Ispitivanje otpornosti na adhezijsko trošenje Ti legure

Ambrušec, Marin

Master's thesis / Diplomski rad

2020

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:235:335627

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-29**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Marin Ambrušec

Zagreb, 2020. godina.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor: Student:

Izv.prof. dr. sc. Suzana Jakovljević, dipl. ing. Marin Ambrušec

Zagreb, 2020. godina.

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

Zahvaljujem se svojoj mentorici izv.prof.dr.sc. Suzani Jakovljević na dodijeljenoj temi, strpljenju i korisnim savjetima koji su ovaj rad učinili mogućim.

Veliko hvala asistentu Draženu Mezdiću na velikom trudu i kordinaciji u eksprimentalnom dijelu rada kako bi dobili što bolje i kvalitetnije rezultate.

Zahvaljujem se djelatnicima tvrtke Instrumentaria d.d. koji su mi omogući mjerenje hrapavosti površine u svojim prostorima.

Posebno se zahvaljujem obitelji i prijateljima na potpori tijekom studiranja.

Marin Ambrušec

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE
Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske radove studija strojarstva za smjerove:
proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment,
inženjerstvo materijala te mehatronika i robotika

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum:	Prilog:
Klasa: 602 - 04 / 20 - 6 / 3	
Ur. broj: 15 - 1703 - 20 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **MARIN AMBRUŠEC** Mat. br.: 0035202473

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Ispitivanje otpornosti na adhezijsko trošenje Ti legure**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Adhesion wear testing of Ti alloy**

Opis zadatka:

Biotribologija se bavi proučavanjem podmazivanja i trošenja u biološkim sustavima, a osobito ugrađenih stranih tijela u ljudski organizam. Implantati koji se ugrađuju u ljudsko tijelo proizvode se od titanija, specijalnih visokoizdržljivih legura, keramika, kompozita i polietilena ultravisoke molekularne mase. Elektrokemijsko nagrizanje je postupak obrade površine metala kojim je moguće postići visoke zahtjeve hrapavosti površina. Koristi se za pripremu površine kod postupaka prevlačenja ili kao završna obrada gdje se dobiva svijetla, glatka i čista površina. Za razliku od mehaničkih postupaka, elektrokemijska obrada ne dovodi do strukturnih promjena jer nema unosa topline, eliminira površinske mikropukotine te je primjenjiva na složenim oblicima.
U ovom je radu potrebno:
1) Dati pregled materijala koji se primjenjuju u ortopediji.
2) Mijenjajući parametre elektrokemijskog nagrizanja izmjeriti hrapavost površine uzoraka.
3) Provesti ispitivanje otpornosti na adhezijsko trošenje u suhom i vlažnom stanju.
4) Komentirati dobivene rezultate te dati zaključak.
U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:	Rok predaje rada:	Predviđeni datum obrane:
30. travnja 2020.	2. srpnja 2020.	6. srpnja do 10. srpnja 2020.

Zadatak zadao: Predsjednica Povjerenstva:

prof. dr. sc. Suzana Jakovljević prof. dr. sc. Biserka Runje

SADRŽAJ

SADRŽAJ…… ……..I
POPIS SLIKA…… III
POPIS TABLICA……..V
POPIS OZNAKA …….....VI
SAŽETAK……...VII
SUMMARY…… VIII

1. UVOD 1

2. PRIMJENA MATERIJALA U ORTOPEDIJI 2
2.1. Svojstva materijala u ortopediji 3
2.2. Titanij i njegove legure 5
2.3. Kobaltove superlegure 8
2.3 Nehrđajući čelici 9
2.4 Keramički materijali 12
2.5 Polimerni materijali 14
2.6 Kompozitni materijali 15
2.7 Porozni materijali.....16
2.8 Bioresorptivni materijali 18

3. TRIBOLOGIJA 19
3.1 Tribosustav 20
3.2 Mehanizmi trošenja.....20
3.2.1 Abrazija 20
3.2.2 Adhezija.....21
3.2.3 Umor površine 22
3.2.4 Tribokorozija 22
3.3 Biotribologija.....23

4. ELEKTROPOLIRANJE 25
4.1 Parametri procesa.....27
4.2 Elektroliti.....27
4.3 Otpornost prema koroziji 29
4.4 Elektropoliranje titanija.....30

5. HRAPAVOST POVRŠINE.....31

6. PREGLED LITERATURE 33
6.1 Učinci elektropoliranja na mehanička svojstva i biokoroziju Ti-6Al-4V legure dobivene taljenjem pomoću snopa elektrona 33
6.2 Elektropoliranje površina- teorija i primjene 33
6.3 Učinak parametara na elektropoliranje komercijalno čistog Ti na bazi alkohola 34
6.4 Ponašanje čistog Ti u miješanoj otopini perklorne kiseline u procesu elektropoliranja.34
6.5 Elektropoliranje titanija u otopini perklorne i octene kiseline. Polarizacijsko ponašanje i stehiometrija 35
6.6 Postupci elektropoliranja za bolju pripremu površine implantata 35

7. EKSPERIMENTALNI DIO 36
7.1 Mehanička predobrada uzoraka 36
7.2 Elektropoliranje 38
7.3 Mjerenje hrapavosti površine 39
7.4 Ispitivanje otpornosti na adhezijsko trošenje i određivanje faktora trenja 42
7.4.1 Rezultati ispitivanja 47
8. ZAKLJUČAK 54
LITERATURA 55
PRILOZI 58

POPIS SLIKA

Slika 1. Dijelovi u ortopedskoj kirurgiji [1] 2
Slika 2. Primjena titanija kao implantata [1] 5
Slika 3. Implantat titanija u ortopedskoj kirurgiji [4] 6
Slika 4. Proizvodi titanija i njegovih legura u medicini [6] 7
Slika 5. Primjena kobaltovih superlegura za implantate [7] 9
Slika 6. Primjena nehrđajućih čelika u ortopediji [8] 11
Slika 7. Implantati nehrđajućeg čelika AISI 316L [8] 12
Slika 8. Primjena keramike u ortopediji [9] 13
Slika 9. Keramički implantat čašice kuka [9] 14
Slika 10. Implantati izrađeni od polimera [10] 15
Slika 11. Primjena kompozita u ortopediji [10] 16
Slika 12. Izgled scaffold biomaterijala [9] 17
Slika 13. Bioresorptivni vijak u ortopediji [10] 18
Slika 14. Najstariji primjerci tribologije [11] 19
Slika 15. Jedinični događaj abrazije [12] 20
Slika 16. Jedinični događaj adhezije [13] 21
Slika 17. Jedinični događaj umora površine [13] 22
Slika 18. Jedinični događaj tribokorozije [12] 23
Slika 19. Biotribologija ljudskog tijela [15] 24
Slika 20. Osnovne značajke procesa elektropoliranja [17] 25
Slika 21. Shematski prikaz procesa elektropoliranja [19] 26
Slika 22. Elektropolirani dijelovi implantata u ortopediji [22] 28
Slika 23. Usporedba elektropoliranja i pasivizacije [23] 29
Slika 24. SEM snimka elektropolirane površine titana [24] 30
Slika 25. Parametar hrapavosti Ra [27] 32
Slika 26. Dimenzije uzoraka 37
Slika 27. Ultrazvučno čišćenje uzoraka 37
Slika 28. Proces elektropoliranja uzoraka 39
Slika 29. Mitutoyo SJ 400- uređaj za mjerenje hrapavosti površine 40
Slika 30. Grafički prikaz hrapavosti površine 39
Slika 31. Shematski prikaz uređaja za ispitivanje adhezijskog trošenja 40

Slika 32. Ispitivanje adhezijskog trošenja "Block on ring " metodom 41
Slika 33. Metoda " Block on ring" s posudom za ispitivanje u vlažnom stanju 44

Slika 34. Vodena otopina za ispitivanje vlažnog adhezijskog trošenja 43
Slika 35. Stanje površine ispitnog prstena nakon suhog i vlažnog adhezijskog ispitivanja.44
Slika 36. Grafički prikaz određivanja konstante opruge.....44
Slika 37. Grafički prikaz faktora trenja u suhom stanju adhezijskog trošenja 49
Slika 38. Grafički prikaz faktora trenja u vlažnom stanju adhezijskog trošenja 48
Slika 39. Vaga za mjerenje mase ispitnih uzorka.....49
Slika 40. Grafički prikaz gubitka mase u suhom stanju adhezijskog trošenja 50
Slika 41. Grafički prikaz gubitka mase u vlažnom stanju adhezijskog trošenja 51

POPIS TABLICA

Tablica 1. Vrste materijala i primjena u ortopedskoj kirurgiji [1] 3
Tablica 2. Kemijski sastav ispitnih uzoraka 36
Tablica 3. Kemijski sastav prstena za adhezijsko trošenje 36
Tablica 4. Označavanje uzoraka za adhezijsko ispitivanje 38
Tablica 5. Hrapavost površine nakon procesa elektropoliranja 40
Tablica 6. Stanje površine uzoraka prije i nakon procesa adhezijskog trošenja u suhom stanju.....45
Tablica 7. Stanje površine uzoraka prije i nakon procesa adhezijskog trošenja u vlažnom stanju 46
Tablica 8. Određivanje konstante opruge 48
Tablica 9. Faktor trenja u suhom stanju adhezijskog trošenja 49
Tablica 10. Faktor trenja u vlažnom stanju adhezijskog trošenja 52
Tablica 11. Gubitak mase tijekom adhezijskog trošenja u suhom stanju..... 52
Tablica 12. Gubitak mase tijekom adhezijskog trošenja u vlažnom stanju..... 52

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
C	N/mm	Konstanta opruge
F_s	N	Sila savijanja
F_{tr}	N	Sila trenja
I	A	Jakost struje
ln	mm	Ukupna duljina mjerene površine
lr	mm	Referentna duljina
m	mm	Srednja linija profila
R_a	µm	Srednje aritmetičko odstupanje profila
R_{max}	µm	Najveća visina profila
R_p	µm	Najveća visina vrha profila
R_{pm}	µm	Prosječna visina vrhova
R_v	µm	Najveća dubina dola profila
R_z	µm	Prosječna visina neravnina
t	min	Vrijeme
U	V	Napon
μ	-	Faktor trenja
ΔL	mm	Progib
Δm	mg	Gubitak mase

SAŽETAK

U teorijskom dijelu rada prikazana su svojstva i primjena materijala u ortopediji. Nabrojani su svi materijali koji se danas koriste za implantate i opisana su njihova svojstva i najčešća primjena. Najvažniji mehanizmi trošenja i značajke biotribologije također su detaljno opisani. Postupak elekropoliranja je detljano opisan uz najvažnije parametre. Prikazani su parametri hrapavosti površine.

U eksperimentalnom dijelu proveden je postupak elektropoliranja uzoraka titanijevee legure Ti-6Al-4V. Prije samog postupka, uzorci su mehanički polirani te je izmjerena hrapavost površine. Mijenjajući parametre elektropoliranja, struju i vrijeme, pokušao se utvrditi utjecaj navedenih parametara na adhezijsko trošenje u suhom i vlažnom stanju. Na uzorcima je provedeno mjerenje gubitka mase, progiba, sile trenja te je na kraju pomoću navedenih mjernih veličina izračunat faktor trenja. On pokazuje mjeru otpornosti uzoraka na adhezijsko trošenje u mokrom i suhom stanju.

Ključne riječi: Ti-6Al-4V, hrapavost površine, elektropoliranje, adhezijsko trošenje, trenje.

SUMMARY

First part of this paper gives a review of properties and applications of materials in orthopedics. All materials that used today for implants are listed. The properties and the most common application of materilas for implants are described. The most important wear mechanisms and features of biotribology are also described. The electropolishing process is described in detail with the most important parameters. Surface roughness parameters are shown.

In the experimental part, electropolishing of titanium alloy Ti-6Al-4V was carried out. Before the procedure, samples were mehanically polished and surface roughness was mesured. By changing the electropolishing parameters, current and time try to determine the influence of these parameters on the adhesive wear in the dry and wet state. The measurement of mass loss, deflection, friction force was performed on the samples, and finally the coefficient of friction was calculated using the specified measurement values. It shows a measure of the resistance of samples to adhesive wear in the wet and dry state.

Key words: Ti-6Al-4V, surface roughness, electropolishing, adhesive wear, friction

1. UVOD

Biokompatibilni materijali su materijali koji se koriste u doticaju s ljudskim tkivom. Ugrađuju se kao zamjena ili nadogradnja kostiju i zglobova. Ti dijelovi ljudskog organizma podložni su starenju i trošenju pa ih često treba zamijeniti biokompatibilnim materijalima. Da bi se neki materijal mogao ugraditi u ljudski organizam mora zadovoljavati stroga svojstva i kriterije poput biokompatibilnosti, netoksičnosti, otpornosti prema koroziji te čvrstoći, žilavosti i izdržljivosti. Danas se u ljudsko tijelo ugrađuju suvremeni implantati koji su izrađeni najčešće od titanija i njegovih legura, specijalnih visokoizdržljivih legura, keramika, kompozita i polietilena ultravisoke molekularne mase. Danas je ugradnja implantata relativno jednostavna i rutinska, no veći je problem biokompatibilnost odnosno hoće li ljudski organizam prihvatiti „strano“ tijelo i hoće li doći do nekih neželjenih međudjelovanja. Prilikom pravilnog izbora materijala za implantate potrebno je jako dobro poznavati strukturu kostiju i njezina svojstva [1].

Biotribologija je pojam koji uključuje sve teze i poglede o tribologiji biološkog sustava. Ta grana još uvijek u fazi razvoja i provođenja mnogih istraživanja. Biotribologija se bavi proučavanjem trošenja i podmazivanja u biološkim sustavima, a naročito se proučava ljudski organizam i ugradnja implantata. Stručnjaci koji se bave ovim područjem znanosti nazivaju se biotribolozi i pomažu liječnicima, odnosno ortopedima u rješavanju brojnih problema prilikom ugradnje implantata u ljudsko tijelo. Biotribologija prihvaća najviše standarde radne etike i očekuje mnogo provedenih istraživanja na biološkim sustavima. Ova disciplina je prepoznata kao jedno od najvažnijih razmatranja u pogledu razumijevanja funkcioniranja naših prirodnih sustava i načina na koji se razvijaju bolesti i na koji način se trebaju primijeniti medicinske intervencije [1].

2. PRIMJENA MATERIJALA U ORTOPEDIJI

Materijali za izradu implantata moraju proći visoke mjere nadzora kako bi zadovoljili stroge biološke kriterije kod ugradnje u ljudsko tijelo. U ortopediji se najčešća primjena materijala odnosi na pružanje potpore ili zamjenu funkcije dijela lokomotornog sustava odnosno kosti i zglobova. Potporna se funkcija koristi kod osteosinteze gdje se odvija proces cijeljenja kostiju na mjestu prijeloma ili osteotomije. Za ovakvu svrhu se upotrebljavaju pločice, vijci i žice. Sve navedene grane ortopedske kirurgije koriste implantate i danas se ti operacijski zahvati obavljaju rutinski. Postoje i neke komplikacije kod obavljanja operacijskih zahvata. Infekcija implantata jedna je od najčešćih komplikacija prisutna u svim granama ortopedije. Uz infekciju moguć je lom implantata, korozija i povećano trenje i trošenje. Zato materijali koji se primjenjuju u ortopediji moraju zadovoljavati određena svojstva i kriterije. Danas se za implantate najčešće koriste: titanij i njegove legure, visokoizdržljive legure, nehrđajući čelici, keramika, kompoziti i polimeri [2].

Na slici 1 prikazani su dijelovi koji se koriste u ortopetskoj industriji.

Slika 1. Dijelovi u ortopedskoj kirurgiji [1]

U tablici 1 dan je prikaz različitih vrsta materijala koje se najviše koriste u ortopetskoj kirurgiji.

Tablica 1. Vrste materijala i primjena u ortopedskoj kirurgiji [1]

Vrsta materijala	Primjena
Metali	
• **Nehrđajući čelici (austenitni – AISI 316, 316L, 316LVM, 316Ti, 317, 32)**	Umjetni zglobovi, fiksatori prijeloma kostiju
• **Ti i njegove legure**	
Ti	
Ti-6Al-4V	Umjetni zglobovi
Ti-6Al-7Nb	
• **Kobaltove superlegure**	
Co-Cr	
Co-Cr-Mo	Umjetni zglobovi, fiksatori prijeloma kostiju
• **Magnezij**	Umjetni zglobovi
• **Tantal**	Umjetni uglobovi
Keramike	
• **Aluinijev oksid - Al_2O_3**	Dijelovi implantata kuka
• **Cirkonijevoksid - ZrO_2**	Dijelovi implantata kuka
• **Kalcijev fosfat**	Dodatak za srastanje kostiju
• **Kalciev sulfat**	Dodatak za srastanje kostiju
• **Ugljik**	Prevake na ortopedskim implantatima
Polimeri	
• **Silikon**	
• **Poliester**	Zgobovi kostiju
• **Polietilen (PE)**	Fiksiranje prijeloma
• **Polimetilmetakrilat (PMMA)**	Dijelovi implantata koljena i kuka Koštani cement

2.1. Svojstva materijala u ortopediji

Materijali za izradu dijelova u ortopediji moraju zadovoljavati stroga svojstva i zahtjeve. Najvažniji zahtjevi za primjenu materijala u ortopediji su [1]:

- Biokompatibilnost- materijali se moraju odlikovati izrazitom biokompatibilnošću, odnosno izrazitim afinitetom ćelije prema površini implantata. Postoji velik broj materijala koji su idealni za izradu ortopedskih pomagala. Međutim ako ljudski organizam ne može prihvatiti „strano tijelo“, odnosno implantat bez obzira na njegova odlična svojstva neprihvatljiv je za korištenje u ovu svrhu.

- Netoksičnost- ovo je izuzetno važno svojstvo materijala u ortopediji zbog oslobađanja metalnih iona i drugih produkata (ovisi o kojem se materijalu radi). To oslobađanje produkata iz ortopedskih pomagala u ljudski organizam može utjecati na pojavu karcinoma, deformacije, alergije i nekih drugih izrazito opasnih bolesti koje tragično završavaju .

- Otpornost prema koroziji- u idealnom slučaju biokompatibilni materijali ne bi trebali biti podložni procesu korozijskog oštećenja.

- Čvrstoća i žilavost- materijali koji se koriste kao implantati, tijekom cijelog svog životnog vijeka moraju funkcionirati bez ikakvog oštećenja što podrazumijeva njihovu visoku vlačnu čvrstoću te minimalno oslobađanje čestica prilikom trošenja. Vrijednosti čvrstoće i žilavosti moraju biti izrazito visoke.

- Niska vrijednost modula elastičnosti- Youngov modul elastičnosti problem je kod ovih vrsta materijala. Youngov modul elastičnosti kod današnjih biokompatibilnih materijala je pet do deset puta veći od Youngovog modula elastičnosti kosti. To je izrazito nepovoljna karakteristika ovih materijala zato što je to dosta velika razlika između ta dva modula elastičnosti koji se nalaze u kontaktu i dolazi do značajnog opterećenja kostiju odnosno to sve kao rezultat donosi smanjenje gustoće kostiju.

Idealan materijal za primjenu u ortopediji ima sljedeća svojstva [2]:

- Kemijski inertan materijal,
- Izrazito biokompatibilan,
- Visoko čvrstoća,
- Visoka otpornost na umor površine i koroziju,
- Dobra otpornost na trošenje,
- Što niži Youngov modul elastičnosti,
- Relativno niska cijena.

2.2. Titanij i njegove legure

Titanij je reaktivan element, i nalazi se u obliku stabilnog oksida. Iz tog razloga, titanij je tek krajem 20. stoljeća ušao u komercijalnu upotrebu. U medicinske svrhe, titanij se počeo upotrebljavati kasnije nego drugi materijali. Izuzetna svojstva značajno su povećala njegovu upotrebu u medicinske svrhe. Ta svojstva su visoka čvrstoća, niski modul elastičnosti, dobra biokompatibilnost, nizak nivo toksičnosti. Na sobnoj temperaturi vrlo brzo reagira s kisikom, te na površini nastaje stabilan pasivizirajući oksidni film. Titanij i legure titanija, a posebno legura Ti-6Al-4V, smatraju se najbiokompatibilnijim metalnim materijalima zbog odlične kombinacije mehaničkih svojstava, te visokoj otpornosti prema koroziji. Međutim, vrijednost modula elastičnosti titanija značajno je viši od modula elastičnosti kosti ljudskog organizma. Pored toga, dosadašnja istraživanja pokazuju da je vanadij jako toksičan, pa iz tog razloga inženjeri širom svijeta rade na razvoju novih legura koje nisu toksične za ljudski organizam. Za razvoj novih biokompatibilnih bitno je da se postigne što manji modul elastičnosti. Relativno niska tvrdoća titanija i legura utječe na njihovu otpornost na trošenje. Bez prethodne dodatne površinske obrade, ove legure se ne mogu koristiti u ortopedske svrhe odnosno za izradu zglobnih implantata [1].

Na slici 2 prikazan je titanijev implantat koji se koristi kao ortopedsko pomagalo kod loma kosti lakta.

Slika 2. Titanijev fiksator kod loma kosti lakta [1]

Titanij i njegove legure imaju mnogobrojne prednosti korištenja za izradu implantata. Moglo bi se reći da od navedenih idealnih svojstava za primjenu u ortopediji titanij i njegove legure zadovoljavaju većinu. Kao što je gore spomenuto, Ti-6Al-4V je najčešće korištena legura u ortopedske svrhe. Titanij i njegove legure primjenjuju se i u stomatologiji za zubne implantate. Tu je pored mehaničkih svojstva izrazito bitna i dugovječnost zbog toga što su troškovi izrade zubnih implantata izrazito visoke. Titanij je također i jedan od nekolicine materijala sa svojstvom oseointegracije. To je jedinstveni fenomen gdje kost sraste s implantatom tako tvoreći čvrstu vezu kosti i implantata [2].

Osnovni razlozi primjene titanija i njegovih legura [3]:

- Visoka čvrstoća.
- Relativno niska gustoća.
- Visoka specifična čvrstoća.
- Visoka dinamička izdržljivost.
- Odlična biokompatibilmost.
- Dobra otpornost na puzanje.
- Korozijska postojanost.

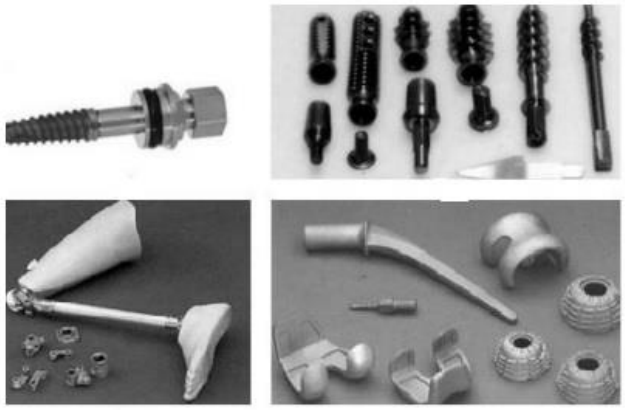
Slika 3 prikazuje skupinu titanijevih implantata koji se najčešće danas upotrebljavaju. Koriste se za zglobove kuka i koljena.

Slika 3. Implantat titanija u ortopedskoj kirurgiji [4]

Relativno niska tvrdoća titanija utječe na njegovu slabiju otpornost na trošenje. Stoga se ove legure ne mogu primjenjivati za zglobne površine u ljudskom tijelu bez dodatne površinske obrade. Najpoznatija je ionska implementacija [4].

Titanij i njegove legure najviše se koriste kao zamjena dijelova kosti i zglobova, pri izradi dentalnih implantata, eksternih proteza, kardiovaskularnih uređaja, te za proizvodnju različitih kirurških instrumenata. Svake godine je oko milijun i više zamijenjenih kostiju i zglobova u svijetu. Proteze dolaze u različitim oblicima i veličinama. Za proteze kuka se najčešće koristi titanij. Interna i eksterna fiksacija koštanog prijeloma pruža mogućnosti za još veću primjenu titana u obliku igli, koštanih ploča, vijaka i čavala kao eksternih fiksatora. Velike promjene u dentalnim implantatima omogućene su upravo zbog titanija i njegovih legura. Titanijev „korijen“ se postavlja u viličnu kost i ostvaruje se oseointegracija. Superstruktura zuba je tada ugrađena u implantat čime se osigurava njegova efikasna zamjena. Titanij se vrlo često koristi za proizvodnju pacemakera i defibrilatora koji se primjenjuju za blage i kontrolirane elektro-šokove kako bi se normalizirao rad srca. Od titanija se uglavnom izrađuju nosilačke strukture za zamjenu srčanih ventila i za intra-vaskularne stentove. Također, titanij je prikladan za izradu uređaja za vremenski ograničenu ili trajnu fiksaciju kao i za ortopedska pomagala i umjetne kukove. Mnogi kirurški instrumenti izrađuju se upravo od titanija i njegovih legura zbog male mase. Kirurški instrumenti se često podvrgavaju procesu anodizacije kako bi se ostvarila nereflektirajuća površina [5].

Na slici 4 dan je prikaz proizvoda titanija i njegovih legura korištenih u medicinskoj industriji.



Slika 4. Proizvodi titanija i njegovih legura u medicini [6]

2.3. Kobaltove superlegure

Superlegure se koriste zbog izuzetno boljih svojstava nego čisti metali. Legirajući elementi dodaju se zbog poboljšanja mehaničkih svojstava, povećanja čvrstoće i korozijske otpornosti i obradivosti. Istraživanje kobaltovih superlegura počelo je u dvadesetom stoljeću. Daljnjim istraživanjem razvijene su superlegure pogodne za kaljenje i lijevanje , a koriste se za izradu dijelova koji su izloženi visokim temperaturama, za turbo kompresore avionskih motora i implantate komplicirane konfiguracije. Prvi naziv kobaltove superlegure bio je BS21 i proizvodila se u obliku granula, a stapanje je rađeno u indirektnim lučnim pećima [1].
Kobalt se javlja u dvjema alotropskim modifikacijama. On ima gusto slaganu heksagonsku (HCP) rešetku na temperaturi ispod 417 °C (α modifikacija) koja se pri višim temperaturama transformira u kubičnu plošno centriranu (FCC) strukturu postojanu sve do tališta 1495 °C (β modifikacija) [4].

Za proizvodnju kompliciranih dijelova u stomatologiji, razvijen je postupak preciznog lijevanja, a za implantate koristi se lijevanje u vakuumu. Legure Co-Cr-Mo izuzetno su pogodne za precizno lijevanje i mogu se obrađivati kaljenjem u toplom stanju ili hladnim vučenjem. Kaljenjem se postiže sitnozrnata kristalna struktura bez poroziteta što dovodi do poboljšanja mehaničkih svojstava. Zbog izuzetnih mehaničkih svojstava, kobaltove superlegure koriste se u ortopedskoj kirurgiji za proizvodnju endoproteze zgloba kuka i koljena , i za elemente unutarnje fiksacije (pločice i vijci) [1].

Od superlegura se zahtijeva kombinacija visoke čvrstoće, dobre otpornosti na umor i puzanje te dobre korozijske postojanosti. Kod kobaltovih superlegura visoka mehanička otpornost se može pripisati gore spomenutoj FCC kristalnoj rešetci. Kubičnu plošno centriranu rešetku općenito karakterizira oko 100 puta manji koeficijent difuzije nego kubičnu prostorno centriranu (BCC) rešetku. Time je pokretljivost atoma u ovim strukturama značajno manja što bitno otežava gibanje dislokacija i sprečava puzanje materijala [6].

Na slici 5. prikazana je najpoznatija kobaltova superlegura koja se koristi u ortopediji. Riječ je o superleguri oznake M64BC koja ima visoki udio molibdena i kroma. Ta legura ima izrazitu biokompatibilnost te odličnu korozijsku postojanost [6].

Slika 5. Primjena kobaltovih superlegura za implantate [7]

2.3 Nehrđajući čelici

U ortopedskoj kirurgiji koriste se samo austenitni i precipitacijski ojačani čelici. Nelegirani čelici, ugljični čelici i drugi legirani čelici ne mogu se koristiti u ortopedskoj kirurgiji jer su podložni koroziji u agresivnim otopinama koje sadrže kisik. Nehrđajući ili korozijski postojani čelici su visokolegirani čelici koji se temelje na Fe-C, FeCr-C i Fe-Cr-Ni sustavu. Za korozijsku postojanost, čelici moraju sadržavati barem 12 % kroma koji u potpunosti mora biti otopljen u kristalu mješancu, i ne smije biti sastavni dio karbida. Udio kroma od 12 % osigurava stabilni oksidni sloj na površini materijala te sprječava oksidaciju i korozijska oštećenja. Gore navedenim zadovoljen je prvi uvjet antikorozivnosti. Drugi uvjet je monofazna mikrostruktura. Korozijski postojane čelike najčešće dijelimo prema mikrostrukturi [6].

Mikrostruktura nehrđajućih čelika može biti feritna, martenzitna i austenitna pa tako postoje feritni, martenzitni i austenitni korozijski postojani čelici. Postoje i dupleks nehrđajući čelici. Oni imaju mikrostrukturu sastavljenu od gotovo 50% ferita i 50 % austenita i posjeduju bolja svojstva od feritnih i austenitnih čelika. Na tržištu postoji još jedna skupina nehrđajućih čelika koji se sve češće primjenjuju, a to su čelici očvrsnuti precipitacijski [1].

Najveći problem primjene čelika u ortopediji je kontaktna korozija. Ako se dva dijela implantata nalaze jedan uza drugoga kao što su na primjer ploča i vijak, zazor između njih ima nižu koncentraciju kisika nego što imaju susjedne zone i time se formira koncentracijska kisikova ćelija sa naponom koji ne podržava pasivni karakter zaštitnog sloja oksida kroma

na površini legure. To dovodi do pojave lokalne korozije. Iako su veoma otporni na koroziju, austenitni čelici također podliježu interkristalnoj, kontaktnoj i naponskoj koroziji te pojavi ljuštenja odnosno pitinga. To dovodi do neželjenih bioloških posljedica zbog prelaska iona materijala na ljudsko tkivo [7].

Uz prisutstvo kroma u nehrđajućim čelicima stvara se samoregeneracijski oksidni sloj koji je otporan na probijanje s visokim stupanjem elektrootpornosti i time se osigurava maksimalna zaštita od korozije. Nikal kao legirni element povećava korozijsku otpornost i osigurava bolju obradljivost, a osobito poboljšava kaljenje. Molibden omogućuje bolju otpornost prema ljuštenju, a silicij i magnezij utječu također na poboljšanje obradljivosti. Ugljik mora biti strogo kontroliran jer je njegova prisutnost nepoželjna. Njegov sadržaj ne smije prijeći 0,03% jer nastaju nepoželjni karbidi koji se spajaju sa legirnim elementima i to dovodi do pojave korozijskih oštećenja [7].

Lom uslijed umora može nastati kod gotovo svih materijala, ako su izloženi promjenljivom opterećenju, koje se očekuje za femoralnu komponentu endoproteze zgloba kuka. Umor materijala nastaje sa malim pukotinama zbog neke nepravilnosti u kristalnoj rešetci ili greške prilikom mehaničke obrade materijala. Pukotina se povećava sa gotovo svakim ciklusom pri djelovanju promjenljivog opterećenja, sve dok pukotina ne dostigne kritičnu veličinu i nakon toga dolazi do loma. To se sprječava taljenjem u vakuumu.

Od nehrđajućih čelika izrađuju se zglobne proteze (proteza kuka, koljena, ramena i lakta), te dijelovi koji omogućavaju fiksaciju prijeloma kao što su pločice, vanjski fiksatori i dijelovi za fiksiranje kralježnice [1].

Na slici 6 prikazana je primjena nehrđajućih čelika u ortopediji.

Slika 6. Primjena nehrđajućih čelika u ortopediji [8]

Nehrđajući čelici koji se primjenjuju u ortopediji također imaju svojih nedostataka. S vremenom čelični implantati mogu izazvati alergijske i toksične reakcije u ljudskom organizmu. U manje higijenskim kirurškim uvjetima nehrđajući čelik na sebe može nakupiti različite bakterije što je izrazito štetno za ljudski organizam. Kroz mnoge godine razvoja došlo se do spoznaja kako bi se poboljšala učinkovitost nehrđajućih čelika u ortopedskoj kirurgiji. Upotrebom posebnih metalnih prevlaka i promjenom kemijskog sastava nehrđajućih čelika može doći do velikog poboljšanja njegovih svojstava. No, ti postupci su vrlo složeni i jako skupi [8].

Nehrđajući čelici u ortopedskoj kirurgiji nalaze široku primjenu i koriste se od početka 20. stoljeća. Dva najpoznatija čelika koja se koriste su oznake AISI 302 i AISI 316 L. Čelik oznake AISI 302 nalazi široku primjenu u ortopedskoj kirurgiji dok se čelik AISI 316 L koristi u kirurškim zahvatima za zamjenu biološkog tkiva ili za pomoć u stabilizaciji biološke strukture odnosno za koštano tkivo. Čelik oznake AISI 316 L vrlo je popularan u tim kirurškim zahvatima zato što je najotporniji na koroziju u kontaktu s biološkom otopinom. Vrlo je važno da je ugrađeni implantat otporan na koroziju kako bi šanse za infekciju u ljudskom organizmu bile vrlo male. U slučaju zaraženog implantata on se odmah uklanja kako bi se spriječile dodatne traume okolnog biološkog tkiva. AISI 316 L izrazito je učinkovit kao kirurški implantat u hladnom stanju. Taj čelik sadrži od 17 % do 19 % kroma i oko 14 % nikla. Molibden stvara zaštitni sloj prema kiselom okruženju [8].

Na slici 7 prikazane su različite izvedbe pločica implantata nehrđajućeg čelika AISI 316L.

Slika 7. Implantati nehrđajućeg čelika AISI 316L [8]

2.4 Keramički materijali

Keramički materijali korišteni u ortopediji sadrže čiste i sitne kristale alumnija ili cirkonija. Ti su materijali vrlo otporni na umor površine, ali krhki i lomljivi. Keramički materijali su biološki i kemijski najinertniji prema svim tekućinama iz organizma. Posjeduju izrazitu tvrdoću i otpornost na trošenje. Oštećenja koja mogu nastati ukoliko dijelovi koštane mase, koštanog cementa ili čestica metala dođu u dodir sa površinama su vrlo značajna. No, keramički implantati su izrazito otporni na ta oštećenja. Keramički materijali imaju visoku krutost i nisu podložni deformacijama. Pri prelasku granice naprezanja dolazi do pucanja keramičkih materijala. Imaju izuzetno nizak koeficijent trenja. Modul elastičnosti keramike je jako visok u odnosu na ljudske kosti. Zbog neusklađenosti modula elastičnosti može doći do ranijeg trošenja ili čak loma keramičkih implantata [1].

Ortopedski implantati izrađeni od keramičkih materijala su uložak bescementne acetabularne čašice, glava, Al_2O_3 poznat pod imenom „Biolox“ i keramički materijal od kristala oksida aluminija. Keramički materijal nastao od kristala oksida cirkonija znatno je jači od keramičkog materijala nastalog na bazi kristala oksida aluminija i poznat je pod imenom ZTA keramika [9].

Na slici 8 dan je prikaz keramičkih dijelova koji se koriste u ortopediji.

Slika 8. Primjena keramike u ortopediji [9]

Cirkonijev dioksid (ZrO_2) je bioinertna keramika. Karakteriziraju je niska reaktivnost zajedno s dobrim mehaničkim svojstvima. Najvažnija svojstva su nisko trošenje i visoka stabilnost. Ta dva svojstva dovela su do primjene te keramike u biomedicini i ortopediji.

Najvažnija primjena cirkonijevog dioksida je u artroprotetskim zglobovima gdje se pokazala vrlo učinkovita. Također, veliku primjenu nalazimo i kod zubnih implantata. Proizvodi medicinske keramike popravljaju ili zamjenjuju tvrdo vezivno mišićno tkivo koštanog sustava. Biokompatibilnost medicinske keramike glavni je čimbenik za sve veću uporabu ovih materijala u ortopediji. Razvoj nove keramike pomoću različite tehnologije, posebno za zubne i ortopedske implantate, faktor je rasta tržišta u predviđenom razdoblju [9].

Hidroksiapatit keramički je materijal za oblaganje komponenti cjelokupne endoproteze zgloba kuka, proksimalni dio femoralne komponente i metalni dio acetabularne komponente.

U poroznu oblogu od hidroksiapatita izraste koštano tkivo i tako se učinkovitije vežu komponente bescementne endoproteze [1].

Još jedan važan razvoj za ortopedsku kirurgiju je kombinacija keramičke glave s keramičkim umetcima kako bi se uklonilo trošenje polietilena. Mnogi proizvođači ortopedskih keramičkih implantata obustavili su proizvodnju čistog cirkonija zbog problema dugotrajne stabilnosti materijala.

Na slici 9 prikazan je keramički implantat čašice kuka.

Slika 9. Keramički implantat čašice kuka [9]

2.5 Polimerni materijali

Za komponente endoproteze zgloba kuka, materijal mora imati propisane mehaničke karakteristike, mora biti otporan na trošenje i biokompatibilan. Jedini materijal od mnogobrojnih polimera koji se danas koriste, a da je prihvatljiv za izradu implantata je polietilen vrlo visoke molekularne mase, UHMWPE, DIN 58834, poznat pod komercijalnim nazivom „*chirulen*“. Pomoću granula polietilena i s visokim pritiskom na odgovarajućoj temperaturi, proizvode se ploče različitih debljina. Te ploče se režu i dobivaju se proizvodi u obliku šipki. Daljnjom mehaničkom obradom izrađuju se komponente za endoprotezu zgloba koljena i kuka. Prema podrijetlu polimeri mogu biti prirodni ili sintetski. Prirodni su pretežno biopolimeri od kojih su građeni živi organizmi. Oni spadaju u organske polimere.

Osim organskih polimera postoje i anorganski. Oni se koriste u medicini i to su pretežno lumosilikati. Sintetski polimeri se dobivaju polimerizacijom monomera i osnova su za proizvodnju polimernih materijala [1].

Polimeri s malim stupnjem polimerizacije nazivaju se oligomeri. Sterilizacija dijelova izrađenih od polietilena nije jednostavan pothvat. Sterilizacija na visokim temperaturama nije dozvoljena jer može doći do deformacija i do promjena mehaničkih karakteristika i svojstava polimera. Uobičajena je sterilizacija etilen oksidom i „gama“ zrakama [1].

Čašice kuka najčešće su izrađene od polietilena visoke gustoće dok je femuralni dio najčešće od titanija. Ovaj par se smatra zlatnim standardom kada se radi o umjetnom kuku jer je siguran, predvidljiv i sama čašica nije skupa. Najveći problem je trošenje polietilena koje kroz neko vrijeme dovodi do otkazivanja čitavog kuka. Iako se trošenje polietilena može smanjiti zračenjem sa gama zrakama, istraživanja sve više idu u smjeru kombinacija drugih materijala [10].

Slika 10. Implantati izrađeni od polimera [10]

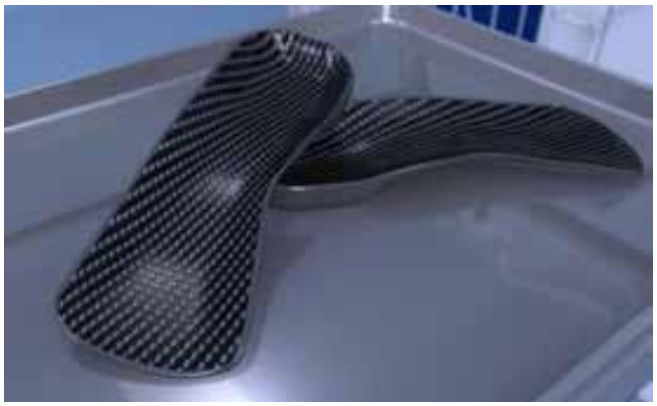
2.6 Kompozitni materijali

Kompozitni materijali nastaju spajanjem najčešće dva, ali i više materijala različitih svojstava kako bi se dobio materijal koji posjeduje svojstva nekarakteristična ni za jedan od tih dvaju ili više materijala. U njihovoj građi razlikuje se jedna kontinuirana faza odnosno matrica i jedna ili više diskontinuiranih faza odnosno punilo koje je obuhvaćeno matricom. Uloga matrice je zaštita punila od vanjskih utjecaja i razdjeljivanje i prenošenje opterećenja na punila. Najčešća ojačavala koja se koriste kod kompozita za izradu implantata su ugljikova i staklena vlakna. Kompozitni materijal koji se koristi za izradu proteze kuka je

ugljik-ugljik kompozit. Koristi se ugljik u prahu i ugljična vlakna. Kompozit se oblikuje u kalupu, a nakon toga slijedi proces sinteriranja. Karbon-karbon kompozit ima odgovarajuću biokompatibilnost, ali posjeduje i neodgovarajuća mehanička svojstva pa nije našao široku primjenu za proizvodnju medicinskih implantata u ortopediji [10].

Prednosti kompozitnih materijala su: izrada vrlo složenih oblika, manji troškovi i potrebe za naknadnom obradom dijelova, mogućnost spajanja proizvodnje, velika dimenzijska postojanost pri ekstremnim uvjetima i korozijska otpornost [10].

Materijal koji se koristi za zamjenu kostiju mora imati tri osnovne značajke: osteointegraciju, osteokondukciju i osteoindukciju. U ortopediji se većinom upotrebljavaju keramičko-polimerni kompoziti. Prirodni polimer se koristi kao matrica, a keramički dio je trikalcijev fosfat. Upotrebom matrica od sintetskih polimera postiže se neograničen broj ciklusa, obnovljivost, isključuje se mogućnost imunosnih problema, dobra čvrstoća i veoma niska stopa razgradnje [10].



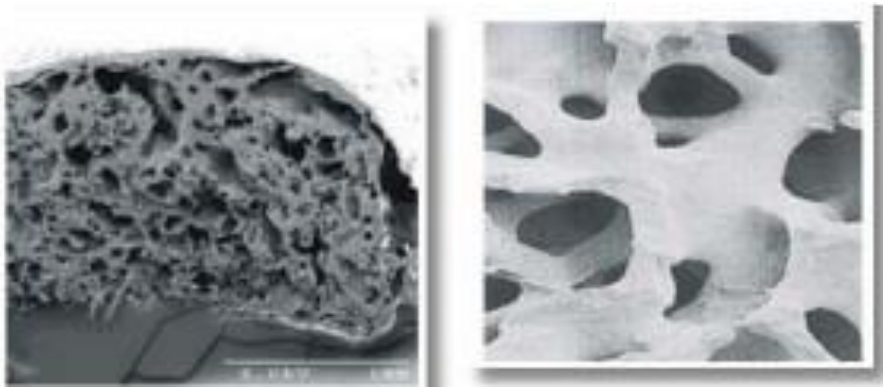
Slika 11. Primjena kompozita u ortopediji [10]

2.7 Porozni materijali

Teško je tehnički ostvariti dobar kontakt po cijeloj površini implantata. Eksperimentalna i klinička istraživanja pokazuju da kost može zarasti i popuniti značajne procjepe. Kost može ispuniti šupljine kao i urasti u porozni materijal. Kod primjene endoproteza izrađenih od poroznih materijala uvijek dolazi do značajnog povećanja aktivne kontaktne površine između materijala i koštanog tkiva. To osigurava uvjete i povećava mogućnosti ulaska i difundiranja metalnih iona u okolno tkivo ljudskog organizma.

Kao biomaterijal sve češće se upotrebljava magnezij. Zbog izuzetno dobrih svojstava često se upotrebljava za zamjenu kostiju. Niska energija ionizacije i odgovarajuća jačina te dobrabiološka razgradivost i biokompatibilnost omogućuju magneziju sve širu primjenu u ortopediji. Ćelijaste strukture otvorene magnezijske pjene omogućuju brzu integraciju i srodstvo sa kostima ljudskog tkiva i osiguravaju prostor za održavanje stabilne prokrvljenosti te urastanje novih tkiva kostiju [8].

Scaffold biomaterijali formiraju i čine novu grupu pametnih biomaterijala. Ti materijali posjeduju induktivna i spajajuća svojstva te tako ubrzavaju proces oporavka i rekonstrukcije ljudskog koštanog tkiva. Proces rekonstrukcije ubrzava se unošenjem faktora rasta u materijal. Ako na primjer srastanje određenog prijeloma traje tri do četiri mjeseca, s upotrebom faktora rasta taj se proces može gotovo dvostruko smanjiti odnosno ubrzati. Tako se omogućava kvalitetniji način života svakom pacijentu tokom samog zahvata, ali i nakon zahvata omogućuje mu se lakši oporavak. *Scaffold* biomaterijal se sastoji od bioneresorbilne komponente odnosno hidroksiapatita i trikalcij fosfata koja je potrebna organizmu i bioresorbilne komponente izrađene od polimera. S vremenom polimer resorbira i počinje nestajati, i nastaju produkti razgradnje kao što su voda i ugljikov dioksid. Oni nisu nimalo štetni za organizam i ne mogu ugroziti ljudsko tkivo. Brzina nestajanja polimera jednaka je brzini formiranja novog tkiva ljudskog organizma. Na kraju procesa reparacije, na mjesto polimera dolazi novo tkivo nastalo od samog organizma. Iz tih razloga, odvija se potpuna tkiva kroz implantat izrađen ovim materijalom proliferacija [1].

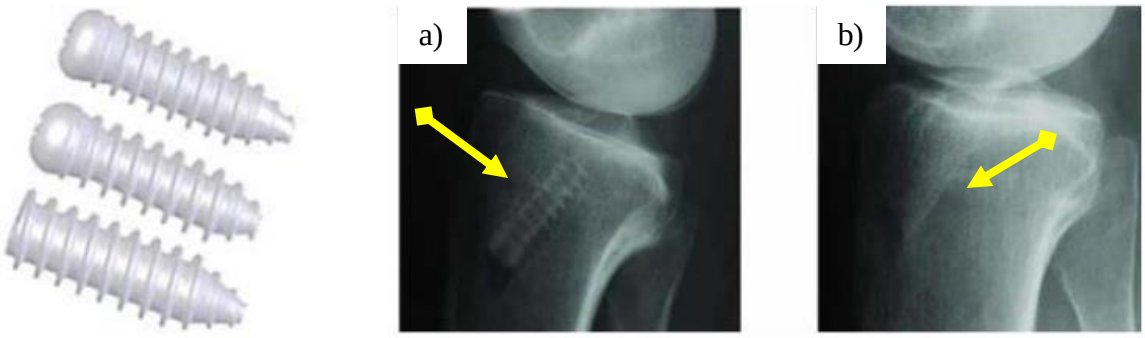


Slika 12. Izgled *scaffold* biomaterijala [9]

2.8 Bioresorptivni materijali

Bioresorptivni materijali tijekom vremena primjene dovode do resorpcije implantata. Tada se njihovo mjesto popunjava novim koštanim tkivom u ljudskom organizmu. Bioresorptivni implantat održava korektnu repoziciju, sve dok ne dođe do procesa ostointegracije. Nepovoljno je da ako brzina odnosno gradijent resorpcije bude veći od brzine stvaranja nove koštane mase u ljudskom organizmu. U tom slučaju, smanjenje se koštana mase na mjestu implantata, i dovodi se u pitanje ispravna repozicija oštećenih dijelova. Materijal koji se koristi za bioresorptivne implantate na bazi je poliglikolaktata [9].

Na slici 13. prikazan je bioresorptivni implantat odnosno vijak koji se koristi u ortopediji za ligamentoplastiku zgloba koljena. Vidljivo je da je nakon 12 mjeseci vijak potpuno nestao tj. sjedinio se s koštanim tkivom koljena [10].



Slika 13. Bioresorptivni vijak u otropediji [10]

3. TRIBOLOGIJA

Naziv tribologija dolazi od grčke riječi tribos što znači trenje odnosno trošenje. Tribologija je znanost o površinama u dodiru i relativnom gibanju i o svim aktivnostima koje uključuju ovo područje. Jednostavnije, tribologija je znanstveno – stručna disciplina koja se sveobuhvatno bavi problemima trenja i trošenja. Trenje i trošenje prate čovjeka od njegovog postanka. Bez trenja bilo bi nemoguće hodati i odvijati gotovo sve vrste transporta na Zemlji. Bez trošenja bilo bi nemoguće uhodati klizne parova i vršiti obradu odvajanjem čestica. To su fizikalno jednaki procesi kao trošenje, a razlika je samo u namjeni. Bit tribologije je razumijevanje prirode postojećih interakcija i rješavanje problema koji se javljaju u proizvodnji i povezani su sa fenomenima međupovršina materijala u relativnom gibanju. Tribologija obuhvaća discipline prirode površina i interakcije gibanja. Discipline tribologije opisuju utjecaj odabira materijala na obradu površine te podmazivanje površina u primjeni. Tribologija je ključna u modernom svijetu strojarstvu gdje se koriste površine u dodiru, kotrljanju ili relativnom kretanju [11].

Slika 13. Najstariji primjerci tribologije [11]

3.1 Tribosustav

Pri rješavanju triboloških problema treba uzeti u obzir sve dijelove tribosustav. To su uvjeti rada, protok kroz sustav odnosno gibanja energije, materijala i informacija, smetnje, gubitke i sva važna međudjelovanja oko tribološkog sustava.

3.2 Mehanizmi trošenja

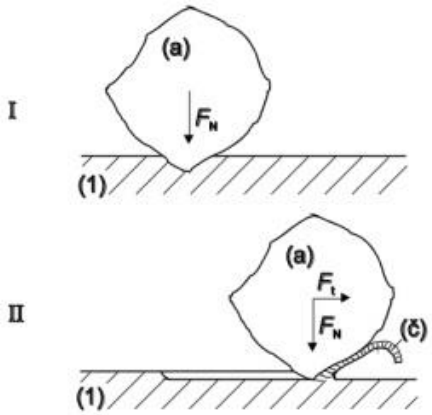
Trošenje je postupni gubitak materijala s površine nekog krutog tijela uslijed dinamičkog dodira s drugim krutim tijelom, fluidom i/ili česticama. Postoji veliki broj slučajeva trošenja. Većina autora je suglasna da postoje četiri osnovna mehanizma trošenja: abrazija, adhezija, umor površine i tribokorozija. Mehanizmi trošenja opisani su pomoću jediničnih događaja. Jedinični događaj čini skup i slijed zbivanja koji dovodi do odvajanja jedne čestice trošenja s površine koja se troši. Uključuje proces nastajanja i napredovanja pukotina [12].

3.2.1 Abrazija

Abrazija se definira kao trošenje istiskivanjem materijala, a uzrokovano je tvrdim česticama ili tvrdim izbočinama. Opisuje se kao mikrorezanje abrazivom s nedefiniranom geometrijom oštrice. Ima dvije faze jediničnog događaja.

Jedinični događaj abrazije sastoji se od dvije faze (slika 16) [11]:

- I faza - prodiranje abraziva (a) u površinu materijala (1) pod utjecajem normalne komponente opterećenja F_N.
- II faza - istiskivanje materijala u obliku čestica trošenja (č) pod utjecajem tangencijalne komponente opterećenja F_t.



Slika 14. Jedinični događaj abrazije [12]

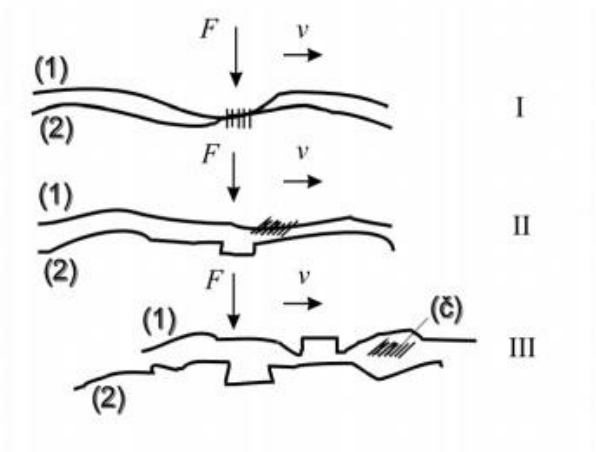
Ovisno o međusobnom odnosu tvrdoće abraziva i materijala moguća su tri slučaja [12]:

- "Čista" abrazija- djeluje kada je tvrdoća abraziva (a) veća od tvrdoće trošene podloge (1). Površina je izbrazdana, a čestice trošenja su u obliku spiralne strugotine u slučaju duktilnog abradiranog materijala odnosno lomljene strugotine. Ako je abradirani materijal krhak čestice trošenja su lomljene strugotine.
- selektivna abrazija - djeluje kada u abradiranom materijalu postoji faza koja je tvrđa od abraziva. Abraziv "reže" samo zahvaćeni sloj mekše faze. Površina je izbrazdana. Prekidi se nalaze na mjestima površine s zrnacima ili trakama tvrđe faze.
- "nulta" abrazija - nastaje kada je cijela abradirana površina tvrđa od abraziva. Površina ima polirani izgled i sjaj, a čestice trošenja su sitne ljuskice koje potječu od vanjskog graničnoga sloja. Najčešće se javlja na površinskim slojevima dobivenim različitim postupcima oplemenjivanja površine kao što su CVD, PVD, boriranje, vanadiranje, itd. [12].

3.2.2 Adhezija

Adhezijsko trošenje ili zavarivanje je trošenje u kojem dolazi do naljepljivanja jedne klizne plohe na drugu pri određenom gibanju. Zbog gibanja dolazi do kidanja sitnih čestica koje se kasnije nalijepe na jednu kliznu ravninu. Jedinični događaj adhezije sastoji se od 3 faze

(Slika 17.) Čestice koje se izdvoje s jedne površine ostaju privremeno ili trajno "nalijepljene" na drugu kliznu površinu [13].



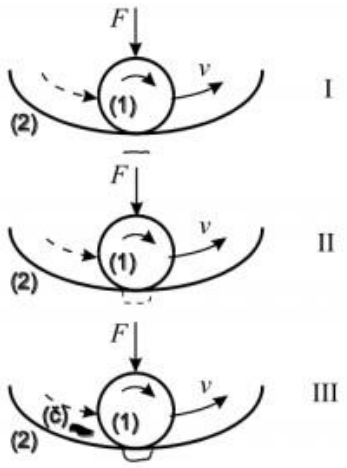
Slika 15. Jedinični događaj adhezije [13]

- Faza I - Nastaje adhezijski spoj različitog stupnja jakosti na mjestu dodira izbočina.
- Faza II – Raskida se adhezijski spoj. Čestice trošenja ostaju spontano “nalijepljene” na jednom od članova kliznog para.
- Faza III – Eventualno otkidanje čestice. Oblik čestica ovisi o uvjetima trošenja, a uglavnom je lističasti oblik.

3.2.3 Umor površine

Odvajanje čestica s površine uslijed cikličkih promjena naprezanja. Jedinični događaj se može podijeliti u tri faze (Slika 16.):

- Faza I – Stvara se mikropukotina koja je redovito ispod površine.
- Faza II – Napredovanje mikropukotine tijekom procesa
- Faza III – Čestica trošenja ispada, a obično je oblika pločice ili iverka.



Slika 16. Jedinični događaj umora površine [13]

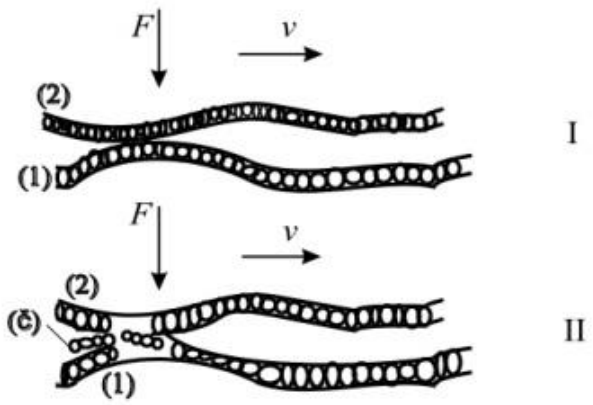
3.2.4 Tribokorozija

Tribokorozija je zapravo tribokemijsko trošenje. To je mehanizam trošenja gdje prevladavaju elektrokemijske ili kemijske reakcije materijala s okolinom. Čestice trošenja kod tribokorozije stvaraju se unutar vanjskog površinskog sloja. Radi o vrlo tankim slojevima. Redovito je tribokorozija slabo intenzivan mehanizam trošenja. Ubraja u osnovne mehanizme trošenja. To je kombinacija između kemijskih reakcija na površini elementa koji se troši i

jednog od gore navedenih osnovnih mehanizama trošenja tj. adhezije, abrazije ili umora površine [12].

Jedinični događaj tribokorozije prikazuje se u dvije faze (Slika 19):

- I – stvaranje odnosno obnavljanje sloja produkata korozije.
- II - Razaranje sloja produkata korozije na mjestima.



Slika 17. Jedinični događaj tribokorozije [12]

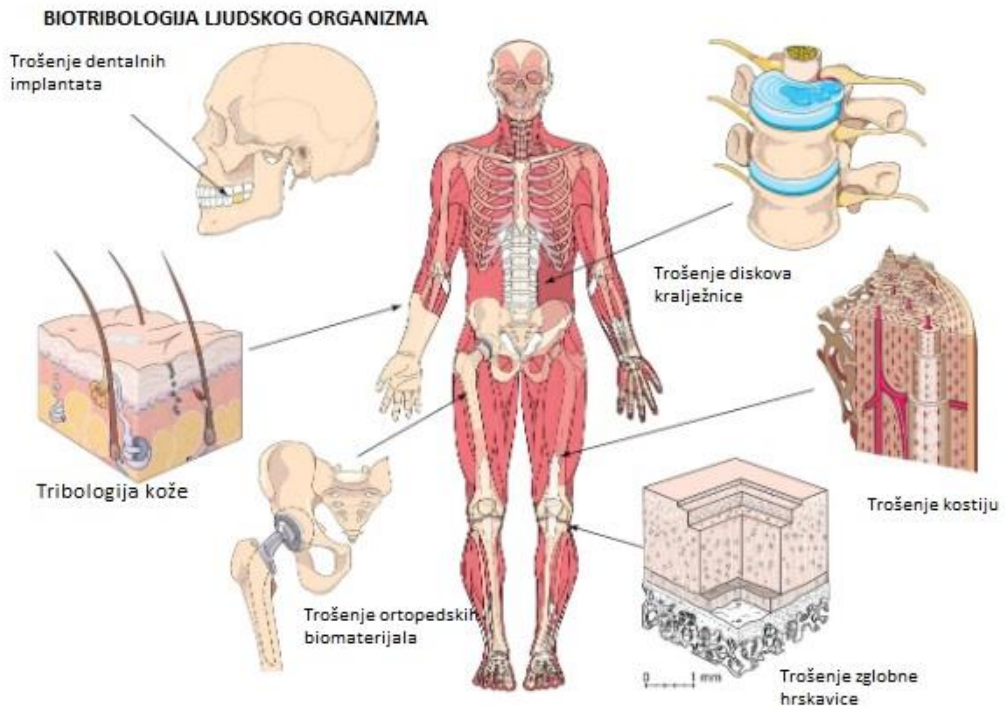
3.3 Biotribologija

Biotribologija uključuje sva načela vezana za tribologiju biološkog sustava. Biotribologija u inženjerskom pogledu je još uvijek u procesu razvoja i u budućnosti će davati velik doprinos medicinskoj znanosti. Riječ biotribologija prvi put su koristili Dowson i Wright 1973. godine da bi opisali sve poglede tribologije bioloških sustava. Ova znanost se bavi proučavanjem trošenja u biološkim sustavima, a posebno sva trošenja u ljudskom organizmu. Stručnjaci koji se bave tim poslom nazivaju se biotribolozi. Oni pomažu liječnicima, ponajprije ortopedima, u rješavanju brojnih problema koji se javljaju prilikom ugradnje proteza u ljudski organizam bez kojih ti pacijenti ne bi mogli normalno obavljati svoje osnovne funkcije. Prvenstveno se radi o kuku. On se lako slomi pri padu ili se jednostavno istroši i više ne obavlja svoju osnovnu funkciju [14].

Biotribolozi djeluju u složenim interaktivnim biološkim okruženjima. Uključuju različite koncepte trenja, trošenja i podmazivanja bioloških površina u različitim primjenama

kao što su dizajn zglobova i proteza, trošenje vijaka i ploča pri popravljanju loma kostiju, trošenje zamjenskog srca pa čak i trošenje kontaktnih leća [14].

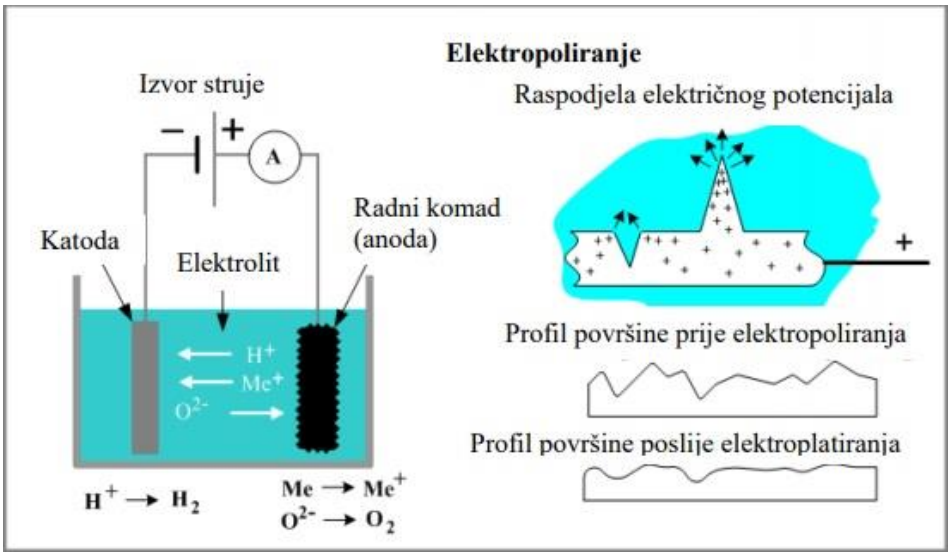
Na slici 20 dan je prikaz primjene biotribologije u razumijevanju i poboljšanju dijelova ljudskog tijela.



Slika 18. Biotribologija ljudskog tijela [15]

4. ELEKTROPOLIRANJE

Elektropoliranje je elektrokemijski proces u kojem se nagriza anoda, odnosno, radni komad. Anoda je uronjena u elektrolit i kompletan proces je potpomognut dovođenjem električne struje u elektrolit. Kao katode se najčešće koriste nehrđajući čelici, bakar, nikal, olovo ili drugi plemeniti metali. Odvijaju se dva katodna procesa: oslobađanje vodika i redukcija oksidansa. Postoji veći broj primarnih komponenti koji omogućuju reakciju. To su: elektrolitske ćelije, katoda, anoda i elektrolit. Cijeli proces odvija se u elektrolitu. Unutar njega dolazi do elektropoliranja i elektrokemijskog nagrizanja anode. Kad električna struja prolazi kroz uzorak, na izbočenim dijelovima se uspostavlja električno polje i ubrzava se nagrizanje te se tako uzrokuje prvotno nagrizanje lokalno najizbočenijih dijelova [16].



Slika 19. Osnovne značajke procesa elektropoliranja [17]

Slika 21. pokazuje nam shemu procesa elektropoliranja. Prikazane su kemijske jednadžbe koje se odvijaju tijekom samog procesa. To je obrnuti proces od galvanskog članka. Ova metoda obrade metala kvalitetnija je nego proces rezanja i brušenja jer ti procesi uvijek izazivaju deformacije na površini materijala. Dodatno proces elektropoliranja pasivira metalnu površinu više od bilo kojeg drugog tretmana za pasiviranje značajno povećavajući otpornost tretiranog metala na koroziju [17].

Elektrokemijskim poliranjem se može smanjiti hrapavost površine te postići visok sjaj (elektroposjajivanje) odnosno poslusjaj (elektrosatiniranje). Dijelovi se spajaju kao anoda, tj.

spajanjem na pozitivni pol izvora istosmjerne struje napona od 8 do 24 V u korozivnim vodenim otopinama. Anodni proces je ionizacija metala koja teče brže na mikroizbočinama nego na mikroudubinama, što znači da je postupak vrlo srodan kemijskom poliranju. Najprije se gube fine, a nakon toga nešto grublje neravnine tako da na početku dolazi do posjajivanja te nakon toga i do poravnanja neravnina. Ovaj postupak nije prikladan za obradu grubo hrapavih površina iako se katkad izvodi elektrosatiniranje, odnosno obrada predmeta jednolično ohrapavljenih ploha zbog postizanja polusjaja [18].

Količina uklonjenog materijala ovisi o nizu čimbenika- temperaturi, gustoći, vrsti elektrolita, vrsti anode i katode i o konkretnom materijalu koji je elektropoliran. Elektropoliranje se može opisati dvjema Faradayevima zakonima. Oni glase da je količina materijala pohranjenog na elektrodu proporcionalna količini električne energije energije te da je količina različitih tvari oslobođenih određenom količinom električne energije proporcionalna njihovom elektrokemijskom ekvivalentu [19].

Slika 20. Shematski prikaz procesa elektropoliranja [19]

Slika 22. prikazuje tipični proces elektropoliranja. On se sastoji od katode i anode koje su električno povezane i uronjene u elektrolit. Vanjsko napajanje omogućava struju kroz elektrode. Nakon pravilnog elektropoliranja anodna površina postaje glađa. Električna vodljivost anodne prevlake znatno je slabija od ostatka elektrolita te su stoga površinska izbočenja izložena većoj gustoći struje pa će se otopiti brže od okolnih anodnih površina što dovodi do glatke i izravnate površine [20].

4.1 Parametri procesa

Gustoće struje se kreću između 1 i 60 A/dm², a temperatura od 20 do 80 °C. Učinak se uz velike gustoće struje brzo postiže, pa obrada obično traje od 1 do 10 min. Potrebno vrijeme obrade obrnuto je proporcionalno primijenjenoj gustoći struje, prema Faradayevu zakonu.

Strujno opterećenje elektrolita je 1 A/dm³ bez hlađenja, a do 3 A/dm³ uz hlađenje. Temperiranje kupelji izvodi se hlađenjem ili grijanjem. Može se grijati Jouleovom toplinom, ali postoji opasnost od pregrijavanja, stoga treba ugraditi rashladnu spiralu u rashladnu posudu ili povećati volumen elektrolita [21].

4.2 Elektroliti

Kupelji za elektropoliranje slične su onima za kemijsko poliranje, ali budući da se metal ne otapa korozijom već anodnom strujom, mogu biti manje korozivne. Postoje univerzalni za poliranje mnogih i specifični elektroliti za poliranje samo pojedinih metala.

Jacquetovi su najuniverzalniji elektroliti za elektropoliranje. Oni su na osnovi perklorne kiseline, $HClO_4$ i organskih tvari. Oni uz $HClO_4$ masenog udjela 5 do 65 % te vode udjela 5 do 40 % kao ostatak često sadrže octenu kiselinu, njezin anhidrid ili etanol. Optimalni rezultati se postižu u kupeljima srednjih i velikih koncentracija perklorne kiseline u kojima ima malo vode. U ovakvim kupeljima se obrađuju ugljični i nehrđajući čelici, lijevano željezo, aluminij, titanij, magnezij, nikal, krom, cirkonij, cink, kadmij, kositar, olovo te njihove legure najčešće primjenom katode od nehrđajućeg čelika. Zbog opasnosti od požara i eksplozija s kupeljima visoke koncentracije $HClO_4$, kupelji se ne smiju grijati iznad 40 °C. Vrlo je bitno napomenuti da te kupelji ne smiju doći u dodir s piljevinom zbog mogućnosti eksplozije [21].

Osim Jacquetova postupka za elektropoliranje aluminija koriste se još i Brytal, Alzac, Battelle te postupak s krom-sumpornom kiselinom.

Otopina za Brytal postupak sadrži približno 150 g/dm³ Na_2Co_3 te 50 g/dm³ Na_3Po_4.

Obrada se izvodi na temperaturi približnoj 80 °C uz gustoću struje od 3 do 5 A/dm² primjenom čeličnih katoda. Optimalni rezultati se postižu na rafiniranom aluminiju (rafinal) i njegovoj leguri s 2 % magnezija (reflektal) [21].

Kod Alzac postupka koristi se otopina tetrafluorboratne kiseline masenog udjela 2,5 %, koja se dobiva prilikom pripremanja kupelji reakcijom fluoridne i ortoboratne kiseline. Postupak se izvodi na temperaturi od 30 °C uz gustoću struje od 2 do 6 A/dm² primjenom aluminijskih ili bakrenih katoda. Ovaj postupak je osobito prikladan za poliranje rafinala i reflektala [21].

Battelle postupak provodi se razrijeđenim smjesama fosfatne i sulfatne kiseline uz čest dodatak male količine glicerola , CrO_3, HNO_3 ili soli aluminija. Postupak se vrši primjenom katoda od olova ili nehrđajućeg čelika pri temperaturi 60 do 90 °C uz gustoću struje od 10 do 30 A/dm². Ova metoda pogodna je za elektropoliranje nerafiniranog aluminija i njegovih legura s magnezijem. Nadalje, kupelj koja sadrži CrO_3 upotrebljiva je za obradu durala [21].

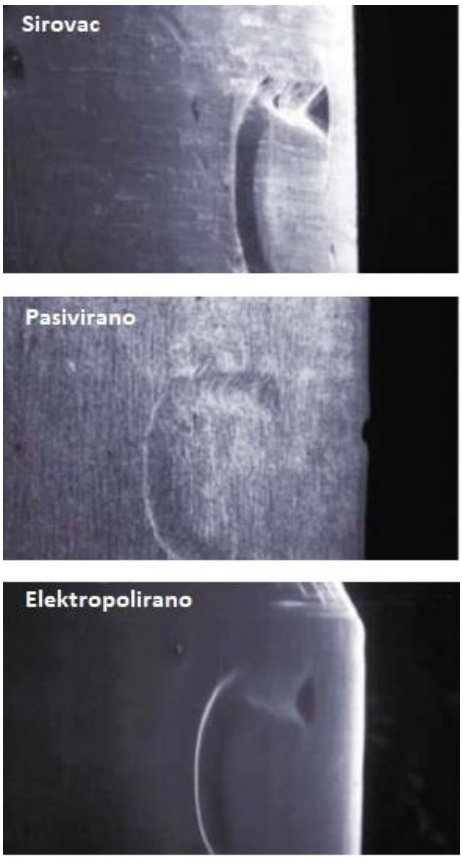
Krom-sumporna kiselina s masenim udjelom sumporne kiseline od 70 % te 20 g/dm³ CrO_3 primjenjuje se za poliranje nerafiniranog aluminija te aluminijskih legura s magnezijem. Za taj postupak koriste se katode od olova, gustoća struje iznosi 40 do 60 A/dm², a temperatura je između 70 i 80 °C [21].

Metali koji se najčešće elektropoliraju su austenitni nehrđajuči čelici, aluminij, bakar, i njihove legure.

Slika 21. Elektropolirani dijelovi implantata u ortopediji [22]

4.3 Otpornost prema koroziji

Elektropoliranje je široko specijalizirano za poboljšanje otpornosti na koroziju na raznim metalnim legurama. Pruža otpornost na koroziju na nehrđajućim čelicima i drugim legurama. Zbog svestranosti i superiornosti elektropoliranje brzo postaje zamjenski proces za pasivaciju. Namjera pasivacije je uklanjanje željeza ili drugih stranih tvari s površine metala i stvaranje površine bogate kromom otpornom na koroziju. Međutim, pasivacija općenito nije učinkovita u uklanjanju ugrađenog slobodnog željeza i onečišćenja i neće ukloniti mrlju boje ili oksida na čeliku. Jako onečišćene površine poput strojnih dijelova, zavarenih ili lemljenih konstrukcija slabo reagiraju na pasivizaciju zato su idealni kandidati za elektropoliranje. Elektropoliranje se koristi za poboljšanje otpornosti na koroziju. Na slici 24. prikazane su SEM slike izgleda površina nehrđajućeg čelika AISI 303.. Uspoređen je proces pasivizacije i elektropoliranja. Čelik obrađen pasivizacijom je zapravo grublji dok je čelik obrađen elektropoliranjem gladak i čist [23].

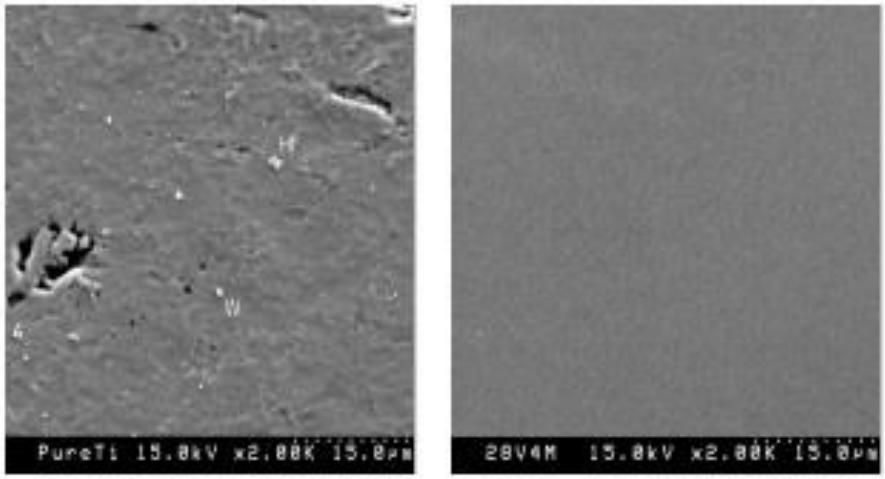


Slika 22. Usporedba elektropoliranja i pasivizacije [23]

4.4 Elektropoliranje titanija

Titanij i njegove legure mogu se izvrsno elektropolirati u raznim elektrolitima. U usporedbi s drugim postupcima, elektropoliranje titanija i legura učinkovita je metoda čišćenja, izglađivanja i poliranja površina. Ta metoda uklanja nečistoće s površine i daje površini metalni sjaj. Različiti parametri elektropoliranja omogućuju dobivanje različitih površina, odnosno različitih svojstava titanija [24].

Perklorna kiselina često se predlaže kao baza za elektropoliranje, jer je nekoliko autora opisalo njenu propusnost na površini titanija. Odvajanje nečistoća s površine povećava se u prisutstvu perklorne kiseline. Upotreba vrlo koncentriranih otopina perklorne kiseline može rezultirati sigurnosnim problemima poput visokog rizika od eksplozije ako se koristi sa reaktivnim organskim otapalima kao etanolom i octenom anhidridom. Stoga je niža koncentracija kiseline u otopini sigurnija te se većinom koristi 72 % otopina. Napon koji se obično koristi za elektropoliranje titanija je između 15-25 V u vremenu od 140 s [25]. Elektropolirana površina ima jednoliku i glatku površinu. Površinska hrapavost elektropoliranog titanija je puno manja od one mehanički polirane ili pasivirane površine. U ovim uvjetima, otkriveno je da oksidni sloj nastaje tijekom elektropoliranja i ostavlja površinu glatkom i čistom. Kao opće pravilo, otopine za elektropoliranje imaju konačan životni ciklus zbog granice topljivosti metala [25].



Slika 23. SEM snimka elektropolirane površine titana [24]

5. HRAPAVOST POVRŠINE

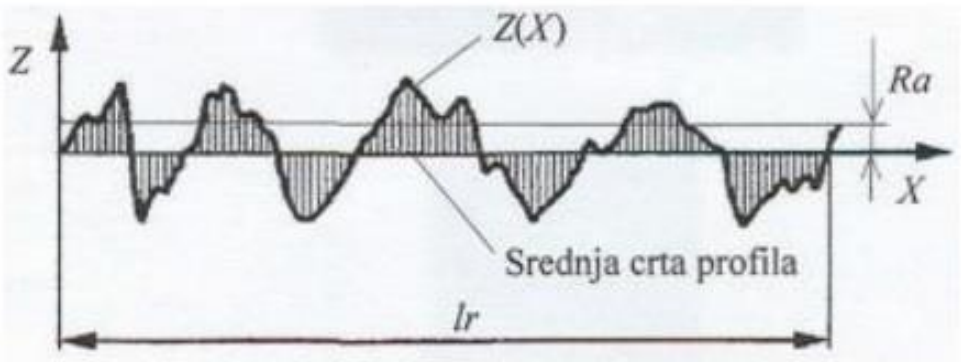
Hrapavost se definira kao ukupan broj mikrogeometrijskih nepravilnosti na površini koje su mnogo puta manje od površine cijelog predmeta, a prouzročene su postupkom obrade ili nekim drugim utjecajima, ali koja ne uključuju valovitost, odstupanje od oblika i površinske greške. Pod tim pojmom podrazumijeva se sveukupnost nepravilnosti površine. To sve gledamo s relativno malim koracima koji uključuju sve nepravilnosti koje su posljedica postupka obrade ili nekih drugih čimbenika [26].

Parametri profila površine dijele se na amplitudne, uzdužne, hibridne, krivuljne i srodne. Amplitudni parametri profila opisuju varijacije i promjene po visini profila koji se najčešće koriste u industrijskoj i inženjerskoj praksi. Uzdužni parametri opisuju varijacije uzduž profila. Hibridni parametri opisuju varijacije i promjene iz kombinacije uzdužnih i amplitudnih parametara. Krivuljni i srodni parametri opisuju varijacije na krivuljama koje su dobivene iz uzdužnih i amplitudnih karakteristika profila [27].

Glavni parametri su [27]:

- Srednje aritmetičko odstupanje profila (R_a)- univerzalni parametar hrapavosti za opću kontrolu kvalitete. Definira se kao prosječna devijacija vrijednosti profila u granicama referentne dužine l_r..
- Najveća visina profila (R_{max}) je parametar vrlo osjetljiv na visoke vrhove i duboke ogrebotine. Definira se kao okomita udaljenost od najvećeg vrha i najdubljeg dola profila u kontrolnim granicama duljine $\boldsymbol{l_n}$..
- Najveća visina vrha profila (R_p**)** je najveća visina profila iznad srednje linije profila u kontrolnim granicama duljine l_n..
- Najveća dubina dola profila (R_v) je najveća dubina profila ispod srednje linije profila u kontrolnim granicama duljine l_n.
- Prosječna visina neravnina (R_z) je prema ISO normi razlika između pet najviših vrhova i 5 najdubljih dolova u granicama referentne duljine l_r , a prema DIN-u definira se kao prosjek sume pet najviših vrhova i pet najdubljih dolova u kontrolnim granicama duljine l_n.

- Prosječna visina vrhova (R_{pm}) je srednja vrijednost sume najveće visine vrhova svih referentnih duljina l_r.
- Srednja linija profila (m) je linija koja sječe profil p tako da je zbroj kvadrata udaljenosti y svih točaka profila od srednje linije u granicama referentne duljine l_r i jednak minimumu [28].



Slika 24. Parametar hrapavosti R_a [27]

6. PREGLED LITERATURE

6.1 Učinci elektropoliranja na mehanička svojstva i biokoroziju Ti-6Al-4V legure dobivene taljenjem pomoću snopa elektrona

U radu je provedeno istraživanje tretiranja titanijeve legure pomoću snopa elektrona i mjerenje njezine granice razvlačenja nakon procesa elektropoliranja. Ispravnim parametrima procesa elektropoliranja parametar hrapavosti R_a se znatno poboljšava. Vrijednost parametra hrapavosti se smanjio s 24 µm na gotovo 4,5 µm uz povećanje granice od 7,6 % do 11,6 % te povišenjem vlačne čvrstoće u iznosu od 53 % bez gubitka modula elastičnosti. Provedeno je i testiranje biokorozije pomoću *in vitro* testiranja. Simuliranje biokorzije je provedeno u ljudskoj tekućini. Potenciodinamičkom polarizacijom je otkriveno da se otpornost na biokoroziju povećava smanjenjem hrapavosti površine, odnosno elektropoliranjem. Jedino, u slučaju predugog elektropoliranja i neispravnih parametara može doći do *nanopittinga* [29].

6.2 Elektropoliranje površina- teorija i primjene

U ovom znanstvenom radu detaljno je opisan postupak elektropoliranja. Cilj ovog istraživanja bio je pružiti uvid u razumijevanje i parametre procesa elektropoliranja i pobliže ih objasniti. Pregledane su opće značajke elektropoliranja, njihovo klasično postavljanje i metode koje se koriste za procjenu vrijednosti elektropoliranja. Mnoge mikroskopske tehnologije koriste se za procjenu površina elektropoliranja. To uključuje optički i elektronski mikroskop. Tehnika elektropoliranja je jedinstvena obrada metalne površine koja se koristi za uklanjanje grubih nepravilnosti metalne površine. Elektropoliranje ima široku primjenu u prehrambenoj, farmaceutskoj, biomedicinskoj, poluvodičkoj, automobilskoj i zračnoj industriji [19].

6.3 Učinak parametara na elektropoliranje komercijalno čistog Ti na bazi alkohola

Komercijalno čiste titanijeve folije su elektropolirane upotrebom istosmjernog izvora energije u elektrolitu na bazi alkohola. U ovom članku istraženi su utjecaji napona elektropoliranja, vremena obrade, temperature i vrste elektrolita na površinsku obradu, odnosno izgled površine i sadržaj kisika na površini. Rezultati su pokazali da se optimalnazavršna obrada površine ovog elektrolita može postići pri primijenjenim naponima u rasponu od 35–75 V uz kraća vremena pri većem naponu. Sadržaj kisika u površini varira od parametara obrade i izravno utječe na morfologiju površine. Glatki premaz površine uvijek je praćen najnižim sadržajem kisika na površini. Najbolje elektropoliranje u smislu izglađivanja i posvjetljivanja površine postiže se za 8 minuta pri 35 V, za 3 minute pri 65 V i 2 minute pri 75 V. Povećanje početne temperature elektrolita za određenu količinu može ubrzati postupak elektropoliranja u elektrolitima na bazi alkohola i dati bolje površinske završne obrade od procesa niže temperature. Bolji rezultati elektropoliranja postižu se pri višoj temperaturi od 35 °C nego na sobnoj temperaturi kada je postupak ograničen kratkim vremenom elektropoliranja od 1 minute [30].

6.4 Ponašanje čistog Ti u miješanoj otopini perklorne kiseline u procesu elektropoliranja

Opisani su postupci elektropoliranja za čisti titanij u elektrolitu metanol-perklorna kiselina-etilen glikol i rezultirajuće površinske karakteristike. Na osnovu krivulja potencijalne struje i ispitivanja optičke i atomske sile mikroskopijom, pokazano je da se komercijalno dostupan čisti titanij može dobro elektropolirati u otopini na bazi metanola koja sadrži 38% etilen glikola i 10 % perklorne kiseline. Optimalni uvjeti za elektropoliranje čistog titanija u ovoj otopini dobivaju se elektropoliranjem pri 20 V i odgovarajućim miješanjem pri 900 okretaja u minuti te 0 °C. Površinska svojstva Ti nakon elektropoliranja u optimalnim uvjetima uspoređena su s onima dobivenim nakon mehaničkog poliranja. Iako je ova vrsta elektropolirajućih otopina trajnija i manje toksična za okoliš od većine konvencionalnih rješenja, pruža površinsku obradu titana u obliku zrcala. Površinska hrapavost elektropoliranog Ti je manja od one mehanički polirane Ti površine [25].

6.5 Elektropoliranje titanija u otopini perklorne i octene kiseline. Polarizacijsko ponašanje i stehiometrija

U radu je ispitivano ponašanje anodne polarizacije i reakcijska stehiometrija tijekom elektropoliranja titanija u otopini perhlorne kiseline i octene kiseline pomoću rotirajuće elektrode cilindra. Stvaranje i raspad anodnih filmova u velikoj mjeri rezultira vremenski ovisnim ponašanjem polarizacije. Pojava elektropoliranja podudara se s pikovima u potenciostatskoj krivulji polarizacije, ali učinci prijenosa iona kroz otopinu su sporiji zbog prisutnosti sloja produkata reakcije. Valencija otapanja u otopini koja sadrži perklorat neobično je mala jer se iona perklorata smanjuje na anodi [31].

6.6 Postupci elektropoliranja za bolju pripremu površine implantata

U radu su proučavani procesi elektropoliranja, počevši od standardnog elektropoliranja (EP), elektropoliranja visoke struje (HDEP) i elektropoliranja visokog napona (HVEP), koji započinje novim elektrolitičkim procesom oksidacije plazme (PEO). PEO postupak odvijao se u koncentriranoj otopini fosforne kiseline (H3PO4 -85%). Osim opisanih procesa, jednostavne završne obrade, dobivanja metalne površine bez hrapavosti, svijetlih i sjajnih površina, prikazan je i značajan napredak u površinskom inženjerstvu s obzirom na stjecanje stvarnih prednosti tijekom primjene u medicini za biomedicinske dijelove, uređaje i implantate. Ovaj pregled otkriva kako je napravljen veliki korak uvođenjem magnetskog polja u postupak elektropoliranja pod nazivom magnetoelektropoliranja (MEP). Važne osobine dijelova od metala i legura tretiranih MEP-om je veliko povećanje otpornosti na koroziju, značajno smanjenje hidrogenacije, veliko povećanje mehanike, niska otpornost na umor površine, znatno bolje površinske hidrofilnosti s poboljšanom biokompatibilnošću i općenito boljim svojstvima [32].

7. EKSPERIMENTALNI DIO

U eksperimentalnom djelu ovog diplomskog rada provedeno je ispitivanje utjecaja parametara elektropoliranja na adhezijsko trošenje Ti-6Al-4V legure. Uzorci su prvo bili podvrgnuti mehaničkoj predobradi, a potom je proveden postupak elektropoliranja različitim vrijednostima jakosti struja u različitim vremenskim intervalima. Prije postupka elektropoliranja provedeno je ispitivanje hrapavosti površine. Nakon postupka elektropoliranja provedeno je ispitivanje uzorka adhezijskim trošenjem u suhom i vlažnom stanju. Prije i nakon samog ispitivanja provedeno je mjerenje mase uzorka i mjerenje progiba. Pomoću ovih parametara izračunata je sila trenja $F_{\mathbf{tr}}$ te faktor trenja μ. Na kraju je izmjeren kemijski sastav legure i provedeno je ispitivanje tvrdoće.

Kemijski sastav uzoraka prizmi te prstenova korištenih u ispitivanju odgovaraju sastavu titanijeve legure Ti6Al4V. U tablicama 2. i 3. prikazani su kemijski sastavi pri čemu postotni udjeli elemenata predstavljaju maseni udio u leguri. Prikazani su kemijski sastavi ispitnih prizmi i prstena za adhezijsko trošenje. Mjerenje je provedeno u Laboratoriju za zaštitu materijala na Fakultetu strojarstva i brodogradnje pomoću Analiza XRF-analizatora Innov-X Systems, proizvođača Olympus.

Tablica 2. Kemijski sastav ispitnih uzoraka

Kemijski element	Al	V	Fe	Si	Ti
udio, [%]	8,0	4,0	0,32	0,23	87,43

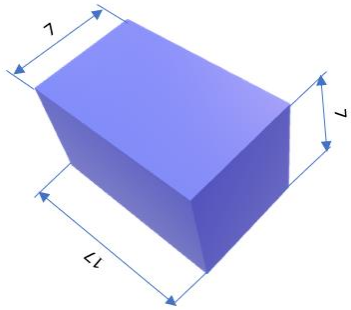
Tablica 3. Kemijski sastav prstena za adhezijsko trošenje

Kemijski element	Al	V	Fe	Ti
udio, [%]	7,49	3,87	0,19	88,45

7.1 Mehanička predobrada uzoraka

Rezanje uzoraka na dimenzije 7×7×17 mm provedeno je u tvrtki Pireko d.o.o. vodenim mlazom. Mehanička predobrada uzoraka rađena je u Laboratoriju za materijalografiju Zavoda

za materijale na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Na slici 26 prikazan je oblik uzorka dimenzija 7×7×17 mm.



Slika 25. Dimenzije uzoraka

Brušenje je provedeno na uređaju Buehler Phoenix Alpha. Za brušenje je korišten brusni papir gradacije P320, brzina postupka brušenja bila je 300 okr/min uz hlađenje vodom. Nakon brušenja slijedi drugi dio mehaničke predobrade, a to je postupak mehaničkog poliranja. Proveden je na uređaju Struers DAP-V u dvije faze. Tijekom prve faze, poliranje se provodi na ploči MD- Largo dijamantnom pastom granulacije čestica 9 µm. U drugoj fazi poliranje se provodi koristeći MD- Chem ploču i tekućinu pod nazivom Silica granulacije čestica 0,03 µm. U obje faze postupka mehaničkog poliranja brzina je bila 150 okr/min, a sila pritiska tijekom procesa 20 N uz korištenje odgovarajućeg lubrikanta.

Nakon mehaničke predobrade, uzorci su još dodatno podvrgnuti ultrazvučnom čišćenju pomoću ultrazvučnog čistača i osušeni na zraku (slika 27).

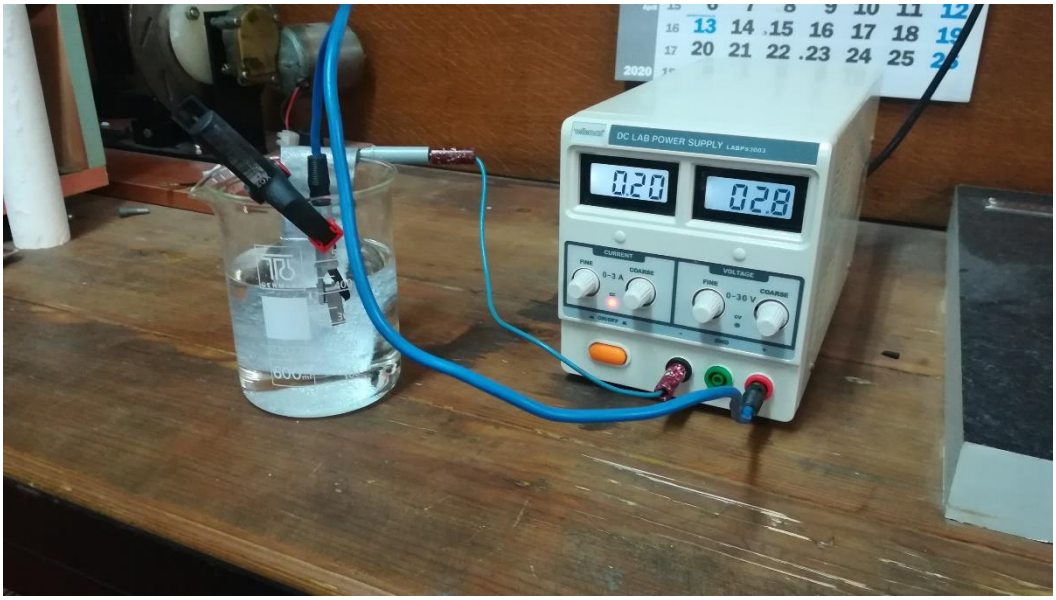
Slika 27. Ultrazvučno čišćenje uzoraka

Tablica 4. Označavanje uzoraka za adhezijsko ispitivanje

Skupina uzoraka	Oznaka uzoraka	Adhezijsko ispitivanje	Jakost struje [A]	Vrijeme [min]
Skupina A	A2, A3	Suho stanje	0,2	10
Skupina B	B1, B2		0,05	10
Skupina C	C1, C2, C3		0,2	20
Skupina D	D1, D2		0,05	20
Skupina A	A5, A6	Vlažno stanje	0,2	10
Skupina B	B3, B4		0,05	10
Skupina C	C4, C5, C6		0,2	20
Skupina D	D3, D4		0,05	20
Osnovni uzorak	0	-	-	-

7.2 Elektropoliranje

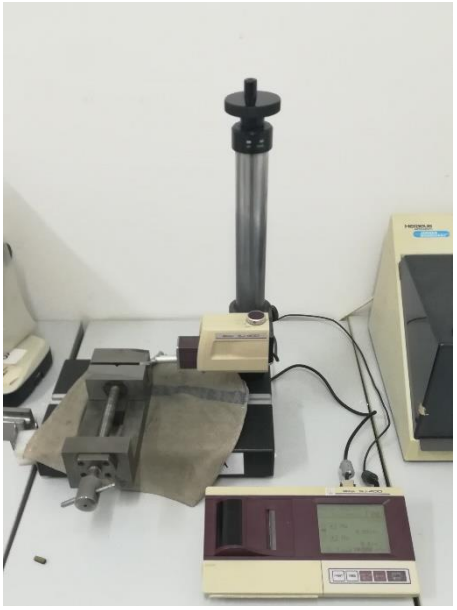
Za proces elektropoliranja uzorci su podijeljeni u 4 skupine, A-D. Svaka skupina uzoraka ima različite parametre elektropoliranja. U skupinama A i C, procesu elektropoliranja podvrgnuto je po 6 uzoraka, dok su B i D skupina sadržavala po 4 uzorka. Za prvu A skupinu jakost struje je iznosila 0,2 A, za B skupinu 0,05 A, za C skupinu 0,2 A i za D skupinu 0,05 A. Vrijeme trajanja elektropoliranja A i B skupine iznosi 10 minuta, dok je vrijeme trajanja skupine C i D 20 minuta. Uzorci su i označeni pomoću slovnih i brojnih oznaka kako se uzorci nebi pomiješali nakon procesa elektropoliranja. Katoda je olovna. Elektrolit se sastoji od perklorne i octene kiseline te destilirane vode u volumnom omjeru 1:10:1.2. Anode su uzorci prizmi od Ti-6Al-4V legure. Temperatura elektrolita iznosi 20 °C, a napon je stalna veličina i iznosi 3 V. Struja je istosmjerna jakosti 0,2 A i 0,05 A, a dovodi se pomoću napajanja Velleman LABPS 3003. Elektropoliranje je provedeno u Laboratoriju za tribologiju na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Slika 30. prikazuje proces elektropoliranja uzoraka.



Slika 28. Proces elektropoliranja uzoraka

7.3 Mjerenje hrapavosti površine

Ispitivanje hrapavosti površine provedeno je u suradnji sa tvrtkom Instrumentaria d.d. Sesvete. Ispitivanje je provedeno na uređaju Mitutoyo SJ 400
(slika 29). To je elektromehanički uređaj s ticalom. Mjerenja su provedena u skladu s normama ISO 4287:1997, ISO 4288:1996 i ISO 3274 1996 [33-35]. Od svake skupine uzoraka uzeta su dva i na njima su provedena tri mjerenja hrapavosti površine.



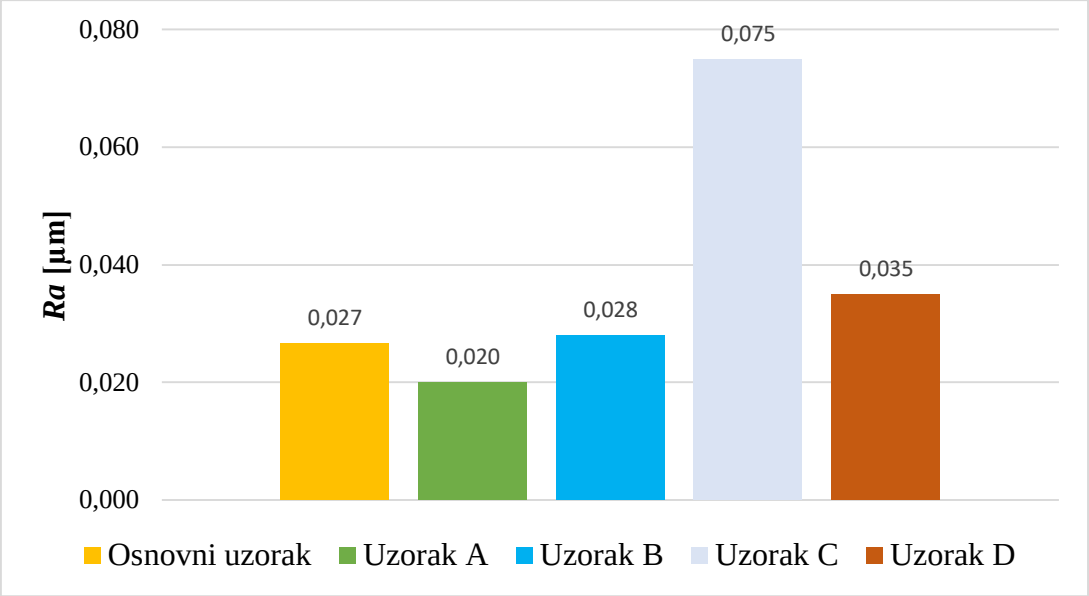
Slika 29. Mitutoyo SJ 400- uređaj za mjerenje hrapavosti površine

Podaci o hrapavosti površine prikazani su u Tablici 5. Također, prikazan je i grafički prikaz podataka o hrapavosti površine (slika 30).

Tablica 5. Hrapavost površine nakon procesa elektropoliranja

Uzorak	Osnovni uzorak	Uzorak A	Uzorak B	Uzorak C	Uzorak D
Vrijeme, *t* [min]	-	10	10	20	20
Struja, *I* [A]	-	0,2	0,05	0,2	0,05
R_a [μm]	0,027	0,020	0,028	0,075	0,035

U tablici 5. prikazani su rezultati mjerenja hrapavosti površine nakon procesa elektropoliranja. Mjeren je parametar R_a odnosno srednje aritmetičko odstupanje profila. Hrapavost je izmjerena u nultom stanju, odnosno na površini koja nije podvrgnuta procesu elektropoliranja te na površinama koje su podvrgnute procesu elektropoliranja. Uzeta su po dva uzorka od svake skupine na kojima su provedena po tri mjerenja hrapavosti površine. Nakon toga se izračuna srednja vrijednost mjerenja. Mjerilo se u horizontalnom smjeru površine.



Slika 30. Grafički prikaz hrapavosti površine

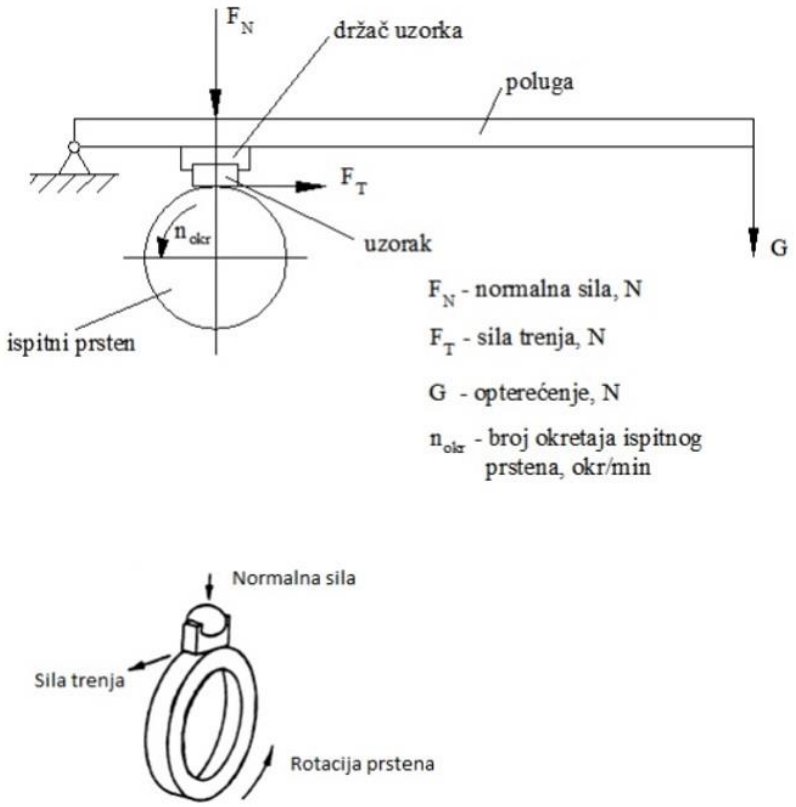
Na slici 30. dan je grafički prikaz srednjeg aritmetičkog odstupanja profila hrapavosti nakon postupka elektropoliranja. Iz dijagrama je vidljivo da je nakon obrade strujom od 0,05 A u trajanju od 10 minuta došlo do smanjenja hrapavosti u odnosu na osnovni uzorak. Daljnjom obradom s istom vrijednosti jakosti struje u vremenu od 20 minuta hrapavost se malo povećala u odnosu na obradu u trajanju od 10 minuta. Nakon toga slijede drugi parametri: struja 0,2 A i vrijeme od 10 i 20 minuta.. Najmanja vrijednost hrapavosti dobivena je obradom u trajanju 10 minuta s jakosti struje 0,2 A. Vrijednost je gotovo dvostruko manja u odnosu na osnovni uzorak. Za ovu vrstu titanijeve legure najbolji parametri elektropoliranja su vrijeme od 10 minuta i jakost struje iznosa 0,2 A.

Elektropoliranjem dolazi do smanjenja hrapavosti površine. Gore navedenim ispitivanjem te tvrdnje su i dokazane. Površinska hrapavost smanjuje se pravilnim parametrima procesa.. Oni su kontrolirani tijekom cijelog procesa zbog njegove složenosti. Ne pridržavajući se propisanih uvjeta i parametara može doći do oštećenja uzoraka. To rezultira lošijim svojstvima materijala u odnosu na početno stanje. Ako je jakost struje prevelika dolazi do stvaranja crnog sloja na uzorku koji više nema potrebni sjaj i svojstva. Ako je vrijeme elektropoliranja preveliko uzorak se može oštetiti do te mjere da cijeli pocrni. Optimalnim parametrima postiže se visoki sjaj površine i smanjenje površinske hrapavosti prema

pretpostavkama iz literature [29]. Ovim eksperimentom, odnosno mjerenjem hrapavosti površine ta pretpostavka je i dokazana. Elektropoliranje je proces koji je koristi kod pripreme površine za postupak prevlačenja jer prionjivost podloge kod prevlačenja ovisi o nizu parametara od kojih je jedan od najvažnijih hrapavost površine.

7.4 Ispitivanje otpornosti na adhezijsko trošenje i određivanje faktora trenja

Dominantan mehanizam trošenja kod ortopedskih implantata je adhezijsko trošenje zato što se implantati nalaze u relativnom gibanju. U ovom diplomskom radu otpornost na adhezijsko trošenje Ti-6Al-4V legure ispitat će se metodom „ *Block on Ring*“. Slika 31 prikazuje shematski prikaz te metode.

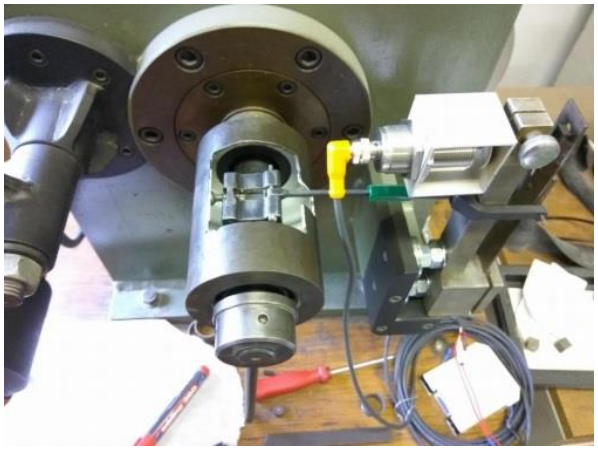


Slika 31. Shematski prikaz uređaja za ispitivanje adhezijskog trošenja

Prizmatični ispitni uzorak učvršćen je u držaču uzorka i miruje tijekom ispitivanja. Ispitni prsten rotira brzinom 1,5 okr/min. On kliže po titanijevom prizmatičnom uzorku. Uzorak u obliku prizme opterećen je pomoću sustava utega i poluga. Relativno gibanje između prstena i uzorka ostvaruje se kad je uzorak u kontaktu s prstenom. Tijekom provođenja eksperimenta ispitivanja mjeri se vrijeme procesa i očitavaju se vrijednosti s mjerne ure. Te se vrijednosti zatim preračunavaju u silu trenja. Normalna sila F_N iznosi 100 N dok se sila trenja F_{tr} očitava na mjernom uređaju. Poznavanjem ovih dviju komponenti sila računa se iznos faktora trenja $\boldsymbol{\mu}$. Kao posljedica trenja klizanja između dvije površine koje su u dodiru u relativnom gibanju nastaje adhezijsko trošenje. Sila trenja F_{tr} i faktor trenja μ pokazatelji su otpornosti određenog materijala na adhezijsko trošenje. Što su vrijednosti ovih dvaju pokazatelja manje, otpornost prema adhezijskog trošenju je veća.

Slika 32. Ispitivanje adhezijskog trošenja "*Block on ring*" metodom

Slika 32. prikazuje uređaj za ispitivanje adhezijskog trošenja koje je provedeno u ovom diplomskom radu u Laboratoriju za tribologiju na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Provedeno je adhezijsko ispitivanje u suhom i vlažnom stanju. Slika 33 detaljno prikazuje „ *Block on ring*“ metodu u vlažnom stanju s posudom za podmazivanje.



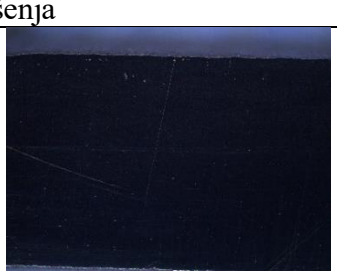
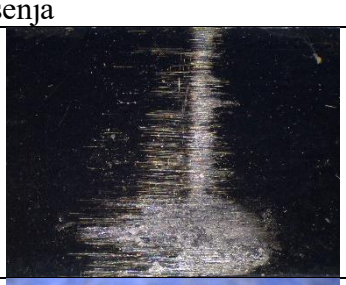
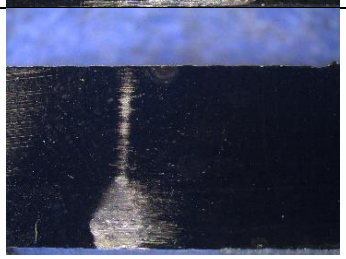
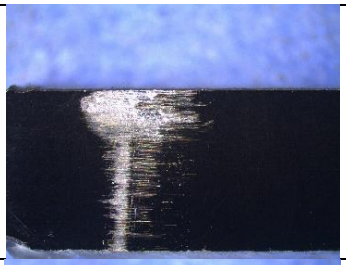
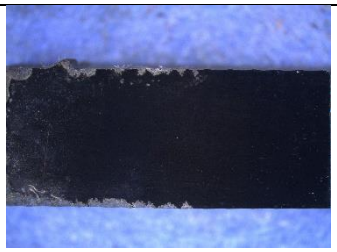
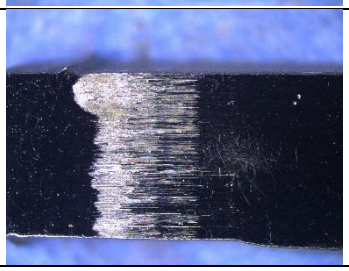
Slika 33. Metoda " *Block on ring*" s posudom za ispitivanje u vlažnom stanju

Za ispitivanje adhezijskog trošenja u vlažnom stanju koristila se fiziološka otopina Braun koja je vodena otopina 0,9 % NaCl odnosno natrijevog klorida. Pakiranje i specifikacija vodene otopine 0,9 % NaCl koja je poznatija kao otopina za infuziju nalazi se na slici 34.

Slika 34. Vodena otopina za ispitivanje vlažnog adhezijskog trošenja

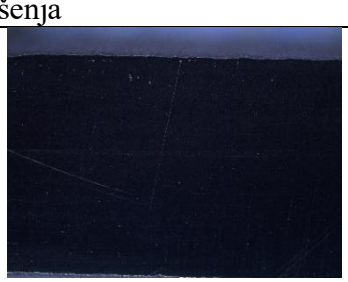
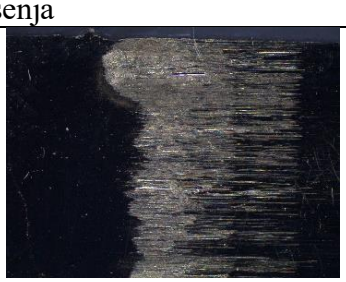
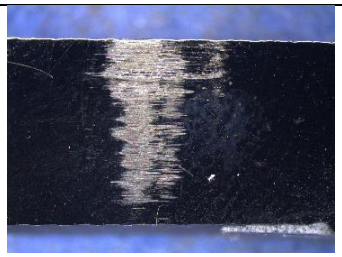
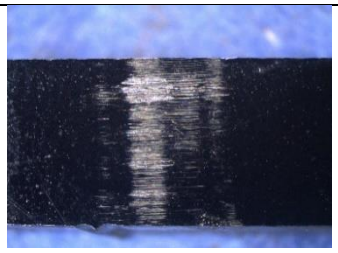
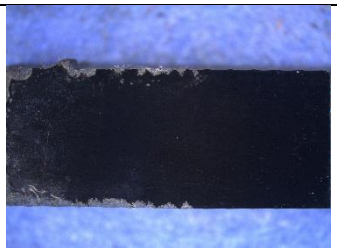
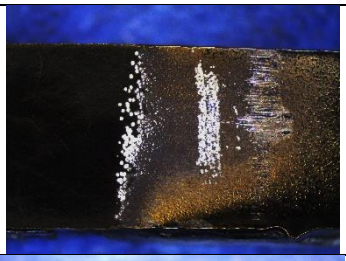
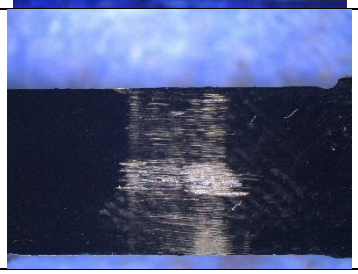
Tablica 6. prikazuje stanje uzoraka prije i nakon adhezijskog trošenja u suhom stanju. Vidljive su promjene površine materijala za različite parametre elektropoliranja prije ispitivanja. Otklon kazaljke je zabilježen nakon 5, 10, 15, 30, 45 i 60 minuta te je za svaki vremenski period određen faktor trenja.

Tablica 6. Stanje površine uzoraka prije i nakon procesa adhezijskog trošenja u suhom stanju

Ispitivanje adhezijskog trošenja - suho stanje		
Uzorak	Površina prije adhezijskog trošenja	Površina nakon adhezijskog trošenja
Osnovni uzorak		
Uzorak A		
Uzorak B		
Uzorak C		
Uzorak D		

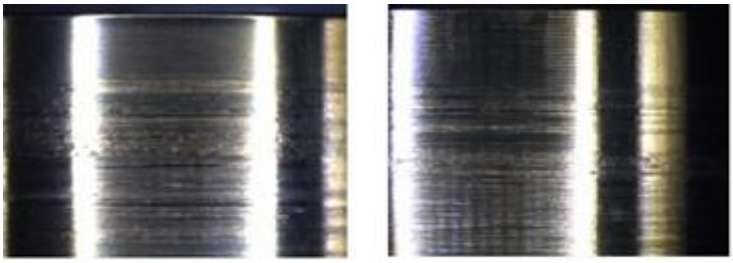
Za vlažno stanje koristila se otopina NaCl. U tablici 8. prikazan je izgled površine uzoraka vlažnog ispitivanja adhezijskog trošenja.

Tablica 7. Stanje površine uzoraka prije i nakon procesa adhezijskog trošenja u vlažnom stanju

Ispitivanje adhezijskog trošenja - vlažno stanje		
Uzorak	Površina prije adhezijskog trošenja	Površina nakon adhezijskog trošenja
Osnovni uzorak		
Uzorak A		
Uzorak B		
Uzorak C		
Uzorak D		

Tablice 6. i 7. prikazuju stanje površine uzoraka nakon adhezijskog ispitivanja u suhom i vlažnom stanju. Površina u suhom stanju adhezijskog trošenja je više potrošena nego površina u vlažnom stanju. Parametri elektropoliranja isto utječu na stanje istrošenosti površine u suhom i vlažnom stanju. Uzorci s dobro pogođenim parametrima elektropoliranja znatno su manje potrošeni od drugih uzoraka.

Slika 35. prikazuje stanje ispitnog prstena prilikom suhog i vlažnog adhezijskog trošenja. Površina prstena također je manje potrošena u vlažnom stanju adhezijskog trošenja.



Ispitni prsten-
suho stanje

Ispitni prsten-
vlažno stanje

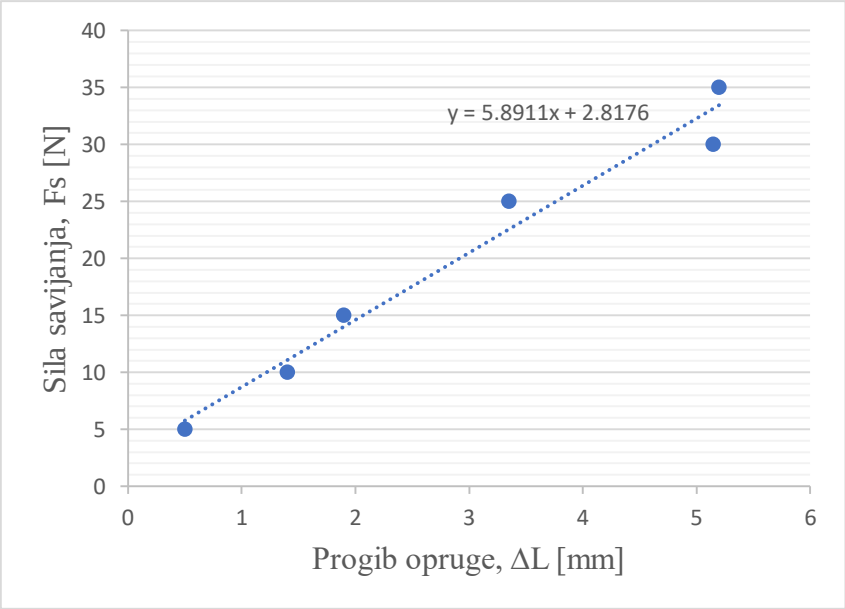
Slika 35. Stanje površine ispitnog prstena nakon suhog i vlažnog adhezijskog ispitivanja

7.4.1 Rezultati ispitivanja

Kako bi se dobili vjerodostojni i odgovarajući rezultati ispitivanja najprije je potrebno je pronaći konstantu opruge *C*. Taj proces je prvi korak prije početka mjerenja. Uz pomoć dinamometra opruga se savija određenom silom kod koje se bilježi progib opruge na mjernoj uri. U tablici 8. prikazane su vrijednosti progiba. Također, na slici 36. je grafički prikaz gdje konstanta opruge predstavlja koeficijent smjera pravca dobiven regresijskom analizom. Konstanta opruge iznosi 5,8911 N/mm.

Tablica 8. Određivanje konstante opruge

Sila savijanja, F_S [N]	Progib opruge, ΔL [mm]
5	0,5
10	1,4
15	1,9
25	3,35
30	5,15
35	5,2



Slika 36. Grafički prikaz određivanja konstante opruge

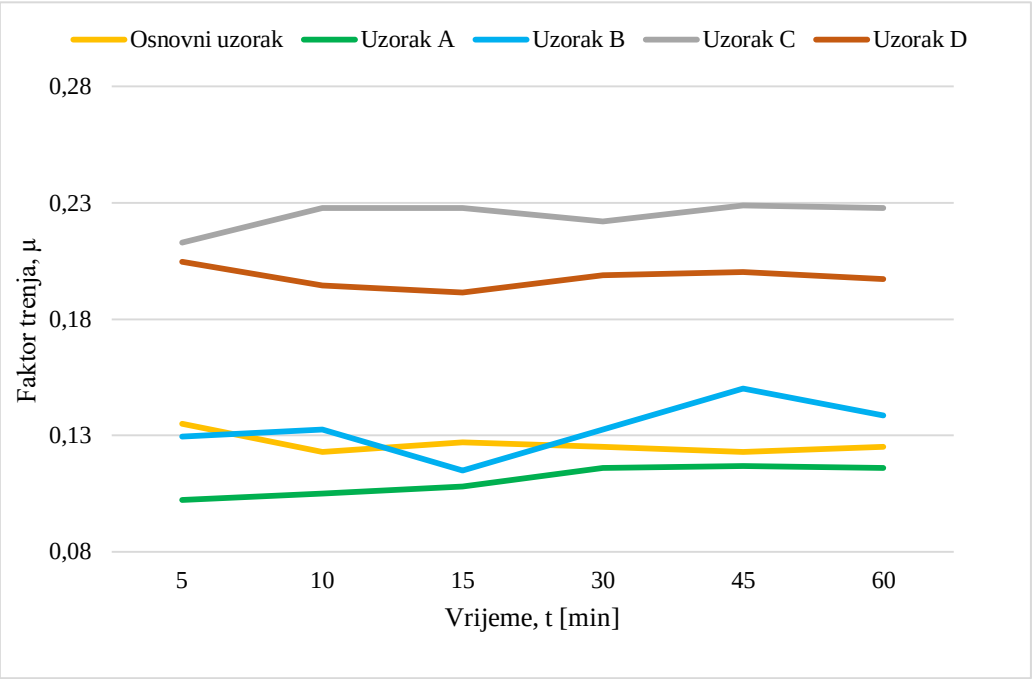
Otklon kazaljke označen je sa ΔL i naziva se progib. Nakon 60 minuta svi parametri progiba su zabilježeni. Množenjem konstante opruge C i progiba ΔL određuje se sila trenja $F_{tr,}$ a pomoću sile trenja računa se faktor trenja μ. Ovim ispitivanjem se prikazuje odnos utjecaja parametara na adhezijsko trošenje, odnosno utjecaj faktora trenja na parametre adhezijskog trošenja. Rezultati ovog ispitivanja prikazani su računski i grafički posebno za suho i vlažno adhezijsko trošenje.

U tablici 9. prikazani su rezultati za faktor trenja u suhom stanju. Najniži faktor trenja pokazuje uzorak A. Vrijeme ispitivanja varira od 5 do 60 minuta. Što je uzorak više izložen adhezijskom trošenju, faktor trenja se povećava, odnosno sila trenja raste jer su sila i faktor trenja proporcionalne veličine.

Tablica 9. Faktor trenja u suhom stanju adhezijskog trošenja

Faktor trenja - suho stanje						
Vrijeme	**5**	**10**	**15**	**30**	**45**	**60**
Osnovni uzorak	0,135	0,123	0,127	0,125	0,123	0,125
Uzorak A	0,102	0,105	0,108	0,116	0,117	0,116
Uzorak B	0,130	0,133	0,115	0,133	0,150	0,138
Uzorak C	0,213	0,228	0,228	0,222	0,229	0,228
Uzorak D	0,205	0,194	0,191	0,199	0,200	0,197

Ovisnost faktora trenja o vremenu adhezijskog trošenja prikazan je grafički na slici 37. Vidljivo je da uzorak A ima najmanji faktor trenja u početnom i završnom vremenu ispitivanja te najmanji prirast faktora trenja po vremenu.



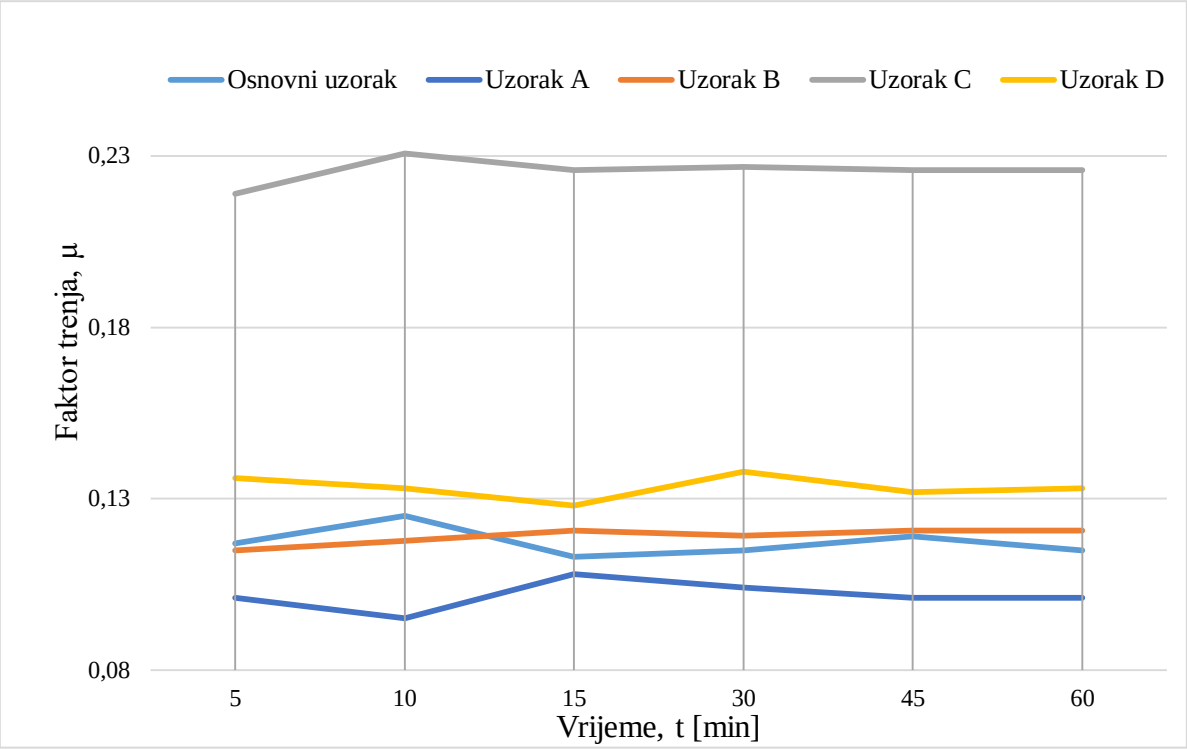
Slika 37. Grafički prikaz faktora trenja u suhom stanju adhezijskog trošenja

Tablica 10. prikazuje iznose faktora trenja za vlažno stanje adhezijskog ispitivanja. Najmanji faktor trenja ponovo pokazuje uzorak A. Vremena ispitivanja ista su kao i u suhom stanju. Uspoređujući rezultate u vlažnom stanju može se zaključiti da je faktor trenja manji nego kod suhog stanja ispitivanja, odnosno uzorci su manje izloženi trenju.

Tablica 10. Faktor trenja u vlažnom stanju adhezijskog trošenja

Faktor trenja - vlažno stanje						
Vrijeme	**5**	**10**	**15**	**30**	**45**	**60**
Osnovni uzorak	0,117	0,125	0,113	0,115	0,119	0,115
Uzorak A	0,101	0,095	0,108	0,104	0,101	0,101
Uzorak B	0,115	0,118	0,121	0,119	0,121	0,121
Uzorak C	0,219	0,231	0,226	0,227	0,226	0,226
Uzorak D	0,136	0,133	0,128	0,138	0,132	0,133

Rezultati vlažnog stanja prikazani su i grafički na slici 38. Također se vidi da je prirast faktora trenja najmanji kod uzorka A tijekom cijelog ispitivanja. Uzorak A elektropoliran je strujom 0,2 A u vremenu od 10 minuta. Promatrajući rezultate faktora trenja, odnosno sile trenja vidimo da je taj uzorak najviše otporan na adhezijsko trošenje. Stoga, može se smatrati da uzorak A za ovu vrstu titanijeve legure ima dobro odabrane parametre elektropoliranja.



Slika 38. Grafički prikaz faktora trenja u vlažnom stanju adhezijskog trošenja

Osim faktora trenja, izmjeren je i gubitak mase svakog ispitanog uzorka. Mjerenje mase provedeno je prije procesa adhezijskog trošenja i nakon proteklih 60 minuta ispitivanja. Masa se također mjerila u suhom i vlažnom stanju. Pratio se gubitak mase Δm. Rezultati su dani računski i grafički posebno za suho i vlažno stanje ispitivanja. Na slici 39. prikazana je precizna vaga švicarskog proizvođača E. METTLER za mjerenje gubitka mase ispitnih uzoraka. Ispitivanje je provedeno u Laboratoriju za tribologiju na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

Slika 39. Vaga za mjerenje mase ispitnih uzorka

Rezultati gubitka mase prikazani su analitički i grafički. Taj parametar se ponaša isto kao i faktor trenja. Pri suhom adhezijskom trošenju veći su gubici mase nego pri vlažnom stanju. Također, uzorak A pokazuje najmanji gubitak mase i u suhom i u vlažnom stanju. Rezultati gubitka mase dani su u tablicama 11. i 12. za suho i vlažno stanje.

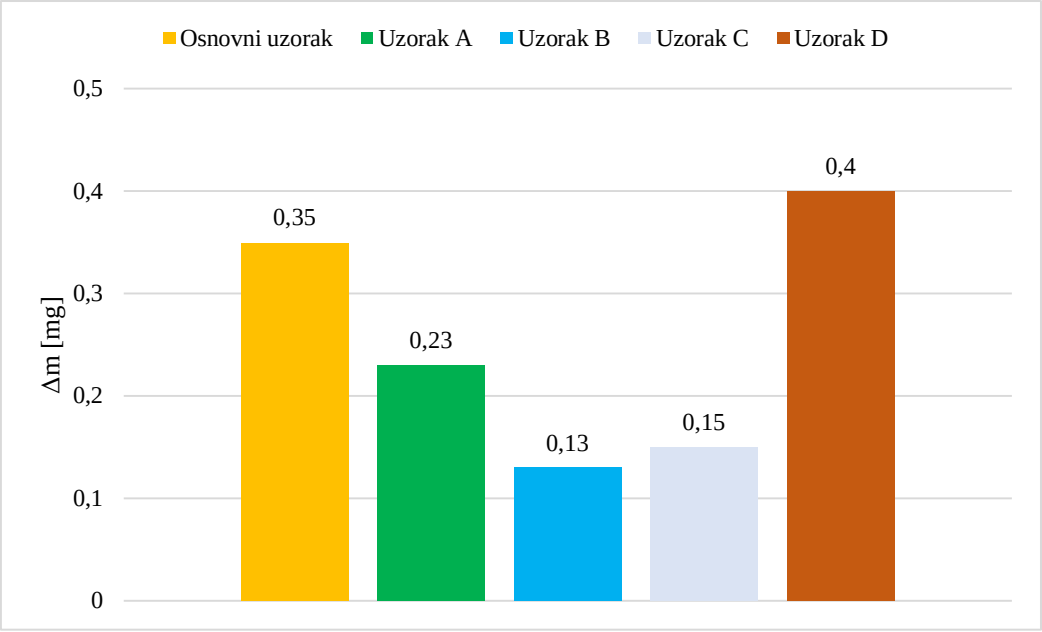
Tablica 11. Gubitak mase tijekom adhezijskog trošenja u suhom stanju

Gubitak mase- suho stanje					
	Osnovni uzorak	Uzorak A	Uzorak B	Uzorak C	Uzorak D
***Δm* [mg]**	0,35	0,23	0,13	0,15	0,4

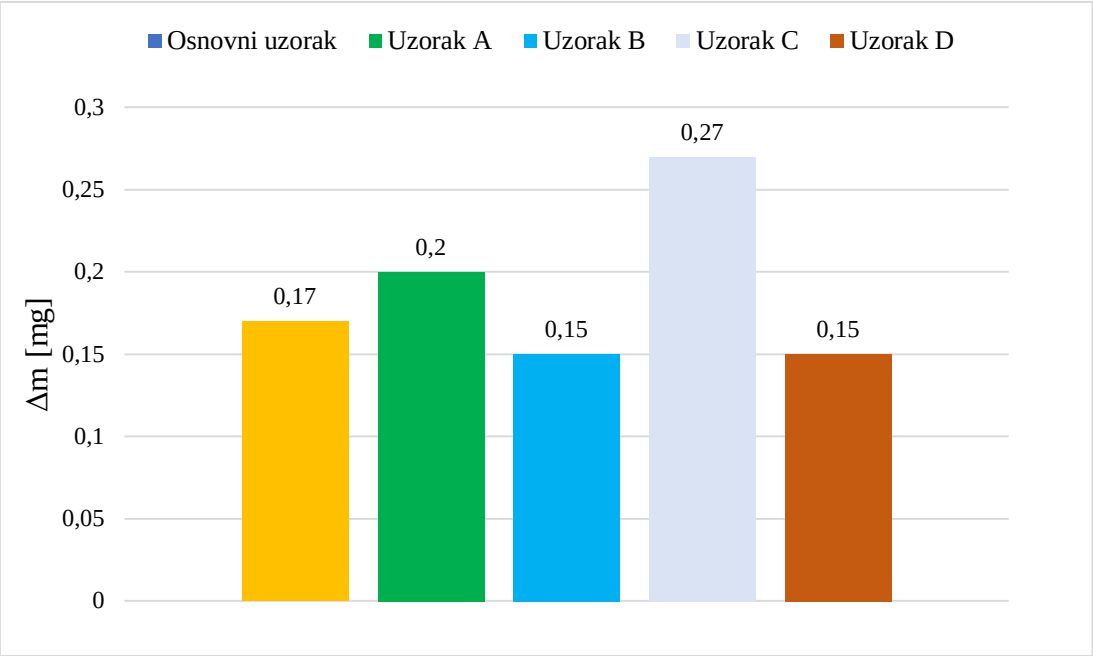
Tablica 12. Gubitak mase tijekom adhezijskog trošenja u vlažnom stanju

Gubitak mase - vlažno stanje					
	Osnovni uzorak	Uzorak A	Uzorak B	Uzorak C	Uzorak D
***Δm* [mg]**	0,17	0,2	0,15	0,27	0,15

Na slikama 40. i 41. grafički je prikazan gubitak mase. Vidi se da se on smanjuje što je struja i vrijeme elektropoliranja veće, odnosno najbolje rezultate u oba stanja daje uzorak A. Za elektropoliranje ove vrste titanijevih legura taj uzorak ima odlične parametre. Što se više približavamo vrijednostima parametara uzorka A dobivamo bolja svojstva, odnosno konkretno u ovim ispitivanjima dobiva se bolje otpornost uzoraka prema adhezijskom trošenju.



Slika 40. Grafički prikaz gubitka mase u suhom stanju adhezijskog trošenja



Slika 41. Grafički prikaz gubitka mase u vlažnom stanju adhezijskog trošenja

Gubitak mase veći je u suhom stanju kao i faktor trenja. Može se zaključiti da je adhezijsko trošenje puno veće u suhom stanju nego u vlažnom. Vrijednosti faktora trenja i gubitak mase to i dokazuju. Što je manji faktor trenja i manji gubitak mase uzorak je otporniji na adhezijsko trošenje. Elektropoliranje optimalnim vremenom i jakosti struje pridonosi otpornosti na adhezijsko trošenje.

8. ZAKLJUČAK

Na temelju provedenih ispitivanja mjerenja hrapavosti površine, mjerenja faktora trenja i gubitka mase kod adhezijskog trošenja nakon procesa elektropoliranja različitim parametrima jakosti struje i vremena dobivaju se rezultati koje se mogu potkrijepiti teorijskim tvrdnjama. Najbolji parametri elektropoliranja za Ti-6Al-4V leguru u ovom slučaju su jakost struje 0,2 A u trajanju od 10 minuta. Ovi parametri pokazuju najmanji iznos faktora trenja u suhom i vlažnom stanju te najmanji gubitak mase i time najveću otpornost prema adhezijskom trošenju u suhom i mokrom stanju.

Hrapavost površine također je najbolja struji od 0,2 A i vremenu u trajanju od 10 minuta. Površinska hrapavost Ti-6Al-4V legure je puno bolja od mehanički polirane površine. Simulacija adhezijskog trošenja u vlažnom stanju izrazito je bitna u ovom radu jer se najpoznatiji implanatati u ortopediji izrađuju baš od Ti-6Al-4V legure i ugrađuju u ljudski organizam. Adhezijsko trošenje u vlažnom stanju prikazuje upravo biološko trošenje implantata u čovjekovu organizmu. Rezultati pokazuju da je najmanja izloženost adhezijskom trošenju u vlažnom stanju pri određenim uvjetima elektropoliranja. Stoga, implantati se prije ugradnje u ljudski organizam moraju elektropolirati.

Tekućina NaCl simulira tekućinu koja se nalazi u ljudskom organizmu i vidi se da ona služi za poboljšanje otpornosti prema adhezijsom trošenju, odnosno smanjuje se trenje u vlažnom stanju. Legura je biokompatibilna sa ljudskim organizmom, a to je jedno od najvažnijih svojstava za implantate. Pomoću ovakvih ispitivanja biraju se idealni materijali koji se primjenjuju u ortopedskoj kirurgiji.

Poznavanje i razumijevanje uvjeta koji se nalaze u ljudskom organizmu od iznimne je važnosti za odabir materijala implantata. Tako se optimalni materijali biraju kombiancijom kvantitativnih metoda odlučivanja i eksperimentalnih znanja. Naravno da je razvoj materijala koji se koriste za implantate u zadnjih par desetljeća izrazito napredovao. Velik broj institucija, inženjera i znanstvenika uključen je u napredovanje razvoja materijala u ortopediji. U teorijskom dijelu rada navedena su sva bitna svojstva za implantate. Sve tvrdnje navedene u teorijskom dijelu su dokazane u eksperimentu ovog diplomskog rada.

LITERATURA

[1] Branko Ristić, Zoran Popović, Dragan Adamović, Goran Devedžić, Izbor biomaterijala u ortopedskoj kirurgiji.

[2] Schank Craig. Titanium: The Medical Metal of Choice. Supra Alloys. Dostupno na: http://www.supraalloys.com/medical-titanium.php (20.05.2020.)

[3] Ćorić Danko, Posebni metalni materijali, III. Dio, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb ,2017.

[4] https://feltingshop.ru/hr/zabolevaniya/thermal-conductivity-and-thermophysical, (21.05.2020.)

[5] M. Niinomi; Recent Metallic Materials for Biomedical Applications; Toyohashi Universtiy of Technology, Toyohashi, 2001.

[6] D. Ćorić; Predavanja i vježbe iz kolegija "Posebni metalni materijali", autorizirana predavanja; FSB, Zagreb, 2014.

[7] https://www.aubertduval.com/markets/specialties/materials-medical/ , (21.05.2020.)

[8] https://phys.org/news/2018-01-problem-surgical-stainless-steel.html , (22.05.2020.)

[9] https://blog.peekmed.com/orthopedic-implants-materials/, (22.05.2020.)

[10] Sanja Brkić, Primjena kompozitnih materijala u kirurgiji, Sveučilište u Zagrebu.

[11] Nastavni materijali za kolegij inženjerstvo površina, dr.Vera Kovačević, red.prof. dr. Sanja Lučić Blagojević, izv.prof. , dr. Mirela Leskovac, izv.prof., Fakultet kemijskog inženjerstva i tehnologije, Zagreb, 2011.

[12] Grilec K, Jakovljević S, Tribologija, autorizirana predavanja, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 2015.

[13] Grilec K., Jakovljević S., Marić G.: Tribologija u strojarstvu, FSB, Zagreb, 2017.

[14] Diego Alvarez, Alexandre Barbas, Anne-Sophie Bonner, Paul Lipinski, Mesurment and interpretation of viscous interactions during contact between bone and prosthetic materials, 2010.

[15] https://www.tribonet.org/modern-applications-of-tribology/ , (25.5.2020.)

[16] Perez, N. Electrochemistry and Corrosion Science; Springer: Berlin, Germany, 2004.

[17] Esih Ivan. Osnove površinske zaštite. Fakultet strojarstva i brodogradnje. Zagreb; 2003. str. 66-68.

[18] Maciag T, Wieczorek J, Wecki B. Parameters selection for electropolishing process of products made of copper and its alloys. Arch. Metall. Mater. 62 (2017), 3, 1443-1447.

[19] G. Yang, B. Wang, K. Tawfiq, H. Wei, S. Zhou & G. Chen (2016): Electropolishing of surfaces: theory and applications, Surface Engineering,

[20] C. Lin, C. Hu, T. Lee, Electropolishing of 304 stineless steel: Inactive effects of glycerol contentt, bath temperature, and current density on surface ruoghness and morphology surface and coatings technology, 204 (2009), 448-454.

[21] Esih Ivan, Dugi Zvonimir. Tehnologija zaštite od korozije II . Fakultet strojarstva i Brodogradnje, Zagreb 1992.

[22] http://www.businessadtrends.com/Product/5116/Orthopedic-Implants, (26.05.2020.)

[23] T. Hryniewicz, R. Rokicki and K. Rokosz: 'Co–Cr alloy corrosionbehaviour after electropolishing and "magnetoelectropolishing"treatments',Mater. Lett.,2008.

[24] B.Chou, R. Jain, D. McGervey, U. Landau, G. Welsch, Electropolishing of Titanium Department of Materials and Engineering, Case Western Reserve University, Cleveland.

[25] N.-S. Peighambardoust, F. Nasirpouri, Electropolishing behaviour of pure titanium in perchloric acid–methanol–ethylene glycol mixed solution.

[26] G. Baršić, Doktorski rad, Razvoj etalona hrapavosti za nanomjeriteljstvo, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2011.

[27] Baršić Gorana. Ispitivanje hrapavosti tehničkih površina, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb.

[28] Gadelmawla E.S., Koura M.M., Maksoud T.M.A., Elewa I.M., Soliman H.H. Roughness parameters. Journal of Materials Processing Technology 2002.

[29] Yao-Cheng Wu, Che-Nan Kuo, Yueh-Chun Chung, Chee-How Ng, Jacob C. Huang, Effects of Electropolishing on Mechanical Properties and Bio-Corrosion of Ti6Al4V Fabricated by Electron Beam Melting, Additive Manufacturing Materials 2019.

[30] M. Altay, M. Baydogan Effect of processing parameters on electropolishing of commercially pure Ti in an alcohol-based electrolyte, 2018.

[31] J. B. Mathieu, D. Landolt , The Electrochemical Society Electropolishing of Titanium in Perchloric Acid-Acetic Acid Solution: II . Polarization Behavior and Stoichiometry, The Electrochemical Society.

[32] Tadeusz Hryniewicz, Electropolishing Processes for Better Implants' Performance, Koszalin University of Technology, 2018.

[33] ISO 4287:1997 Geometric Product Specification (GPS) — Surface texture: profile method — Terms, definitions and surface texture parameters.

[34] ISO 4288:1996 Geometric Product Specification (GPS) — Surface texture: profile method — Rules and procedures for the assessment of surface texture.

[35] ISO 3274:1996 Geometrical Product Specifications (GPS) — Surfacetexture: Profile method — Nominal characteristics of contact (stylus) instrument.

PRILOZI

I. CD-R disc

II. Tehnička dokumentacija