

Analiza uzroka loma kompresijske pločice potkoljenične kosti

Crnjac, Marko

Master's thesis / Diplomski rad

2023

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:056372>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-09-15**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Marko Crnjac

Zagreb, 2023.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Analiza uzroka loma kompresijske pločice potkoljenične kosti

Mentor:

Prof. dr. sc. Suzana Jakovljević , dipl. ing.

Student:

Marko Crnjac

Zagreb, 2023.

Izjavljujem da sam ovaj diplomski rad izradio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Puno se zahvaljujem mentorici prof. dr. sc. Suzani Jakovljević na pristupačnosti, susretljivosti te na svim savjetima i pomoći pri izradi ovog rada.

Zahvaljujem se svim asistentima i suradnicima Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu na pruženoj pomoći, posebno laborantu Ivanu Vovku koji mi je pomogao s eksperimentalnim dijelom ovog rada.

Od svih, najviše se zahvaljujem svojoj obitelji na pruženoj podršci i strpljenju tokom studiranja, jer bez njih ovaj put bi bio mnogo teži. Također, zahvaljujem se svim prijateljima i kolegama s kojima sam dijelio ovaj period života.

Za kraj, puno hvala i mojoj djevojci Maji na podršci i razumijevanju tijekom pisanja ovog rada.

Marko Crnjac



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite

Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:

Proizvodno inženjerstvo, inženjerstvo materijala, industrijsko inženjerstvo i menadžment,
mehatronika i robotika, autonomni sustavi i računalna inteligencija



Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 23 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 23 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Marko Crnjac** JMBAG: 0035218428

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Analiza uzroka loma kompresijske pločice potkoljenične kosti**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Failure analysis of tibial fixator**

Opis zadatka:

Biomedicinski materijali obično se upotrebljavaju kao implantati u ljudskom tijelu koji zamjenjuju izgubljene ili oboljele biološke strukture te poboljšavaju kvalitetu života. Ortopedski materijali upotrebljavaju se za izradu implantata, koji zamjenjuju određene dijelove ljudskog tijela i fiksatora, koji učvršćuju dijelove koštanog tkiva i implantata.

U redu je potrebno napraviti sljedeće:

- 1) Dati pregled materijala koji se primjenjuju u ortopediji.
- 2) Prema dostupnoj literaturi pretražiti slučajeve lomova ortopedskih implantata i fiksatora.
- 3) Analizirati oštećenja odabranog uzorka.
- 4) Napraviti SEM i EDS analizu odabranog uzorka.
- 5) Komentirati rezultate i dati zaključak.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

28. rujna 2023.

Zadatak zadao:

Prof.dr.sc. Suzana Jakovljević

Datum predaje rada:

30. studenoga 2023.

Predvideni datumi obrane:

4. – 8. prosinca 2023.

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Ivica Garašić

SADRŽAJ

POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	III
POPIS OZNAKA	IV
SAŽETAK.....	V
SUMMARY	VI
1. UVOD.....	1
2. METALI I LEGURE U MEDICINI.....	2
2.1 Nehrđajući čelici.....	2
2.2 Titanij	3
2.2.1 Nelegirani (tehnički) titanij	5
2.2.2 α -titanij legure	6
2.2.3 β -titanij legure	7
2.2.4 $\alpha+\beta$ titanij legure	8
2.3 Zlato	9
2.4 Kobalt- krom legure	10
2.5 Magnezij i magnezijeve legure.....	12
2.6 Platina.....	13
2.7 Srebro	14
2.8 Tantal.....	15
3. FIKSATORI U ORTOPEDIJI	16
3.1 Fiksatori za unutarnju fiksaciju	16
3.2 Fiksatori za vanjsku fiksaciju	21
4. ORTOPEDSKI SLUČAJEVI LOMOVA I DOSADAŠNJA PRAKSA	22
5. EKSPERIMENTALNI DIO	31
5.1 Sakupljanje osnovnih podataka o kvaru	31
5.2 Rendgenski snimak lijeve potkoljenice s pločicom	32
5.3 Vizualni pregled kompresijske pločice	33
5.4 Analiza mikrostrukture odabranog uzorka svjetlosnim mikroskopom	34
5.5 SEM analiza uzorka.....	35
5.6 EDS analiza uzorka	41
5.7 Ispitivanje savojne čvrstoće uzorka.....	46
6. ZAKLJUČAK.....	48
LITERATURA.....	49

POPIS SLIKA

Slika 1. Kirurški alat izrađen od nehrđajućeg čelika [4]	3
Slika 2. Vlačna čvrstoća titanijevih legura pri povišenim temperaturama [6]	4
Slika 3. Okviri naočala napravljeni od tehničkog titanija [9].....	6
Slika 4. Lopatica turbine zrakoplovnog motora izrađena od alfa titanij legure [10].....	7
Slika 5. Spojni elementi visoke čvrstoće napravljeni od beta titanij legure [12]	8
Slika 6. Ilustrativni primjer tableta od zlata koje se koriste u liječenju pacijenata s artritisom [14]	9
Slika 7. Zamjenski zubi napravljeni od kobalt- krom legure [16].....	10
Slika 8. Prikaz ležajeva kuka i koljena napravljenih od kobalt- krom legure [18]	11
Slika 9. Uređaj za upravljanje srčanim ritmom napravljen od platine [22]	14
Slika 10. Zamjenski kuk napravljen od tantala [26].....	15
Slika 11. Kortikalni vijak (gore) i kanilarni vijak (dole) [28].....	16
Slika 12. DCP pločica [29].....	17
Slika 13. LCDC pločica [28].....	17
Slika 14. Potporna pločica [28]	18
Slika 15. Ožičenje s dvije serklažne žice [28].....	19
Slika 16. Zatezna traka ugrađena na koljenu [28]	19
Slika 17. Harringtonov štap za učvršćivanje kralježnice [28].....	20
Slika 18. Prošireni čavao ugrađen na prijelomu potkoljenice [28]	20
Slika 19. Vanjski učvršćivač na potkoljeničnoj kosti [28].....	21
Slika 20. Prijelom endoproteze kuka [30].....	23
Slika 21. Modularni vrat s oštećenjima od umora materijala i korozije [30].....	23
Slika 22. Prijelom modularnog vrata lijeve bedrene kosti [31].....	25
Slika 23. Prijelom modularnog vrata desne bedrene kosti [31]	25
Slika 24. Fotografija slomljene površine vrata desne bedrene kosti [31]	26
Slika 25. Prikaz nestabilne frakture kuka prije operacije [32]	27
Slika 26. Post-operativna rendgenska slika kuka s ugrađenim implantatom [32].....	27
Slika 27. Rendgenska snimka koja pokazuje nezarastanje i deformirani položaj slomljene naprave u medijalnom dijelu bedra [32].....	28
Slika 28. Ugrađena LCP pločica u nadlaktičnu kost [33]	29
Slika 29. Lom pločice u nadlaktici [33]	30
Slika 30. Rendgenska slika potkoljenice s titanijevom pločicom, nakon 3 mjeseca.....	32
Slika 31. Titanijeva LCP pločica.....	33
Slika 32. Titanijeva pločica i mjesto izrezivanja za analizu mikrostrukture.....	34
Slika 33. Mikrostruktura jezgre uzorka.....	35
Slika 34. Analizirana područja loma	36
Slika 35. SEM slike prijelomne površine, detalj A sa slike 34.	37
Slika 36. Prijelomna površina, detalj B sa slike 34.	37
Slika 37. SEM slika poprečnog presjeka uzorka, a) jezgra uzorka i b) rub uzorka	39
Slika 38. Dimenzije pora na uzorku	40
Slika 39. EDS analiza materijala.....	42
Slika 40. EDS prijelomne površine A	43
Slika 41. EDS prijelomne površine B	44
Slika 42. EDS analiza poprečnog presjeka pločice	45
Slika 43. Uzorak pločice prije ispitivanja savojne čvrstoće	46
Slika 44. Dijagram ispitivanja savojne čvrstoće	47

POPIS TABLICA

Tablica 1. Tijek eksperimentalnog dijela 31
Tablica 2. Promjer pora mikrostrukture pregledane SEM-om 41
Tablica 3. Maseni udio kemijskih elemenata na prijelomnoj površini implantata - A 43
Tablica 4. Maseni udio kemijskih elemenata na prijelomnoj površini implantata - B..... 44

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
F_k	N	Konačna sila
R_k	N/mm ²	Konačno naprezanje
t	°C	Temperatura

SAŽETAK

U ovom diplomskom radu analiziran je uzrok loma kompresijske pločice potkoljениčne kosti. U teorijskom dijelu ovog rada prikazani su materijali i legure koje se koriste u medicini, predstavljene i opisane su vrste fiksatora koje se koriste u ortopediji. U eksperimentalnom dijelu napravljena je optička, SEM i EDS analiza pločice. Na kraju rada predstavljeni su mogući uzroci koji su doveli do loma pločice.

Ključne riječi: lom, pločica, Ti, SEM

SUMMARY

This master's thesis examines the cause of femur compression plate fracture. The theoretical part of this study presents the materials and alloys used in medicine, and introduces and describes the types of fixators used in orthopedics. The experimental section includes optical, SEM, and EDS analyses of compression plate. Finally, potential causes that led to a compression plate fracture are presented at the conclusion of the study.

Keywords: fracture, compression plate, Ti, SEM

1. UVOD

Strojarstvo i medicina dva su velika područja znanosti koja stotinama godina surađuju za dobrobit pacijenata te za što lakši i bolji oporavak od određene bolesti ili ozljede. Današnja moderna medicina napreduje i zbog novih otkrića s područja strojarstva, gdje se osim tehnološki naprednijih uređaja i instrumenata otkrivaju novi materijali koji su bio-kompatibilni za ljudsko tijelo. Tijekom povijesti čovječanstva većina prijeloma i iščašenja liječena su neoperativno. Razvoj anestezije, antiseptika i rendgenskog zračenja sredinom 19. stoljeća započelo je operativno liječenje prijeloma. Konstruirane naprave za liječenje koristile su se za vanjsko učvršćivanje prijeloma. U modernoj medicini gotovo svi prijelomi se liječe različitim vrstama unutarnjih fiksatora, poput vijaka i pločica, pa sve do naprava za učvršćivanje kralježnice.

2. METALI I LEGURE U MEDICINI

Upotreba metala i metalnih legura ima veoma dugačku povijest primjene u medicini, te je na neki način sastavni dio same medicine. Metali kao vrsta materijala imaju puno prednosti zbog kojih su jako rašireni u granama medicine, a neke od tih prednosti su [1]:

1. Visoka čvrstoća
2. Visoka elastičnost
3. Visoka lomna žilavost
4. Kombinacija visoke elastičnosti i krutosti
5. Visoka električna vodljivost

Kada se sve navedeno uzme u obzir, metali i legure su po mnogo čemu superiorniji za medicinske uređaje, instrumente ili implantate od npr. materijala poput keramike ili polimera, zbog kombinacije prethodno navedenih svojstava. [1]

S druge strane, metali se nekad ne smatraju "poželjnim materijalima" za medicinske svrhe zbog ekoloških i zdravstvenih problema koji mogu biti vezani uz teške metale. Postoji opasnost otpuštanja štetnih kemijskih spojeva u organizam čovjeka kod metala ugrađenih u ljudsko tijelo u obliku medicinskog uređaja ili implantata pa se znatni naponi ulažu u poboljšavanje svojstva bio-kompatibilnosti metala i legura. [1]

2.1 Nehrđajući čelici

Nehrđajući čelici i čelici sa specijalnim svojstvima su jedni od glavnih materijala za izradu medicinske opreme. Prvenstveno zbog odličnih mehaničkih svojstava, poput visoke tvrdoće, otpornosti na trošenje, otpornosti na koroziju, visoke vlačne čvrstoće itd. [2]

Najčešće korištene mikrostrukture čelika su: feritne, austenitne, martenzitne (precipitacijske očvrstnute) i duplex (kombinacija ferita i austenita). Sama mikrostruktura je određena kemijskim sastavom, količinom legirnih elemenata te toplinskom ili mehaničkom naknadnom obradom. [3]

Primarni cilj legirnih elemenata koji se dodaju nehrđajućem čeliku je poboljšati otpornost na koroziju te poboljšati mehanička svojstva. Alfageni legirni elementi koji se dodaju su Cr, Mo, Si, Ti, Nb dok su gamageni C, Ni, Mn i N. [3]

Najviše korišteni nehrđajući čelici za izradu medicinskih uređaja su austenitni i martenzitni nehrđajući čelici. [3]

Austenitne čelike karakterizira nizak udio ugljika (manje od 0,1 %), udio kroma između 12-25 % te nikla 8-30 %. Takvi čelici se najčešće koriste za medicinsku opremu gdje je potrebna manja otpornost na koroziju, poput kanila, manjih spremnika za opremu, igle, parni sterilizatori, ormarići za odlaganje kirurškog alata. [3]

Martenzitni čelici imaju udio kroma 12-17 % te je sadržaj ugljika kod njih veći, iznad 0,1 %. Takvi čelici su u širokoj primjeni u dentalnoj medicini i u kirurgiji, Koriste se za izradu alata za rezanje poput skalpela i dljeteta, ali i za izradu ortodontskih kliješta. [3]

Feritni čelici imaju ograničenu primjenu za medicinski alat, u obliku ručki za stezaljke dok duplex čelici zasad nemaju neku veliku i značajnu primjenu u polju medicine.



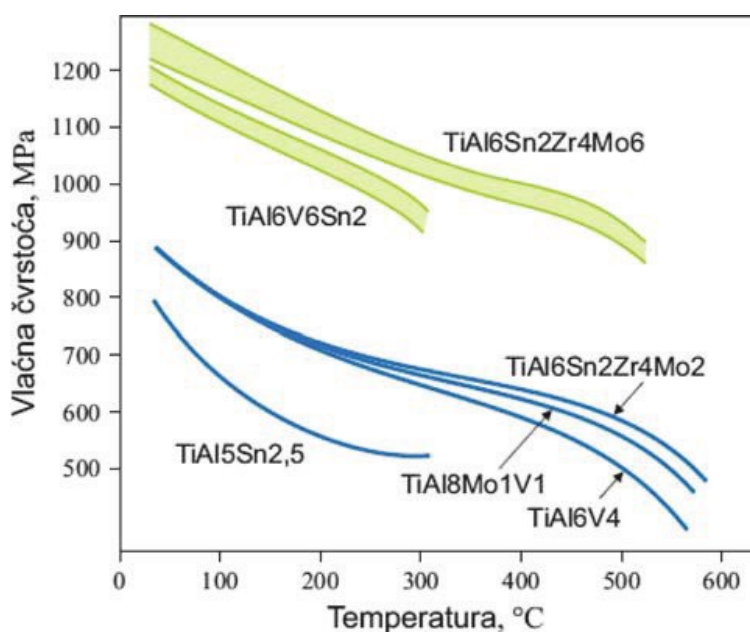
Slika 1. Kirurški alat izrađen od nehrđajućeg čelika [4]

2.2 Titanij

Titanij je kemijski element, lagani konstrukcijski metal koji ima visoku čvrstoću, odličnu otpornost na koroziju i izrazito je bio-kompatibilan. Primjenjuje se kao čisti metal i još češće kao legura legirana s metalima poput aluminija, molibdena i željeza, te nemetala poput vodika, dušika, ugljika, bora i silicija. [5]

Osnovne prednosti titanija i legura titanija naspram drugih materijala su [6]:

- **Visoka čvrstoća u odnosu na malu masu-** omogućuje primjenu gdje je bitna što veća čvrstoća i lomna žilavost za što manju masu. Gustoća titanija je oko 4500 kg/m^3 što je dvostruko manje od čelika ili npr. super-legura nikla. Također, bitno je napomenuti da specifičnu čvrstoću zadržavaju u temperaturnom rasponu od -200 do $550 \text{ }^\circ\text{C}$.
- **Visoka dinamička izdržljivost-** titanij i legure imaju veću dinamičku izdržljivost od aluminija i čelika, pa se često koriste za ciklički visoko opterećene dijelove.
- **Toplinska stabilnost-** legure titanija su postojane do $315 \text{ }^\circ\text{C}$, odnosno $600 \text{ }^\circ\text{C}$, ovisno o vrsti legure. Prikazano na Slici 2.



Slika 2. Vlačna čvrstoća titanijevih legura pri povišenim temperaturama [6]

- **Korozijska postojanost-** korozijska postojanost titanija i njegovih legura je puno bolja od legura čelika i aluminija. Titanijeve legure su visoko postojane u različitim agresivnim medijima, zahvaljujući oksidnoj prevlaci koja nastaje na površini metala u oksidirajućoj okolini. U slučaju da dođe do oštećenja oksidne prevlake, ona se iznova obnavlja.
- **Odlična bio-kompatibilnost-** Titanij i njegove legure su vrlo otporne na djelovanje tjelesnih tekućina u ljudskom tijelu što im omogućuje široku primjenu u medicini.
- **Dobra otpornost na puzanje**
- **Nemagnetičnost**

- **Dobar vodič topline**
- **Mala toplinska rastezljivost**- jamči dimenzijsku stabilnost oblika

Titanij se primjenjuje u svijetu u obliku nelegiranog (tehničkog) titanija, te legura- alfa, beta i alfa+ beta legura.

2.2.1 Nelegirani (tehnički) titanij

Nelegirani titanij je tvrdi, sjajno-srebrnkast metal koji je postojan na koroziju zbog sloja oksida koji se stvara na površini. Otporan je na mnoge kiseline i lužine te se najčešće koristi kada nije potrebna anti-korozivnost te visoka čvrstoća. [6]

Tehnički titanij sadrži između 98,9 i 99,5 % Ti. Ostatak čine nečistoće, u prvom redu kisik i željezo, koji imaju znatan utjecaj na mehanička svojstva. [7]

Podjela nelegiranog titanija je u 4 kategorije, od 1. stupnja do 4. stupnja gdje stupanj 1 ima najveću otpornost na koroziju, veliku mogućnost oblikovanja i najmanju čvrstoću, dok stupanj 4 nudi najveću čvrstoću i umjerenu sposobnost oblikovanja. [8]

Nelegirani titanij se može proizvoditi u produljenim ili izrezanim šipkama, zavojnicama, nitima i kabelima, ovisno o primjeni. Upotreba nelegiranog (tehničkog) titanija je u sljedećim područjima [8] :

- Ortopedija
- Medicinske igle
- Pletene žičane mrežice
- Šavovi
- Ortodontski aparati
- Okviri naočala za vid



Slika 3. Okviri naočala napravljeni od tehničkog titanijsa [9]

2.2.2 α -titanij legure

α legure nisu toplinski očvrstljive, teže se oblikuju i deformiraju, zavarljivost im je dobra, srednje su čvrstoće i dobre lomne žilavosti. S obzirom da ove legure imaju odličnu čvrstoću na povišenim temperaturama i najbolju otpornost na puzanje od svih titanijskih legura, α legure se koriste najčešće za visoko-temperaturne primjene. S obzirom da α legura ima heksagonsku gusto slagano strukturu (HCP), može se koristiti i na nižim temperaturama gdje zahvaljujući svojoj strukturi ima dobru žilavost i čvrstoću. Otpornost na koroziju α legura je slična β i $\alpha + \beta$ legurama. [6]

Glavni legirni element α titanijske legura je aluminij, koji izrazito djeluje na povećanje čvrstoće. α titanijske legure se koriste za izradu disk kompresora, lopatica plinskih turbina zrakoplovnih motora, ventilatora plinskih turbina itd. Sve navedene primjene zahtijevaju da legure izdržavaju visoke radne temperature, da imaju dobru zavarljivost te visoku čvrstoću. [6]



Slika 4. Lopatica turbine zrakoplovnog motora izrađena od alfa titanij legure [10]

2.2.3 β -titanij legure

β titanij legure sadrže veliku količinu β stabilizatora te imaju visok udio β faze prostorno centrirane kubične rešetke. Udjelom takve faze i vrstom te rešetke, β legure su vrlo duktilne i žilave, te je znatno poboljšana oblikovljivost u žarenom stanju. β legure su dobro prokaljive, otporne su na rast pukotina, imaju visoku lomnu žilavost, ali nisu primjenjive za visoke temperature poput α legura zbog sklonosti puzanju. Maksimalna temperatura primjene β legura je oko 370 °C. Za razliku od α legura, β -titanij legure mogu postići visoku čvrstoću toplinskom obradom, pogotovo pri nižim temperaturama. [6]

β stabilizatori koji su prisutni u β titanijskim legurama su Mo, V, W, Ta i Si. Stabilizatori sprječavaju transformaciju β faze u α fazu prilikom naglog hlađenja. [11]

Titanijske β legure se koriste za izradu zrakoplovnih komponenti, spojnih elemenata visoke čvrstoće, limova visoke čvrstoće za zrakoplove, dijelova motora zrakoplova itd.



Slika 5. Spojni elementi visoke čvrstoće napravljeni od beta titanij legure [12]

2.2.4 $\alpha+\beta$ titanij legure

Legure ove skupine su najčešće proizvedene te predstavljaju najbolju kombinaciju mehaničkih svojstava titanija. $\alpha+\beta$ legure se mogu toplinski obraditi do relativno visokih čvrstoća, posjeduju dobru čvrstoću na sobnoj temperaturi, ali nisu otporne na puzanje pri povišenim temperaturama. Primjena ovih legura je u rasponu od 315- 400 °C. Oblikovljivost je bolja nego od čistih α legura, dok zavarljivost nije idealna zbog dvofazne mikrostrukture. [6]

Najbitnija $\alpha+\beta$ titanij legura je TiAl6V4, koja je proizvedena u istoj količini kao sve ostale legure uključujući i proizvodnju čistog titanija. TiAl6V4 legura sadrži 90% Ti, 6% Al i 4% V, pri čemu Al stabilizira α fazu dok V stabilizira β fazu. Ova legura ima odlična mehanička svojstva te dobru zavarljivost i obradljivost, te je standardna legura s kojom se uspoređuju svi ostali titanijevi materijali. [6]

TiAl6V4 legura se može toplinski obraditi mekim žarenjem, rekristalizacijskim žarenjem, β -zacijskim žarenjem i rastopnim žarenjem i dozrijevanjem. [6]

2.3 Zlato

Biomedicinska primjena zlata je u upotrebi od drvenih kultura pa sve do današnje moderne medicine. Zlato se koristi u nizu područja, kao dodatak različitim vrstama lijekova pa sve do izrade preciznih implantata. Mnoge drevne kulture, poput Indije i Egipta, koristile su ljekovite pripravke na bazi zlata u liječenju bolesti poput boginja i ospica. U Japanu se i danas stavljaju tanke zlatne folije u čajeve i hranu koje su prema njima korisne za zdravlje. [13]

Osim upotrebe zlatnih legura u dentalnoj medicini za restauraciju zuba, legure zlata se primjenjuju u medicinskim uređajima. Primjena u dentalnoj medicini i medicini je upravo zbog izvrsne bio-kompatibilnosti zlata kao materijala. Također, zlato posjeduje visoki stupanj otpornosti na bakterijsku kolonizaciju i zbog toga je materijal izbora za implantate koji su izloženi riziku od infekcije, kao što je npr. unutarnje uho. Primjena legura zlata u mikrokirurgiji uha ima dugu tradiciju i smatra se vrlo vrijednim metalom. Druge primjene legure zlata uključuju žice za srčane stimulatore i stentove prevučene slojem zlata koji se koriste u liječenju srčanih bolesti. Stentovi se koriste za potporu slabim krvnim žilama. Mnogi kirurzi koriste zlatom prevučene stentove jer imaju najbolju vidljivost pod rendgenskim zračenjem. [13]

Osim fizičke primjene, zlato i zlatni spojevi koristili su se i koriste se kao lijekovi za liječenje širokog spektra bolesti. Uporaba legura zlata u medicini naziva se krizoterapija.



Slika 6. Ilustrativni primjer tableta od zlata koje se koriste u liječenju pacijenata s artritisom [14]

2.4 Kobalt- krom legure

Od početka 20. stoljeća, dentalna medicina je blisko povezana s metalnim legurama poput kobalt-krom legure. U početku su prve legure služile kao uklonjiv okvir zubnih proteza. Kasnijih godina započeta je uporaba u medicini u obliku stentova, zamjena za intervertebralni disk i za zamjensko koljeno ili kuk. Izvrstan uspjeh Co- Cr legura su posljedica njegovih izvrsnih mehaničkih svojstava, poput odlične krutosti, čvrstoće i otpornosti na koroziju. Također, kobalt- krom legure posjeduju izvrsnu bio-kompatibilnost koja je s vremenom sve bolja, a postiže se stvaranjem oksida na bazi kroma na površini materijala. [15]

Za primjenu nekog materijala u dentalnoj medicini, potrebno je zadovoljiti niz kriterija kako bi materijal bio siguran za kliničku uporabu. Neki od kriterija su: bio-kompatibilnost, netoksičnost, visoka otpornost na koroziju i visoka otpornost na trošenje. Kobalt- krom legure zadovoljavaju sve navedeno i zato su vrlo prisutne u dentalnoj medicini. [15]

S druge strane, Co- Cr dentalne legure mogu biti toksične za organizam ukoliko dođe do otpuštanja metalnih iona ili čestica trošenja u ljudsko tijelo. Kobalt i krom su elementi koji su prirodno prisutni u ljudskom tijelu, no njihovim prevelikim unosom mogu biti štetni za organizam. Izloženost metala ljudskom tijelu je najizraženija kroz gutanje, a upravo se Co- Cr legure koriste kao dentalni alat. Metali su općenito osjetljivi na koroziju, a korozija je moguća i u ljudskom tijelu, gdje je najveća šansa za pojavu korozije na metalnom dijelu u usnoj šupljini. Zato je potrebno imati izvrsnu otpornost na koroziju i netoksičnost. [15]



Slika 7. Zamjenski zubi napravljeni od kobalt- krom legure [16]

Osim upotrebe u dentalnoj medicini, kobalt- krom legure se koriste i u ortopediji. Najčešća primjena je u artroplastici, kirurškim zahvatima u kojima se oblikuje zglob. Kobalt- krom legura je često korištena ležajna površina u ležajevima metal- polietilen (plastika). Kobalt- krom kombinacija je biološki neaktivna, no sadrži nikel i takva legura se izbjegava kod pacijenata koji su podvrgnuti artroplastici a imaju tešku alergiju na nikel. Također, izbjegava se uporaba ležaja metal- metal, gdje u slučaju kobalt- kroma može doći do trošenja i stvaranja čestica koje zatim u tijelu mogu stvoriti pseudotumore. Imunološka reakcija organizma koja slijedi je da dolazi do samouništanja kostiju. [17]

Osim biološke inertnosti, kobalt- krom legure imaju visok modul elastičnosti te je njihova površina vrlo obradiva. To znači da se mogu visoko polirati te imati izrazito glatke površine, što omogućuje minimalno trošenje metala na polietilenskim ležajevima. [17]



Slika 8. Prikaz ležajeva kuka i koljena napravljenih od kobalt- krom legure [18]

2.5 Magnezij i magnezijeve legure

Magnezij i magnezijeve legure imaju biomedicinsku primjenu zbog svoje visoke specifične čvrstoće, niske gustoće i modula elastičnosti, razgradivosti, dobre bio-kompatibilnosti i bio-mehaničke kompatibilnosti. Magnezij ima mehanička svojstva vrlo slična ljudskoj kosti (gustoća od $1,74 \text{ g/cm}^3$ i modul elastičnosti od 41-45 GPa), što pokazuje dobru bio-kompatibilnost. [19]

S druge strane, postoje razni izazovi primjene magnezijevih legura u medicini. Brzo djelovanje korozije magnezija u ljudskom tijelu dovodi do iznimno brzog propadanja materijala, gubitka mehaničkog integriteta i kvara implantata prije procesa zacjeljivanja. U ovom slučaju to je mana, no postoji i primjena u kirurgiji poput bio-razgradivih stentova napravljenih od magnezijeve legure gdje je poželjno da dođe do planiranog vremena razgradnje materijala. Osim toga, proizvodi korozije kao što su H_2 i OH^- ioni mogu utjecati na bio-kompatibilnost materijala. H_2 će se akumulirati u susjednom tkivu u obliku zračnih rupa, uzrokujući odvajanje slojeva tkiva. OH^- ioni dovest će do površinske alkalizacije i potencijalno oštetiti stanice. Nadalje, mehanička svojstva magnezijevih legura, uključujući tvrdoću, duktilnost, čvrstoću, otpornost na trošenje i žilavost, trebale bi se poboljšati kako bi se zadovoljile različite biomedicinske primjene. [19]

Primjena Mg legura u biomedicinskom području ima dugu povijest. Mg je prvi put korišten kao ligatura (podvezivanje) za krvne žile 1878. godine, a od tada su Mg legure opsežno proučavane u medicinskim i kirurškim područjima, uključujući kardiovaskularnu, mišićno-koštanu i opću kirurgiju. Trenutno, primjene biomedicinskih magnezijevih legura uglavnom uključuju kardiovaskularne stentove i koštane implantate. Mg kao vaskularni stent je koristan za regulaciju srčanog ritma, poboljšanje protoka krvi, inhibiciju aktivacije trombocita i sprječavanje vazokonstrukcije. Štoviše, vaskularni stent na bazi magnezija može proširiti sužene arterije i održavati ih sve dok žila ne završi remodeliranje, zatim se postupno razgrađuje i zamjenjuje novim tkivom. [19]

Kao ortopedski implantat, magnezijeva legura je novi medicinski materijal, koji može zamijeniti koštane implantate kao što su čelični čavli u tradicionalnoj medicini. Mg legure bolje odgovaraju mehaničkim svojstvima ljudske kosti i otpornije su na naprezanja od npr. titanijevih legura. Također, zabilježeno je da magnezij kao ortopedski biomaterijal potiče remodeliranje i zacjeljivanje kostiju. Ukratko, magnezij i njegove legure iznimno su vrijedni biomaterijali, i imaju veliki potencijal za medicinsku te ortopedsku primjenu. [19]

2.6 Platina

Od ranih 1970-ih platina se koristi u raznim medicinskim uređajima diljem svijeta za ljude koje pate od bolesti kao što su bolesti srca, moždani udari, neurološki poremećaji, kronični bolovi i druga stanja. Procjenjuje se da je u 2010. godini oko 5000 kg platine korišteno u biomedicinskim uređajima, od čega je 80% bilo za žice vodiče i uređaje za srčani ritam. Preostalih 20 % korišteno je u novijim tehnologijama poput uređaja za neuromodulaciju i stentova. Također, oko 700 kg platine se godišnje koristi u lijekovima protiv raka. [20]

Platina je poznata po svojoj izvrsnoj bio-kompatibilnosti, rendgenskoj vidljivosti (vidljivosti na rendgen uređajima) i elektrovodljivosti te se intenzivno koristi u trajnim, implantabilnim medicinskim uređajima kao što su srčani stimulatori, kohlearni implantati (umjetna pužnica, slušno pomagalo) i neuromodulatori. [21]

S najvećim atomskim brojem od svih materijala koji se koriste u medicini, visoka gustoća platine omogućuje da se jasno vidi na rendgenskim slikama jer je zbog toga iznimno učinkovita u apsorpciji rendgenskih zraka umjesto da ih prođe kroz nju. Također, izvrsna mehanička čvrstoća platine znači da se od nje mogu napraviti sićušni, složeni oblici. Rastavljiva je i može se izvući u tanke žice, a uz to je i inertna, stoga ne korodira lako. [21]

Platina se koristi u medicini u uređajima za upravljanje srčanim ritmom, kateterima i stentovima, uređajima za neuromodulaciju te implantatima za privremenu i trajnu ugradnju u tijelo. Jedan primjer implantata koji je vrlo često korišten je ozračena iridijska žica obložena platinom, koja se može ugraditi u tijelo za isporuku doza zračenja prilikom terapije određene vrste raka. Najnovija upotreba platine je za izradu zavojnica izrađenih od platinaste žice, koja se koristi za liječenje aneurizme, balona u krvnim žilama uzrokovanih slabostima u stijenkama krvnih žila. Konkretnije, primjena takvih zavojnica je za aneurizme u mozgu, gdje je operacija teška i rizična, a platina se koristi jer je inertna, lako oblikovljiva i radiološki neprozirna. [21]



Slika 9. Uređaj za upravljanje srčanim ritmom napravljen od platine [22]

2.7 Srebro

Srebro ima dugu i zanimljivu povijest uporabe u medicini kao "antibiotik" u zaštiti zdravlja ljudi. Srebro je upotrebljavano za pročišćavanje vode, njezi rana, u koštanim protezama, ortopedskoj kirurgiji, srčanim uređajima, kateterima i kirurškim aparatima. Postoje zapisi da su se u prošlosti na dugim oceanskim putovanjima srebrni novčići bacali u bačve za vodu i vino kako bi tekućina ostala svježija. [23, 24]

Srebro pokazuje izrazito antimikrobno djelovanje, ima nisku toksičnost za ljudsko tijelo, duktilno je, nije kemijski reaktivan metal te ima najveću električnu vodljivost od svih metala. [23]

U novije vrijeme srebrne prevlake stavljaju se na medicinske uređaje kao što su cijevi za disanje i katetere kako bi se pomoglo u borbi protiv infekcija. Također se koristi za umjetne kosti i nosače koje se koriste za držanje kostiju na mjestu dok zacjeljuju. Srebro se zna nalaziti u zavojima i mastima jer je otporno na bakterije, što omogućuje brži oporavak i ozdravljenje. [24]

2.8 Tantal

Tantal je element koji se primjenjuje u raznim industrijama poput elektronike, proizvodnji energije, ali i u medicini. Neka od svojstava tantala su iznimno visoko talište (oko 3000 °C), dobra otpornost na koroziju, dobra legiranost s ostalim metalima te sposobnost skladištenja električnog naboja. [25]

S obzirom na izvrsnu sposobnost skladištenja električnog naboja i oslobađanja električne energije, tantal se osim navedene elektronike koristi i u implantabilnim medicinskim uređajima. Također, tantal ne reagira s tjelesnim tekućinama i koristi se za izradu kirurške opreme. Osim toga, ne iritira tijelo i koristi se za izradu kirurških šavova, kao i implantata, poput umjetnih zglobova i ploča za lubanju. [25]

Implantirani medicinski uređaji napravljeni od tantala su iznimno pouzdani, jako izdržljivi i mogu biti proizvedeni u malim dimenzijama. Implantirane slušne aparate, neurosimulatore i inzulinske pumpe je danas moguće izraditi zahvaljujući kondenzatorima od tantala. [26]

Osim medicinskih uređaja, tantal se koristi i za implantate kuka i koljena, popravak tkiva i živaca, stezaljke za podvezivanje žila, spajalice za abdominalnu kirurgiju te ploče za lubanju. [26]



**Slika 10. Zamjenski kuk
napravljen od tantala [26]**

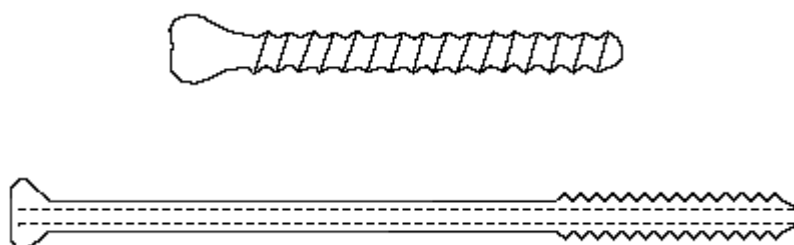
3. FIKSATORI U ORTOPEDIJI

Ortopedski implantati koji se koriste u ortopediji mogu biti smješteni na površini ljudskog tijela ili unutar tijela. Implantati najčešće zamjenjuju određene dijelove tijela, poput zamjenskog koljena, ramena, kuka itd. Danas se u ortopediji za izradu implantata najčešće koriste kombinacije različitih materijala, poput zamjenskog kuka od čelika i polietilenske čašice, keramike i polietilena, titanija i slično. Vrlo bitna je bio-kompatibilnost svakog od navedenog materijala. [27]

Podjela fiksatora korištenih u ortopediji je na fiksatore za unutarnju fiksaciju i vanjsku fiksaciju. Fiksatori za unutarnju fiksaciju su vijci, pločice, žice i igle, intramedularne šipke i čavli i naprave za fiksiranje kralježnice. Fiksatori za vanjsku fiksaciju su naprave za vanjsku fiksaciju prijeloma potkoljenice, ruke ili zdjelice te naprave za produljenje kostiju.

3.1 Fiksatori za unutarnju fiksaciju

Vijci su jedni od najprisutnijih naprava korištenih za fiksaciju kosti u ortopediji. Mogu se sami koristiti za fiksiranje kosti ili nekog dijela tijela, te mogu biti u kombinaciji s drugim alatima. Najčešće dvije vrste vijaka koji se koriste u ortopediji su kortikalni i kanilarni vijci. Kortikalni vijci imaju fini navoj duž cijele dužine i dizajnirani su za učvršćivanje u čvrsti dio kosti. Kanilarni vijci imaju šuplju strukturu i njihova prednost je preciznost kojom se mogu postaviti. Kortikalni i kanilarni vijak su prikazani na slici 11. [28]



Slika 11. Kortikalni vijak (gore) i kanilarni vijak (dole) [28]

Pločice dolaze u nekoliko varijanti, a naziv su dobile prema svojoj funkciji. Postoje kompresijske, neutralizacijske i potporne pločice. [28]

Kompresijske pločice koriste se za prijelome koji su stabilni na primjenu pritiska. Najčešće dvije vrste kompresijske pločice su LCP (*Locking Compression Plate*) i DCP (*Dynamic*

Compression Plate). Obje pločice imaju posebne ovalne otvore za vijak s skošenjem. Primjer kompresijske pločice je na slici 12. [28]



Slika 12. DCP pločica [29]

Nova vrsta pločice koja trenutno još nije toliko zastupljena u ortopediji je LCDC (engl. *Low Contact Dynamic Compression Plate*) pločica, koja se od konvencionalnih razlikuje po tome što je podrezana ispod svake rupe za vijke i između susjednih rupa za vijke. Podrezivanje pločice smanjuje površinu kojom pločica pritišće kost i tkivo, što dovodi do bolje opskrbe krvi tog područja i bržeg zacjeljenja. [28]

Prikaz LCDC pločice je na slici 13.



Slika 13. LCDC pločica [28]

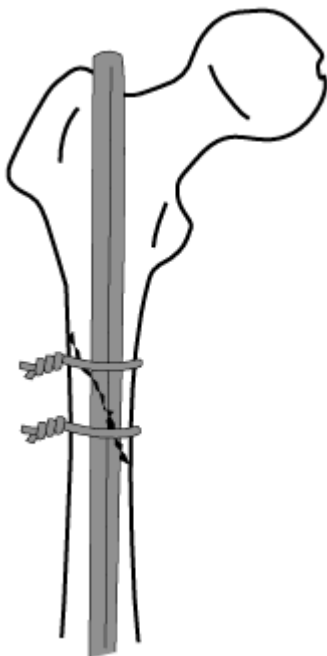
Neutralizacijske pločice konstruirane su za zaštitu prijeloma od normalnog savijanja, rotacije i sila aksijalnog opterećenja. Često se koriste u kombinaciji s vijcima za zatezanje.

Potporne pločice koriste se za podupiranje kosti koja je nestabilna na kompresiju ili aksijalno opterećenje. Prikaz potporne pločice ugrađene u nadlaktičnu kost je na slici 14. [28]



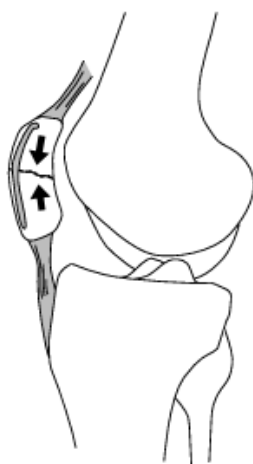
Slika 14. Potporna pločica [28]

Najčešće **žice** koje se koriste u ortopediji su serklažna žica i ožičenje zateznom trakom. Serklažna žica se postavlja oko kosti kako bi spojila različite fragmente prijeloma. Na slici 15. vidljive su dvije serklažne žice s čavlom kako bi se osigurala potpora za usitnjene fragmente. [28]



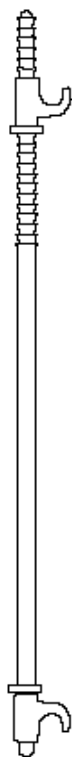
Slika 15. Ožičenje s dvije serklažne žice [28]

Druga vrsta ožičenja u ortopediji je zatezna traka, koja se može postaviti samostalno ili u kombinaciji s vijkom ili žicom. Ugrađene zatezne trake pokušavaju spojiti koštane fragmente zajedno. Primjer ugrađene zatezne trake na koljenu je na slici 16. [28]



Slika 16. Zatezna traka ugrađena na koljenu [28]

Šipke i čavli postavljaju se niz središnji kanal kostiju. Najčešće se koriste Rush šipke (za prijelome cjevastih kostiju), Ender čavli s sličnom namjenom kao Rush šipke i prošireni čavao koji je u današnje vrijeme prvi izbor za fiksiranje prijeloma bedrene ili potkoljenične kosti. Prošireni čavli mogu nositi veliku težinu i postavljaju se zatvorenom tehnikom čim se izbjegava oštećenje mekog tkiva. Prikaz proširenog čavla s ugrađenim jednim vijkom u gornjem dijelu je na slici 17. [28]



Slika 17. Harringtonov štap za učvršćivanje kralježnice [28]



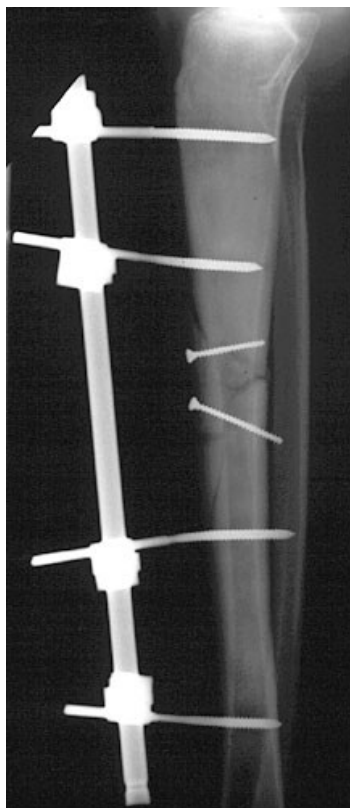
Slika 18. Prošireni čavao ugrađen na prijelomu potkoljenice [28]

Za podupiranje kralježnice koristi se tzv. Harringtonov štap, koji na svojim krajevima sadrži kuke za prihvat. Ova naprava u željenom položaju se može produljiti ili skratiti. Prikaz Harringtonovog štapa je na slici 18. [28]

3.2 Fiksatori za vanjsku fiksaciju

Ortopedi u današnje vrijeme sve rjeđe liječe prijelome vanjskom fiksacijom, no ponekad postoje okolnosti gdje su vanjski fiksatori od velike pomoći. Najčešće to je za otvorene prijelome s velikim oštećenjem mekanog tkiva, za trenutne fiksacije u slučajevima višestrukih trauma tijela i za liječenje prijeloma s manjkom koštane mase ili infekcije.

Na slici 19. je prikazan vanjski učvršćivač koji učvršćuje potkoljenu kost. [28]



Slika 19. Vanjski učvršćivač na potkoljenu kost [28]

4. ORTOPEDSKI SLUČAJEVI LOMOVA I DOSADAŠNJA PRAKSA

U ovom poglavlju opisati će se klinički slučajevi gdje je došlo do težih prijeloma ugrađenih ortopedskih implantata i oštećenih fiksatora. Najčešći slučajevi uključuju potpune prijelome implantata koji su bili ugrađeni u ljudsko tijelo, te su funkcionirali kao zamjenski kukovi.

Nekoliko je mogućih uzroka i pogrešaka koje dovode do težih prijeloma ugrađenih ortopedskih implantata, a najčešći su:

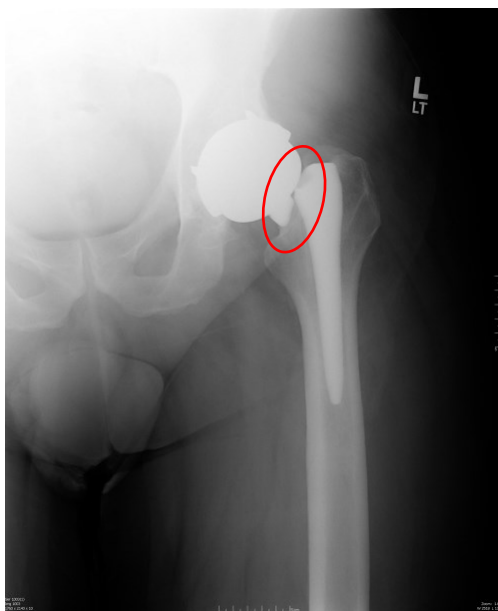
1. Greška u mikrostrukturi materijala
2. Umor materijala
3. Korozija materijala
4. Nepravilna ugradnja implantata tijekom operacije.

Navedene pogreške vrlo značajno utječu na konačnu uspješnost operacije i rehabilitacije, te su nažalost ponekad prisutne što znatno otežava sveukupni proces oporavka pacijenata.

U časopisu „The Journal of Bone and Joint Surgery“ objavljen je rad [30] koji opisuje prijelom modularnog vrata femura nakon totalne artroplastike (kirurški zahvat zamjene bolesnog zgloba novim umjetnim zglobovom) kuka.

49-godišnji muškarac podvrgnut je primarnoj totalnoj artroplastici lijevog kuka u lipnju 2005. zbog degenerativnog osteoartritisa. Kod pacijenta (visok 198 cm i težak 154,2 kg) korišten je anterolateralni (prednji dio tijela) kirurški pristup, a odabrani sustav površine zamjenskog kuka bio je metal na metalu bez polietilenskog umetka. Stem zamjenske bedrene kosti i modularni vrat kosti su od legure titanija Ti-6Al-4V. Pacijent je do operacije bio zdrav, postoperativni tijek bio je ujednačen i bez bolova unutar 3 mjeseca nakon zahvata.

Četiri godine nakon operacije pacijent se poskliznuo na ledu i pao direktno na lijevi kuk. Nakon pada, nije prijavio nikakvu bol ili nelagodu, ali je primijetio novi početak škljocanja i škripanja iz kuka. Nakon dva mjeseca pacijent je pri vezivanju vezica na cipelama čuo pucketanje u kuku i nije mogao izdržati težinu na lijevom donjem ekstremitetu. Radiografije napravljene u to vrijeme pokazale su dobro fiksirane komponente s prijelomom modularnog vrata zamjenskog kuka (Slika 20.). Glava implantata smještena je u čašici, dok je dio implantata koji ulazi u bedrenu kost, stem, ostao smješten u provrtu debla bedrene kosti.



**Slika 20. Prijelom endoproteze kuka
[30]**

Pacijent je nakon rendgenske snimke podvrgnut ponovnoj totalnoj artroplastici kuka. Predoperativno laboratorijsko testiranje nije upućivalo na nikakvu infekciju. [30]

Nakon obavljene operacije, svjetlosnim i elektronskim mikroskopom pregledan je oštećeni dio implantata, slika 21, te se pokazalo da su vidljiva oštećenja nastala zbog korozijskog djelovanja. Oštećenja su bila koncentrirana na bočnim i prednjim površinama gdje je bio spoj s stemom zamjenskog kuka. Na površini prijeloma vidljiv je karakteristični izgled za umor materijala koji se širio iz korodiranog područja na površini modularnog vrata kuka.



**Slika 21. Modularni vrat s oštećenjima od umora
materijala i korozije [30]**

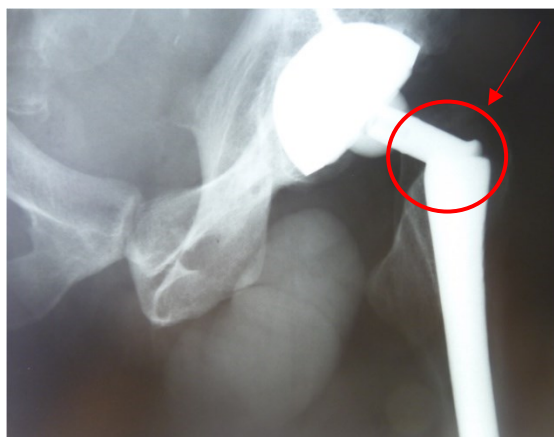
Ovakvi prijelomi komponenata bedrene kosti rijetka su komplikacija i nastaju zbog umora materijala i/ili korozije. Kod ovog slučaja pretpostavlja se da dugačak modularni vrat zamjenskog kuka, u kombinaciji s visinom i težinom pacijenta, vjerojatno je rezultirao povećanim naprežanjem na modularnom spoju vrata i stema zamjenskog kuka što je u konačnici dovelo do prijeloma implantata. [30]

U radu [31] prikazan je obostrani prijelom vrata bi-modularnog femuralnog stema nakon primarne totalne artroplastike kuka.

Bi-modularni femuralni stem je nedavna inovacija u totalnoj artroplastici kuka koja ortopedskom kirurgu omogućuje anatomske ispravniju restauraciju kuka. Razne studije navode izvrsne rezultate s stemom i modularnim vratovima izrađene od legure titanija za dugoročnu primjenu. Međutim, neki proizvođači bili su prisiljeni ukloniti svoje implantate s tržišta ili promijeniti materijala vrata legurama na bazi kobalta zbog porasta prijeloma modularnog vrata bedrene kosti od legure titanija, zbog pojave korozije u procjepu. Produkti korozije mogu izazvati nepovoljne lokalne reakcije tkiva koje dovode do oštećenja ili loma ugrađenog zamjenskog implantata kuka.

38-godišnji muškarac s indeksom tjelesne mase $31,5 \text{ kg/m}^2$ (prekomjerna težina) došao je u bolnicu 1998. godine nakon više od 12 mjeseci progresivne boli u oba kuka. Nakon obavljenih pregleda, dio desnog kuka je zamijenjen čašicom izrađenom od legure titanija (Ti-6Al-4V) i polietilenskim umetkom. Slijedeće godine, pacijentov lijevi kuk zamijenjen je također čašicom od legure titanija s polietilenskim umetkom i femuralnom komponentom s dugim ravnim modularnim vratom od titanija i glavom bedrene kosti od Al_2O_3 . Isti je kirurg izveo obje operacije i pacijent se oporavio od obje bez postoperativnih komplikacija. [31]

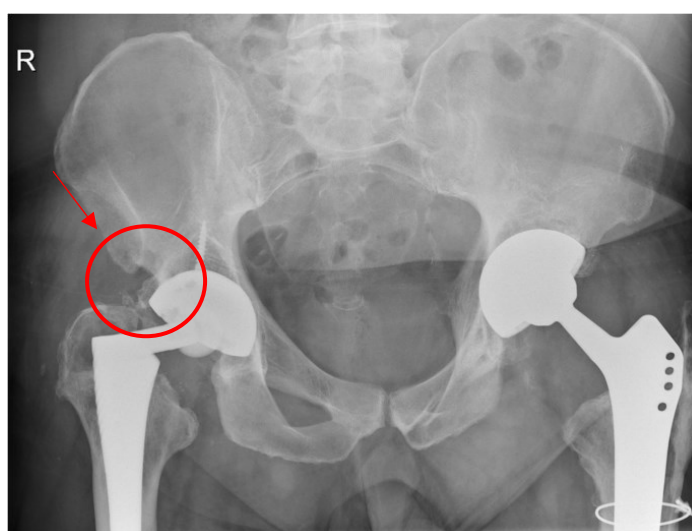
Nakon 3 godine od izvršene operacije lijevog kuka pacijent se javio u bolnicu s iznenadnom boli u lijevoj preponi i nemogućnošću oslonca na tu nogu. Radiografija je pokazala prijelom lijevog modularnog vrata bedrene kosti (Slika 22.). Pri reviziji nisu bili prisutni znakovi istrošenosti polietilena, lokalne nuspojave tkiva ili stvaranja pseudotumora. [31]



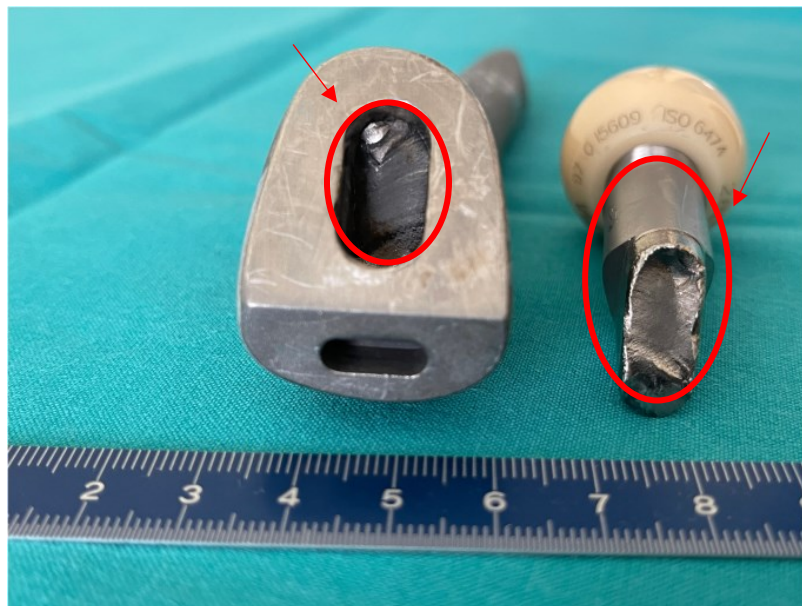
Slika 22. Prijelom modularnog vrata lijeve bedrene kosti [31]

Lijevi originalni implantat je zamijenjen i umetnuta je revizijska modularna zamjena kuka. [31] Nažalost, 20 godina nakon ugradnje implantata desnog kuka, pacijent se ponovno javio u bolnicu s prijelomom desnog modularnog vrata (Slika 23.). Također kao i u slučaju s lijevim kukom, nije bilo značajnih neželjenih reakcija na tkivu ili stvaranja pseudotumora. Desni kuk je također zamijenjen kao lijevi i stavljen je novi implantat. [31]

Prikaz slomljene površine vrata desne bedrene kosti je na slici 24.



Slika 23. Prijelom modularnog vrata desne bedrene kosti [31]



Slika 24. Fotografija slomljene površine vrata desne bedrene kosti [31]

Zaključak ovog slučaja je pojava umora materijala i korozije, što je doprinijelo pucanja implantata. Vrste korozije koje se mogu pojaviti kod ortopedskih implantata su galvanska korozija, korozija u pukotinama, rupičasta, interkristalna i napetosna korozija. Isprobana zamjena s Co-Cr vratovima implantata umjesto titanijeve legure nije se pokazala sigurnom zbog česte pojave galvanske korozije nakon otprilike 2 godine od ugradnje. Nadalje, čimbenici koji mogu doprinijeti lomu implantata su prekomjerna tjelesna težina, lateralni pomaci, duži vratovi i veće glave implantata kod pacijenata s duljim ekstremitetima, vrijeme od implantacije i nedosljednost u sastavljanju modularnih glava. [31]

U radu [32] opisan je slomljeni klizni dinamički vijčani implantat za kuk u središnjem dijelu bedra.

Prijelom trupa, tj. središnjeg dijela kuka je najčešći osteoporotični prijelom kod starijih osoba, osobito kod žena. Najčešće se kod takvih prijeloma ugrađuje implantacijski sustav s kliznim dinamičkim vijkom. [32]

84-godišnja žena došla je u bolnicu s bolovima u središnjem dijelu lijevog bedra. Bila je podvrgnuta operaciji i fiksaciji lijevog donjeg dijela kosti tj. prijeloma femura s dinamičkim

vijčanim implantatom oko pet godina prije dolaska u bolnicu. Na slikama 25. i 26. prikazane su rendgenske slike prije i poslije operacije od prije 5 godina. [32]

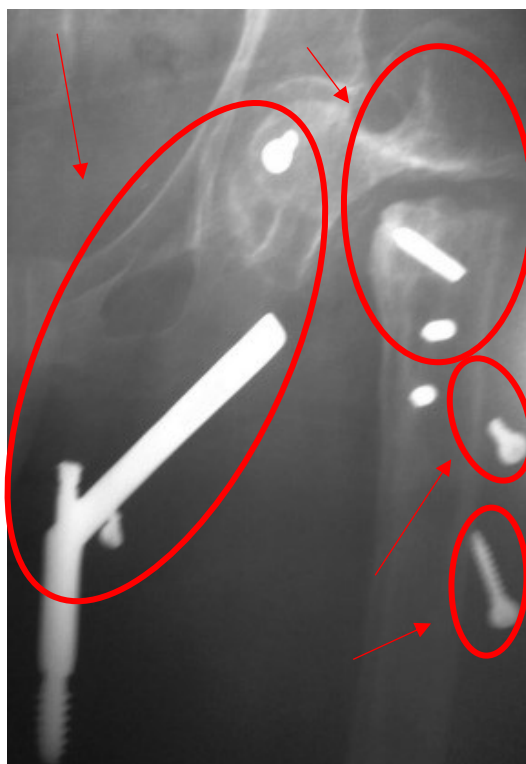


Slika 25. Prikaz nestabilne frakture kuka prije operacije [32]



Slika 26. Post-operativna rendgenska slika kuka s ugrađenim implantatom [32]

Pacijentica je nakon prve operacije mogla hodati sa štapom bez ikakvih bolova u lijevom kuku, no na pregledu je bilo ustanovljeno čudno izobličenje u potkožnom području lijevog bedra. Nakon 5 godina od operacije i dolaskom u bolnicu napravljen je rendgenski pregled kuka, gdje je bilo vidljivo nezaraslo i deformirano područje uz ugrađeni implantat te deformirani položaj središnje natkoljenice. Slomljeni implantat i zahvaćeni vijci morali su biti u potpunosti uklonjeni. Pacijentica je naknadno odbila novu operaciju kojom bi se ispravilo nezarastanje. Na slici 27. prikazana je rendgenska slika naprave u deformiranom položaju. [32]



Slika 27. Rendgenska snimka koja pokazuje nezarastanje i deformirani položaj slomljene naprave u medijalnom dijelu bedra [32]

Zaključak ovog slučaja je da postoje 2 načina kvara dinamičkog vijčanog implantata za kuk; prvi je rezultat višestrukog ciklusa, tj. umora materijala uslijed niskog naprezanja koji je povezan s konstrukcijom vijka kao što je područje s unutarnjim navojem i duljina cijevi. Drugi način je nepravilna montaža vijka tijekom operacije, što dovodi do nepravilnog zarastanja i velikog stresnog opterećenja na to područje. U ovom slučaju, mehanička stabilnost vijka bila je neadekvatna od početka što je u konačnici i dovelo do ovakvog puknuća.

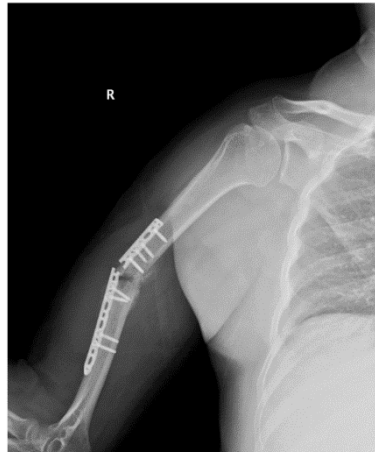
U radu [33] primjer je loma fiksatora, tj. kompresijske pločice ugrađene u nadlaktičnu kost. Pacijent je 62- godišnji muškarac kojemu je ugrađena LCP pločica s osam vijaka (5 vijaka za zaključavanje i 3 kompresijska vijka). Prikaz rendgenske snimke je na slici 28.



(b)

Slika 28. Ugrađena LCP pločica u nadlaktičnu kost [33]

Dva mjeseca nakon operacija pacijent je zadobio drugu ozljedu koja je dovela do istegnuća ruke, što je uzrokovalo lom pločice. Lom pločice u nadlaktici je vidljiv na slici 29. [33]



(a)

Slika 29. Lom pločice u nadlaktici [33]

Početni LCP implantat zamijenjen je novim implantatom, dinamičkom kompresijskom pločicom (DCP) sa sedam fiksacijskih vijaka. [33]

Zaključak cjelokupne analize loma pločice je da je geometrija pločice i mjesto implantacije uzrokovalo određene koncentratore naprezanja. Do loma je došlo zbog umora materijala, koji je nastao zbog uvijanja, savijanja i na kraju preopterećenja malog dijela pločice. Također, pacijent se nije pridržavao propisa liječnika i obavljao je intenzivne aktivnosti. Prijedlog je da se u budućnosti kod postavljanja i/ili fiksiranja LCP implantata izbjegava učvršćivanje rupa pločice u neposrednoj blizini mjesta prijeloma. [33]

5. EKSPERIMENTALNI DIO

U ovom radu analiziran je uzrok loma kompresijske pločice potkoljenične kosti nakon vrlo kratkog vremena od ugradnje kod pacijenta.

Tijek eksperimentalnog dijela rada prikazan je u Tablici 1.

Tablica 1. Tijek eksperimentalnog dijela

	Koraci ispitivanja
1.	Sakupljanje osnovnih podataka o kvaru
2.	Rendgenski snimak lijeve potkoljenice s pločicom
3.	Vizualni pregled kompresijske pločice
4.	Analiza mikrostrukture odabranog uzorka svjetlosnim mikroskopom
5.	SEM analiza uzorka
6.	EDS analiza uzorka
7.	Ispitivanje savojne čvrstoće uzorka

5.1 Sakupljanje osnovnih podataka o kvaru

U srpnju 2021. godine 48-godišnji muškarac doživio je težu automobilsku prometnu nesreću s višestrukim prijelomima raznih dijelova tijela, među ostalom i teži prijelom potkoljenice (tibije). Prema dogovoru s liječnicima odlučeno je kako će se na mjestu prijeloma potkoljenice ugraditi ortopedski implantat- kompresijska pločica.

Iz nalaza liječnika nakon operacije: *Frakturi dijafize tibije pristupa se na način da se ona prvo reponira (smješta u pravilan položaj) i retenira (zadržava u pravilnom položaju) ugradnjom implantata, titanijevom LCP pločom s 11 provrta (uži model s vijcima).*

Uz potkoljeničnu kost ugrađena je navedena titanijeva LCP (*Locking Compression Plate*) pločica, gdje je za pričvršćivanje korišteno 10 vijaka u 11 provrta, te su 2 rupe za vijke ostavljene prazne.

Pacijent je nakon operacije mjesec dana zadržan u bolnici zbog zdravstvenih komplikacija nezvanih za prijelome. Po otpustu iz bolnice dobio je upute za oporavak i rehabilitaciju, koje su uključivale blago kretanje uz minimalno opterećenje te nakon trećeg mjeseca poslije operacije propisana je fizikalna rehabilitacija u toplicama.

Nažalost, pacijent fizikalnu rehabilitaciju u planiranom terminu nije obavio zato što je došlo do puknuća ugrađenog implantata- pločice u periodu trećeg mjeseca poslije operacije.

Nekoliko je mogućih uzroka koji su doveli do puknuća pločice, poput kvalitete materijala, opterećenja pločice, način ugradnje pločice, korozije i umora materijala. Treba napomenuti kako se pacijent nije u potpunosti pridržavao uputa za oporavak. Pacijent je krajem drugog i početkom trećeg mjeseca nakon operacije povremeno vozio osobni automobil. Pacijentovo osobno vozilo je vozilo s ručnim mjenjačem, za koji je potrebno koristiti lijevu nogu za pritisak kvačila prilikom promjene brzine. Pri toj radnji opterećivala se lijeva potkoljenična kost (noga na kojoj je ugrađena pločica) prilikom svakog pritiska papučice kvačila automobila.

5.2 Rendgenski snimak lijeve potkoljenice s pločicom

Na redovitom bolničkom pregledu prije odlaska u toplice pacijentu je napravljena rendgenska snimka potkoljenice. Sa slike 30. je vidljivo da je do loma došlo točno na sredini pločice, gdje nisu bili pričvršćeni vijci.



Slika 30. Rendgenska slika potkoljenice s titanijskom pločicom, nakon 3 mjeseca

5.3 Vizualni pregled kompresijske pločice

Slomljena pločica operativno je uklonjena s potkoljenice i pacijentu se u potkoljenu ugradio novi implantat- šipka.

Slomljena pločica je dostavljena Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu za potrebe ovog diplomskog rada. Titanijeva LCP kompresijska pločica je vizualno pregledana i fotografirana te su odabrana mjesta izrezivanja za analizu prijelomnih površina. Titanijeva LCP pločica i označeno mjesto loma pločice je na slici 31.



Slika 31. Titanijeva LCP pločica

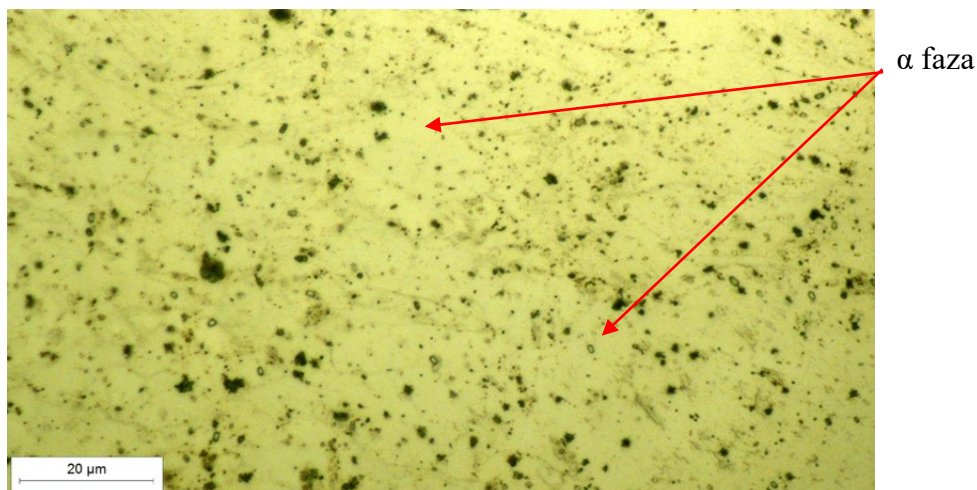
5.4 Analiza mikrostrukture odabranog uzorka svjetlosnim mikroskopom

Analiza mikrostrukture odabranog uzorka provedena je na svjetlosnom mikroskopu Olympus GX51F u Laboratoriju za materijalografiju, na Zavodu za materijale, Fakulteta strojarstva i brodogradnje. Uzorci su metalografski pripremljeni prema uobičajenoj proceduri: izrezivanje uzorka, ulijevanje u polimernu masu, brušenje (brusni papir granulacije P320), poliranje (dijamantna pasta 9 μm i 0,03 μm) i nagrizanje u NITAL-u (smjesa 3% HNO_3 u alkoholu). Za analizu mikrostrukture izrezan je dio označen na slici 32.



Slika 32. Titanijeva pločica i mjesto izrezivanja za analizu mikrostrukture

Dobivena je slika mikrostrukture pri uvećanju 1000x koja je prikazana na slici 33.



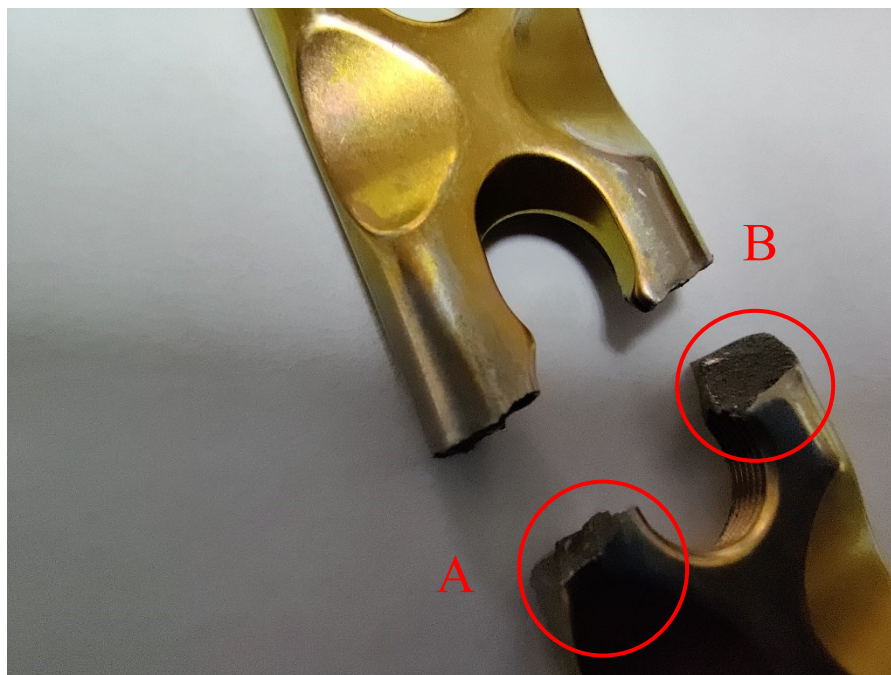
Slika 33. Mikrostruktura jezgre uzorka

Prema slici 33. i u usporedbi s literaturom [34,35,36] mikrostruktura analiziranog uzorka odgovara CP (engl. *commercially pure*) titaniju. Mikrostruktura CP titanija se sastoji od dominantne α faze s malim udjelom β faze.

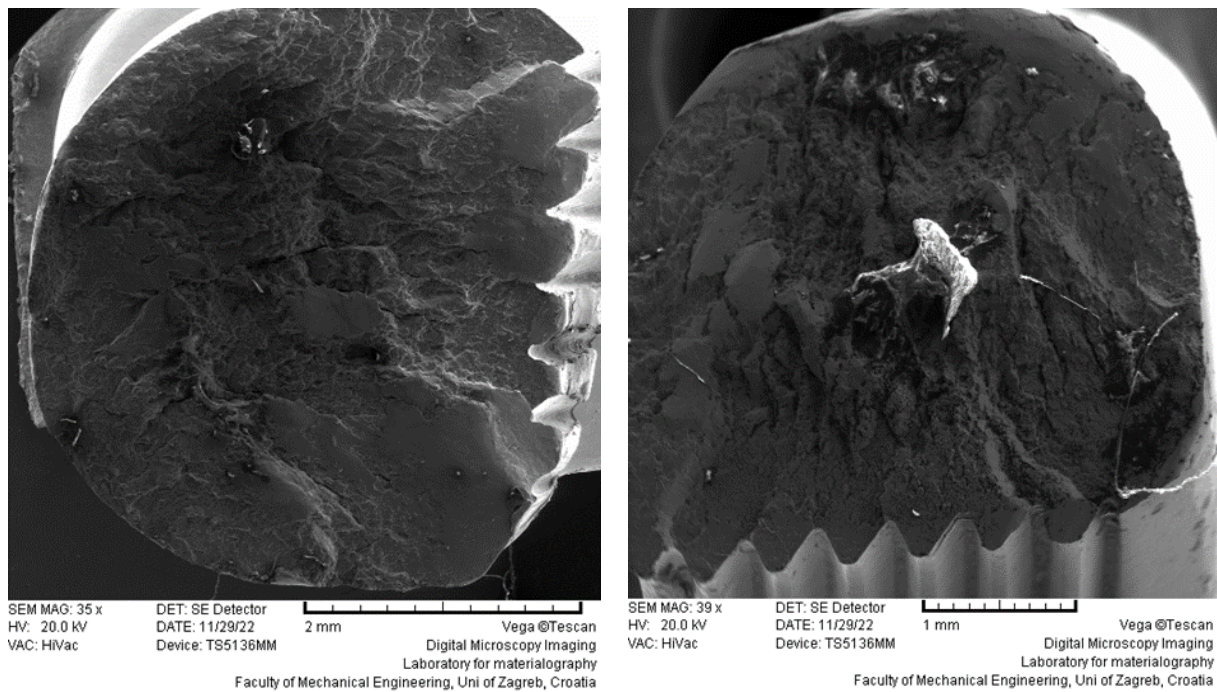
5.5 SEM analiza uzorka

Skenirajućim elektronskim mikroskopom, model Tescan Vega 5136 MM pregledana je prijelomna površina pločice te površina uzorka koji je uliven u polimernu masu.

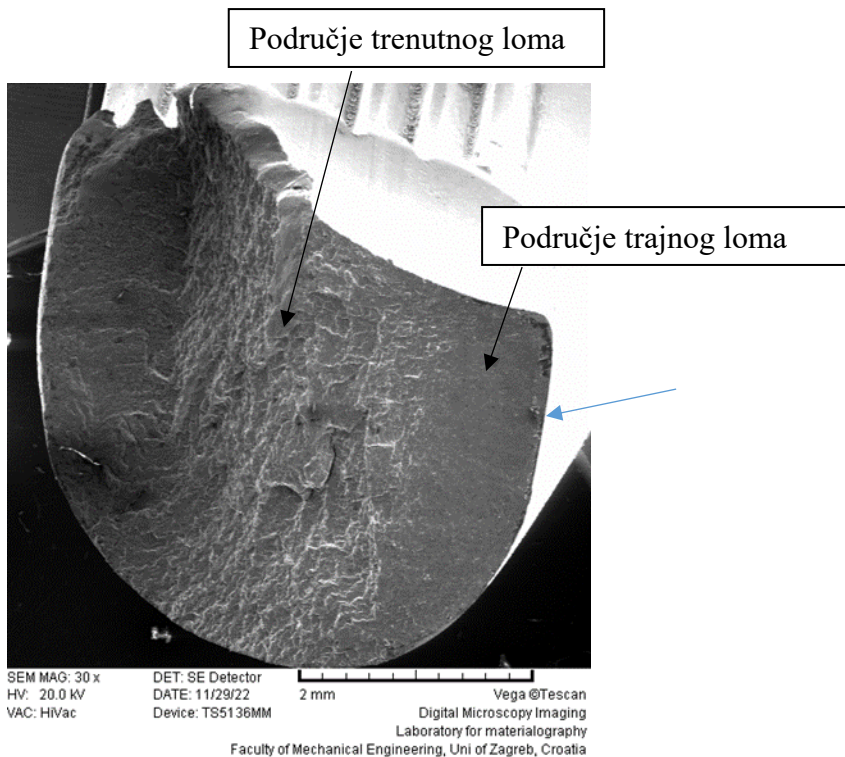
Na slici 34. označene su prijelomne površine – područja A i B koje su analizirane skenirajućim elektronskim mikroskopom. SEM slike prijelomnih površina pločice prikazane su na slikama 35. i 36.



Slika 34. Analizirana područja loma



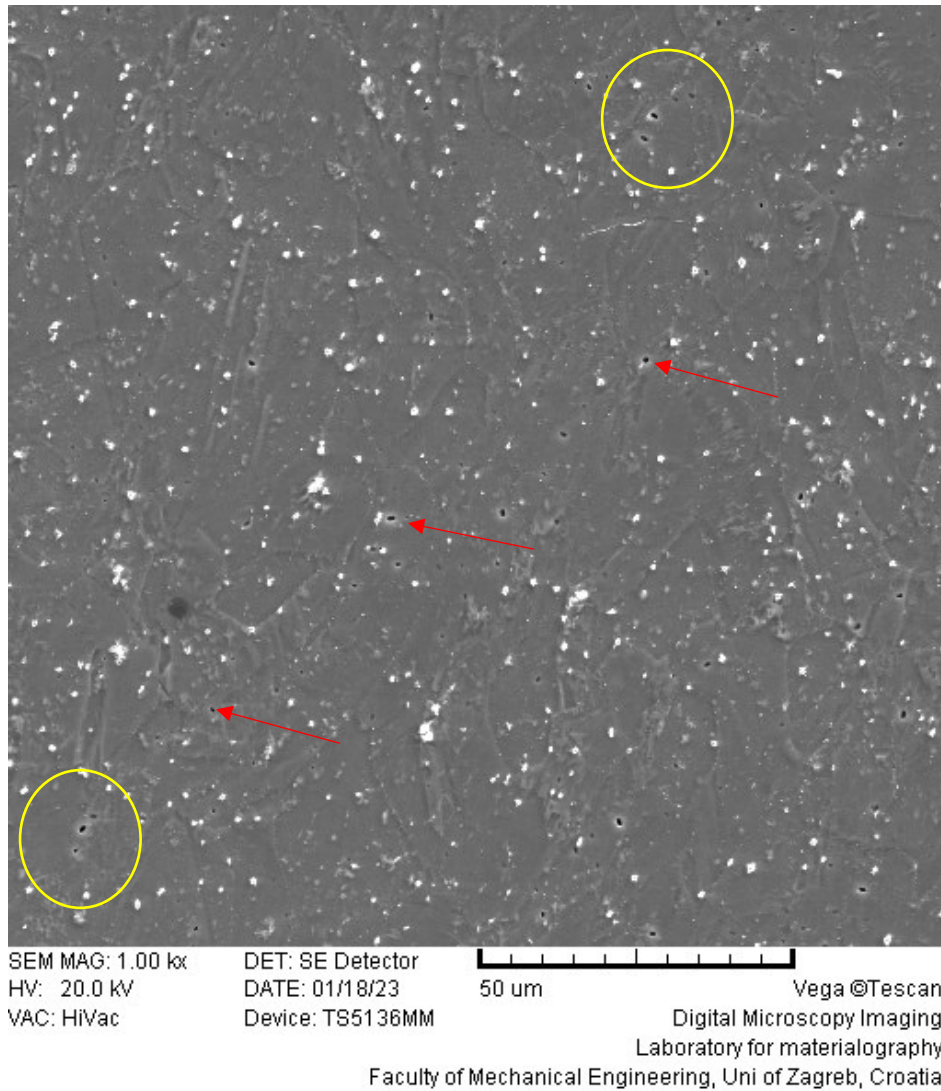
Slika 35. SEM slike prijelomne površine, detalj A sa slike 34.



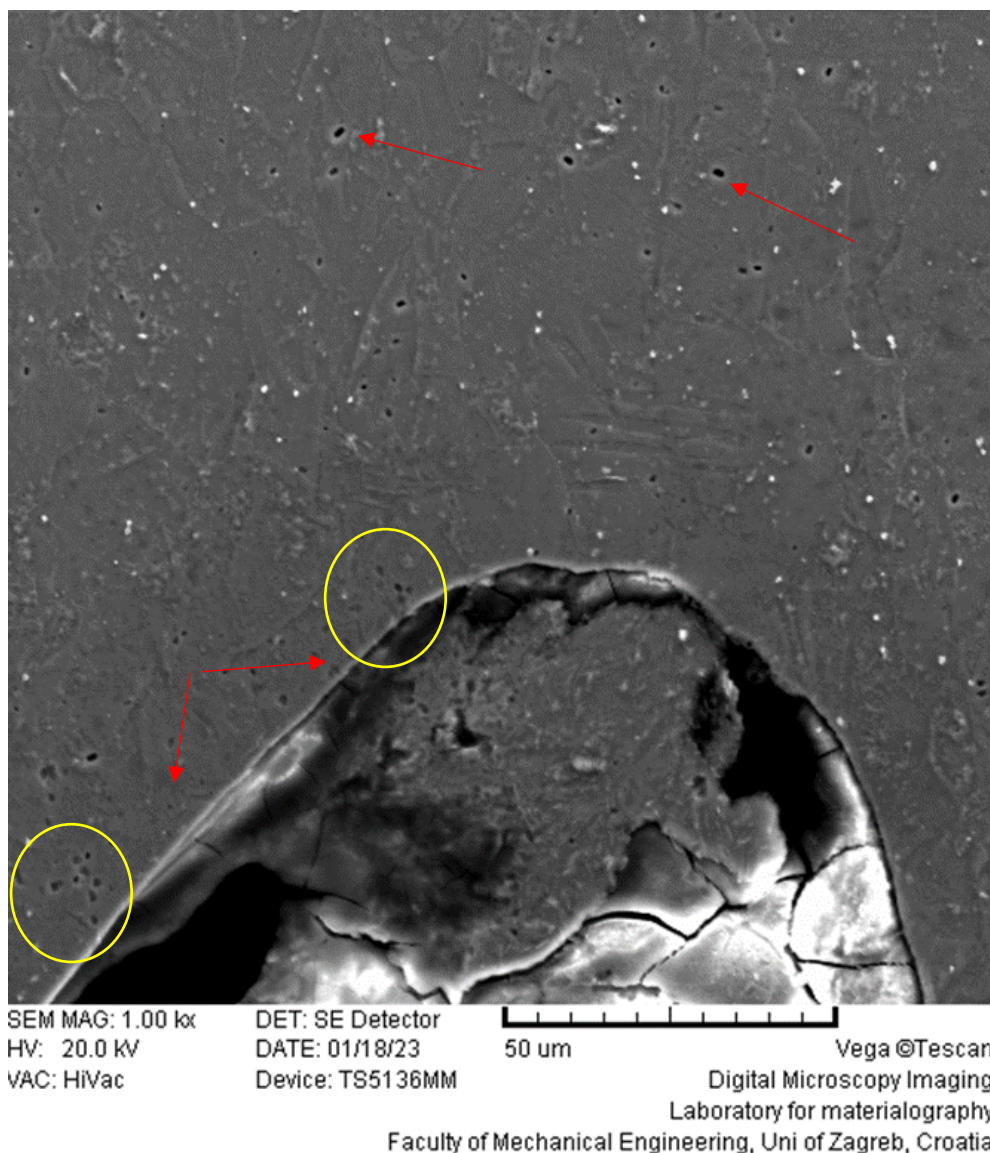
Slika 36. Prijelomna površina, detalj B sa slike 34.

Analizirajući prijelomne površine može se zaključiti da se primarni lom dogodio na području B, a na području A je sekundarni dio loma. Na slici 36. vidljivo je područje trajnog, rastućeg loma (iako nema karakteristične godove za dinamički lom) i područje trenutnog loma. Plavom strelicom označen je rub pločice kao mjesto nastanka inicijalne pukotine.

Nakon SEM analize loma površine titanijeve pločice, pregledana je nagrižena površina pripremljenog uzorka, jezgra i rub, slika 37.



a) jezgra uzorka



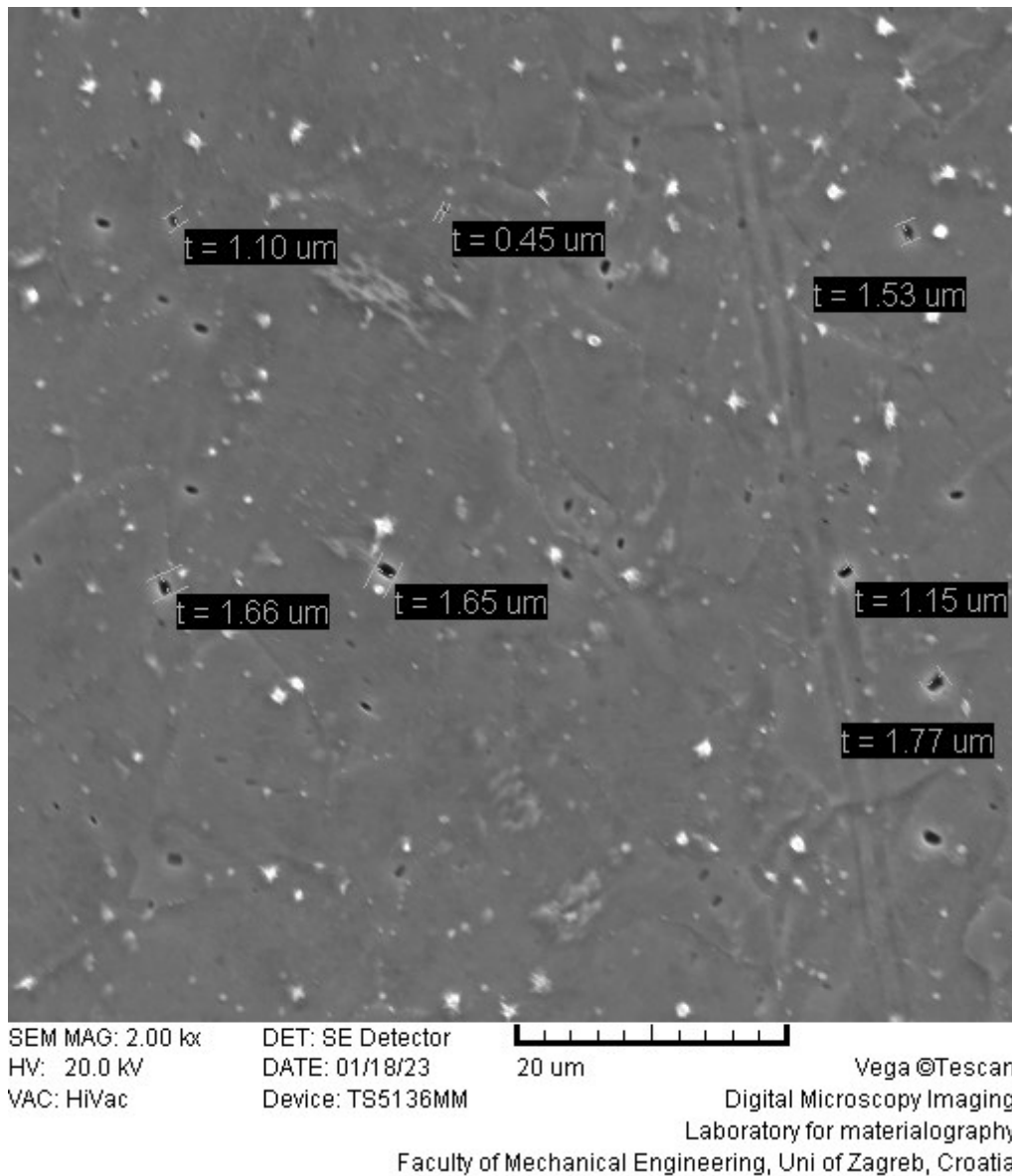
b) rub uzorka

Slika 37. SEM slika poprečnog presjeka uzorka, a) jezgra uzorka i b) rub uzorka

SEM analiza površine uzorka (jezgre i ruba) pokazuje velik broj pora koje su raspoređene po cijeloj površini uzorka. Osim pojedinačnih pora (označene crvenim strelicama na slici 38.) SEM slike površine (jezgre i ruba uzorka) pokazuje područja aglomeriranih pora – nakupine pora (označeno žutim krugom na slici 37a i 37b). Aglomerirane pore po i blizu ruba "opasna" su mjesta kod dinamičkog opterećenja. Uslijed dinamičkog opterećenja (u ovom slučaju gibanja pacijenta – pritiska noge o podlogu) došlo je do spajanja pora (u aglomeriranim područjima) i

stvaranja pukotina u površinskom dijelu pločice tj. dolazi do širenja pukotine kroz pore koje je dovelo do umora materijala i rezultiralo lomom pločice.

Na slici 38. je SEM slika izmjerenih veličina pora.



Slika 38. Dimenzije pora na uzorku

Promjeri pora sa slike 38. prikazani su u Tablici 2.

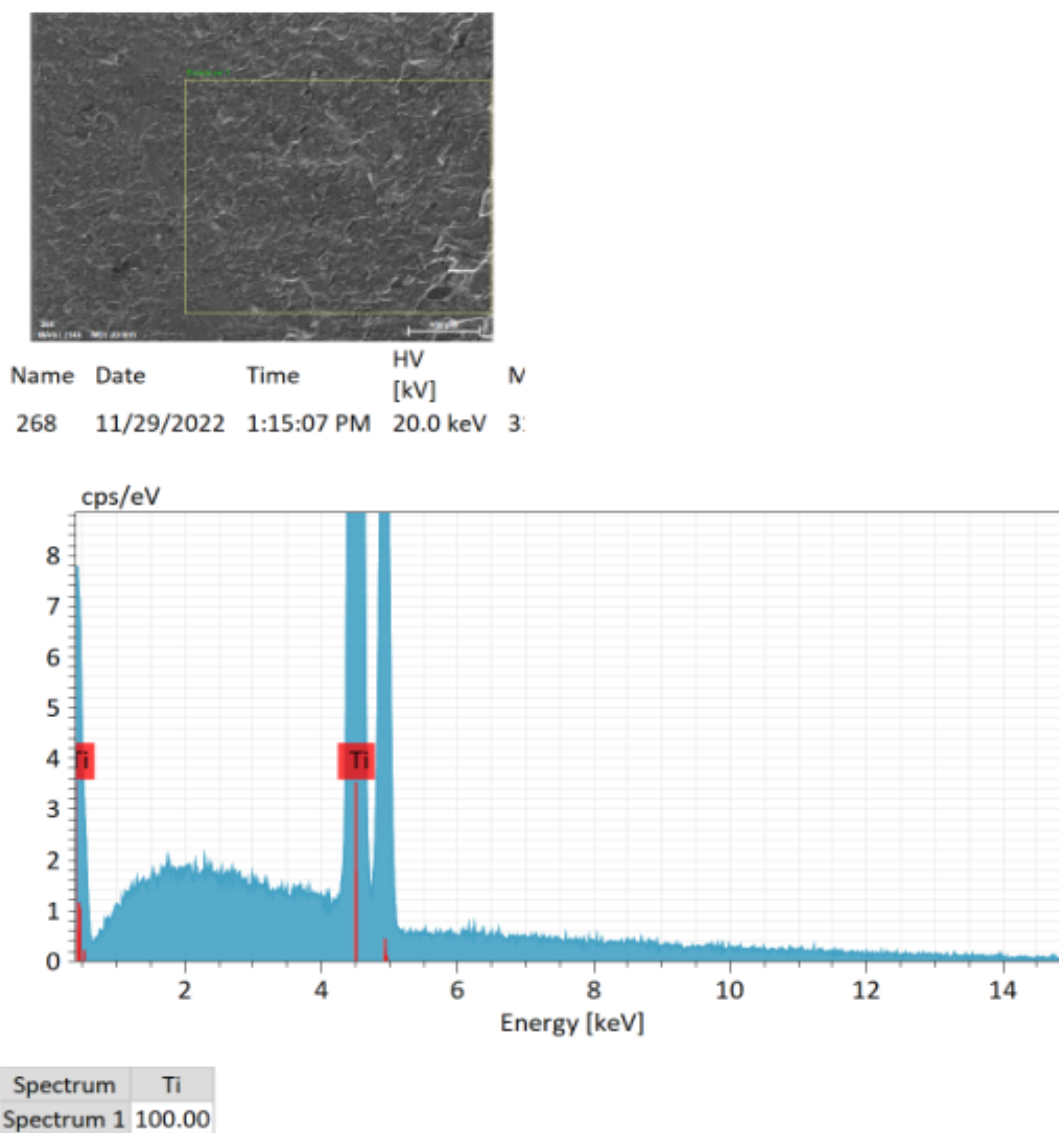
Tablica 2. Promjer pora mikrostrukture pregledane SEM-om

Promjer pore (μm)
1,1
0,45
1,53
1,66
1,65
1,15
1,77
1,33 \pm 0,404

Prosječni izmjereni promjer pore na poprečnom presjeku uzorka iznosi 1,33 μm . Maksimalni promjer pore iznosi 1,77 μm dok je minimalni promjer pore 0,45 μm .

5.6 EDS analiza uzorka

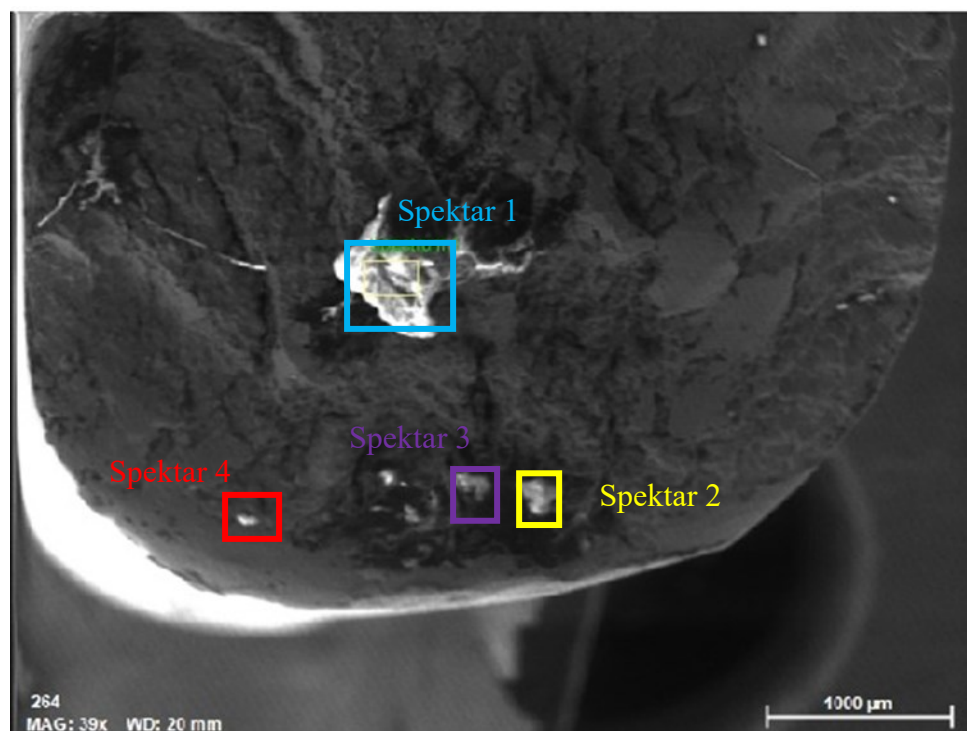
Za mikrokemijsku analizu uzoraka primijenila se energetska disperzivna rendgenska spektroskopija (EDS) na uređaju Bruker EDS. Analizirano je „čisto“ područje (bez nakupina nečistoća), nečistoće koje su vidljive po prijelomnim površinama i metalografski pripremljena površina.



Slika 39. EDS analiza materijala

EDS analiza pokazuje da je analizirani materijal CP (engl. *commercially pure*) titanij.

EDS analiza nečistoća koje su vidljive pri SEM analizi prijelomnih površina prikazane su na slikama 40, 41 i 42. Na slici 39. prikazana je EDS analiza prijelomne površine implantata s područja A sa slike 34.

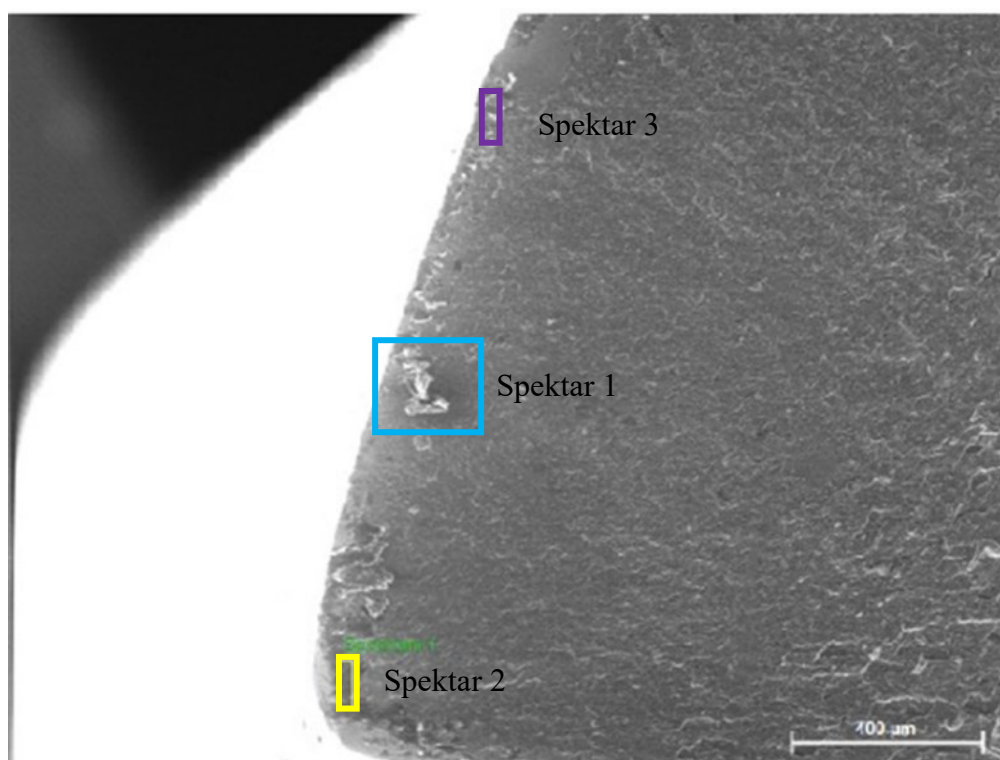


Tablica 3. Maseni udio kemijskih elemenata na prijelomnoj površini implantata - A

Maseni udio, %	O	P	Ca	Ti
Spektar 1	61,51	-	-	38,49
Spektar 2	81,55	3,65	7,12	7,68
Spektar 3	68,36	-	6,14	25,50
Spektar 4	58,60	12,03	29,37	-

Slika 40. EDS prijelomne površine A

Na slici 41. prikazana je EDS analiza prijelomne površine implantata s područja **B** sa slike 34.

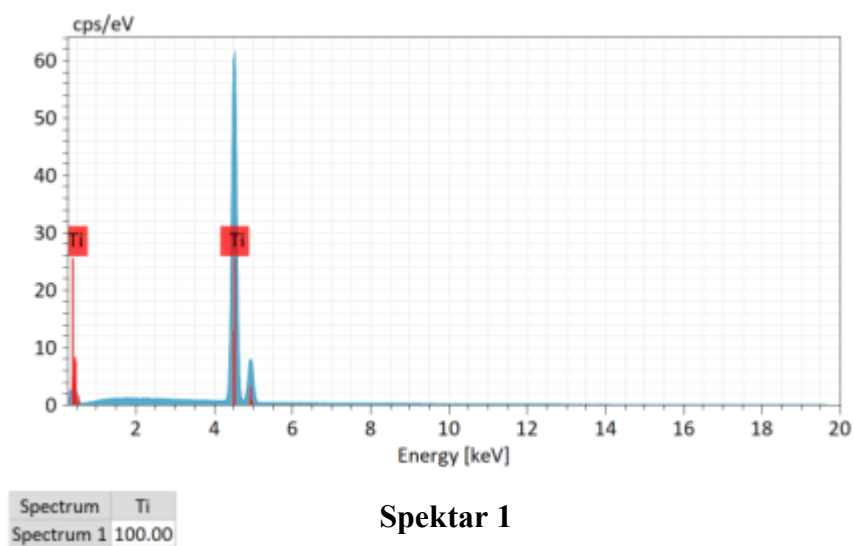
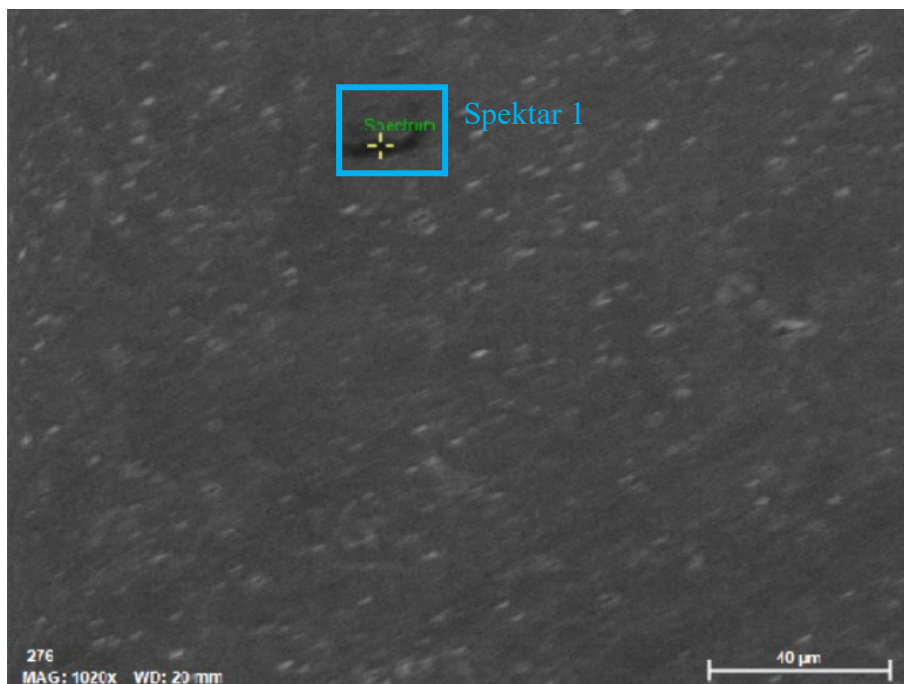


Tablica 4. Maseni udio kemijskih elemenata na prijelomnoj površini implantata - B

Maseni udio, %	O	Si	Ca	Ti
Spektar 1	32,77	-	1,14	66,09
Spektar 2	43,97	2,02	2,47	51,54
Spektar 3	34,88	3,71	0,76	60,65

Slika 41. EDS prijelomne površine B

Na slici 42. analiziran je metalografski pripremljen poprečni uzorak pločice



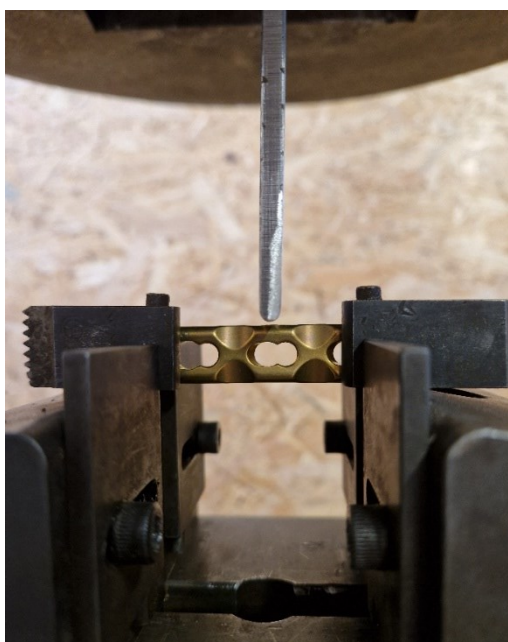
Slika 42. EDS analiza poprečnog presjeka pločice

EDS analiza svih površina („čistog“ područja, prijelomnih površina i metalografski pripremljenog poprečnog presjeka pločice) pokazuje da je materijal čisti titanij. Za pretpostaviti je da je porijeklo nečistoća koje su vidljive na rubu prijelomnih površina od tkiva – kosti pacijenta i od neprikladnih uvjeta transporta slomljene pločice do laboratorija. Pločica nakon operacije uklanjanja s potkoljenice nije spremljena u sterilnu vrećicu te je dodatno kontaminirana okolinom (dodir ruku, podloga na koju se odlagala). EDS analiza metalografski pripremljenog poprečnog presjeka uzorka pločice pokazuje da na uzorku nema drugih kemijskih elemenata osim Ti.

5.7 Ispitivanje savojne čvrstoće uzorka

U eksperimentalnom dijelu rada provedeno je Ispitivanje savijanja u Laboratoriju za ispitivanje mehaničkih svojstava kako bi se ustanovilo zadovoljava li titanijeva pločica propisanu vrijednost savojne čvrstoće. Savojna čvrstoća se najčešće određuje metodom savijanja u 3 točke. Postupak ispitivanja materijala na savijanje napravljeno je na univerzalnoj kidalici. Ispitivanje je provedeno na samo jednom uzorku, dok bi za ispitivanje savojne čvrstoće uzorka, prema normi ISO 7438, trebalo osigurati 5 ispitnih uzoraka.

Slika 43. prikazuje pričvršćeni i postavljeni uzorak pločice prije obavljanja ispitivanja savijanja u 3 točke.

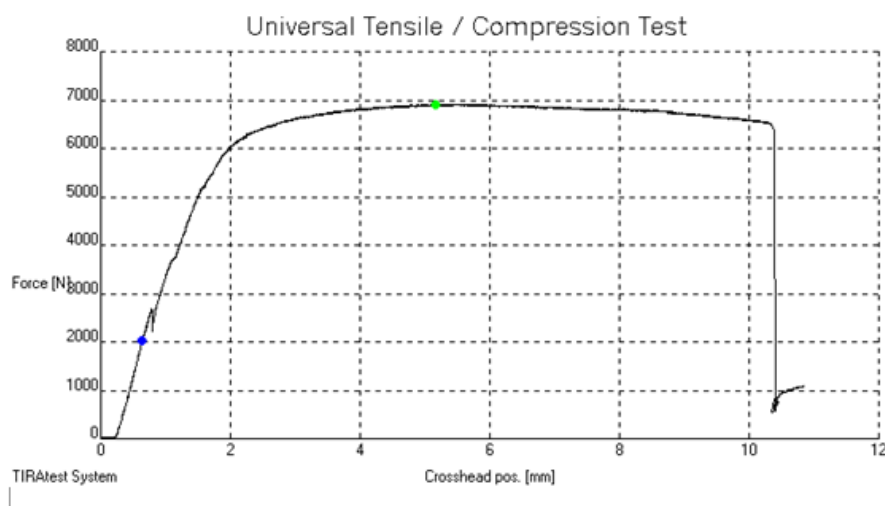


Slika 43. Uzorak pločice prije ispitivanja savojne čvrstoće

Parametri za tijek ispitivanja: Duljina uzorka bila je 86 mm, razmak oslonaca prihvata pločice 51 mm, trn je imao $R\ 2,25$ mm i brzina prirasta opterećivanja je bila 3 mm/min.

Maksimalna izmjerena savojna sila F_k iznosila je 6910 N, dok je maksimalno izmjereno savojno naprežanje R_k iznosilo $412,05\ \text{N/mm}^2$, što je blizu propisane savojne čvrstoće od $434\ \text{N/mm}^2$ [37] te se može zaključiti da ova pločica zadovoljava ispitivanje.

Prikaz dijagrama ispitivanja sila-progib je na slici 44.



Slika 44. Dijagram ispitivanja savojne čvrstoće

Dinamičko ispitivanje izdržljivosti se nije moglo napraviti zbog nedovoljnog broja ispitnih uzoraka.

6. ZAKLJUČAK

Analizom i ispitivanjima provedenim na uzorku titanijeve kompresijske pločice potkoljenične kosti zaključeno je sljedeće:

- SEM i EDS analiza poprečnog presjeka prikazuje da je ugrađena pločica medicinski čisti Ti, ali uz velik broj pora po poprečnom presjeku materijala zbog kojih implantat nije imao svoja primarna zadana svojstva. Pore su po poprečnom presjeku vidljive pojedinačno i u nakupinama.
- EDS analiza prijelomnih površina pokazuje da se na uzorku nalaze nečistoće čije je porijeklo s tkiva pacijenta i neprikladnog transporta slomljene pločice do FSB-a i nema utjecaja na svojstva pločice
- Pacijent se nakon operacije nije u potpunosti pridržavao uputa za oporavak, vožnja automobila unatoč zabrani iste, što je dovelo do ciklički povećanih opterećenja na ugrađenu pločicu operirane noge koja još u potpunosti nije bila oporavljena.
- Do loma pločice je došlo zbog nesavršenosti u materijalu i povećanih dinamičkih opterećenja koji su svojim sinergijskim djelovanjem uzrokovali stvaranja inicijalnih pukotina u površinskom dijelu pločice što je u konačnici dovelo do umora materijala te konačnog prijeloma pločice.

Valja napomenuti kako je pacijent nakon loma titanijeve pločice u potkoljenici ponovno operiran, te mu je umjesto pločice ugrađena šipka (također od titanija) uz tibiju (potkoljeničnu kost). Pacijent se nakon druge operacije pridržavao svih uputa te se uspješno oporavio.

LITERATURA

- [1] Hanawa, T; Research and development of metals for medical devices based on clinical needs, Science and Technology of Advanced Materials, 2012
- [2] <https://www.starrapid.com/blog/the-6-most-important-metals-used-in-medicine/>, dostupno 01.02.2023.
- [3] Geanta, V., Voiculescu, I., Ștefănoiu, R., Rusu, E. Stainless Steels with Biocompatible Properties for Medical Devices. Key Engineering Materials, Vol. 583, 2014
- [4] <https://www.unifiedalloys.com/blog/medical-stainless-steel>, dostupno 02.02.2023.
- [5] <https://www.britannica.com/science/titanium>, dostupno 02.02. 2023.
- [6] Ćorić, Danko. "SVOJSTVA I PRIMJENA TITANA I NJEGOVIH LEGURA (Prvi dio)." Zavarivanje 59, br. 5-6 (2016)
- [7] Rede, Vera. "Repetitorij 3, IZBOR MATERIJALA"
- [8] <https://www.fwmetals.com/services/resource-library/unalloyed-commercially-pure-cp-titanium1/>, dostupno 06.02.2023.
- [9] <https://www.ray-ban.com/usa/eyeglasses/titanium>, dostupno 06.02.2023.
- [10] <https://www.refractorymetal.org/uses-of-titanium/>, dostupno 06.02.2023.
- [11] https://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=titanium_beta_alloys,dostupno 06.02.2023.
- [12] <https://anemo.eu/titanium-fasteners>, dostupno 06.02.2023.
- [13] <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=4961>, dostupno 08.02.2023.
- [14] <https://www.globalintergold.info/en/gold-in-medicine-uses-and-benefits-zo61/>, dostupno 08.02.2023.
- [15] Vaicelyte, A.; Janssen, C.; Le Borgne, M.; Grosogeat, B. Cobalt–Chromium Dental Alloys: Metal Exposures, Toxicological Risks, CMR Classification, and EU Regulatory Framework. Crystals 2020
- [16] <https://www.straumann.com/digital/be/en/home/customized-solutions/cad-cam-tooth-prosthetics/coron.html>, dostupno 08.02.2023.
- [17] Tapscott DC, Wottowa C. Orthopedic Implant Materials. 2023 Jul 25. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023 Jan
- [18] <https://www.cemecon.com/us/en/facts-stories/processing-chrome-cobalt-alloys-hipims>, dostupno 08.02.2023.

- [19] Zhang, T., Wang, W., Liu, J., Wang, L., Tang, Y., Wang, K. (2022) A review on magnesium alloys for biomedical applications, *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, vol. 10, 2020
- [20] Cowley, A., Woodward, B. (2011) A Healthy Future: Platinum in Medical Applications. *Platinum Metals Rev.*
- [21] <https://www.cmegroup.com/education/articles-and-reports/medical-and-biomedical-demand-for-platinum.html>, dostupno 09.02.2023.
- [22] <https://www.garfieldrefining.com/resources/blog/the-many-uses-of-medical-platinum/>, dostupno 09.02.2023.
- [23] Lansdown A. B. (2006) Silver in health care: antimicrobial effects and safety in use. *Current problems in dermatology*
- [24] <https://www.silverinstitute.org/silver-in-medicine/>, dostupno 09.02.2023.
- [25] <https://www.ceccorp.ca/en/future-energy/tantalum/>, dostupno 09.02.2023.
- [26] Tantalum for health, <https://www.tanb.org/about-tantalum>, dostupno 09.02.2023.
- [27] <https://www.merillife.com/blog/medtech/3-types-of-orthopedic-implants-you-need-to-know-before-undergoing-surgery>, dostupno 21.06.2023.
- [28] <https://rad.washington.edu/about-us/academic-sections/musculoskeletal-radiology/teaching-materials/online-musculoskeletal-radiology-book/orthopedic-hardware/>, dostupno 21.06.2023.
- [29] <https://www.greensurgicals.com/product-size/Dynamic-Compression-Plates-LC-DCP-Small-for-35-mm-Screws-338.html>, dostupno 21.06.2023.
- [30] Wright, G., Sporer, S., Urban, R., & Jacobs, J. (2010) Fracture of a modular femoral neck after total hip arthroplasty: a case report. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*
- [31] Fokter, S.K., Gubelj, N., Predan, J. et al. Bilateral neck fracture in bimodular femoral stem after primary total hip arthroplasty: a case report. *BMC Musculoskelet Disord* 22, 356 (2021)
- [32] Saeed Solooki, Amir Reza Vosoughi, Incredible position of broken sliding dynamic hip screw implant in the medial of thigh, *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, Volume 52, Issue 2, 2018
- [33] Antoniac IV, Stoia DI, Ghiban B, Tecu C, Miculescu F, Vigararu C, Saceleanu V. Failure Analysis of a Humeral Shaft Locking Compression Plate—Surface Investigation and Simulation by Finite Element Method. *Materials*. 2019

-
- [34] Miroslav, Greger & Kander, Ladislav & Snasel, Vaclav & Cerny, Martin. (2011).
Microstructure Evolution of Pure Titanium During ECAP. *Materials Engineering*. 18.
- [35] Y.B. Chun, S.H. Yu, S.L. Semiatin, S.K. Hwang, Effect of deformation twinning on
microstructure and texture evolution during cold rolling of CP-titanium, *Materials
Science and Engineering: A*, Volume 398, Issues 1–2, 2005
- [36] N. Poondla, T.S. Srivatsan, A. Patnaik, M. Petraroli, A study of the microstructure and
hardness of two titanium alloys: Commercially pure and Ti–6Al–4V, *Journal of Alloys
and Compounds*, Volume 486, Issues 1–2, 2009
- [37] <https://blog.thepipingmart.com/metals/is-titanium-stronger-than-steel/>, dostupno 09.08.
2023.