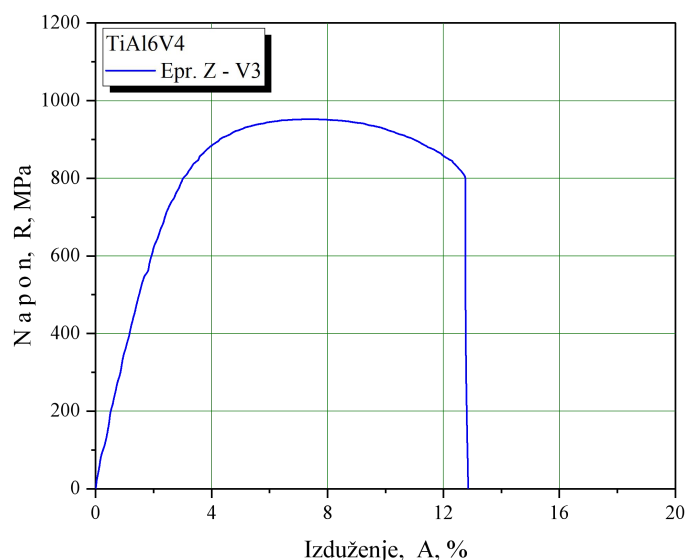
b) Epruveta Z-V2



c) Epruveta Z-V3

Slika 5.11. Dijagrami sila — pomeranje za epruvete iz vlažne sredine, preuzeti direktno sa kidalice [63]





Slika 5.12. Dijagrami napon — izduženje (deformacija) za epruvete iz vlažne sredine

Detaljni pregled rezultata je prikazan u tabeli 5.2, u kojoj su date sve vrednosti bitne za kasnije numeričke simulacije: napon tečenja, zatezna čvrstoća i izduženje. I ovde se mogu uočiti izvesna odstupanja u dimenzijama poprečnog preseka, mada nisu izražena kao u slučaju prve grupe epruveta. Takođe, vrednosti izduženja su ujednačenije, odnosno nema ekstremne vrednosti kao u tabeli 5.1, gde je epruveta Z-A2 imala neuobičajeno veliko izduženje (od 16.2%).

Tabela 5.2. Detaljni prikaz vrednosti napona i deformacija, slane i vlažne epruvete [63]

Epruveta	Širina, b, mm	Debljina, d, mm	Sila pri lomu $F_{max}$ , kN	Napon tečenja, $R_{p0,2}$ , MPa	Zatezna čvrstoća, $R_m$ , MPa	Izduženje, A, %
Z-S1	10.20	1.85	17.7	763	938	12.80
Z-S2	10.02	1.97	18.8	750	950	11.70
Z-S3	10.10	1.86	17.5	754	932	12.00
Z-V1	10.10	1.89	18.4	760	965	12.00
Z-V2	10.06	1.89	18.6	749	985	10.10
Z-V3	10.10	1.87	18.3	800	965	12.80

### 5.3 Određivanje parametara mehanike loma

U ovom delu poglavlja o eksperimentalnoj fazi istraživanja će biti detaljno opisani eksperimenti koji su urađeni kako bi se odredili merodavni parametri mehanike loma, koji su bili neophodni za dalju analizu rasta zamorne prsline u veštačkom kuku. Takođe će biti objašnjena i logika izbora parametara, koja je bila uslovljena dimenzijama dostupnih epruveta. I u ovom eksperimentu su epruvete bile podeljene u tri grupe po tri epruvete, u zavisnosti od sredine kojoj su prethodno bile izložene.

#### 5.3.1 Priprema epruveta

Priprema epruveta u slanoj (S) i vlažnoj (V) sredini je izvedena na isti način kao i za epruvete za ispitivanja zatezanjem. U ovom slučaju su korišćene CT-epruvete, čija je geometrija prikazana na sl. 5.13. Epruvete su označavane sa CT-A1/2/3 (nove), CT-S1/2/3 (iz slane sredine) i CT-V1/2/3 (iz vlažne sredine). Prsline  $a$  dužine 17,3 mm su unete zamaranjem na fraktomatu RUMUL, za sva tri slučaja. Dužina epruveta ( $W$ ) je iznosila 33,6 mm dok je debljina ( $B$ ) bila 2,2 mm. U ovom slučaju, dimenzije svih epruveta su bile identične. Sl. 5.13 prikazuje izgled novih

epruveta, a epruvete iz druge dve grupe izgledaju identično. Na sl. 5.14 se vidi epruveta postavljena u kidalici, pred početak ispitivanja. Treba napomenuti da je i u ovom slučaju rađeno ispitivanje zatezanjem, ali ne sa ciljem da se odrede mehaničke osobine, već da se izračunaju vrednosti merodavnog parametra mehanike loma, *faktora intenziteta napona* (FIN), o kojem će biti više reči u sledećem potpoglavlju.



Slika 5.13. Geometrija CT-epruveta za određivanje parametara mehanike loma [66]



Slika 5.14. Epruveta iz treće grupe (vlažna sredina), postavljena u čeljusti INSTRON kidalice

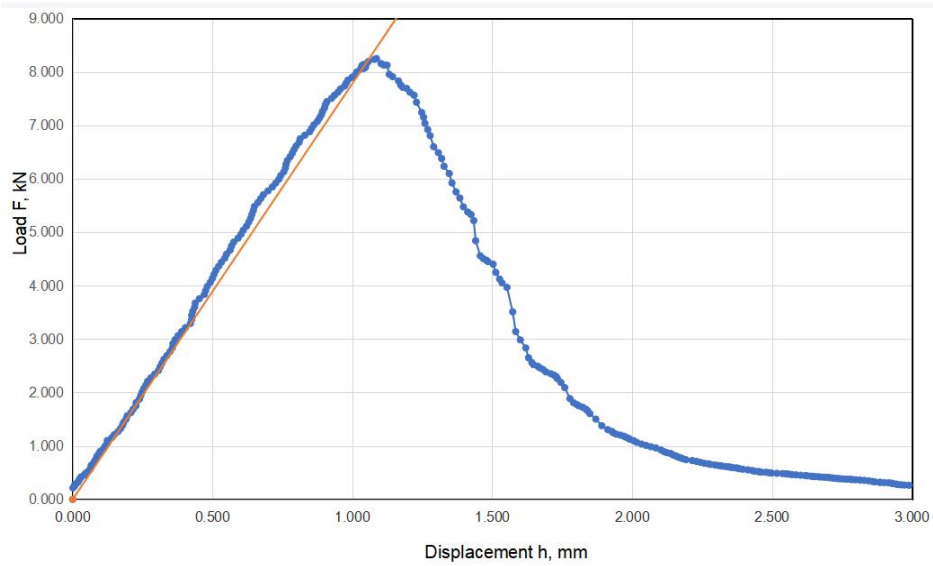
### 5.3.2 Izbor parametra mehanike loma

S obzirom da je u ovom istraživanju primenjena linearno-elastična mehanika loma, kao merodavni parametar je usvojen faktor intenziteta napona (FIN), koji je prethodno opisan i definisan u uvodnom delu disertacije. Ipak, u ovom slučaju je bilo neophodno usvojiti određene izmene, usled geometrije, odnosno dimenzija epruveta. S obzirom da su ispitivane epruvete suviše male debljine, nije bilo moguće primeniti klasičan FIN. U ovakvim situacijama se usvaja takozvani uslovni FIN, koji se obeležava sa  $K_q$ , i određuje prema formuli (5.1), u skladu sa standardom ASTM E399:22 [67], na sledeći način:

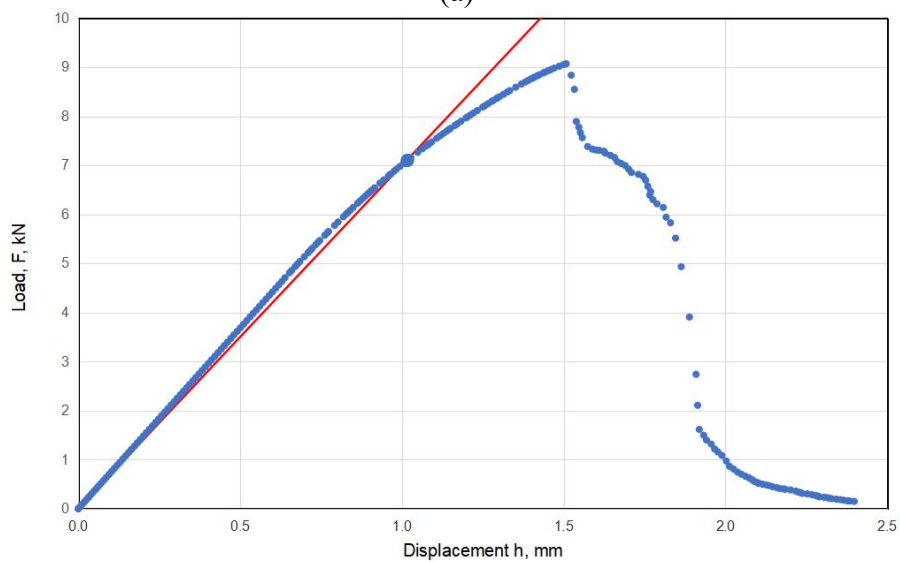
$$K_q = \frac{P}{BW^{1/2}} f\left(\frac{a}{W}\right) \quad (5.1)$$

Ovde  $P$  predstavlja silu koja odgovara naponu tečenja,  $B$  je debljina epruvete,  $W$  dužina epruvete,  $a$  dužina prsline, a  $f(a/W)$  predstavlja geometrijski faktor, koji zavisi od odnosa  $a/W$  (koji je u ovom slučaju  $(17,3 : 33,6) = 0,515$ ), i kome odgovara geometrijski faktor 10,119.

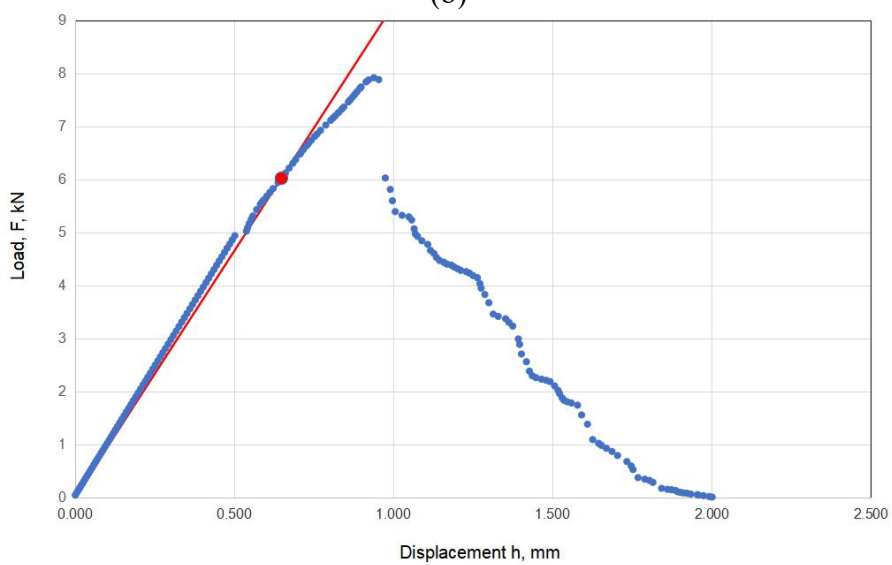
Na sl. 5.15 su prikazani eksperimentalno dobijeni dijagrami sila — pomeranje, sa kojih su uzete merodavne vrednosti za proračun  $K_q$ , odnosno maksimalna sila i sila koja odgovara naponu tečenja, za po jednu epruvetu iz sve tri grupe. Može se videti da dijagrami izgledaju drugačije kad se međusobno uporede, i da je u nekim slučajevima granica između sile, napona tečenja i maksimalne sile izraženija, što je i bilo očekivano, s obzirom na uticaj korozije.



(a)



(b)



(c)

Slika 5.15. Dijagrami sila-pomeranje dobijeni ispitivanjem CT-eproveta: a) normalna sredina, b) slana sredina, c) vlažna sredina [66]

### 5.3.3 Rezultati mehanike loma

Na osnovu merodavnih vrednosti sila dobijenih sa dijagrama sa sl. 5.15, kao i poznatih dimenzija CT-epruveta, izračunate su vrednosti uslovnog faktora intenziteta napona  $K_q$ , i prikazane su u tabeli 5.3. Vrednost  $B_{min}$  je vezana za minimalnu debljinu epruvete koja zadovoljava uslov *ravnog stanja deformacije* (RSD), i određuje se na osnovu izraza (5.2):

$$B_{min} = 2.5 \cdot \left( \frac{K_q}{\sigma_{YS}} \right)^2 \quad (5.2)$$

Primer dobijanja vrednosti  $K_q$  za epruvete iz sve tri grupe je dat na sl. 5.16, koja prikazuje Excel tabelu sa vrednostima sile i pomeranja, kao i sa svim prethodno opisanim dimenzijama CT-epruveta, dužinom inicijalne prsilne i njihovim međusobnim odnosima, koji su prethodno objašnjeni u okviru formule (4.1). Primer prikazan na ovoj slici se odnosi na epruvetu CT-A2, kao što se može videti iz vrednosti za  $K_{Ic}$  (koja u ovom slučaju predstavlja zapravo  $K_q$ ).

Iz tabele 5.3 se može videti da su vrednosti uslovnog faktora intenziteta napona bile raznolike čak i u okvirima iste grupe. U proseku, rezultati su bili očekivani - nove epruvete su imale najveću vrednost  $K_q$ , epruvete iz vlažne sredine su bile nešto niže, a najniža vrednost je zabeležena kod epruveta iz slane sredine. Može se primetiti da su vrednosti  $B_{min}$  u tabeli u svim slučajevima niže od vrednosti  $K_q$ , što znači da je u ovom slučaju bilo prisutno ravno stanje napona (što se može lako zaključiti i na osnovu odnosa dimenzija epruveta). O ovome će biti više reči u poglavlju o diskusiji svih rezultata.

Tabela 5.3. Vrednosti  $K_q$  određene za epruvete iz sve tri grupe [66]

Epruveta	$K_q$ (MPa·m <sup>1/2</sup> )	$B_{min}$ (MPa·m <sup>1/2</sup> )	Grupa epruveta
CT-A1	203,2	151,6	Nova
CT-A2	218,3	191,3	Nova
CT-A3	164,9	94,4	Nova
CT-S1	139,0	84,6	Slana
CT-S2	178,2	141,0	Slana
CT-S3	127,2	72,5	Slana
CT-V1	151,0	100,1	Vlažna
CT-V2	170,3	130,7	Vlažna
CT-V3	177,8	124,8	Vlažna

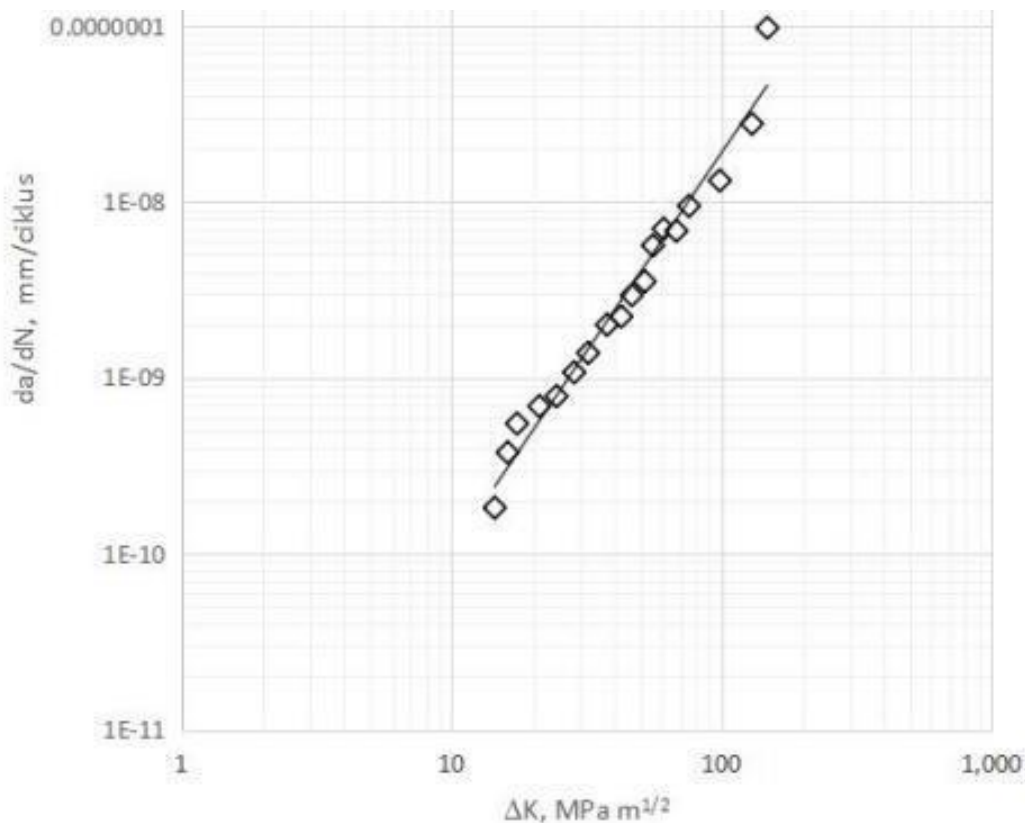


E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
Slope kN/mm	0	0	P <sub>max</sub> , N	P <sub>Q</sub> , N	P <sub>max</sub> /P <sub>Q</sub>	a, mm	a/W	f(a/W)	B, mm	B <sub>N</sub> , mm	W, mm	K <sub>IQ</sub> , MPa m <sup>0.5</sup>	σ <sub>y</sub> , MPa
8.19	1.2	9.3366	8857.0000	8700.000	1.018	17.300	0.515	10.119	2.2	2.2	34	218.306	985
Sila [kN]	Hod [mm]	Sila [kN]											
0.016	0.000	0.000											
0.017	-0.049	0.020											
0.018	-0.044	0.042											
0.025	-0.039	0.064											
0.035	-0.033	0.093											
0.035	-0.024	0.124											
0.038	-0.020	0.152											
0.037	-0.008	0.183											
0.038	0.001	0.215											
0.039	0.007	0.248											
0.038	0.008	0.282											
0.038	0.018	0.315											
0.037	0.022	0.349											
0.039	0.026	0.384											
0.038	0.029	0.419											
0.038	0.041	0.454											
0.039	0.046	0.488											
0.038	0.056	0.524											
0.038	0.062	0.560											
0.039	0.066	0.599											
0.038	0.066	0.640											
0.038	0.075	0.681											
0.039	0.079	0.721											

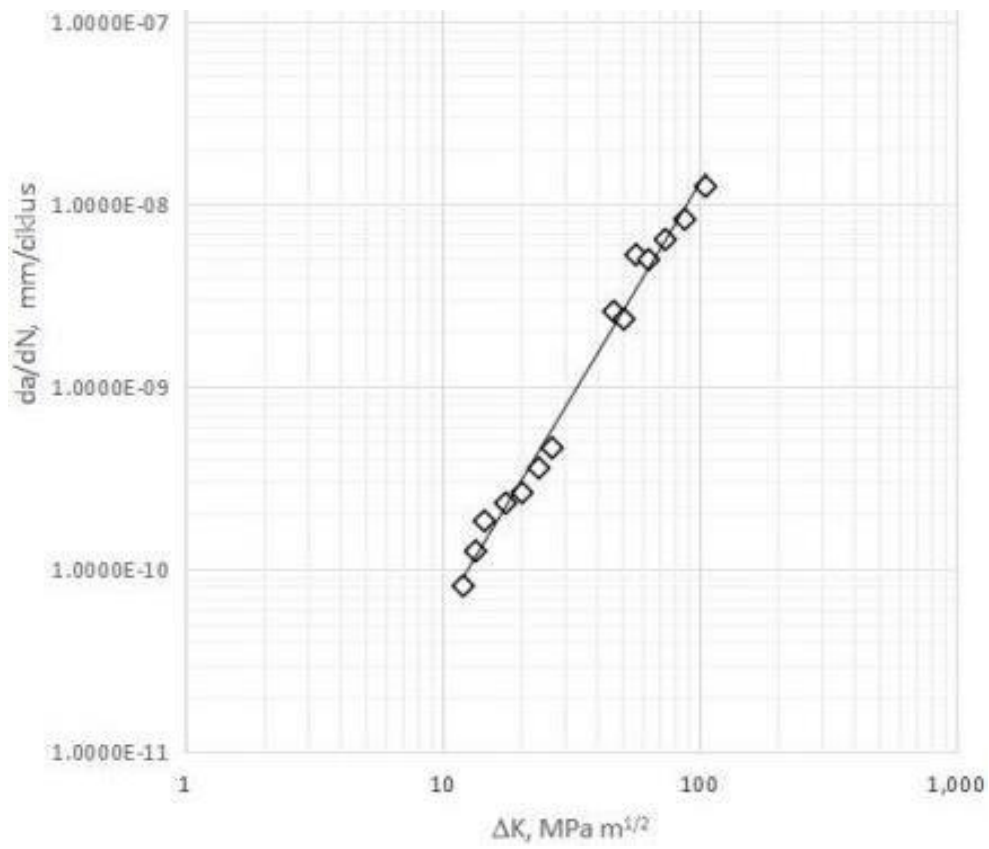
Slika 5.16. Primer određivanja vrednosti  $K_Q$  za epruvetu CT-A2 iz prve grupe na osnovu podatka unetih u Excel

### 5.3.4 Rezultati za Paris-ove koeficijente

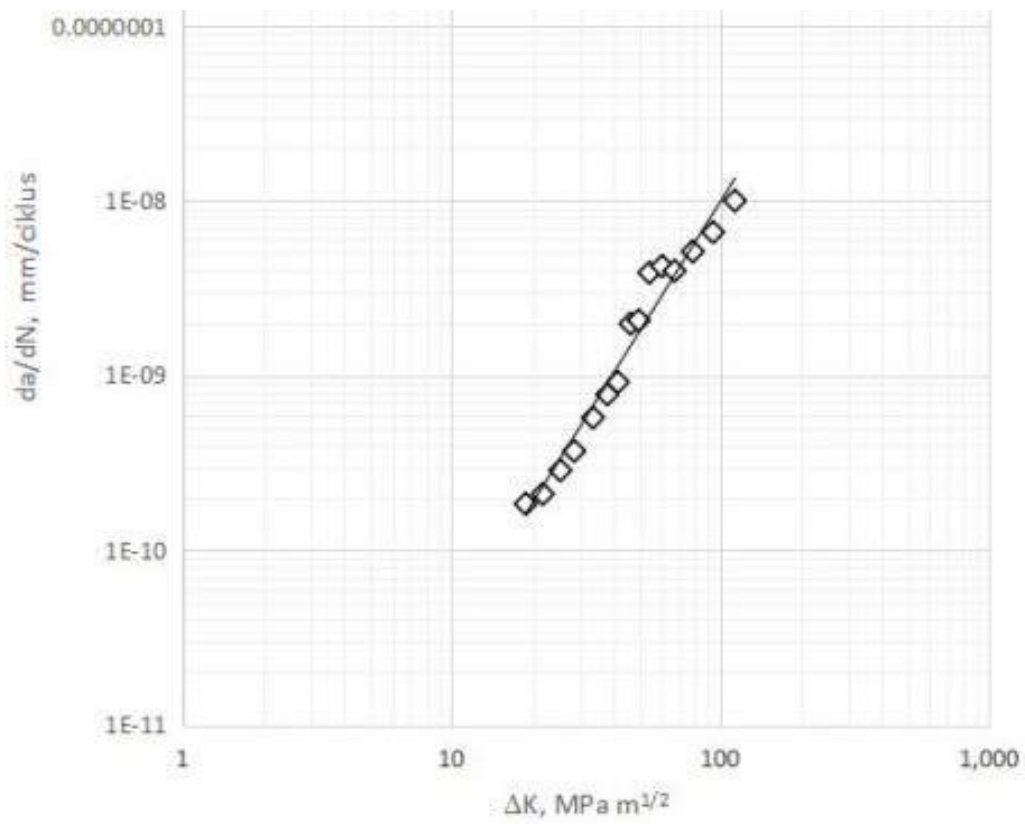
Eksperimentalna faza je obuhvatala i stvaranje zamornih prslina u CT-epruvetama za potrebe određivanja  $K_Q$ . Zamorne prsline su stvarane na fraktomatu RUMUL, primenom periodično promenljivog opterećenja na savijanje u četiri tačke. Tokom zamaranja epruveta praćeni su svi bitni parametri, uključujući početno opterećenje (moment savijanja), frekvenciju, dužinu prsline, brzinu rasta, itd. Na osnovu ovih parametara su dobijeni dijagrami zavisnosti brzina rasta prsline — prag zamora ( $da/dN - \Delta K$ ), koji su prikazani na sl. 5.17.



(a)



(b)



(c)

Slika 5.17. Dijagrami  $da/dN-\Delta K$  za: (a) nove epruvete, (b) epruvete V i (c) epruvete S

Iz ovih dijagrama se određuju koeficijenti Paris-ove jednačine,  $C$  i  $m$ , za potrebe proračuna zamornog veka veštačkog kuka primenom analitičkih i numeričkih metoda. Za određivanje koeficijenata je neophodno prvo eliminisati suvišne tačke na dijagramima (što je u slučaju na sl. 5.17 već urađeno), i onda definisati pravu liniju koja u najvećoj meri aproksimira sve preostale tačke. Na ovaj način su određene sledeće vrednosti Paris-ovih koeficijenata:

- $C = 6,72 \times 10^{-13}$  i  $m = 2,26$  za nove epruvete
- $C = 5,3 \times 10^{-13}$  i  $m = 2,75$  za epruvete V
- $C = 1 \times 10^{-12}$  i  $m = 2,47$  za epruvete S

Može se videti da postoje primetne razlike u vrednostima parova koeficijenata za sva tri slučaja, pri čemu je kod epruveta S koeficijent  $C$  čak i drugačijeg reda veličine. Ovo u velikoj meri utiče na ponašanje materijala izloženog dejstvu različitih sredina i potvrđuje potrebu za eksperimentalnim određivanjem Paris-ovih koeficijenata. Uvek postoji i mogućnost korišćenja vrednosti iz literature, ali je to daleko manje pouzdano, budući da ovi koeficijenti mogu da se razlikuju čak i za više epruveta iz potpuno iste grupe materijala, da ne govorimo o tri slučaja različitih uslova eksploatacije, odnosno temi ovog istraživanja.

#### 5.4 Analitički proračun zamora na osnovu eksperimentalnih rezultata

Na kraju ovog poglavlja će ukratko biti prikazan i proračun broja ciklusa, kao i kritične dužine prsline za sva tri slučaja ispitivanja epruveta. Iako ovaj proračun sam po sebi ne pripada eksperimentalnoj fazi, velikim delom je zasnovan na rezultatima prikazanih eksperimenata. Kritična dužina prsline i broj ciklusa su određeni na osnovu vrednosti  $K_q$ , dobijenih ispitivanjem CT-epruveta, kao i koeficijenata Parisove jednačine dobijenih tokom unošenja zamornih prsline u ove epruvete. Broj ciklusa je određen primenom dobro poznate jednačine (5.3) [68]:

$$N = \frac{1}{\left( \frac{m-2}{2} C f^m \pi^{\frac{m}{2}} \cdot \Delta \sigma^m \right)} \cdot \left[ \frac{1}{a_0^{\frac{m-2}{2}}} - \frac{1}{a_c^{\frac{m-2}{2}}} \right] \quad (5.3)$$

gde je  $N$  broj ciklusa,  $C$  i  $m$  su Paris-ovi koeficijenti,  $f$  je geometrijski faktor,  $\Delta \sigma$  je opseg napona, dok  $a_0$  i  $a_c$  predstavljaju početnu i kritičnu dužinu prsline, respektivno. Kritična dužina prsline je određena na osnovu vrednosti  $K_q$  za sva tri slučaja, preko izraza (5.4):

$$a_c = \frac{1}{\pi} \left( \frac{K_q}{\sigma_{\max} \cdot f} \right)^2 \quad (5.4)$$

Treba napomenuti da su vrednosti  $K_q$  za epruvete iz normalne, slane i vlažne sredine usvojene kao prosek odgovarajućih rezultata iz tabele 4.3, odnosno da su iznosile:  $195,5 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  za normalne epruvete,  $166,4 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  za epruvete iz vlažne sredine i  $148,1 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  za epruvete iz slane sredine [66].

U ovom slučaju je pretpostavljena zamorna prsline početne dužine 1 mm, što se smatra minimalnom veličinom prsline koja se može pouzdano otkriti primenom metoda ispitivanja bez razaranja. U pitanju je ivična prsline koja je pretpostavljena u veštačkom kuku na najkritičnijem mestu (ne u CT-epruvetama), tako da je koeficijent  $f$  iznosio 1,12, zbog odnosa dužine prsline i debljine vrata kuka  $a/W = (1 : 14.6) = 0,068$  što je manje od 0,1. U prvoj iteraciji određivanja kritične dužine prsline dobijena je njena vrednost veća od debljine vrata, što znači da je

geometrijski faktor morao biti modifikovan, jer u ovom slučaju rasta prsline ona je izlazila iz okvira slučaja “kratke ivične prsline” koji je inicijalno usvojen. Konačni rezultati analitičkog proračuna su dati u tabeli 5.4.

Tabela 5.4. Kritične dužine prsline i broj ciklusa za sva tri posmatrana slučaja [66]

Epruvete prema sredini	Kritična dužina prsline, $a_c$ , mm	Broj ciklusa $N$
Normalna	9,98	4447716
Vlažna	7,25	4134232
Slana	5,8	3789105

Analitički proračun zamornog veka dao je očekivane rezultate, u smislu toga da je normalna epruveta imala najveći broj ciklusa i najveću kritičnu dužinu prsline, dok je najgori slučaj bio onaj sa slanom epruvetom, koja je izložena najagresivnijoj sredini.

U sledećem poglavlju će biti detaljno opisan razvoj numeričkih modela, uključujući sve verzije modela, od početnih koji su služili za verifikaciju eksperimenata, do konačnih koji su obuhvatali sva tri slučaja.

## 6. NUMERIČKE SIMULACIJE VEŠTAČKOG KUKA PRIMENOM MKE

### 6.1 Uvodne postavke

U ovom delu disertacije biće prikazane sve faze primene MKE, kako klasične tako i proširene, na analizu ponašanja veštačkog kuka od legure titanijuma Ti-6Al-4V pri dejstvu zamora, kao i pri kombinaciji zamora i korozije. U ovu svrhu su korišćeni softverski paketi ABAQUS v6.17 (Dassault Systemes) i ANSYS R2022. Cilj ovih simulacija je bio da se formiraju modeli koji će dovoljno realno prikazati ponašanje veštačkih kukova pri dejstvu zamora, u korozivnoj sredini, kakva se sreće unutar ljudskog tela. Za potrebe ovih analiza bilo je neophodno proći kroz nekoliko koraka, tokom kojih su modeli postepeno poboljšavani, u početku su korišćene pojednostavljene verzije kako bi se odmah dobila predstava o tome gde će se nalaziti kritične zone za nastanak zamorne prsline, orijentacionoj veličini konačnih elemenata u mreži, kao i o potencijalnim problemima koji bi se javili tokom simulacija. Početni koraci su takođe neretko uključivali veći broj aproksimacija, koje su postepeno eliminisane u narednim modelima, kako bi se dobili rezultati koji su dovoljno bliski realnom stanju.

U okviru ovog poglavlja će biti prikazani i opisani sledeći koraci numeričke simulacije ponašanja veštačkih kukova primenom MKE i PMKE (pri čemu je klasična metoda upotrebljena u slučajevima kada se analizirao uticaj statičkog opterećenja, dok je PMKE korišćena za potrebe simuliranja rasta zamornih prsline):

- Definisanje geometrije modela veštačkog kuka na osnovu stvarnog implanta;
- Formiranje modela za statički proračun sa odgovarajućim opterećenjem, sa ciljem da se odredi mesto najveće koncentracije napona [69];
- Primena prethodno razvijenog modela na kukove sa različitim dimenzijama (debljinama vrata);
- Simulacija rasta zamorne prsline na osnovu prethodnih modela, za različite debljine vrata veštačkog kuka;
- Uvođenje parametara mehanike loma u proračune, preko faktora intenziteta napona i dijagrama ocene otkaza (FAD) [70] i
- Razvoj numeričkih modela rasta zamorne prsline u slučajevima kada su veštački kukovi izloženi uticaju različitih sredina, normalne, vlažne i slane, a na osnovu eksperimentalno određenih osobina epruveta ispitanih u tim sredinama [66].

### 6.2 Definisanje geometrije modela

Kao što je pomenuto u uvodnom delu poglavlja, prvi korak u analizi ponašanja veštačkog kuka pri zamornom opterećenju, u različitim radnim uslovima (u pogledu agresivnosti sredine kojoj je kuk izložen), je obuhvatao formiranje modela koji će verodostojno prikazati stvarni veštački kuk. Kako bi se geometrija stvarnog uzorka dovoljno precizno prenela na numerički model, bilo je neophodno prvo uraditi 3D skeniranje uzorka. Ovaj metod je poznat po nazivu obrnuti inženjering [71] (*reverse engineering*), i u ovom slučaju obuhvata formiranje verodostojnih CAD modela na osnovu 3D skena fizičkog kuka, pri čemu je ovaj pristup naročito koristan u slučaju rada sa složenijim geometrijama. Na ovaj način se definisanje geometrije samog modela može značajno ubrzati, pošto se u najboljem slučaju dobija sken koji može direktno da se prebaci u odgovarajući format za potrebe numeričkih analiza, a u najgorem slučaju će morati da se u određenoj meri “doradi”, što je i dalje lakše od pravljenja samog modela od početka, budući da je na skeniranom kuku (u ovom slučaju) lakše izmeriti potencijalno neophodne dimenzije.

Za potrebe ovog istraživanja, 3D skeniranje je izvršeno aparatom “Geomagic Capture” [72], koji je prikazan na sl. 6.1, zajedno sa delom veštačkog kuka. Funkcija ovih 3D skenera je da na osnovu fizičkog modela prikupe podatke na osnovu kojih se definiše takozvani “*point cloud*”, odnosno skup numeričkih tačaka koji odgovaraju izvornoj geometriji [73]. Ovo predstavlja prvu

fazu obrnutog inženjeringa, takozvanu digitalizaciju. U drugoj fazi se tačke iz “*point cloud*” spajaju međusobno pomoću trougaonih elemenata. Ovde treba napomenuti da, uprkos svom izgledu i rasporedu, ovo nije isto što i konačni elementi koji će kasnije biti generisani.



Slika 6.1. Oprema korišćena za 3D skeniranje fizičkog modela kuka [73]

Ovde korišćena oprema takođe poseduje softver koji je kompatibilan sa CAD softverom SolidWorks (Dassault Systemes, France), koji automatski generiše model na osnovu skeniranog “*point cloud*”. Nakon korekcija i filtriranja koje obuhvata uklanjanje viškova i popunjavanje rupa u izvornom modelu, pristupa se rekonstrukciji CAD modela. Na ovaj način se dobijaju fajlovi u STL formatu, koji se potom mogu sačuvati u nekom od formata koje koriste softveri za MKE (najčešće STEP ili IGES). Na sl. 6.2 se može videti deo skeniranog modela bez glave kuka koja je naknadno dodata, što nije predstavljalo problem zbog njene pravilne i jednostavne geometrije.



Slika 6.2. Model veštačkog kuka dobijen u SolidWorks softveru na osnovu 3D skena fizičkog kuka [73]

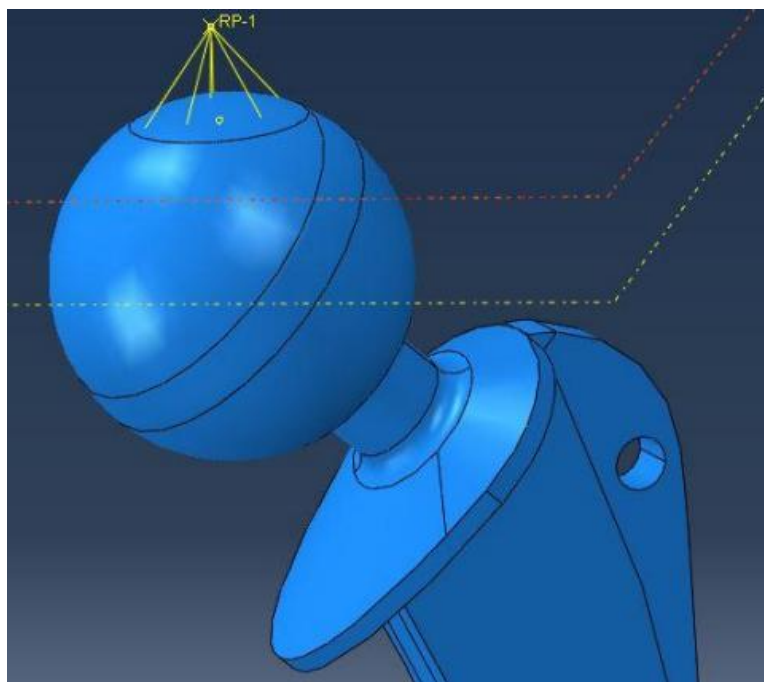
Model prikazan u prethodnom delu teksta je potom uvezen u ABAQUS za potrebe statičke analize primenom MKE, a nakon toga iskorišćen i za simulacije rasta zamorne prsline u ANSYS-u. Potrebno je napomenuti da je ovaj model korišćen i kao podloga za vratove većih debljina, pri čemu su oni menjani direktno u SolidWorks-u, bez potrebe za daljim skeniranjem.

### 6.3 Statički model u ABAQUS-u

U ovom delu numeričke faze istraživanja biće prikazana naponska analiza modela veštačkog kuka od legure titanijuma Ti-6Al-4V, urađena u programskom paketu ABAQUS v6.17. Cilj ove analize je bio da odredi potencijalna mesta na modelu gde će se javiti najveći naponi. U narednoj fazi bi na ovim mestima bila postavljena početna zamorna prslina. Kao što je prethodno opisano, geometrija modela je uvezena iz SolidWorks softvera, i pristupilo se definisanju ostalih parametara neophodnih za metodu konačnih elemenata. Budući da su ovi koraci detaljnije opisani u uvodnim poglavljima disertacije, ovde će biti dat samo kratak pregled njihovog definisanja u okviru predmetnog modela.

Prvi korak pri formiranju numeričkih modela (ne računajući već gotovu fazu definisanja geometrije) [69]. S obzirom da je u ovom slučaju rađena analiza u elastičnoj oblasti, bilo je dovoljno definisati modul elastičnosti  $E$  i Poasonov koeficijent  $\nu$  za predmetnu leguru. Modul elastičnosti je iznosio 120 GPa, dok je vrednost Poasonovog koeficijenta 0,3.

Sledeći bitan korak se sastojao u definisanju graničnih uslova (koji bi odgovarali stvarnom oslanjanju kuka u ljudskom telu) i opterećenja, koje je definisano kao koncentrisana sila koja deluje u glavi kuka. Definisane opterećenja je prikazano na sl. 6.3. U ovom slučaju je usvojen intenzitet sile od 7861 N. Oznaka RP-1 na sl. 6.3 se odnosi na referentnu tačku u kojoj sila deluje, a koja prenosi opterećenje na sam model. Ovo je praksa u svim slučajevima kada se u ABAQUS-u definiše opterećenje u obliku koncentrisane sile. U slučaju da sila deluje direktno na model, izazvaće jako velike deformacije u samo nekoliko konačnih elemenata u neposrednoj blizini i dati izuzetno nerealne rezultate. Ovo je potvrđeno više puta pri izradi drugih modela, i jedan od primera se može videti u [42]. Nepraktično definisanje koncentrisanog opterećenja u ABAQUS-u je takođe bio jedan od motiva za primenu ANSYS-a u daljim proračunima (pošto se tamo isti problem ne javlja).

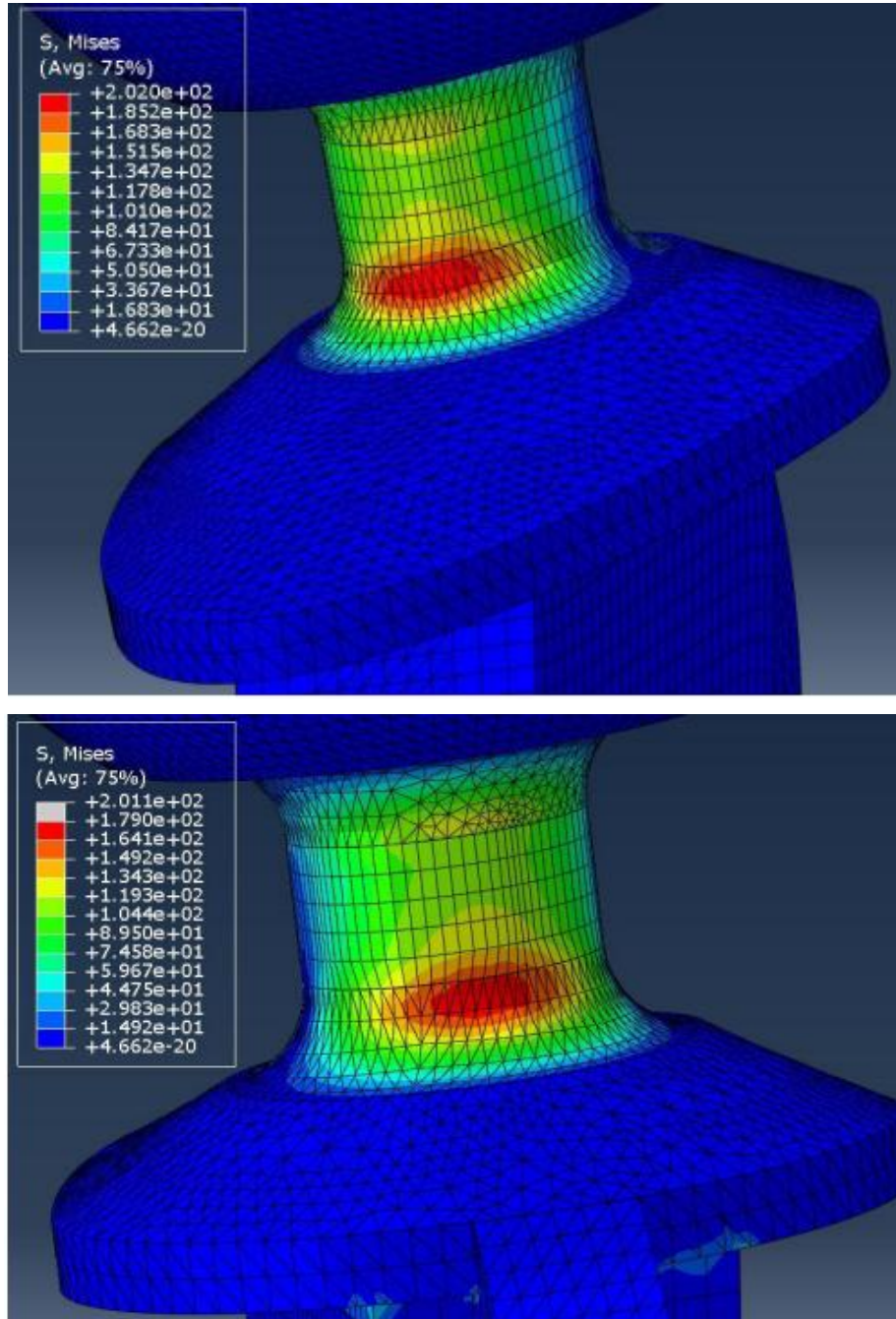


Slika 6.3. Položaj koncentrisane sile u odnosu na model kuka, u skladu sa realnim opterećenjem kojem je kuk izložen tokom eksploatacije

Granični uslovi su definisani kao fiksni na delu modela ispod oslonca za vrat kuka, što odgovara uklještenju stvarnih kukova u kosti. S obzirom na veličinu poprečnog preseka vrata, koja je u prvom slučaju iznosila 9 mm, kao i na oštre prelaze u pogledu geometriju, očekivano je da se najveća koncentracija napona javi na donjem delu vrata, u blizini zaobljenja koje se može videti na sl. 6.2. Pored debljine vrata od 9 mm, urađeni su modeli sa još 4 različite vrednosti, od kojih su za

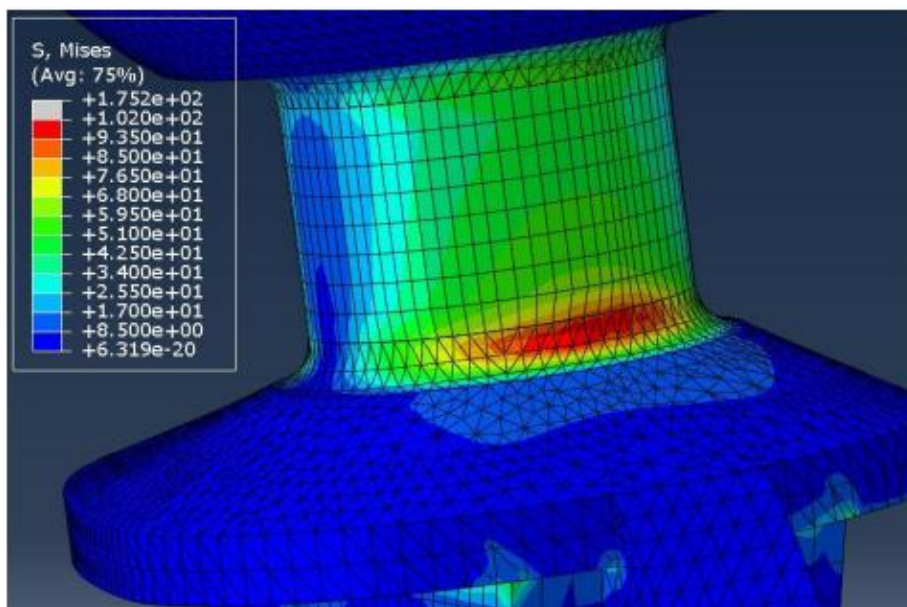
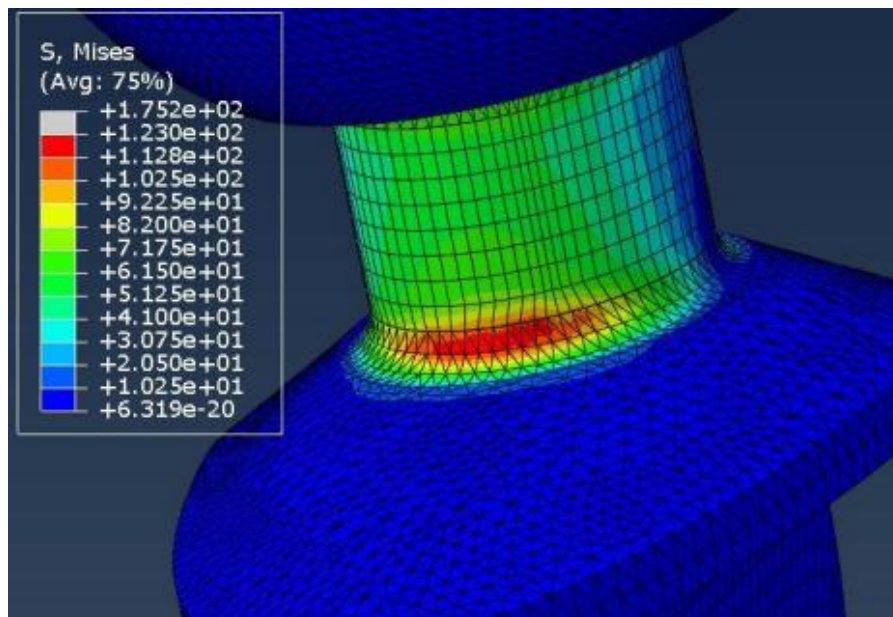


ovu analizu posebno interesantne debljine od 11,8 mm odnosno 14,6 mm, koje su kasnije razmatrane i tokom simulacije rasta zamorne prsline [35]. Za potrebe ove simulacije korišćeni su C3D8R konačni elementi — linearni heksaedarni elementi sa 8 čvorova za vrat, odnosno tetraedarski elementi C3D10R za složenije geometrije, poput glave i oslonca za vrat. Rezultati numeričke analize naponskog stanja u modelima kukova debljina vrata 9 mm, 11,8 mm i 14,6 mm su prikazani na sl. 6.4 do 6.6 respektivno.

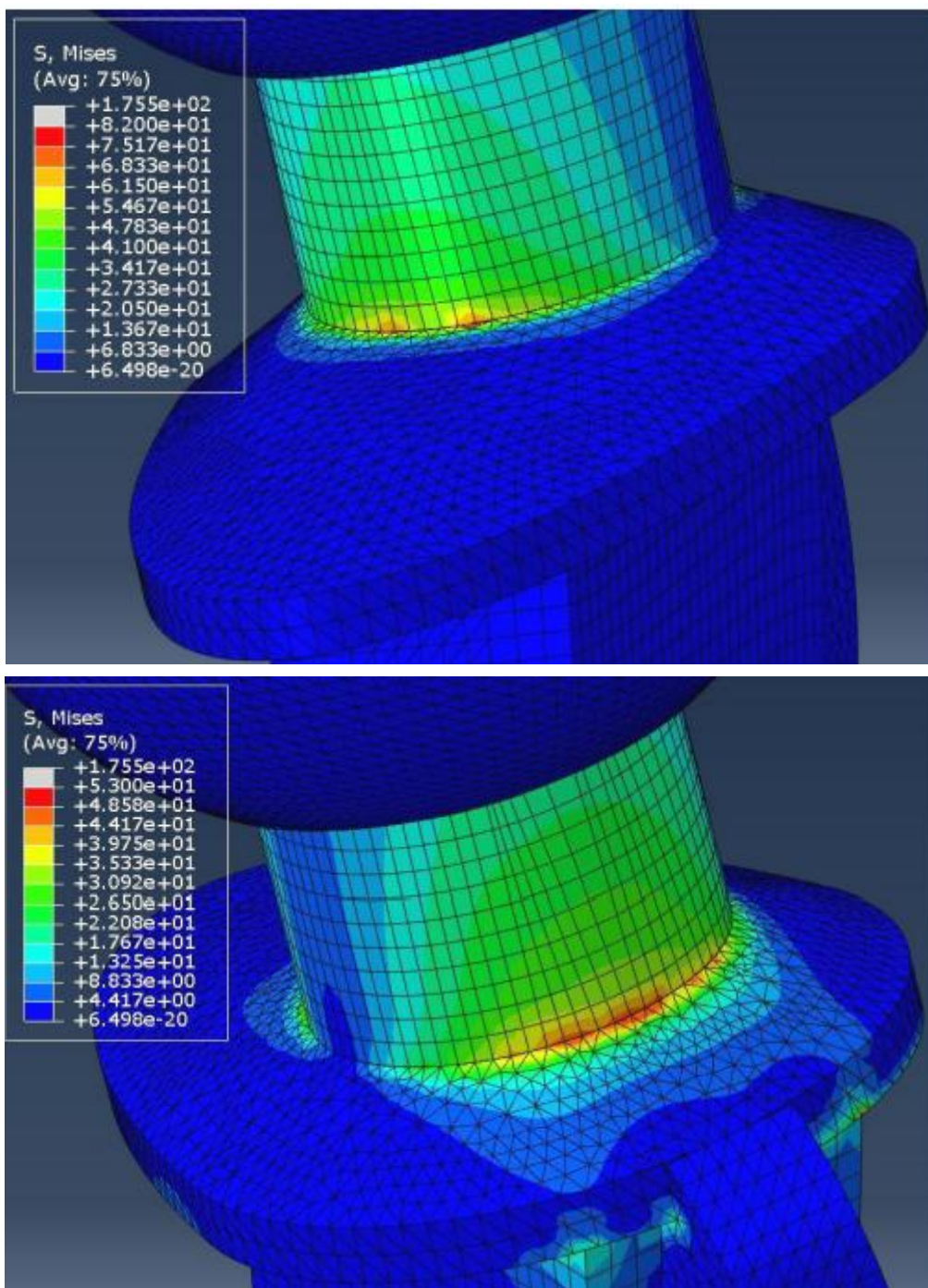


Slika 6.4. Raspodela napona u modelu veštačkog kuka sa vratom debljine 9 mm, prednja strana vrata (gore); zadnja strana vrata (dole) [35]





Slika 6.5. Raspodela napona u modelu veštačkog kuka sa vratom debljine 11,8 mm, prednja strana vrata (gore); zadnja strana vrata (dole) [35]



Slika 6.6. Raspodela napona u modelu veštačkog kuka sa vratom debljine 14,6 mm, prednja strana vrata (gore); zadnja strana vrata (dole) [35]

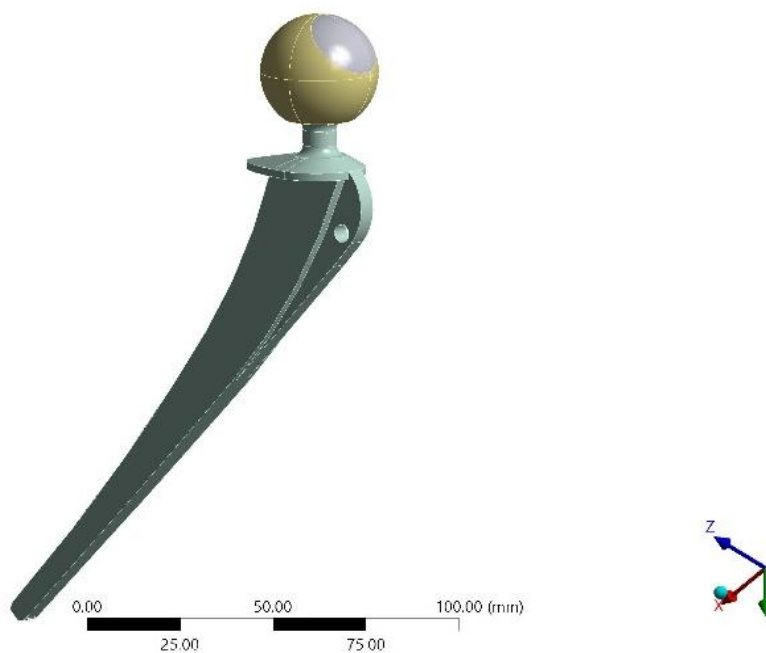
U prvom slučaju (najmanja od tri izabrane debljine vrata) su dobijene najveće vrednosti napona, ~ 179 MPa u najzategnutijem delu vrata. Takođe su prikazane i vrednost najvećeg napona u celom vratu, u ovom slučaju 201 MPa, ali budući da ova vrednost predstavlja pritisne napone, može se zanemariti pošto u tom slučaju sigurno neće doći do nastanka prsline. U drugom slučaju se maksimalni napon zatezanja nalazi na istom mestu, što je bilo očekivano i iznosi 102 MPa, skoro upola manje od prvog slučaja, usled nešto debljeg vrata 11,8 mm. U ovom slučaju, kao i u sledećem, maksimalni globalni naponi nisu bili u vratu, već u osloncima (vrednosti predstavljene sivom bojom na sl. 6.5 i 6.6). Kao i u slučaju pritisnih napona, ove vrednosti se mogu zanemariti za potrebe našeg proračuna. Što se poslednjeg slučaja tiče (vrat debljine 14,6 mm), maksimalni zatezni naponi su naravno bili najniži, oko 52 MPa (duplo manje od prethodnog slučaja). Njihova lokacija je bila

identična kao i u prethodna dva slučaja, pri čemu je sama zona u kojoj se javljaju površinski naponi manja, odnosno koncentracija u poređenju sa ostatkom vrata je izraženija. Ovo se može objasniti oštrijim prelazom sa vrata na postolje u poređenju sa prethodnim slučajevima. Nakon što su sve simulacije statičkog opterećenja pokazale da će se kritični napon uvek javiti u istom delu preseka vrata veštačkog kuka, ta lokacija je usvojena kao merodavna za modele koji će biti korišćeni u analizi rasta zamorne prsline.

#### 6.4 Inicijalni modeli rasta zamorne prsline

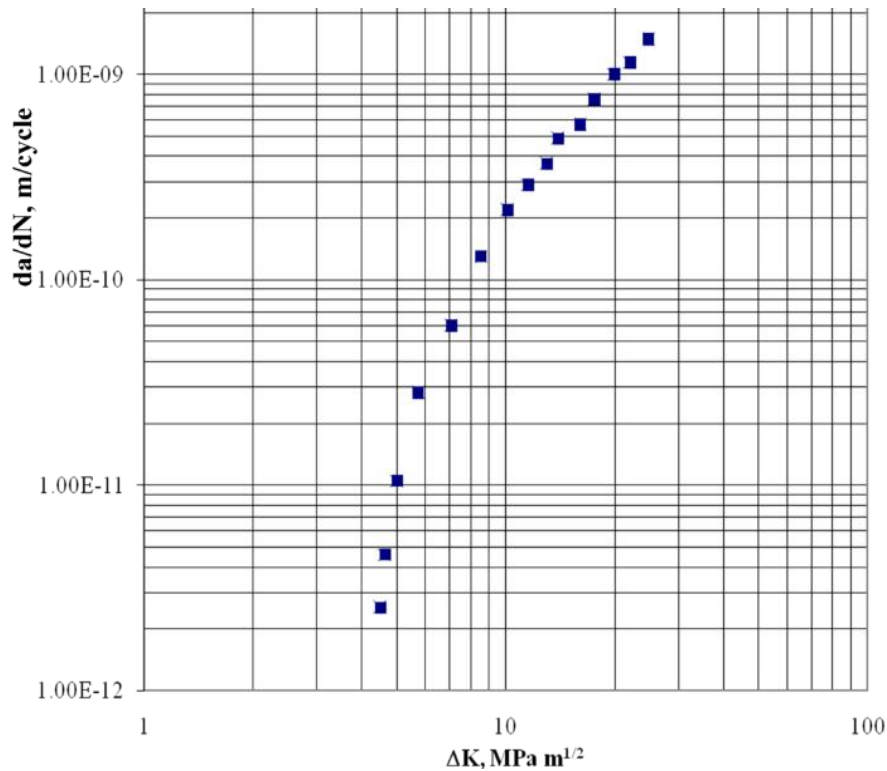
Sledeća faza numeričkih simulacija primenom metode konačnih elemenata je obuhvatala korišćenje prethodno definisanih modela u softverskom paketu ANSYS za potrebe određivanja ponašanja i radnog veka veštačkog kuka pri zamornom opterećenju. Geometrija jednog od modela (9 mm) se može videti na sl. 6.7. Kod ovih modela cilj je bio da se dobije predstava o faktorima intenziteta napona u vrhu prsline, kao i o kritičnim dužinama zamorne prsline za različite debljine vrata. U sva 3 slučaja su usvojene identične mehaničke osobine i Parisovi koeficijenti, budući da je korišćena ista legura titanijuma. Na osnovu ovih modela su onda razvijeni unapređeniji modeli sa različitim osobinama materijala (usled različitih sredina kojima je materijal bio izložen), o čemu će biti reči u kasnijem delu ovog poglavlja.

Part3  
23/03/2020 18:01



Slika 6.7. Geometrija modela korišćenih za proračune u ANSYS-u [70]

Opterećenje je i u ovom slučaju definisano kao koncentrisana sila koja deluje upravno na deo glave kuka obeležen sivom bojom na sl. 6.7. Usvojen je nešto drugačiji (manje ekstreman) slučaj opterećenja, sa silom intenziteta 3000 N. I u ovom slučaju su korišćene mehaničke osobine Ti-6Al-4V legure kao i u prethodnom — granica tečenja od 881 MPa, i zatezna čvrstoća od 971 MPa. Ovo su i dalje mehaničke osobine legure titanijuma u normalnim uslovima eksploatacije. Za potrebe proračuna rasta zamorne prsline je naravno bilo neophodno usvojiti i koeficijente Parisove jednačine, pri čemu je koeficijent  $C$  u ovom slučaju iznosio  $6,72 \times 10^{13}$ , dok je koeficijent  $m$  bio 2,2. Ove vrednosti su određene na osnovu eksperimentalno dobijene krive zavisnosti  $da/dN - \Delta K$ , koja se može videti na sl. 6.8 [66]. Kritična vrednost faktora intenziteta napona, odnosno žilavost loma za dati materijal je iznosila  $2100 \text{ MPa} \cdot \sqrt{\text{mm}}$ .



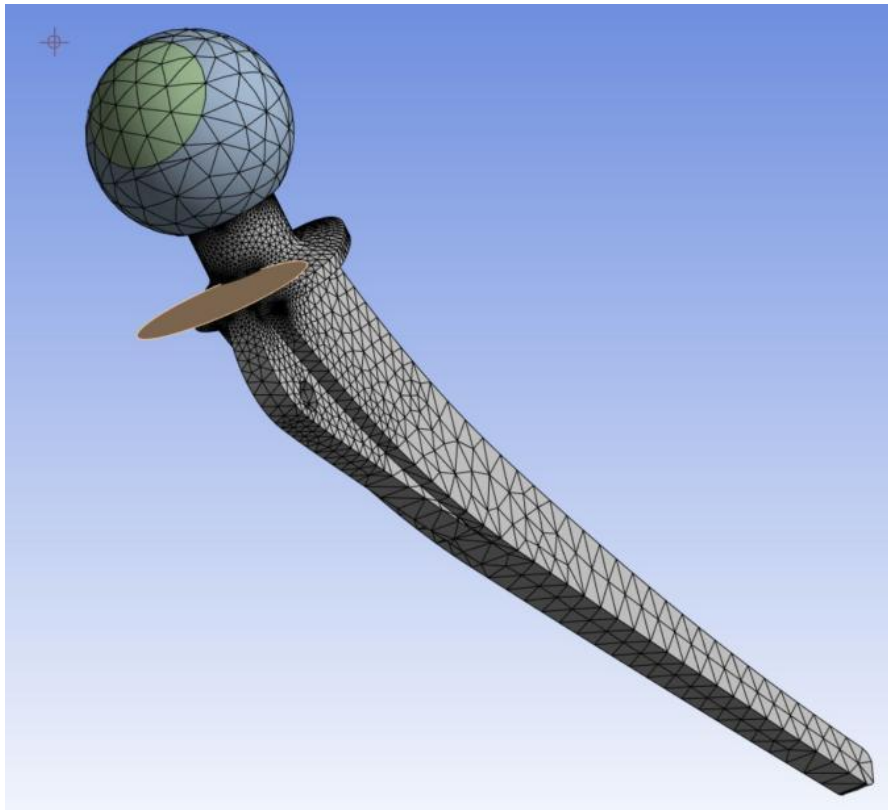
Slika 6.8. da/dN- $\Delta K$  kriva za epruvete od legure Ti-6Al-4V [66]

Mreža konačnih elemenata za jedan od modela je prikazana na sl. 6.9. Kao što se može videti, za potrebe ovog proračuna su korišćeni TET elementi, za razliku od statičkih proračuna koji su prethodno prikazani. Ova promena pristupa generisanju mreže konačnih elemenata je bila neophodna budući da su novi modeli rađeni u ANSYS-u koji ima nešto drugačije zahteve u pogledu mreže u odnosu na ABAQUS. Naime, u ANSYS-u je proračun zamorne prsline moguće izvesti samo sa mrežom TET konačnih elemenata.

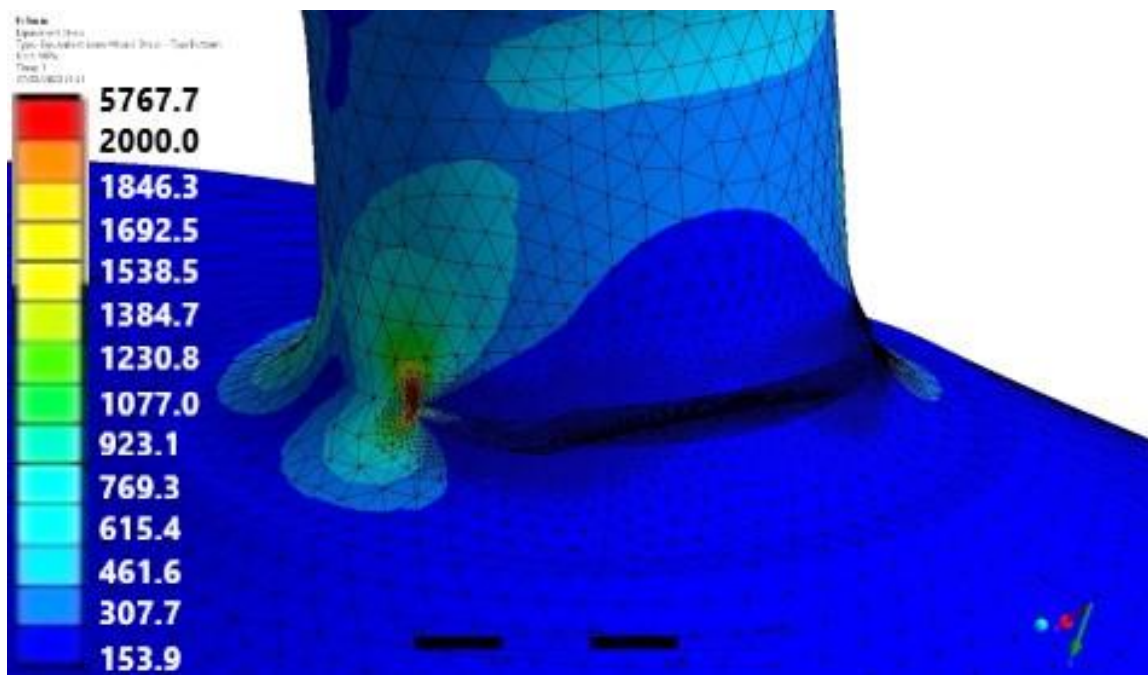
Na slici 6.10 su prikazani rezultati za naponsko stanje u modelima veštačkog kuka sa vratom debljina 9 i 14,6 mm, nakon čega je urađen i model sa debljinom 11,8 mm, kako bi se njihove vrednosti u pogledu broja ciklusa, dužine prsline, faktora intenziteta napona i dr. međusobno poredile. Vrednosti za različite modele su varirale od 2196 MPa (model sa najdebljim vratom) do 5767 MPa (model sa najtanjim vratom), u skladu sa očekivanjima. U slučaju kritične dužine prsline razlika je bila još primetnija: u slučaju vrata od 14,6 mm prsline je prošla kroz skoro ceo poprečni presek, dok je u slučaju vrata od 9 mm njena kritična dužina bila svega 3,45 mm.

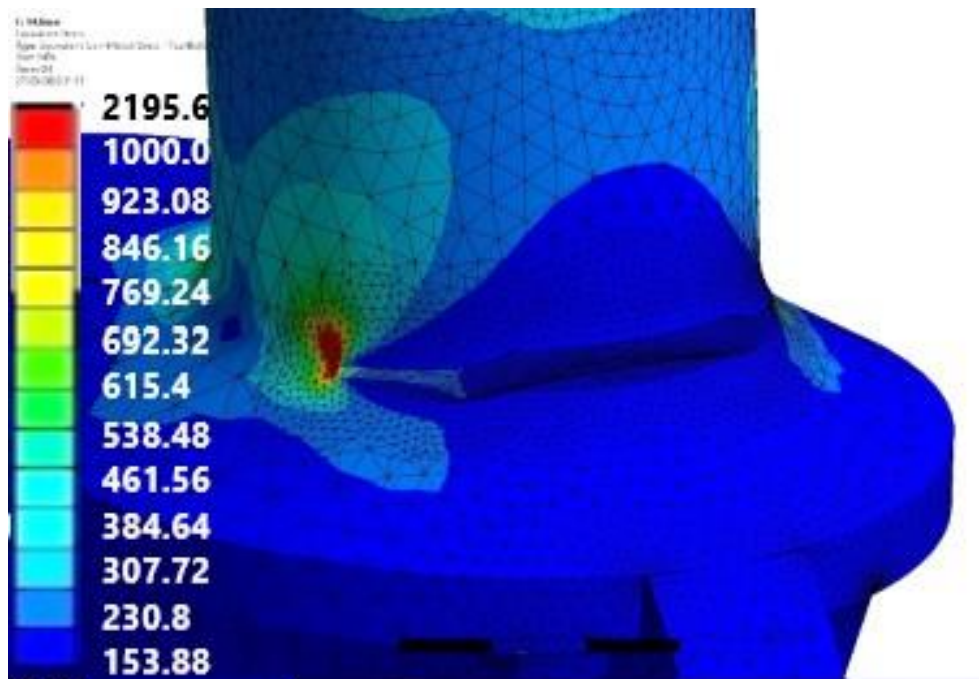
Na sl. 6.11 su prikazani dijagrami zavisnosti dužine prsline od broja ciklusa ( $a - N$ ) za modele sa vratom od 9 mm odnosno 14,6 mm. I ovde se može primetiti velika razlika između modela sa različitom geometrijom: veštački kuk sa debljim vratom je imao preko 3 puta veći broj ciklusa ( $5,2 \times 10^6$  u poređenju sa  $1,6 \times 10^6$ ).



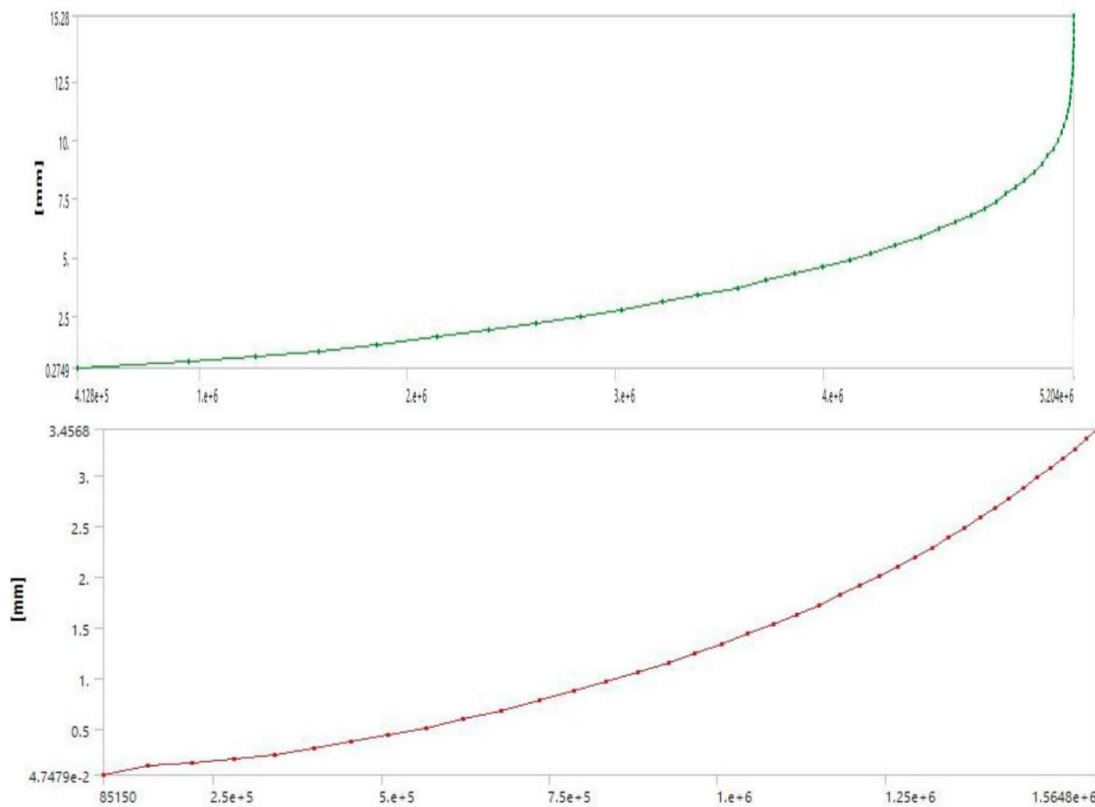


Slika 6.9. Mreža konačnih elemenata u ANSYS-u za kuk sa vratom od 14,6 mm





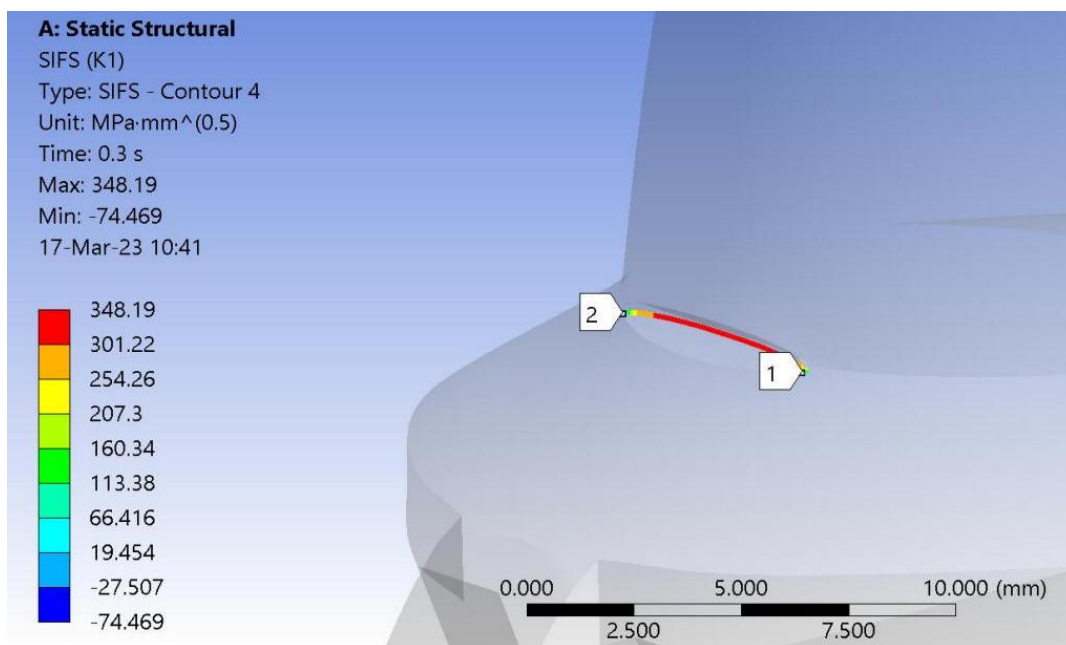
Slika 6.10. Naponsko stanje pri zamornom opterećenju veštačkih kukova sa vratom od 9 mm (gornja slika) i 14,6 mm (donja slika) [74]



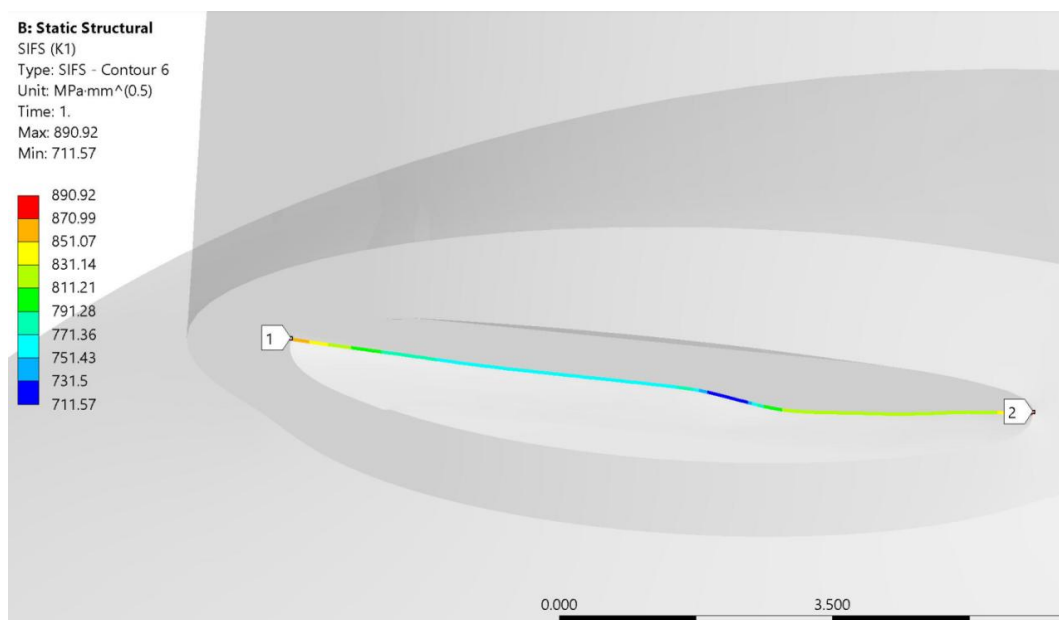
Slika 6.11. Dijagrami  $a-N$  za model sa vratom od 14,6 mm (gore) i vratom od 9 mm (dole).

### 6.4.1 Dijagrami analize loma za modele sa različitom geometrijom

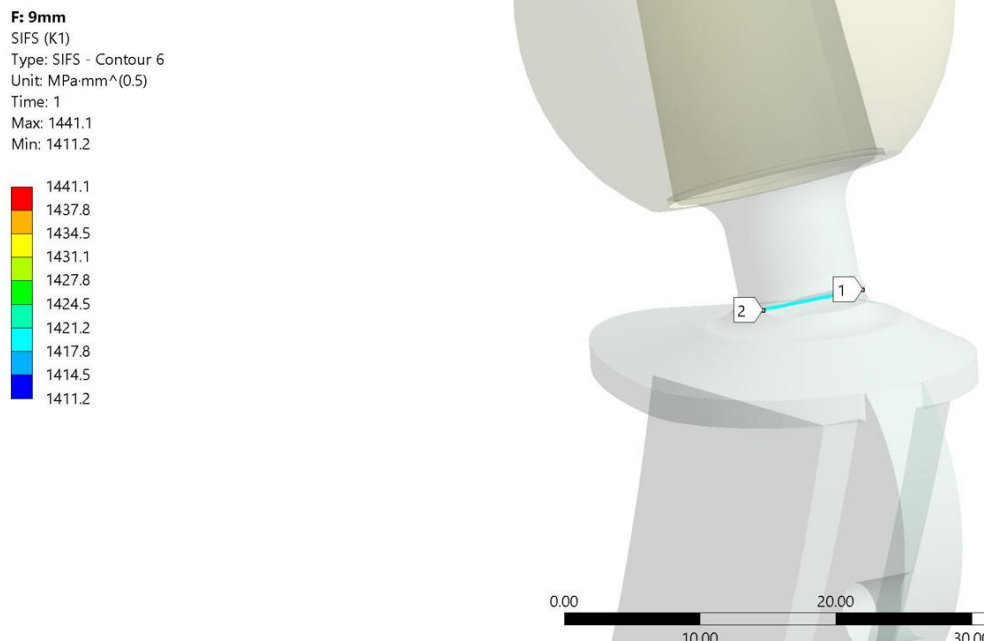
U ovom delu poglavlja o numeričkim simulacijama biće ukratko prikazana primena mehanike loma na određivanje integriteta veštačkih kukova sa zamornom prslinom. U konkretnom slučaju su konstruisani dijagrami analize loma za tri geometrije i to vrat od 9 mm, vrat od 11,8 mm i vrat od 14,6 mm. Postupak crtanja ovih dijagrama je već opisan u ranijim poglavljima i za njega je neophodno odrediti FIN, kao i same napone u okolini prsline. FIN za sva 3 modela su prikazani na sl. 6.12-6.14. Sve vrednosti za FIN su izražene u  $\text{MPa}\cdot\sqrt{\text{mm}}$ .



Slika 6.12. Faktor intenziteta napona u slučaju vrata od 14,6 mm



Slika 6.13. Faktor intenziteta napona u slučaju vrata od 11,8 mm



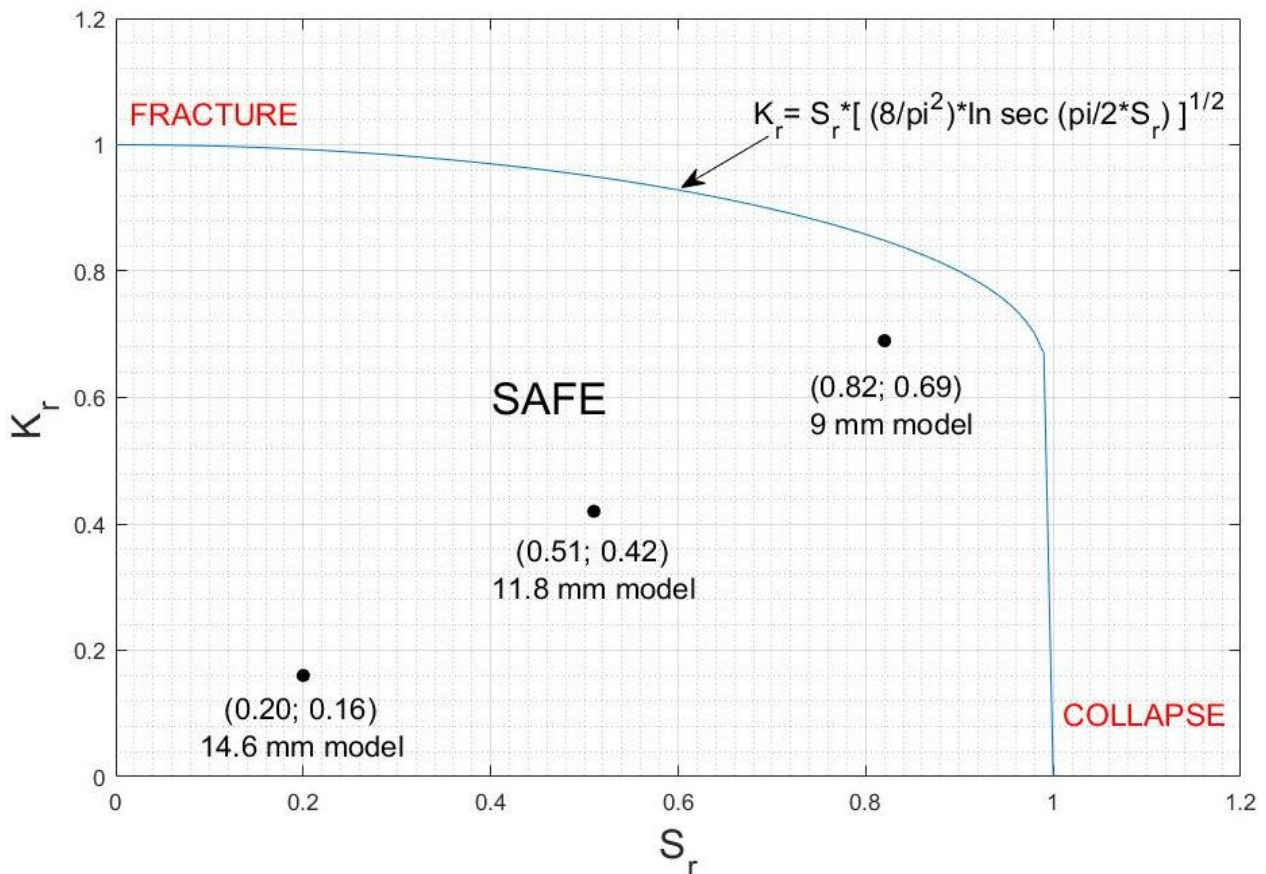
Slika 6.14. Faktor intenziteta napona u slučaju vrata od 9 mm

Kao što je i očekivano, najveće vrednosti FIN su dobijene za vrat najmanje debljine i najmanje kritične dužine prsline. Ove vrednosti su uzete kao ulazni parametar za dijagram analize loma — FAD dijagram, i na osnovu njih su određene vrednosti  $y$  koordinate koja se dobija kao količnik FIN i žilavosti loma koja je u ovom slučaju iznosila  $2100 \text{ MPa} \cdot \sqrt{\text{mm}}$ . Na osnovu napona u sva tri modela, kao i usvojenog napona tečenja titanijumske legure određene su vrednosti koje odgovaraju  $x$ -osi. Koordinate za sva tri slučaja su:

- Model sa vratom od 14,6 mm:  $S_r = 0,2$  i  $K_r = 0,16$ ;
- Model sa vratom od 11,8 mm:  $S_r = 0,51$  i  $K_r = 0,42$  i
- Model sa vratom od 9 mm;  $S_r = 0,82$  i  $K_r = 0,69$ .

Na sl. 6.15 je prikazan FAD dijagram za sva tri slučaja [70]. Može se videti da su sva tri slučaja i dalje u sigurnoj zoni, pri čemu je model sa vratom od 9 mm jako blizu granične krive definisane u skladu sa objašnjenjima iz poglavlja 4. Takođe se može primetiti da najkritičniji model teži oblasti plastičnog loma, što je svakako povoljniji slučaj od krtog loma (oblast u gornjem levom uglu dijagrama).





Slika 6.15. Dijagram analize loma (FAD) za sve tri debljine vrata [70]

#### 6.4.2 Smisao rezultata simulacije zamorne prsline u veštačkom kuku

Prethodno predstavljene rezultati su poslužili kao osnova daljih simulacija, u okviru kojih su uzeti u obzir i uticaji različitih sredina u kojima se dati kukovi nalaze (slana i vlažna). Glavni cilj istraživanja koje je prikazano dosad je bio da se definišu i razviju merodavni modeli, koji će potvrditi da su usvojene pretpostavke u vezi ponašanja veštačkog kuka u prisustvu zamorne prsline ispravne, u smislu rasta prsline, vrednosti napona i FIN i broja ciklusa u zavisnosti od geometrije samog modela. Dobijeni rezultati su bili zadovoljavajući, i pokazali da postoje značajne razlike u otpornosti veštačkih kukova na rast zamorne prsline sa promenom debljine vrata kuka. Naravno, treba se podsetiti da veća debljina kuka nije idealno rešenje iako značajno povećava njegov radni vek, zbog smanjene pokretljivosti, i da je u ovoj situaciji najbolje tražiti kompromis između ova dva faktora, što umnogome zavisi i od toga kojoj grupi pacijenata su kukovi namenjeni.

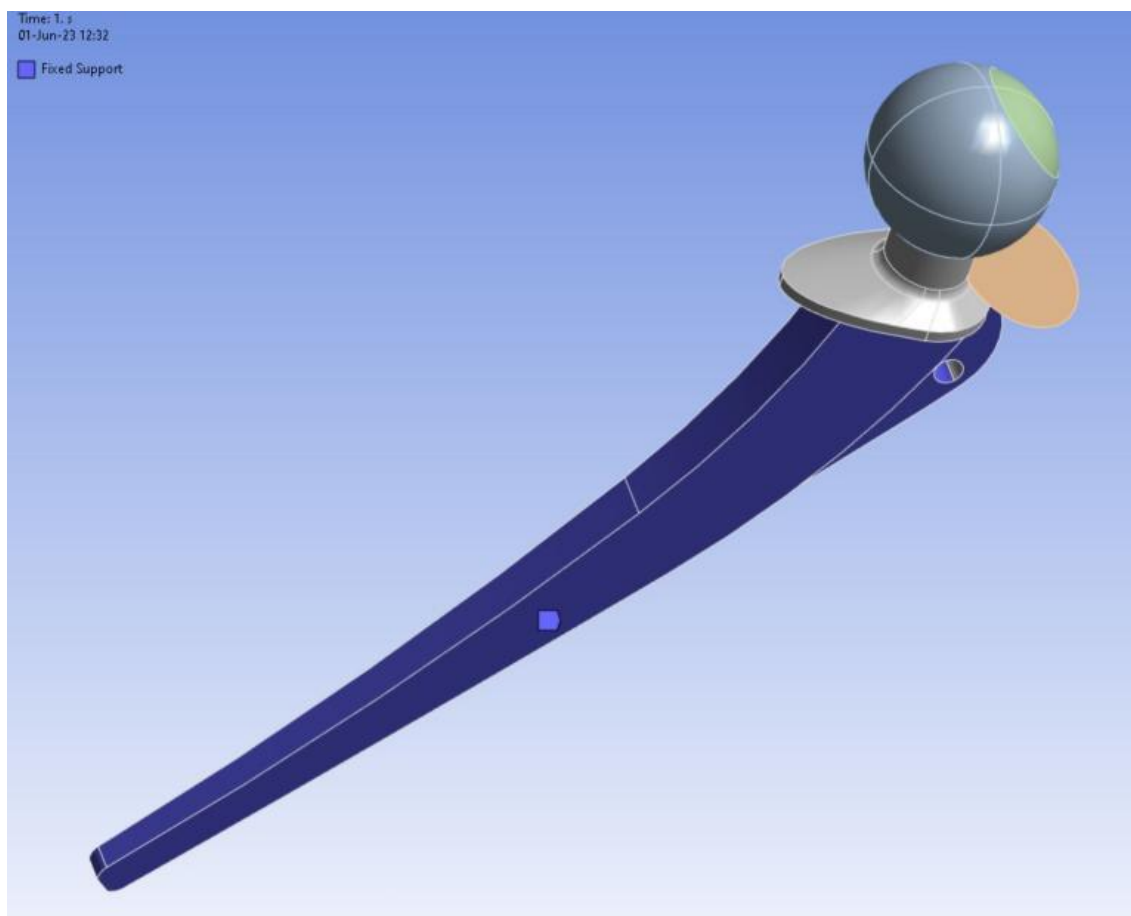
Može se dakle zaključiti da su 3 modela koja su bila analizirana u ovom slučaju bila namenjena pokazivanju razlika u ponašanju u zavisnosti od geometrije veštačkog kuka, dok će u narednom delu ovog poglavlja biti prikazana detaljnija analiza ponašanja veštačkog kuka sa fiksnom geometrijom, ali različitim materijalima pri čemu se termin “različiti materijal” odnosi na istu leguru titanijuma, ali sa drugačijim mehaničkim osobinama, usled izloženosti agresivnim sredinama, kakve se sreću i u ljudskom telu.

## 6.5 Simulacija rasta zamorne prsline u veštačkim kukovima izloženim uticaju agresivnih sredina

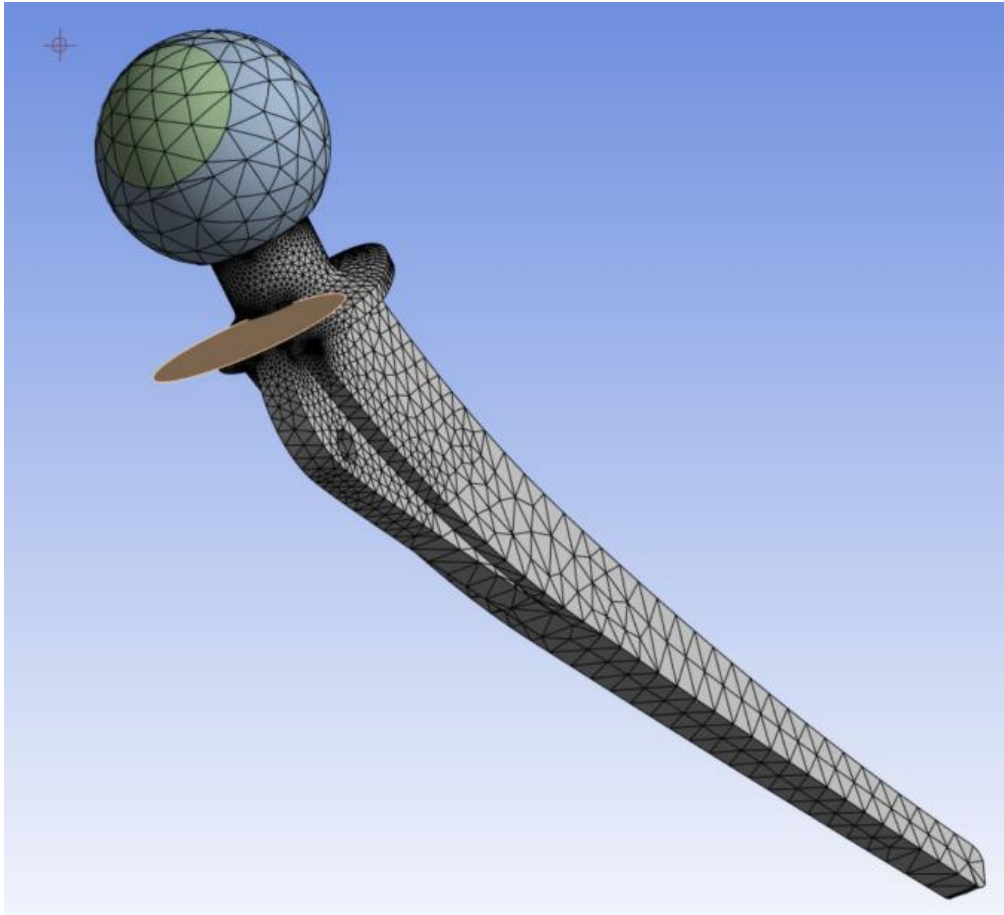
Poslednja faza numeričkih simulacija je obuhvatila razvoj modela za tri različita uslova eksploatacije u (i) normalnim, (ii) slanim i (iii) vlažnim uslovima. Cilj je bio da se uporede rezultati za svaku varijantu i utvrdi u kolikoj meri agresivne sredine (vlažna i slana) smanjuju otpornost na rast zamorne prsline. U tu svrhu su epruvete držane u odgovarajućim uslovima (opisano detaljnije u prethodnom poglavlju) i potom ispitane na zatezanje kako bi se odredile njihove mehaničke osobine, koje predstavljaju ulazne podatke za ovakve simulacije. Pri unošenju zamorne prsline u ovim epruvetama su takođe određeni i Parisovi koeficijenti za sva tri ispitna slučaja, i takođe iskorišćeni kao ulazni podaci pri simulaciji.

### 6.5.1 Ulazni podaci numeričke simulacije i postavka modela

Za potrebe ovog proračuna je usvojena geometrija prethodnih modela, pri čemu je odabran vrat debljine 14,6 mm, s obzirom da se kod njega očekuju najveće razlike u broju ciklusa i dužini zamorne prsline za različite osobine materijala i Parisove koeficijente i to u pogledu samih vrednosti, ne u smislu procenata, budući da je ovaj model imao najveći broj ciklusa i najdužu prslinu. Granični uslovi za ovaj model su prikazani na sl. 6.16. Kao i u prethodnim slučajevima, stem veštačkog kuka je potpuno fiksiran i iz tog razloga naponi i deformacije u njemu neće biti razmatrani u daljim analizama rezultata. Mreža konačnih elemenata je prikazana na sl. 6.17, pri čemu su usvojeni TET konačni elementi, u skladu sa zahtevima ANSYS-a za proračun rasta zamorne prsline.

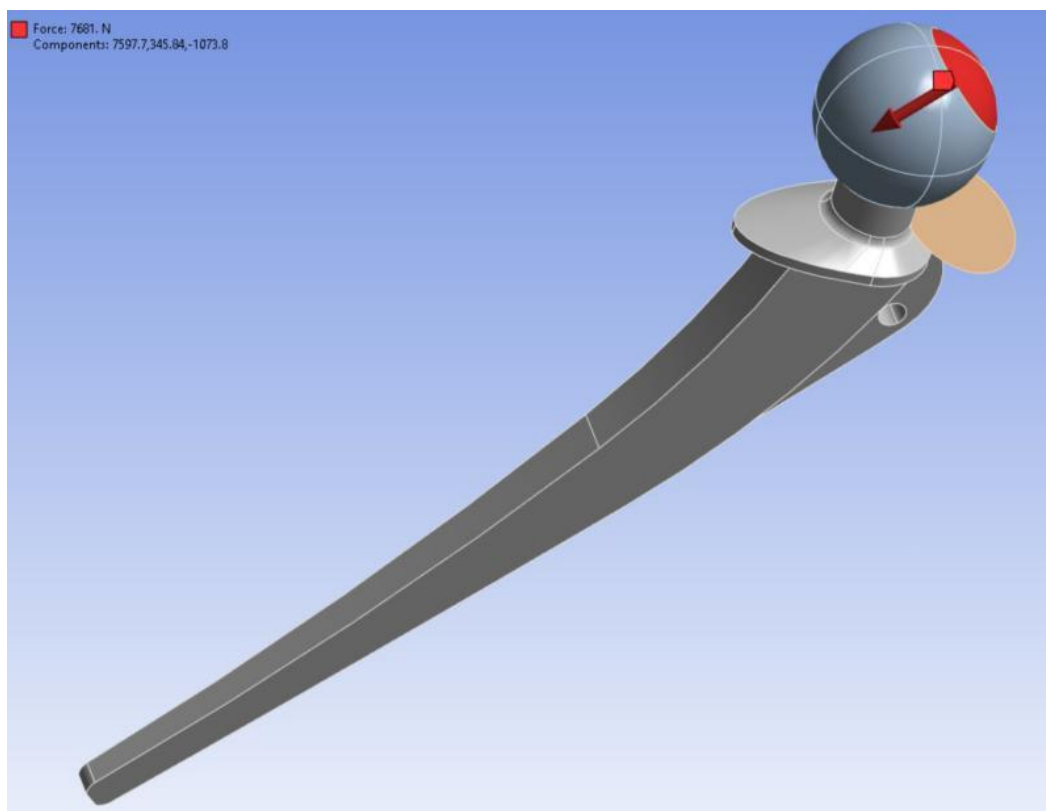


Slika 6.16. Granični uslovi na unapređenom modelu veštačkog kuka



Slika 6.17. Mreža konačnih TET elemenata usvojena za potrebe proračuna [Rad IJF]

Za razliku od nekih prethodno prikazanih modela, u ovom slučaju je usvojeno veće opterećenje, u vidu koncentrisane sile koja deluje upravno na glavu implanta, sl. 6.18, intenziteta 7681 N. Ovo predstavlja jedan od najekstremnijih slučajeva opterećenja kojima su izloženi veštački kukovi (saplitanje), i kao takav je usvojen kao merodavan. Pored razloga vezanih za konzervativni pristup, a to je izbor najgoreg mogućeg slučaja, ovakvo opterećenje će takođe biti najmanje zahtevno za proračun, zbog manjeg broja ciklusa neophodnih za rast zamorne prsline do kritične vrednosti, čime se značajno skraćuje vreme potrebno za sve simulacije.



Slika 6.18. Opterećenje modela veštačkog kuka u vidu sile od 7681 N [66]

Urađena su ukupno tri modela, od kojih je prvi predstavljao veštački kuk od materijala koji je čuvan u normalnim uslovima, drugi je predstavljao materijal koji je čuvan u slanoj sredini, i treći model koji je zasnovan na materijalu koji je čuvan u vlažnoj sredini. Glavne razlike u postavi tri gorepomenuta modela su bile u mehaničkim osobinama (granica tečenja  $R_e$  i zatezna čvrstoća  $R_m$ ), kao i u vrednostima Parisovih koeficijenata  $C$  i  $m$ , koji su određeni na način ukratko objašnjen u poglavlju o eksperimentalnim ispitivanjima. Ulazni podaci za sva tri modela su dati u tabeli 6.1. Vrednosti granice tečenja i zatezne čvrstoće prikazane u tabeli 6.1 predstavljaju prosečne vrednosti za svaku grupu, dobijene na osnovu tri epruvete koje su eksperimentalno ispitane, a čije su zatezne osobine već date u prethodnom poglavlju, u tabelama 5.1 i 5.2.

Tabela 6.1. Mehaničke osobine i parametri zamora za tri modela veštačkog kuka [66]

Model	Granica tečenja $R_e$ , MPa	Zatezna čvrstoća $R_m$ , MPa	Koeficijent $C$	EkspONENT $m$
Normalna sredina	825	985	$6,72 \times 10^{-13}$	2,2
Slana sredina	756	940	$7,16 \times 10^{-12}$	2,33
Vlažna sredina	770	972	$2,27 \times 10^{-13}$	2,64

Definisanje opterećenja u ovom slučaju je bilo nešto složenije nego kod prethodnih, budući da je broj koraka bio variran kod svakog modela. U ANSYS-u je konačna dužina zamorne prsline određena brojem koraka, što znači da će različite dužine prsline zahtevati drugačiji broj koraka. U ovom slučaju je cilj bio da svaki proračun traje dok dužina zamorne prsline ne dostigne kritičnu vrednost za svaki od tri slučaja. Kao što je pomenuto u eksperimentalnom delu, ove kritične

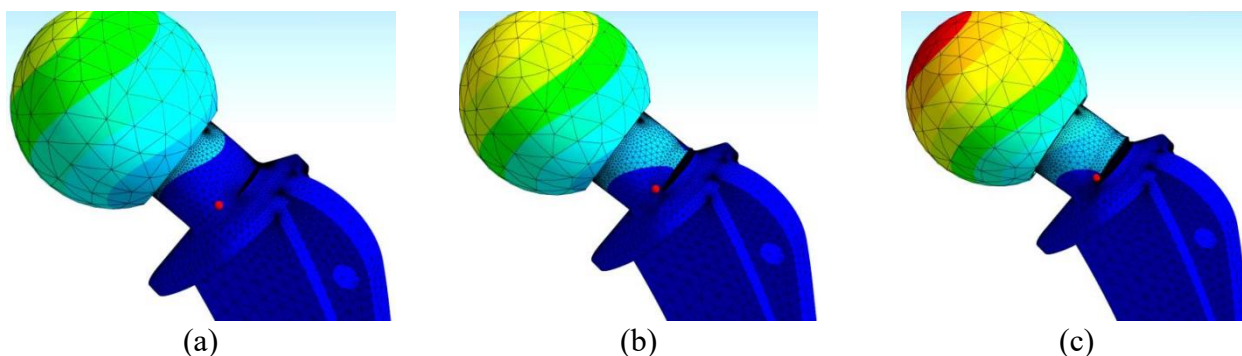
vrednosti su određene na osnovu vrednosti faktora intenziteta napona  $K_I$ . Kritične dužine prsline za modele su iznosile:

- Prvi model (normalna sredina) — 10,00 mm
- Drugi model (slana sredina) — 5,8 mm
- Treći model (vlažna sredina) — 7,25 mm

Naravno, bilo je neophodno nekoliko iteracija u svakom modelu, kako bi se dobio tačan broj koraka koji daje najpribližniji rezultat, s tim što je cilj bio da numerički dobijena dužina prsline bude u  $\pm 0,1$  mm, što je na kraju i postignuto.

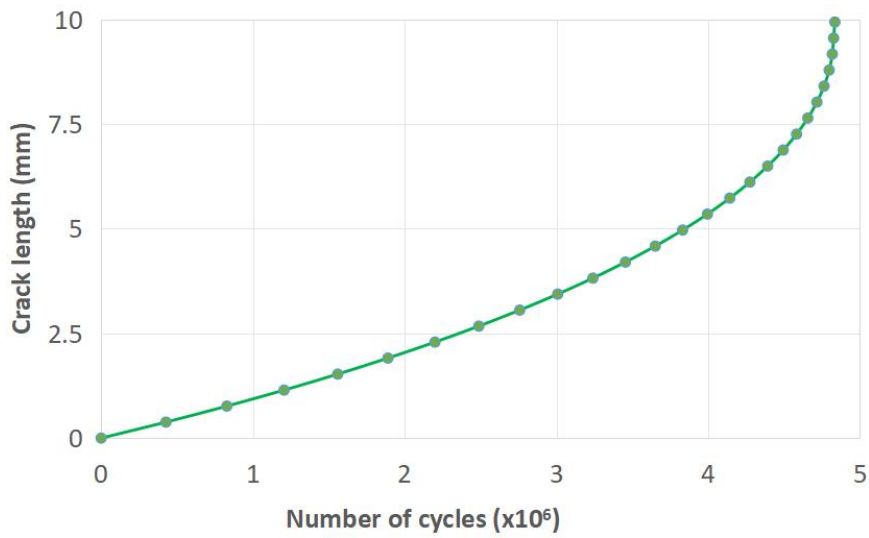
### 6.5.2 Rezultati simulacije rasta zamorne prsline u različitim uslovima

U ovom delu disertacije će biti prikazani rezultati numeričke simulacije rasta zamorne prsline u modelima veštačkog kuka za tri različite sredine - normalnu, vlažnu i slanu. Fokus će biti na odnosu broja ciklusa i dužine prsline, kao i na samom ponašanju modela, u pogledu izgleda odgovarajućih krivih  $a-N$ . Drugim rečima, u sva tri slučaja je utvrđeno da li su ove krive ušle u nestabilnu (treću) fazu rasta zamorne prsline, u skladu sa Paris-ovim zakonom. S obzirom na primetne razlike u kritičnim dužinama prsline koje su dobijene analitičkim pristupom, očekivalo se da će i u ponašanju ova tri modela biti izražene razlike. Primer rasta prsline u različitim fazama simulacije se može videti na sl. 6.19. Slika prikazuje rast zamorne prsline u slučaju modela kuka za slanu sredinu.

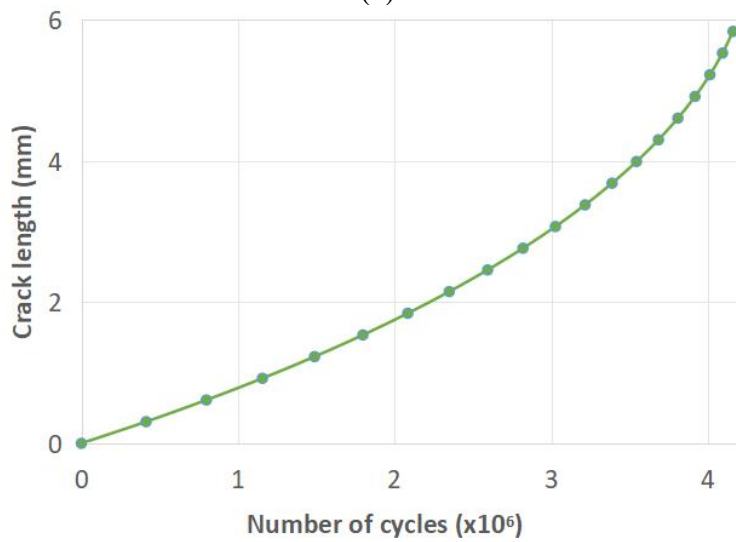


Slika 6.19. Faze rasta zamorne prsline u modelu za slučaj slane sredine: (a) početna prsline dubine 1 mm, (b) stabilni rast prsline i (c) nestabilna faza rasta prsline pred kraj proračuna

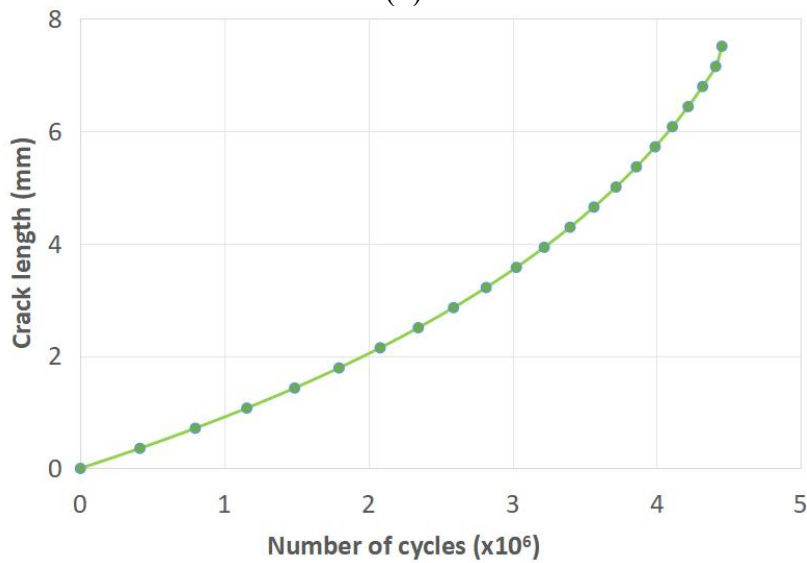
Na sl. 6.20 su prikazani dobijeni dijagrami  $a-N$  za sva tri slučaja, sa dužinama prsline koje su odgovarale kritičnim dužinama određenim primenom mehanike loma, prema postupku opisanom na kraju prethodnog poglavlja.



(a)



(b)



(c)

slika 6.20 Numerički dobijene krive a-N za modele normalne epruvete (a), slane epruvete (b) i vlažne epruvete (c)

Kao što se može videti sa prethodne slike, odnos broja ciklusa za tri različita modela je bio sličan onome što je dobijeno analitički. Model za epruvetu iz normalne sredine je pokazao najveću otpornost na rast prsline, dok su u slučaju modela vlažne sredine, kritična dužina prsline, kao i broj ciklusa, pokazali nešto niže vrednosti. Slučaj slane sredine je ponovo bio najgori, sa najmanjom dužinom prsline i primetno manjim brojem ciklusa.

Više detalja o međusobnom poređenju ovih rezultata će biti prikazano u narednom poglavlju disertacije, koje će se baviti diskusijom svih dobijenih rezultata, eksperimentalnih, numeričkih i analitičkih.

## 7 DISKUSIJA REZULTATA

### 7.1 Eksperimentalni deo

U okviru ovog poglavlja će biti dat detaljni pregled svih rezultata dobijenih u okviru istraživanja ove disertacije. U prvom delu će fokus biti na rezultatima eksperimenta, odnosno ispitivanja zatezanjem novih epruveta, kao i onih izloženih agresivnim sredinama, uz kratak osvrt i na rezultate ispitivanja zamora, koji su kasnije iskorišćeni kao podloga za numeričke simulacije primenom proširene metode konačnih elemenata.

#### 7.1.1 Rezultati ispitivanja zatezanjem

Kao što se moglo videti iz tabela 5.1 i 5.2, postojale su izvesne razlike u dobijenim vrednostima mehaničkih zateznih osobina, kako između epruveta različitih grupa, tako i među onima koje su čuvane u istim uslovima. Primećeno je i odstupanje u dimenzijama poprečnog preseka, u odnosu na standardom predviđenih (10 x 1,8) mm. Širina epruvete je varirala od 9,92 mm do 10,20 mm, što predstavlja odstupanje od maksimalno 2%, što je i dalje prihvatljivo. Debljine su varirale nešto više, od 1,79 pa do 2,03 mm, odnosno i do 10% u odnosu na zahtevanu debljinu, ali ovo i dalje ne predstavlja preterano veliku razliku. Naravno, odstupanja u dimenzijama su uticala i na površinu poprečnog preseka, što se može videti u velikom rasponu sila pri lomu — od 17,5 kN u slučaju Z-A3 i Z-S3 epruveta pa sve do 20,1 kN u slučaju najdeblje (Z-A2) epruvete. Naravno, veće sile su dobijane za veće poprečne preseke, što se može videti i poređenjem vrednosti napona tečenja, odnosno zatezne čvrstoće, koje su pokazale bliže međusobne vrednosti, u okviru iste grupe.

Očekivano, najizdržljivijom se pokazala grupa epruveta koje su čuvane u normalnim uslovima, iako je epruveta Z-A2 imala nešto nižu granicu tečenja. Druge dve epruvete bile su znatno iznad proseka i maksimuma napona tečenja i zatezne čvrstoće za druge dve grupe (sa izuzetkom epruvete Z-V2 koja je postigla isti nivo zatezne čvrstoće kao epruvete iz “normalne” grupe). U prvoj grupi epruveta dobijen je neočekivan rezultat za izduženje epruvete Z-A2 od 16,2%, što je za skoro 50% veće od proseka za ostatak epruveta, koje su varirale od 10,1% do 12,8%. Ovaj slučaj bi trebalo dodatno razmotriti, usled neuobičajeno velike rezerve plastičnosti za ispitivanu leguru titanijuma. Ostali slučajevi su daleko ujednačeniji, pri čemu je prosečno izduženje za ostale epruvete “normalne” grupe nešto niže u proseku u poređenju sa grupama epruveta iz slanah i vlažnih sredina, pri čemu je kod epruveta držanih u slanoj sredini zabeležena najveća deformacija pri lomu. Sa druge strane, epruvete iz slane sredine su imale ukupno najniže napone tečenja i značajno slabiju granicu zatezanja, sa maksimalnom vrednošću od 950 MPa, što je niže od najmanjih vrednosti iz preostalih grupa. Vrednosti napona tečenja grupe čuvane u slanoj sredini bile su jako blizu vrednostima onih iz vlažne sredine, uz izuzetak nešto jače epruvete Z-V3, koja je imala napon tečenja od 800 MPa.

U pogledu prosečnih vrednosti, epruvete koje nisu izložene agresivnim sredinama su imale značajno bolju granicu tečenja u poređenju sa onim koje su bile izložene vlažnim i slanim uslovima. Sa druge strane, kada se gleda prosečna vrednost zatezne čvrstoće, normalne epruvete su tek neznatno jače od epruveta iz vlažne sredine (984,7 MPa naspram 971,7 MPa), dok su slane epruvete imale značajno niži prosek.

U slučaju epruveta iz vlažne sredine, napon tečenja se u proseku smanjio sa 825 MPa na 770 MPa, odnosno sa 6,67%, dok je smanjenje u pogledu zatezne čvrstoće znatno manje, kao što je već napomenuto u prethodnom pasusu, i iznosilo je svega 1,3%. Iz ovoga se može videti da vlažna sredina i nema preterano poguban uticaj po mehaničke osobine legure Ti-6Al-4V, sa razlikama koje su u nekim slučajevima čak i zanemarljive.

Veći problem u pogledu gubitka čvrstoće materijala je definitivno primećen kod epruveta držanih u slanim uslovima, gde je napon tečenja smanjen sa 825 MPa na 755,7 MPa, što predstavlja razliku od 8,4%. Ova razlika i nije nešto značajno veća od one pomenute u slučaju



vlažne sredine, ali je zato pad zatezne čvrstoće mnogo izraženiji, sa 984,7 MPa na čak 940 MPa, odnosno 4,5%.

Sveukupno gledano, epruvete iz obe agresivne sredine i dalje imaju sasvim zadovoljavajuće mehaničke osobine, odnosno ni u jednom slučaju nije došlo do nekog ekstremnog smanjenja napona tečenja i/ili zatezne čvrstoće. Može se dakle reći da je eksperiment, koji je obuhvatio zatezno ispitivanje ovih epruveta, potvrdio veoma dobru otpornost legure Ti-6Al-4V na dejstvo korozivnih sredina, što je i bilo očekivano, s obzirom na "reputaciju" ovog biomaterijala u izradi implanata. Uostalom, suština ovog eksperimenta nije bila da se potvrdi već poznato nadprosečno ponašanje ove legure u agresivnim sredinama, već da se dobiju ulazni parametri za dalje numeričke i analitičke analize.

### 7.1.2 Rezultati ispitivanja CT-epruveta - efektivni faktor intenziteta napona

Naredna faza eksperimentalnog ispitivanja je obuhvatala određivanje parametara mehanike loma, konkretno faktora intenziteta napona. Usled prethodno pominjanih problema i ograničenja, bilo je neophodno usvojiti ekvivalentni FIN,  $K_q$ , umesto uobičajene procedure (usled dimenzija CT-epruveta).

Kao i kod ispitivanja zatezanjem, i ovde je očekivano da će najveće vrednosti  $K_q$  imati epruvete iz prve grupe, da će najmanje vrednosti biti dobijene za epruvete iz slane sredine, i da će epruvete iz vlažne sredine biti negde između po vrednostima. Dobijeni rezultati su to i potvrdili, pošto je prosečna vrednost efektivnog faktora intenziteta napona za epruvete iz normalne sredine bila skoro  $200 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ , tačnije  $195,5 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ , dok je prosek za vlažne epruvete iznosio  $166,4 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ . Konačno, za epruvete iz slane sredine, prosečna vrednost efektivnog FIN je iznosila  $148,1 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ .

Kao i u slučaju epruveta za zatezanje, i ovde su postojale primetne razlike u vrednostima za pojedinačne epruvete, čak i u okvirima iste grupe, pa je  $K_q$  za epruvetu CT-A2 (koja predstavlja i maksimalno vrednost za sve epruvete) za preko trećinu veća od CT-A3, koja je primetno niža od druge dve iz svoje grupe. Štaviše, ova vrednost je niža i od CT-S2, CT-V2 i CT-V3 epruveta, iako su one iz "slabijih" grupa. Globalno najniže vrednosti  $K_q$  su očekivano zabeležene u grupi epruveta iz slane sredine, i takođe su značajno niže kako od prosečnih, tako i od pojedinačnih vrednosti iz ostalih grupa. CT-S2 epruveta je sa druge strane imala veću vrednost od bilo koje epruvete iz vlažne sredine, ali su u toj grupi sve tri vrednosti bile dosta bliže jedna drugoj, i stoga u proseku i dalje bile bolje od onih iz slane sredine.

Za razliku od mehaničkih zateznih osobina legure Ti-6Al-4V, koje se nisu značajno menjale u zavisnosti od sredine u kojoj su epruvete čuvane, u ovom slučaju je primećeno veće opadanje vrednosti parametra  $K_q$ . Čuvanje epruveta u vlažnoj sredini dovelo je do smanjenja efektivnog faktora intenziteta napona od oko 16,6%, dok je slana sredina dovela do ukupnog smanjenja u iznosu od 25,7%. S obzirom da je efektivni FIN potom korišćen u analitičkom proračunu broja ciklusa zamaranja za sva tri slučaja, bilo je jasno da će prethodno pomenute razlike u značajnoj meri pogoršati otpornost kukova od materijala koji je čuvan u agresivnim uslovima. Činjenica da se u ovim formulama efektivni FIN pojavljuje kao kvadrat svakako nije pomogla.

### 7.1.3 Analiza Paris-ovih koeficijenata dobijenih eksperimentom

Poslednji deo diskusije o eksperimentalnim rezultatima će obuhvatiti ispitivanja zamaranjem epruveta za savijanje u četiri tačke, preko kojih su određeni koeficijenti Paris-ove jednačine za sva tri materijala. Ovo je bilo od posebnog značaja kad se uzme u obzir da ovi koeficijenti mogu veoma da variraju, čak i za uzorke uzete iz samo jedne ture materijala. Takođe treba napomenuti i velika odstupanja dobijena i pri statičkim ispitivanjima, čak i kod epruveta iste grupe, pri čemu neka od ovih odstupanja tek treba detaljno razjasniti. Sve ovo je samo potvrdilo praksu ispitivanja više epruveta (minimum od 3 u skladu sa većinom relevantnih standarda). S obzirom na neke razlike, buduća istraživanja u ovom smeru bi trebalo da obuhvate i veći broj epruveta iz svake grupe. Što se

zamora tiče, takođe su rađene po tri epruvete. U samoj disertaciji prikazana su tri merodavna slučaja za svaku grupu, pri čemu ovaj put nisu računane srednje vrednosti (pošto to ne bi imalo smisla, zbog eksponencijalne prirode Paris-ovog zakona), već je usvojena najnepovoljnija kombinacija parametara  $C$  i  $m$ .

I u ovom slučaju se može videti da postoje primetne razlike za svaku grupu epruveta, koje idu dotle da je recimo vrednost koeficijenta  $C$  za epruvetu iz slane sredine za ceo red veličine veća od vrednosti za normalnu i vlažnu sredinu (što je s tačke gledišta zamora nepovoljno jer veća vrednost koeficijenta  $C$  znači brži rast prsline. Vrednosti  $C$  za druge dve epruvete su bile jako bliske, sa razlikom od oko 26,7%, a slična je bila razlika u vrednostima eksponenta  $m$ , s tim što je on bio manji kod normalne epruvete. Sveukupne razlike u vrednostima ovih parametara su ipak bile neznatne u odnosu na uobičajene slučajeve kod ispitivanja zamora, što samo potvrđuje neophodnost eksperimentalnog određivanja, jer je kombinacije ovih vrednosti gotovo nemoguće predvideti i podaci dostupni iz literature retko kad daju zadovoljavajuće rezultate, budući da potiču od eksperimenata koji nemaju veze sa predmetnim istraživanjem.

## 7.2 Analitički rezultati za broj ciklusa

Prethodno određene vrednosti efektivnog faktora intenziteta napona i koeficijenata Paris-ove jednačine su iskorišćeni za potrebe analitičkog proračuna broja ciklusa zamaranja i kritične dužine prsline za svaki od tri slučaja (normalna, vlažna i slana atmosfera). Najveći broj ciklusa, odnosno najbolju otpornost na rast zamorne prsline je pokazala normalna epruveta, u skladu sa očekivanjima, s obzirom da je ovaj slučaj imao i najpovoljniju kombinaciju Paris-ovih koeficijenata, kao i najveću kritičnu dužinu prsline (na osnovu prosečne vrednosti  $K_q$ ). Izlaganje epruveta vlažnoj sredini je dovelo da određenog smanjena efektivnog FIN, i posledično kritične dužine prsline, kao i broja ciklusa. Razlika između ova dva slučaja je iznosila oko 313500 ciklusa, što predstavlja smanjenje od oko 7%. Slana sredina je ponovo imala najnepovoljniji uticaj na integritet legure Ti-6Al-4V, što se vidi u broju ciklusa koji je za skoro 660000 ciklusa niži u odnosu na normalnu epruvetu (smanjenje od 14,8%).

Naravno, treba imati na umu da su ovi proračuni rađeni za pretpostavljenu početnu dužinu prsline od 1 mm, odnosno da nije uzet u obzir period pre samog nastanka zamorne prsline. Ovo je urađeno kako bi se lakše uporedili rezultati sa numerikom, koja je zahtevala definisanje neke početne dužine prsline, u svim slučajevima. Čak i u takvim okolnostima, dobijeni brojevi ciklusa se izražavaju u milionima, što bi u realnim uslovima predstavljalo više godina svakodnevne eksploatacije veštačkih kukova, bez potrebe za njihovom zamenom. Na osnovu ovoga se može zaključiti da je i analitički proračun potvrdio dobru otpornost predmetne legure na zamorno opterećenje, tim pre što period do nastanka prsline nije uzet u obzir, odnosno što je pristup koji je ovde prikazan veoma konzervativan. Naravno, u narednim istraživanjima treba uzeti u obzir celokupni radni vek veštačkog kuka, primenom metoda koje su tek nedavno postale dostupne, a vezane su za numeričku simulaciju rasta zamorne prsline inicirane direktno iz kritične lokacije, umesto obaveznog ubacivanja početne prsline što je dosada bila praksa usled ograničenja softvera za proširenu metodu konačnih elemenata.

## 7.3 Diskusija numeričkih analiza

U poslednjem delu ovog poglavlja biće prikazana diskusija o rezultatima svih numeričkih analiza urađenih u okviru ove disertacije, primenom kako klasične, tako i proširene metode konačnih elemenata. Drugim rečima, ovo potpoglavlje će obuhvatiti:

- Statičku analizu urađenu u ABAQUS-u v6.17, sa ciljem da se odrede kritične lokacije za nastanak zamorne prsline, i to za nekoliko različitih geometrija (debljina vrata);
- Numeričku analizu modela sa prslinom na prethodno određenoj kritičnoj lokaciji;
- Numeričku analizu modela rasta zamorne prsline za različite debljine vrata, sa osvrtom na mehaniku loma i dijagrame procene loma i

- Numeričku analizu rasta zamorne prsline u modelima sa različitim mehaničkim osobinama i Paris-ovim koeficijentima (za normalnu, vlažnu i slanu sredinu, u skladu sa prethodno dobijenim eksperimentalnim podacima).

Ovde će takođe biti prikazano i poređenje numeričkih i analitičkih rezultata, kao još jedan način verifikacije svega što je urađeno u okviru istraživanja.

### 7.3.1 Rezultati statičke analize

Prve verzije numeričkih modela su, kao što je već pomenuto, razvijene sa ciljem da se odredi kritična lokacija u modelu kuka u pogledu maksimalnih zateznih napona. Nakon izrade modela sa vratom debljine 9,8 mm, urađena su još dva slučaja, sa debljinama vrata od 11,8 mm i 14,6 mm. U skladu sa očekivanjima, najveći naponi su dobijeni u slučaju najtanjeg vrata, dok su najmanje vrednosti zateznih napona uočene kod vrata debljine 14,6 mm. Naravno, u sva tri slučaja, maksimalne vrednosti napona su bile na prelazu sa stema na vrat, odnosno kod nagle promene geometrije.

Zatezni naponi (merodavni za potencijalnu inicijaciju prsline) su bili u rasponu od 52 MPa (14,6 mm) do 179 MPa (9,8 mm). Ove vrednosti su značajno ispod granice tečenja za titanijumsku leguru Ti-6Al-4V, tako da nije bilo potrebe analizirati potencijalnu plastičnu deformaciju u ovim modelima. Čak i da su u statičkoj analizi uzete u obzir epruvete iz sve tri grupe (umesto samo "normalnih" epruveta), ne bi bilo nikakve razlike, pošto je već pokazano da agresivne sredine imaju minimalan uticaj na opadanje mehaničkih zateznih osobina ove legure.

Budući da su sva tri modela pokazala međusobno slično, i realno ponašanje veštačkog kuka pri statičkom opterećenju, usvojeni su kao merodavni za dalje dinamičke proračune, u okviru kojih će početna zamorna prsline biti definisana na prethodno određenoj lokaciji.

### 7.3.2 Rezultati inicijalne simulacije rasta zamorne prsline

Inicijalni model veštačkog kuka sa zamornom prslinom je napravljen kako bi se dobila podloga za dalje simulacije i uočili potencijalni problemi koji bi mogli da se jave i onda otklone. Slično statičkom proračunu, model je rađen za epruvete iz normalne sredine. Fokus u ovom slučaju bio je na ukupnom broju zamornih ciklusa, naponima u vrhu prsline, i rasta zamorne prsline.

Obuhvaćena su dva slučaja (vrat debljina 9 mm i 14,6 mm), i primećene su značajne razlike u vrednostima napona u vrhu prsline, pri čemu su naponi za tanji vrat bili oko 2,7 puta veći. Ovo je takođe posledica činjenica da je prsline u vratu od 9 mm već kod dužine od oko 3,5 mm krenula da ulazi u nestabilnu fazu rasta, dok je kod vrata od 14,6 mm morala da prođe kroz skoro ceo poprečni presek pre nego što je kriva  $a-N$  ušla u oblast nestabilnog rasta prsline. Sa odgovarajućeg dijagrama se može videti da prelaz is stabilne u nestabilnu zonu kreće pri dužini prsline od oko 10 mm, što je skoro 3 puta veće od kritične dužine za vrat od 9 mm. Iz ovoga se može videti koliko sam poprečni presek može da utiče na zamorni vek, bez obzira na materijal. Naravno, već je pomenuto da previše debeo vrat ima određene nedostatke u odnosu na tanje varijante, pre svega u smislu pokretljivosti.

Pored kritične dužine prsline, i broj ciklusa koje može da izdrži veštački kuk u eksploataciji se povećao oko tri puta, sa 1,6 miliona do 5,2 miliona ciklusa, mada treba imati u vidu da je 5 miliona merodavna vrednost, jer odgovara prelasku iz stabilnog u nestabilni rast zamorne prsline. Ovi modeli su potom iskorišćeni i za narednu fazu simulacije, gde je u simulaciju uključena i mehanika loma. Uz njih je dodat i model sa debljinom vrata od 11,8 mm, kako bi se dobilo što više informacija vezanih za faktore intenziteta napona u modelima sa različitom geometrijom vrata, i ispitaio njen uticaj na sigurnost od loma, primenom prethodno opisanih dijagrama ocene loma.

### 7.3.3 Dijagrami ocene loma i faktori intenziteta napona

U okviru analize ponašanja veštačkog kuka pri zamornom opterećenju je rađeno i određivanje parametara linearno-elastične mehanike loma, odnosno faktora intenziteta napona, u zavisnosti od debljine vrata. Kao što je prethodno objašnjeno, faktor intenziteta napona predstavlja jedan od parametara neophodnih za crtanje dijagrama ocene loma, uz žilavost loma materijala. S obzirom da je ova vrednost iznosila  $2100 \text{ MPa} \cdot \text{mm}^{1/2}$ , bilo je jasno da ni u jednom od tri analizirana slučaja FIN nije prekoračio ovu granicu, odnosno da nije došlo do otkaza usled krtog loma. U najnepovoljnijem slučaju (9 mm), odnos FIN i žilavosti loma je bio 0,69, što jeste blisko graničnoj krivi, ali je i dalje u bezbednoj oblasti. U kombinaciji sa odnosom napona od 0,82, ovo daje verovatnoću loma od 94,2%. Ova vrednost potvrđuje ozbiljnu opasnost usled otkaza za slučaj vrata od 9 mm i zadato opterećenje (koje je i dalje ekstremno). Kao i velika većina lomova u praksi, i ovaj bi predstavljao kombinaciju krtog loma i plastičnog kolapsa, mada više teži ovom drugom, što je zapravo povoljnija opcija, jer su posledice plastičnog kolapsa manje katastrofalne u poređenju sa iznenadnim, krtim lomom.

Što se druga dva slučaja tiče, sa dijagrama se može videti da je verovatnoća otkaza za debljinu vrata od 14,6 mm veoma niska, s obzirom na  $K_r$  odnos od svega 0,16, i jedva nešto veći  $S_r$ . Ovo su naravno posledice niskih vrednosti FIN, kao i napona koji su značajno ispod napona tečenja za ovaj slučaj. U ovom slučaju je i verovatnoća loma bila značajno manja (što se može videti samim pogledom na dijagram i udaljenost tačke koja odgovara vratu od 14,6 mm od koordinatnog početka. Verovatnoća loma u ovom slučaju iznosi svega 22,1%, odnosno tek četvrtinu od prethodno pomenutog slučaja sa vratom od 9 mm. Model sa vratom od 11,8 mm je naravno bio između prethodna dva, sa verovatnoćom loma koja je iznosila 57,6%. I u ova dva slučaja, lom bi bio kombinacija krtog i žilavog (plastičnog), pri čemu je udeo žilavog loma veći.

Iz prikazanih rezultata se može zaključiti da promena geometrije vrata u ovom slučaju pravi veoma značajnu razliku u pogledu integriteta veštačkih kukova, s obzirom da je "najjači" model skoro bezbedan od loma, dok je "najslabiji" model sa najtanjim vratom na granici kritičnih vrednosti. Naravno, da je korišćeno drugačije opterećenje (hodanje, trčanje, penjanje/silazak uz/niz stepenice), naponi i faktori intenziteta napona bi bili još niži i sve tačke bi bile bliže koordinatnom početku, odnosno imale niže verovatnoće loma.

Nakon detaljnog analiziranja kako različite geometrije utiču na integritet veštačkog kuka izloženog kako statičkom, tako i dinamičkom opterećenju, na redu je i najvažnija analiza celog ovog istraživanja, a to je uticaj korozivnih sredina na zamorni vek veštačkog kuka izrađenog od legure Ti-6Al-4V.

### 7.3.4 Diskusija zamornog veka veštačkog kuka

Rezultati poslednje verzije numeričkih modela, za tri različite kombinacije mehaničkih zateznih osobina i Paris-ovih koeficijenata su dobijeni sa ciljem međusobnog poređenja, kao i za potrebe poređenja sa analitički dobijenim vrednostima. Cilj nije bio sam da se dobiju relativno slične vrednosti u pogledu broja ciklusa, već i da se pokaže da su dužine prsline za sva tri slučaja (analitički određene kao 10 mm, 7,25 mm i 5,8 mm za sve tri grupe respektivno) dobijene numerikom približne, odnosno da je ubacivanje ovih dužina u modele takođe dovelo do ulaska zamorne prsline u nestabilnu fazu rasta.

Numerički dobijeni brojevi ciklusa bili su u sva tri slučaja za oko 10% veći u odnosu na analitičke (4,13 prema 3,8 miliona za slane, 4,45 prema 4,13 miliona za vlažne i 4,87 prema 4,44 miliona za normalne sredine). Epruvete iz normalne sredine su se takođe pokazale za oko 10% bolje od onih iz vlažne sredine u pogledu otpornosti na rast zamorne prsline, a slična je bila i razlika između epruveta iz vlažnih i slanah sredina (koje su očekivano imale najmanji broj ciklusa). Što se razlike između analitički i numerički dobijenih rezultata tiče, ona je bila u korist numerike (obično je situacija obrnuta), zbog nešto konzervativnijeg pristupa u slučaju analitičkog proračuna, pretpostavljena je 2D ivična prslina, dok je u numeričkim modelima korišćena 3D površinska

prslina. U svakom slučaju, međusobni odnosi broja ciklusa za sva tri modela su pokazali dobro slaganje i potvrdili validnost numeričkog modela.

Kao i u prethodnim slučajevima (pre svega kod zateznih ispitivanja), potvrđeno je da izlaganje legure Ti-6Al-4V uticaju agresivnih sredina dovodi do određenog smanjenja u pogledu broja ciklusa, ali da ovo smanjenje nema preveliki uticaj na integritet veštačkih kukova izrađenih od legure Ti-6Al-4V, odnosno da predmetna legura poseduje odličnu otpornost na koroziju, što je od velikog značaja za njene primene u biomedicini.

S obzirom da jedan ciklus opterećenja u ovom slučaju predstavlja jedan korak, zamorni vek od 4,13 miliona ciklusa (najnepovoljniji slučaj prema numerici, a i slučaj koji najviše odgovara realnoj sredini u kojoj se nalaze veštački kukovi), bi odgovarao vremenskom periodu od dve i po godine, pod pretpostavkom da pacijent pređe u proseku 5000 koraka dnevno (što je zapravo popriličan broj koraka za nekog kome je u startu neophodan veštački kuk). Ne treba zaboraviti da bi, zbog usvojenog slučaja opterećenja, prethodno opisan scenario obuhvatio osobu koja se u stvari saplete preko 4 miliona puta, i da bi u manje konzervativnoj varijanti opterećenje bilo mnogo manje, a zamorni vek mnogo duži. Drugim rečima, veštački kukovi od legure Ti-6Al-4V, geometrije koja je detaljno opisana u ranijim poglavljima, bi trebalo da traju godinama (potencijalno i celu deceniju).

## 8. ZAKLJUČAK

Glavni cilj ove doktorske disertacije je bio da se analizira kombinovani uticaj korozije i zamornog opterećenja na integritet i vek veštačkih kukova napravljenih od legure titanijuma Ti-6Al-4V, primenom tri različita pristupa — eksperimentalnog, numeričkog i analitičkog, pri čemu su neki od ovih pristupa istovremeno predstavljali osnovu za druge.

Prvi deo istraživanja je obuhvatao određivanje mehaničkih osobina legure titanijuma, kako za nove epruvete, tako i za one koje su bile izložene agresivnim sredinama (vlažnoj i slanoj), drugi deo je obuhvatao primenu principa linearno-elastične mehanike loma i analitički proračun zamornog veka ovih epruveta, dok se poslednja faza istraživanja sastojala od razvoja numeričkih modela primenom proširene metode konačnih elemenata koji su simulirali ponašanje veštačkih kukova pri statičkom i dinamičkom opterećenju. Nakon ovog obimnog istraživanja urađeno je poređenje svih dobijenih rezultata.

Na osnovu prikazanog u prethodnim poglavljima, izvučeni su sledeći zaključci:

- Uopšteno gledano, epruvete koje nisu izložene agresivnim sredinama (normalne) su u skladu sa očekivanjima pokazale najbolje mehaničke osobine i otpornost na rast zamorne prsline, dok su epruvete izložene slanoj sredini imale najizraženiji pad mehaničkih osobina, i najmanju otpornost na zamor.
- Mehaničke zatezne osobine legure Ti-6Al-4V su bile na očekivanom nivou, sa visokim vrednostima napona tečenja i zatezne čvrstoće. Standardni postupak sa ispitivanjem minimalno 3 epruvete za svaku grupu (normalna, vlažna i slana sredina) se pokazao opravdanim, budući da su dobijena određena odstupanja u vrednostima, čak i u okviru iste grupe. Na osnovu ovoga se može zaključiti da bi dalja istraživanja trebalo da obuhvate još veći broj epruveta. Razlike u srednjim vrednostima zateznih karakteristika između sve tri grupe su bile relativno male, što implicira da legura Ti-6Al-4V ima jako dobru otpornost na koroziju.
- Određivanje parametra mehanike loma  $K_q$  je takođe dalo dosta realne rezultate, ali i dalje ima prostora za unapređenje, pošto su se javile neke ekstremne vrednosti. Najjednostavnije rešenje u ovom slučaju bi bilo povećati broj epruveta, ali i njihove dimenzije, pošto je usled ograničenja u pogledu istih bilo nemoguće koristiti faktor intenziteta napona  $K_I$ , koji je ipak merodavniji parametar. Međutim, i ovako dobijeni rezultati dobro su se uklopili sa ostalima i dali solidnu osnovu za analitički proračun.
- Numeričke simulacije su dale realne rezultate, kako u pogledu vrednosti dobijenih napona i parametara mehanike loma, tako i u pogledu samog ponašanja veštačkih kukova izloženih statičkom i dinamičkom opterećenju. Modeli koji su koristili isti materijal ali sa različitim dimenzijama vrata su potvrdili pretpostavku da će najdeblji vrat imati najbolju otpornost na rast zamorne prsline, uz veoma izraženu razliku u odnosu na varijante sa manjim debljinama koja je išla dotle da je najmanji vrat bio skoro na granici između bezbedne zone i zone loma na dijagramu ocene loma.
- Numeričke simulacije vezane za rast zamorne prsline u veštačkim kukovima izrađenim od legure titanijuma za tri različite sredine kojima su izloženi su takođe pokazali dobro slaganje sa analitičkim rezultatima i potvrdili dobru otpornost na zamor, ali i na koroziju. Modeli koji su simulirali agresivne sredine su imali relativno malo smanjenje broja ciklusa do loma/ulaska u nestabilnu fazu rasta zamorne prsline. Na ovaj način je potvrđeno da su sva poređenja među različitim pristupima analiziranju ponašanja veštačkog kuka od legure titanijuma bila dovoljno precizna i smisljena.
- Takođe su od velikog značaja za ovu disertaciju bili i njeni naučni doprinosi, uključujući razvijenu metodologiju koja prethodno nije korišćena u naučnim istraživanjima.

Najbitniji doprinosi ovog istraživanja su sledeći:

- Analiziranje integriteta veštačkog kuka pri kombinovanom uticaju zamora i korozije. Iako je ova tema već obrađivana u literaturi, to je uvek bilo primenom jednog pristupa, dok je ovde prikazana metodologija sa tri različita pristupa — eksperimentalnim, analitičkim i numeričkim.
- Detaljno eksperimentalno određivanje mehaničkih osobina i parametara mehanike loma i korišćenje i jednih i drugih kao osnove za numeričke simulacije.
- Postavljanje pouzdanog i validnog temelja za dalja istraživanja na ovu temu.

Što se gorepomenutog daljeg istraživanja ponašanja veštačkih kukova od legura titanijuma izloženih kombinovanom uticaju korozije tiče, ono bi obuhvatalo, između ostalog:

- Unapređenje postojeće metode, pre svega u pogledu eksperimentalnih ispitivanja gde su postojala određena ograničenja u pogledu veličine epruveta. Pri tome, trebalo bi povećati ukupan broj ispitanih epruveta, kako bi se dobili još merodavniji rezultati.
- Primenu ove metodologije (ili njene unapređene buduće varijante) na druge biomaterijale, kao i na drugačije geometrije veštačkih kukova
- Primenu nekih novih naprednih opcija koje donedavno nisu postojale u proširenoj metodi konačnih elemenata, poput izrade modela u kojima bi se zamorna prslina sama inicirala u najkritičnijem delu modela (u ovom istraživanju je definisana početna prslina za sve slučajeve).

## Literatura

- [1] D. Raković, D. Uskoković, Biomaterijali, Institut Tehničkih Nauka Srpske Akademije Nauka i Umetnosti, 2010, Beograd
- [2] I. Cvijović-Alagić, M. Rakin, Integrity of biomedical implants of titanium alloys: First part, Structural integrity and life Vol 8(1), 2008, pp.31-40.
- [3] <https://www.orthoexpert.rs/kuk/vestacki-kuk-operacija-proteza-kuka>
- [4] Bolzoni, L., Yang, F. (2019). Development of Cu-bearing powder metallurgy Ti alloys for biomedical applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 97, 41-48.
- [5] P. Majumdar, S.B. Singh, M. Chakraborty, The role of heat treatment on microstructure and mechanical properties of Ti–13Zr–13Nb alloy for biomedical load bearing applications. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, Volume 4(7), pp. 1132-1144, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.03.023>
- [6] K. Čolić, Analiza otpornosti na lom biomaterijala za veštački kuk, doktorska disertacija, Mašinski Fakultet Univerziteta u Beogradu, 2012
- [7] Ivana Damjanović, Biokompatibilnost i ponašanje u korozionoj sredini materijala na bazi titanijuma za izradu dentalnih implanata, doktorska disertacija, Tehnološko-Metalurški Fakultet Univerziteta u Beogradu, 2018
- [8] Kaur, Manmeet, K. Singh. "Review on titanium and titanium-based alloys as biomaterials for orthopedic applications." Materials Science and Engineering: C 102 (2019): 844-862.
- [9] Venkatesh, B. D., D. L. Chen, and S. D. Bhole. "Effect of heat treatment on mechanical properties of Ti–6Al–4V ELI alloy." Materials Science and Engineering: A 506.1-2 (2009): 117-124.
- [10] Cicero, S., et al. "Failure analysis of a hip implant by using the FITNET fitness for service procedure." Engineering fracture mechanics 74.5 (2007): 688-702.
- [11] Brunette, Donald M., et al. "A perspective on titanium biocompatibility." Titanium in medicine: Material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications (2001): 1-12.
- [12] [https://ai2-s2-public.s3.amazonaws.com/figures/2017-0808/d2a1a940b830d9c636b99a3691f618\\_f4d9b55356/3-Figure2-1.png](https://ai2-s2-public.s3.amazonaws.com/figures/2017-0808/d2a1a940b830d9c636b99a3691f618_f4d9b55356/3-Figure2-1.png)
- [13] Choudhary, S., A. Garg, K. Mondal. "Relation between open circuit potential and polarization resistance with rust and corrosion monitoring of mild steel." Journal of Materials Engineering and Performance 25 (2016): 2969-2976.
- [14] Panigrahi, P. et al. "Intergranular pitting corrosion of CoCrMo biomedical implant alloy." Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials 102.4 (2014): 850-859.
- [15] E. Hornus, K. Wang, M. Pabbruwe, A. Kop, C. Jones, A. Salleh, M. Salasi, M. Iannuzzi, A new experimental method to simulate dynamic crevice corrosion in modular hip arthroplasty, Corrosion Science, Volume 190, 2021, 109704, <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2021.109704>.
- [16] D. Royhman, M. Patel, M.J. Runa, J.J. Jacobs, N.J. Hallab, M.A. Wimmer, M.T. Mathew, Fretting-corrosion in hip implant modular junctions: New experimental set-up and initial outcome,
- [17] M. Feyzi, K. Fallahnezhad, M. Taylor, R. Hashemi, A review on the finite element simulation of fretting wear and corrosion of the taper junction of hip replacement implants, Computers in



Biology and Medicine, Volume 130, 2021, 104196, <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2020.104196>

- [18] Tribology International, Volume 91, 2015, pp. 235-245, <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2015.04.032>.
- [19] I. Dimić, I. Cvijović-Alagić, A. Hohenwarter, R. Pippan, V. Kojić, J. Bajat, M. Rakin, Electrochemical and biocompatibility examinations of high-pressure torsion processed titanium and Ti–13Nb–13Zr alloy, *Journal of biomedical materials research b: applied biomaterials*, Vol. 00B, 2017, pp. 1-11, doi: 10.1002/jbm.b.33919
- [20] K. Rahmouni, A. Besnard, K. Oulmi, C. Nouveau, A. Hidoussi, L. Aissani, M. Zaabat, In vitro corrosion response of CoCrMo and Ti-6Al-4V orthopedic implants with Zr columnar thin films. *Surface and Coatings Technology*, 2022, Vol. 436, 128310.
- [21] S. Munir, M.B. Cross, C. Esposito, A. Sokolova, W.L. Walter, Corrosion in modular total hip replacements: An analysis of the head–neck and stem–sleeve taper connections, *Seminars in Arthroplasty*, Volume 24, Issue 4, 2013, pp. 240-245, <https://doi.org/10.1053/j.sart.2014.01.009>.
- [22] I. Cvijović-Alagić, Z. Cvijović, J. Bajat, M. Rakin, Electrochemical behaviour of Ti-6Al-4V alloy with different microstructures in a simulated bio-environment. *Materials and Corrosion*, Volume 67(10), 2016, pp. 1075-1087, doi: <https://doi.org/10.1002/maco.201508796>
- [23] I. Cvijović-Alagić, Z. Cvijović, J. Maletaškić, M. Rakin, Initial microstructure effect on the mechanical properties of Ti-6Al-4V ELI alloy processed by high-pressure torsion, *Materials Science and Engineering: A*, Volume 736, 2018, pp. 175-192, <https://doi.org/10.1016/j.msea.2018.08.094>.
- [24] L. Guo, S. Ataollah Naghavi, Z. Wang, S. Nath Varma, Z. Han, Z. Yao, L. Wang, L. Wang, C. Liu, On the design evolution of hip implants: A review, *Materials & Design*, Volume 216, 2022, 110552, <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2022.110552>.
- [25] U. Kamachi Mudali, T.M. Sridhar, B. Raj, Corrosion of bio implants, *Sadhan a* Vol. 28, Parts 3 & 4, 2003, pp. 601-637
- [26] G. Manivasagam, D. Dhinasekaran, A. Rajamanickam, *Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review*, *Recent Patents on Corrosion Science*, 2010, Volume 2, pp. 40-54
- [27] T. Bormann, P.T. Mai, J. Gibmeier, R. Sonntag, U. Müller, J.P. Kretzer, Corrosion behavior of surface-treated metallic implant materials. *Materials*, Volume 13(9), 2020, <https://doi.org/10.3390/ma13092011>
- [28] Q. Wang, F. Eltit, R. Wang, Corrosion of orthopedic implants, *Encyclopedia of Biomedical Engineering*, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.99863-5>, pp. 1-21
- [29] Taško Maneski: *Kompjutersko modeliranje i proračun struktura*, Mašinski Fakultet, 1998.
- [30] K.A. Eldwaib, A. Grbović, A. Sedmak, G. Kastratović, D. Petrašinović, S.A. Sedmak: Fatigue Life Estimation of Damaged Integral Wing Spar Using XFEM, *Tehnički Vjesnik*, Vol. 25, No. 6, 2018, pp. 1837-1842.
- [31] B. Djordjevic, A. Sedmak, B. Petrovski, A. Dimic: Probability distribution on cleavage fracture in function of  $J_c$  for reactor ferritic steel in transition temperature region, *Engineering Failure Analysis*, Vol. 125(1), 2021, 105392
- [32] D. Radu, A. Sedmak, R. Bancila: Determining the crack acceptability in the welded joints of a wind loaded cylindrical steel shell structure, *Engineering Failure Analysis*, Vol. 91, 2018, pp. 341-353

- [33] M. Arandelović, S. Sedmak, R. Jovičić, S. Perković, Z. Burzić, B. Đorđević, Z. Radaković: Numerical simulation of welded joint with multiple various defects, *Structural Integrity and Life*, Vol. 21(1), pp. 103-107
- [34] K. Colic, A. Sedmak, N. Gubelj, S. Hloch, A. Veg, Design aspects and fracture behaviour of titanium alloy artificial hip implant, TEAM 2013 Conference, Presov, Slovakia, 2013
- [35] T. Mijatović, A. Milovanović, A. Sedmak, Lj. Milović, K. Čolić, Integrity assessment of reverse engineered Ti-6Al-4V Eli total hip replacement implant, *Structural Integrity and Life*, 19(3), 2019, 237-242
- [36] T. Çelik, Y. Kişioğlu, Evaluation of new hip prosthesis design with finite element analysis. *Australas Phys Eng Sci Med* 42, 1033–1038 (2019). <https://doi.org/10.1007/s13246-019-00802-0>
- [37] K.N. Chethan, Z. Mohammad, N. Shyamasunder Bhat, B. Satish Shenoy, R. Chandrakant Kinia, Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method, *Heliyon*, Vol. 5, No. 6, e01767, 2020
- [38] A. R. Khoei: *Extended Finite Element Method, theory and applications*, Wiley, 2015.
- [39] A. Grbović, G. Kastratović, A. Sedmak, K. Eldwaib, S. Kirin: Determination of optimum wing spar cross section for maximum fatigue life, *International Journal of Fatigue* 127, 2019, pp. 305-311, 10.1016/j.ijfatigue.2019.06.019
- [40] Xiaoping H., Moan T., Weicheng C., An engineering model of fatigue crack growth under variable amplitude loading, *International Journal of Fatigue*, Vol. 30, No. 1, 2008, pp. 2-10.
- [41] J.N. Reddy, *Introduction to the Finite Element Method*, 4th Edition, 2019, McGraw-Hill Education
- [42] E. Džindo, S.A. Sedmak, A. Grbović, N. Milovanović, B. Đorđević: XFEM simulation of fatigue crack growth in a welded joint of a pressure vessel with a reinforcement ring, *Archive of Applied Mechanics*, Vol. 89, No. 5, pp. 919-926.
- [43] Aleksandar Grbović: *Istraživanje zamornog veka nosećih strukturalnih elemenata izrađenih od superlegura*, doktorska disertacija, Mašinski Fakultet Univerziteta u Beogradu, 2012.
- [44] Katarina Čolić: *Analiza otpornosti na lom biomaterijala za veštački kuk*, doktorska disertacija, Mašinski Fakultet Univerziteta u Beogradu, 2012.
- [45] Melenk J. M., Babuška I., The partition of unity finite element method: basic theory and applications, *Computational Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 139, 1996, pp. 289-314.
- [46] Ventura G., Gracie R., Belytschko T., Fast integration and weight function blending in the extended finite element method, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol. 77, No. 1, 2008, pp. 1-29.
- [47] Pai Liu, Yangjun Luo, Zhan Kang, Multi-material topology optimization considering interface behavior via XFEM and level set method, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Volume 308, 2016, Pages 113-133, <https://doi.org/10.1016/j.cma.2016.05.016>.
- [48] V.E. Saouma: Saouma V. E., *Lecture Notes in Fracture Mechanics*, CVEN-6831, Dept. Of Civil, Environmental and Architectural Engineering, Univ. of Colorado, 2000.
- [49] Rice J. R., Rosengren G. F., Plain Strain Deformation Near a Crack Tip in a Power-Law Hardening Material, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, Vol. 16, 1968, pp. 1-12.
- [50] Filip Vučetić: *Uticaj koncentracije napona i pojave prsline na preostali radni vek biomaterijala za rekonstruktivne pločice*, doktorska disertacija, Mašinski Fakultet Univerziteta u Beogradu, 2020.

- [51] Moës N., Dolbow J., Belytschko T., A finite element method for crack growth without remeshing, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol. 4
- [52] T. Liber: Application of the Dirac Delta Function, the Heaviside Unit Function, and the Laplace Transform to Some Boundary Value Problems in Mechanics, Northwestern University, 1962.
- [53] Westergaard I., Bearing pressures and cracks, *Journal of Applied Mechanics*, Vol. 6, No. 1, 1939, pp. 49-53.
- [54] Sukumar N., Huang Z. Y., Prvost J. H., Suo Z., Partition of unity enrichment for bimaterial interface cracks, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol. 59, No. 8, 2004, pp. 1075-1102
- [55] <https://consopharma.com/know-more-about-stainless-steel-orthopaedic-implant/>
- [56] J.J. Williams, N. Chawla: Fractography of a neck failure in a double-modular hip implant, *Case Studies in Engineering Failure Analysis*, Vol. 2, No. 1, 2014, pp. 45-50
- [57] M. Choroszyński, M. Rorbert Choroszyński, S. Jan Skrzypek: Biomaterials for hip implants – important considerations relating to the choice of materials, *Biomaterials and Med systems*, Vol. 13, No. 3, 2017
- [58] A. Chandra, J.J.Ryua, P.Karra, P.Shrotriya, V.Tvergaard, M.Gaissner, T.Weik: Life expectancy of modular Ti6Al4V hip implants: Influence of stress and environment, *Journal of the mechanical behavior of biomedical Materials*, Vol. 4, No. 8, 2011, pp. 1990-2001
- [59] <https://www.cortho.org/hip/revision-hip-replacement/>
- [60] A. Milovanović, A. Sedmak, K. Čolić, U. Tatić, B. Đorđević: Numerical analysis of stress distribution in total hip replacement implant, *Structural Integrity and Life* 17(2), 2017, pp. 139-144
- [61] Simon Sedmak: Procena integriteta i veka zavarenih spojeva mikrolegiranih čelika povišene čvrstoće pri dejstvu statičkog i dinamičkog opterećenja, doktorska disertacija, Mašinski Fakultet Univerziteta u Beogradu, 2019
- [62] A. Sedmak, F. Vučetić, K. Čolić, A. Grbović, Ž. Božić, S. Sedmak, J. Lozanović-Šajić: Fatigue crack growth in locking compression plates, *International Journal of Fatigue*, Vol. 157, 106727
- [63] T. Smoljanić, S. Sedmak, A. Sedmak, Z. Burzić, A. Milovanović, Experimental and numerical investigation of Ti-6Al-4V alloy behaviour under different exploitation conditions, *Structural Integrity and Life*, Vol 22, No. 3, 2022, pp. 353-357
- [64] ASTM B117-03 Standard Practice for Operating Salt Spray (Fog) Apparatus, American Society for Testing and Materials, 2017
- [65] P. Golewski, T. Sadowski, D. Pietras, S. Dudzik, The influence of aging in salt chamber on strength of aluminum – CFRP single lap joints, *Materials Today: Proceedings*, Volume 45, Part 5, 2021, pp. 4264-4267, <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.510>.
- [66] Smoljanić, T.; Milović, L.; Sedmak, S.; Milovanović, A.; Čolić, K.; Radaković, Z.; Sedmak, A. Numerical Investigation of Fatigue Behavior in Ti-6Al-4V Orthopedic Hip Implants Subjected to Different Environments. *Materials* 2024, 17, 3796. <https://doi.org/10.3390/ma17153796>
- [67] ASTM E399-22, Standard Test Method for Linear-Elastic Plane-Strain Fracture Toughness of Metallic Materials, American Society for Testing and Materials, 2023
- [68] N. Pugno, M. Ciavarella, P. Cornetti, A. Carpinteri, A generalized Paris' law for fatigue crack growth, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, Volume 54, Issue 7, 2006, pp. 1333-1349, <https://doi.org/10.1016/j.jmps.2006.01.007>.

- [69] A. Milovanović, A. Sedmak, A. Grbović, T. Mijatović, K. Čolić, Design Aspects of Hip Implant Made of Ti-6Al-4V Extra Low Interstitials Alloy, *Procedia Structural Integrity*, Volume 26, 2020, pp. 299-305, <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2020.06.038>.
- [70] T. Smoljanić, A. Milovanović, S. Sedmak, Lj. Milović, A. Sedmak, Numerical simulation of titanium alloy hip replacement implants behaviour under static and dynamic loads, *Hemijska industrija* 2023 Volume 77, Issue 4, pp. 283-292, <https://doi.org/10.2298/HEMIND221118026S>
- [71] C. Raibulet, F. Arcelli Fontana and M. Zaroni, "Model-Driven Reverse Engineering Approaches: A Systematic Literature Review," in *IEEE Access*, vol. 5, pp. 14516-14542, 2017, doi: 10.1109/ACCESS.2017.2733518
- [72] <https://sculptcad.com/geomagic-capture/>
- [73] K. Čolić, S. Sedmak, A. Sedmak, A. Milovanović, M. Milošević, Numerical analysis of static stresses in partial hip implant, *Structural Integrity and life*, Vol. 24, No. 1, 2024, pp. 17–20
- [74] T. Smoljanić, S. Sedmak, A. Milovanović, Lj. Milović, Numerical simulation of fatigue crack growth in Ti-6Al-4V hip implants under different exploitation conditions, *Procedia Structural Integrity*, Volume 48, 2023, pp. 215-221, <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2023.07.151>.

## Биографија аутора

Тамара И. Смољанић, рођена Мијатовић, мастер. инж. технологије, рођена је 29. септембра 1985. године у Београду. Основну школу и гимназију завршила је у Београду. Технолошко-металуршки факултет Универзитета у Београду уписала је школске 2004/2005 на студијском програму Хемијско инжењерство, смер Фармацеутско инжењерство. Дипломирала је 2015. године са темом завршног рада „Затезна својства и корозиона постојаност биомедицинске легуре титана Ti-13Nb-13Zr“, на катедри за Хемијско инжењерство. Мастер студије је уписала школске 2015/16. године. Завршни мастер рад „Анализа техноекономске оправданости производње ферментисаних напитака на бази сурутке“, одбранила је 2016. године на смеру Биохемијско инжењерство и биотехнологија.

Докторске студије на Технолошко-металуршком факултету Универзитета у Београду уписује школске 2017/18. године на смеру Хемијско инжењерство. Положила је све програмом предвиђене испите и 2019. године одбранила завршни рад на тему “Нумеричка анализа вештачког кука од легура титанијума“ под руководством менторке проф. др Љубице Миловић.

Од јула 2018. године Тамара И. Мијатовић је запослена у Иновационом центру Машинског факултета Универзитета у Београду.

## Изјава о ауторству

Име и презиме аутора Тамара Смољанић

Број индекса 4018/2017

### Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

УТИЦАЈ КОРОЗИЈЕ НА ИНТЕГРИТЕТ ВЕШТАЧКОГ КУКА

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

Потпис аутора

У Београду, 30. октобра 2024.



## Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Тамара Смољанић  
Број индекса 4018/2017  
Студијски програм Хемијско инжењерство  
Наслов рада УТИЦАЈ КОРОЗИЈЕ НА ИНТЕГРИТЕТ ВЕШТАЧКОГ КУКА  
Ментор Проф. др Љубица Миловић

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањена у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива 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 аутора



У Београду, 30. октобра 2024

## Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

УТИЦАЈ КОРОЗИЈЕ НА ИНТЕГРИТЕТ ВЕШТАЧКОГ КУКА

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)

**2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)**

3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)

4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)

5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)

6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци.

Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

**Потпис аутора**

У Београду, 30. октобра 2024.





1. **Ауторство.** Дозвољаваате 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.** Дозвољаваате 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 прерада.** Дозвољаваате 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.** Дозвољаваате 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 прерада.** Дозвољаваате 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.** Дозвољаваате 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.