

Karakterizacija implantata u ortopediji

Mišković, Robert

Undergraduate thesis / Završni rad

2018

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://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:133871>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-14**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Robert Mišković

Zagreb, 2018.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Karakterizacija implantata u ortopediji

Mentor:

Izv. prof. dr. sc. Suzana Jakovljević

Student:

Robert Mišković

Zagreb, 2018.

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

Svi dijelovi rada, nalazi ili ideje koje su u radu citirane ili se temelje na drugim izvorima, bilo da su u pitanju knjige, znanstveni ili stručni članci, internet stranice i sl. u radu su jasno označeni kao takvi te adekvatno navedeni u popisu literature.

Zahvaljujem se svojoj mentorici, profesorici Suzani Jakovljević, na beskompromisnoj pomoći, uloženom trudu, vremenu te profesionalnom pristupu tijekom izrade cijelog rada. Iznimno se zahvaljujem na temeljitosti i ugodnoj radnoj atmosferi i nagašavam da mi je bila čast raditi u takvim uvjetima.

Zahvaljujem se profesorici Vesni Alar i stručnoj suradnici Dubravki Ulaga na pomoći pri provođenju pripreme uzoraka.

Zahvaljujem se stručnom suradniku Ivanu Vovku na utrošenom trudu i vremenu oko pripreme i ispitivanja uzorka.

Nakon svega, iskreno i od srca se zahvaljujem svojoj obitelji na pomoći, bezuvjetnoj podršci i nadljudskim naporima tijekom mog dosadašnjeg školovanja. Bez njih ovo nebi bilo moguće.

Robert Mišković



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Robert Mišković** Mat. br.: 0035201567

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Karakterizacija implantata u ortopediji**
Naslov rada na engleskom jeziku: **Characterization of implants in orthopedics**
Opis zadatka:

Biotribologija proučava podmazivanje i trošenje u biološkim sustavima a osobito ugrađenih stranih tijela u ljudski organizam. Biotribolozi pomažu liječnicima, prvenstveno ortopedima, u rješavanju brojnih problema koji nastaju kad se pojedinim pacijentima ugrađuju proteze (implantati) bez kojih ne bi mogli normalno obavljati osnovne funkcije.

U ovom je radu potrebno:

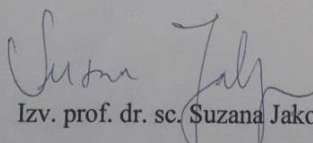
- 1) Dati pregled materijala koji se primjenjuju u ortopediji.
- 2) Na izabranom primjeru karakterizirati mikrostrukturu odabranog implantata.

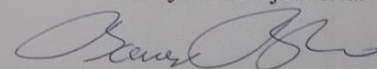
Zadatak zadan:
30. studenog 2017.

Rok predaje rada:
1. rok: 23. veljače 2018.
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2018.
3. rok: 21. rujna 2018.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 26.2. - 2.3. 2018.
2. rok (izvanredni): 2.7. 2018.
3. rok: 24.9. - 28.9. 2018.

Zadatak zadao:


Izv. prof. dr. sc. Suzana Jakovljević

Predsjednik Povjerenstva:

Izv. prof. dr. sc. Branko Bauer

SADRŽAJ:

SADRŽAJ:	I
POPIS SLIKA:	III
POPIS TABLICA:.....	IV
POPIS OZNAKA:	V
SAŽETAK.....	VI
SUMMARY	VII
1. Uvod.....	1
2. Ortopedija.....	2
3. Implantati	2
3.1. Materijali za izradu implantata	2
4. Koljenski zglob	3
4.1. Anatomija koljenskog zgloba	3
4.2. Biomehanika koljenskog zgloba.....	4
4.3. Dijagnostika u koljenskom zglobu	6
5. Proteze koljenskog zgloba.....	6
5.1. Djelomična proteza.....	7
5.2. Potpuna proteza	7
5.3. Revizijska proteza.....	8
6. Tribologija.....	9
6.1. Tribosustav	9
6.2. Trenje.....	9
6.3. Trošenje	10
7. Biokompatibilni materijali	15
8. Materijali za primjenu u ortopediji.....	16
8.1. Nehrdajući čelici.....	16
8.2. Titanij i njegove legure.....	18
8.3. Kobaltove superlegure	19
8.4. Tehnička keramika	20
8.5. Polimeri	21
9. Dotrajnost, lom ili degradacija implantata	23
9.1. Opetacijski uzroci zatajenja.....	23
9.2. Materijalni uzroci	24

9.3. Ostali uzroci.....	24
9.4. Greške nastale u proizvodnji	26
10. Analiza zahtjeva materijala za ortopedske implantate	27
Ekperimentalni dio.....	28
Analiza mikrostrukture.....	29
Karakterizacija femuralne komponente implantata.....	29
Karakterizacija tibijalne komponente implantata.....	32
Ispitivanje tvrdoće	35
11. Zaključak	37
12. Literatura	38

POPIS SLIKA:

Slika 1. Paleta endoproteza koljena.....	1
Slika 2. Osi u koljenskom zglobu, modificirano	5
Slika 3. Parcijalna proteza koljenskog zgloba.....	7
Slika 4. Biokondilarna proteza koljenskog zgloba.....	8
Slika 5. Revizijska proteza koljena	8
Slika 6. Shema jednostavnog tribosustava	9
Slika 7. Jedinični događaj abrazije	11
Slika 8. Jedinični događaj adhezije	12
Slika 9. Jedinični događaj umora površine.....	13
Slika 10. Jedinični događaj tribokorozije	14
Slika 11. Implantanti od nehrđajućeg čelika	18
Slika 12. Dijelovi implantata koljena napravljeni od titanija	19
Slika 13. Postupak precipitacijskog očvrnuća koblatove superlegure	20
Slika 14. Dijelovi implantata napravljeni od polimera.....	22
Slika 15. Trošenje umetaka od UHMWPE	25
Slika 16. Uzorak prije rezanja	28
Slika 17. Uzorak nakon rezanja.....	28
Slika 18. Mikrostruktura femuralne komponente prikazana svjetlosnim mikroskopom	29
Slika 19. Mikrostruktura femuralne komponente prikazana svjetlosnim mikroskopom	29
Slika 20. Mikrostruktura femuralnog dijela implantata	30
Slika 21. Analizirana površina femuralne komponente endoproteze.....	31
Slika 22. Spektografska analiza	31
Slika 23. Mikrostruktura tibijalne komponente prikazana svjetlosnim mikroskopom	32
Slika 24. Mikrostruktura tibijalne komponente prikazana svjetlosnim mikroskopom	32
Slika 25. Mikrostruktura tibijalnog dijela implantata	33
Slika 26. Analizirana površina tibijalne komponente endoproteze	34
Slika 27. Spektografska analiza	34

POPIS TABLICA:

Tablica 1. Materijali i njihova primjena u ortopediji	16
Tablica 2. Osnovne skupine nehrđajućih čelika	17
Tablica 3. Udjeli pojedinih elemenata dobivenih analizom	31
Tablica 4. Udjeli pojedinih elemenata dobivenih analizom	34
Tablica 5. Iznosi mikrotvrdoće izmjerene na Ti6Al4V	36
Tablica 6. Iznosi mikrotvrdoće izmjerene na CoCrMo	36

POPIS OZNAKA:

Oznaka	Jedinica	Opis
F_N	N	normalna komponenta opterećenja
F_t	N	tangencionalna komponenta opterećenja
F	N	sila
m	kg	masa
R_M	MPa	vlačna čvrstoća
v	$\frac{\text{m}}{\text{s}}$	brzina
φ	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$	gustoća
ϑ	°C	temperatura

SAŽETAK

U današnje vrijeme zamjena zgloba koljena tretira se kao rutinska operacija. U ovom radu opisat će se materijali koji su primjenjivi u te svrhe. Materijali na bazi titanija i kroma imaju najbolja tribološka i biokompatibilna svojstva te su na temelju istih, oni odabrani za primjenu u medicini i ortopediji.

U eksperimentalnom dijelu karakterizirani su metalni dijelovi medicinskog implantata koljena. Prvi dio koji je karakteriziran i ispitan na tvrdoću metodom HV0.2 je Ti6Al4V, dok je druga legura CoCrMo.

SUMMARY

Today, the replacement of the knee joint is treated as a routine operation. In this work, materials which are used in this case, are explained in detail. Titanium and chrome based alloys have the best tribological and biocompatible properties and those are selected to use in medicine and orthopedics.

In the experimental fragment, the metal parts of implant were compared. The first is characterized and tested by the hardness method is Ti6Al4V. Second alloy was CoCrMo.

1. Uvod

Ugradnja medicinskih implantata ili ugradnja endoproteza (EP) od šezdesetih godina prošlog stoljeća pa sve do danas, zasigurno je jedna od većih dostignuća ortopedске kirurgije. Danas je ugradnja umjetnog zgloba kuka ili koljena s ortopedskog stajališta rutinski zahvat, ali velika raznovrstnost biomehaničkih svojstava te biokompatibilnost suvremenih endoproteza stavlja današnje ortopede i traumatologe pred nove izazove pri izboru najbolje opcije za svoje bolesnike.[1]

Koljeni zglob je mnogo kompliciranijeg oblika nego zglob kuka, te su biomehanički zahtjevi na njega mnogostruko veći. Zato je i zamjena zgloba koljena značajno kompliciraniji zahvat, traje dulje i broj komplikacija je veći. Zahtjevi što se tiče tjelesne težine su kao i kod zgloba kuka. Proteza koljena se sastoji iz natkoljenog i potkoljenog dijela izrađenih iz titanijske legure, između kojih se umetne polietilenski uložak. Uložak može biti fiksni ili rotacijski. Može se zamijeniti i zglobna ploha koljene čašice polietilenskim uloškom.

Kroz godine istraživanja, napredak u medicini i ortopediji doveo je do sve češće upotrebe implanata. Međutim, usprkos visokoj razini sigurnosti i napretka još uvijek se javljaju komplikacije.



Slika 1. Paleta endoproteza koljena

2. Ortopedija

Ortopedija je medicinska disciplina koja proučava, sprječava i liječi bolesti, deformacije i povrede sustava za kretanje. Francuski znanstvenik Nicholas Andry ujedinio je riječ "ortopedija", koristeći grčke riječi *orthos* = ispraviti, ravno i *paideion* = dijete. Prvi je put koristio naziv u svojoj knjizi "Ortopedija: umjetnost ispravljanja i preventive deformacija kod djece", 1741. godine. Ranije, ortopedija je bila neoperativna, konzervativna grana medicine koja se uglavnom svodila na brigu o invalidima. Zbog toga, najčešće se ortopedija povezuje sa ortopedskim pomagalicama poput ortoza, štaka, umjetnih udova i sl. U zadnjih 100 godina, razvojem kirurgije, ortopedija postaje tipična kirurška grana medicine. Intenzivan razvoj dijagnostičkih i terapijskih metoda, kao i znanja poboljšalo je rezultate liječenja. Kako za vanjsku primjenu, izvan tijela, tako i za unutarnju primjenu, unutar tijela. Svrha ortopedije kao grane medicine nije više samo briga i terapija pacijenata, nego i saniranje ozljeda operativnim putem. Ortopedija je stoga bila primorana na istraživanje biomehaničkih i biokompatibilnih materijala. Istražno je već mnogo metalnih, kompozitnih ili polimernih materijala, koji su u mogućnosti zamijenti ulogu nekih kosti ili drugih dijelova tijela za obavljanje određene funkcije.[1]

3. Implantati

Medicinski implantati su uređaji ili tkiva koji su smješteni unutar tijela ili na njegovu površinu. Mnogi implantati se ubrajaju u protetičke implantate koji imaju ulogu zamjene određenog dijela tijela. Ostali implantati dostavljaju lijekove, bilježe funkcije tijela ili omogućavaju potporu organima ili tkivima.[16]

3.1. Materijali za izradu implantata

Materijali iz kojih se izrađuju komponente koje se ugrađuju u ljudsko tijelo općenito se nazivaju biomaterijali. Jedan od temeljnih zahtjeva za biomaterijale, a stoga i implantate, jest biokompatibilnost. Biokompatibilnost se definira kao biološka prihvatljivost i podnošljivost materijala korištenih u medicini i stomatologiji. Biokompatibilnost podrazumijeva izostanak značajne interakcije između materijala i okolnog tkiva. Idealno biokompatibilan materijal trebao bi biti kombiniran od niza "ne": nerazgrađiv, neiritirajući, netoksičan, nekancerogen i nealergizirajući [17]. Pri izradi implantata uz zahtjeve biokompatibilnosti važni čimbenici su također: krutost materijala, čvrstoća materijala, duktilnost materijala, korozijska otpornost, površinska struktura materijala i dr.

Zbog korozije metalni implantati nisu bili u širokoj primjeni sve do pojave nehrđajućih čelika. Danas se u ortopedskoj kirurgiji uglavnom koriste nehrđajući čelici (austenitni i precipitatima ojačani čelici), superlegure na bazi kobalta, titanij i njegove legure, sintetski polimeri, keramike i veoma rijetko kompozitni materijali.

4. Koljenski zglob

Koljenski zglob (lat. *articulatio genus*) po mehanici je *trochoginglymus* te je najveći zglob našeg tijela. Moguće su kretnje fleksije i ekstenzije, te u fleksiji je moguća rotacija oko osi potkoljenice. [3]

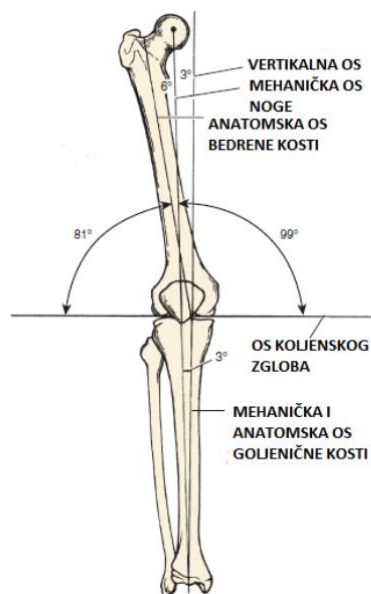
4.1. Anatomija koljenskog zgloba

Koljenski zglob čine tri zglobna tijela, konveksno (lat. *condyli femoris*), kokavno (lat. *condyli tibiae*), te *patella*. Kao ublaživači opterećenja zglobova služe menisci (lat. *menisci articulare*), oni također smanjuju nesukladnost zglobnih tijela. Dva su meniska, lateralni i medijalni koji je mnogo manje gibljiv od lateralnog. U koljenskom zglobu nalaze se sljedeće sveze: *lig. patellae* koja je nastavak mišića kvadricepsa, kosa poplitealna sveza (lat. *lig. popliteum obliquum*) pojačava stražnju stranu zglobne ovojnice, lučna poplitealna sveza (lat. *lig. popliteum arcuatum*) isto pojačava stražnju stranu zglobne ovojnice, tibijalna bočna sveza (lat. *lig. collaterale tibiale*) nalazi se na medijalnoj strani zgloba i ona je čvrsto srasla s medijalnim meniskom, fibularna bočna sveza (lat. *lig. collaterale fibulare*) nalazi se lateralno i nije srasla ni s čahuricom ni s lateralnim meniskom, prednja križna sveza (lat. *lig. cruciatum anterius*) koja sprječava pomak femura prema natrag i hiperekstenziju zgloba i stražnja ukrižena sveza (lat. *lig. cruciatum posterius*) koja sprječava hiperfleksiju zgloba. U zglobu se nalazi mnogo sinovijalnih vreća. Koljeno se funkcionalno dijeli na četiri dijela: Meniskofemoralni medijalni dio u kojem su mogući svi pokreti koljena – fleksija, ekstenzija, vanjska i unutarnja rotacija. Meniskotibijalni medijalni dio normalno u njemu nema kretnji. Meniskofemoralni lateralni dio u njemu se odvija fleksija i ekstenzija. Meniskotibijalni lateralni dio moguća je rotacija. Glavni fleksori koljena su *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* i *m. biceps femoris*. Ekstenzori su *m. quadriceps femoris* i *m. tensor fasciae latae*. Unutarnju rotaciju rade *m. popliteus*, *m. semimembranosus* i *m. semitendinosus*, dok vanjsku rotaciju radi *m. biceps femoris*. [3]

4.2. Biomehanika koljenskog zgloba

Fleksija koljena je pokret s najvećim opsegom i iznosi 130° , pasivna je moguća i do 160° , ekstenzija iznosi oko 0° , a pasivno je moguća do 10° . Funkcionalni opseg pokreta u svakodnevnom životu pretežno se kreće od 0° do 90° . Kod čučnja koljeno se flektira do 117° , također i kod podizanja tereta, a kod ustajanja iz stolca do 110° . Rotacija ovisi o fleksiji, tako da je minimalna pri ekstenziji koljena, a pri fleksiji od 90° moguća je 45° vanjska i 30° unutarnja rotacija. Pri fleksiji koljena od 30° moguće su adukcija i abdukcija par stupnjeva, inače te kretnje nisu moguće u koljenu. Kretnje u koljenu su kompleksne i centar rotacije se mijenja, policentrična rotacija, te trenutni centar prati krivulju oblika slova J oko kondila femura i kod fleksije se giba u natrag. Menisci su također pokretni, tako da kod luka gibanja od 120° medijalni menisk se giba prema naprijed 0.5 cm, a lateralni 11 cm. Kod posljednjih 15° ekstenzije događa se unutarnja rotacija femura, tibija se rotira prema van. Os rotacije koljena je medijalni kondil bedrene kosti. U patelofemoralnom zglobu događa se klizanje. [4]

Kolateralni i križni ligamenti ograničavaju pokrete u koljenu. Kod hoda prednji križni ligament podnosi opterećenje od 170 N, a kod trčanja 500N. [4] Trent i suradnici (1976) istraživali su naprezanja ligamenata i otkrili su da kod fleksije koljena od 105° doći će do povećanja dužine križnog ligament a za 4 do 5 mm. Kod fleksiji koljena stražnji križni ligament je zategnut, a prednji je zategnut u ekstenziji koljena. Prosječna sila pri kojoj pucaju križni ligamenti je oko 700 N, vrijednosti negdje oko $1/4$ do $1/3$ težine tijela. Pri hodu ligamenti dakle podnose manje sile od sila između zglobnih površina (tlačne sile). Po Milleru prednji križni ligament može izdržati silu od 2200 N, kod mladih ljudi i do 2500 N. Stražnji križni 2500 do 3000 N (to je osporavan podatak), medijalni kolateralni ligament oko 5000 N, a lateralni kolateralni ligament oko 750 N. [4]



Slika 2. Osi u koljenskom zglobu, modificirano[4]

Na koljeno djeluju sile težine tijela, mišićne sile i inercija koje nastaju pri kretanju. Kod stajanja na dvije noge na svako koljeno djeluje sila jednaka polovici težine tijela, umanjena za težinu potkoljenica, a kod stajanja na jednoj nozi težina cijelog tijela umanjena za težinu jedne potkoljenice. Kod stajanja na dvije noge težište tijela nalazi se u razini trećeg slabinskog kralješka i težinu tijela podržavaju zdjelični zglob i kosti i zglobovi ispod, koljenski zglob te gornji i donji nožni zglob. Težišnica pada okomito na podlogu te je opterećenje zglobova okomito.

Kod stajanja na jednoj nozi opterećenje koljenskog zgloba malo je veće od same težine tijela, opterećenje koljena iznosi 93% težine tijela, ali da bi koljeno ostalo stabilno potrebno je djelovanje mišićne sile koje ne dozvoljava ukošenje bedrene spram goljenične kosti. Tu silu čine *m. gluteus maximus*, *m. tensor fasciae latae* i *tractus iliotibialis*, takozvani zdjelični deltoid. Ta sila djeluje protiv težine tijela, gdje težišnica pada medijalno, a sila mišića djeluje lateralno. Da bi došlo do stanja ravnoteže, rezultanta sila između težine tijela i mišićne sile mora padati između medijalnog i lateralnog kondila bedrene kosti. Za normalno koljeno otklon od okomice, pri stajanju na jednoj nozi, iznosi 5°. Zbog djelovanja sile mišića opterećenje koljena je veće nego kod stajanja na dvije noge, gdje je djelovanje mišića mnogo manje da bi se održala ravnoteža. Snaga kojom kvadriceps pritišće koljeno ovisi i o kutu fleksije koljena, gdje se za svaki stupanj fleksije mišićna sila mora povećati za 6% da bi koljeno ostalo stabilno.

Kod proučavanja djelovanja sila u koljenskom zglobu koristimo pojednostavljeni model s resultantama sila. Kada se promatra tibiofemoralni zglob govori se o tlačnom opterećenju kondila i meniska. Zglobna čahura se opterećuje i vlačno, a također i prenosi sile smicanja. Prednji križni ligament prenosi silu od 250 do 400 N u fazi oslonca, a stražnji 300 do 500 N u kasnijoj fazi, a tibiofemoralni zglob podnosi sile od dva do pet puta veće od težine tijela (1400 do 3500 N), iz toga se vidi da su sile ligamenata važne za izračunavanje tlačnih sila u zglobu. Po nekim drugim ispitivačima sile ligamenata nisu toliko značajne. Ovisno o autoru koji je proučavao prijenose sila u koljenskom zglobu vrijednosti se razlikuju. [2]

4.3. Dijagnostika u koljenskom zglobu

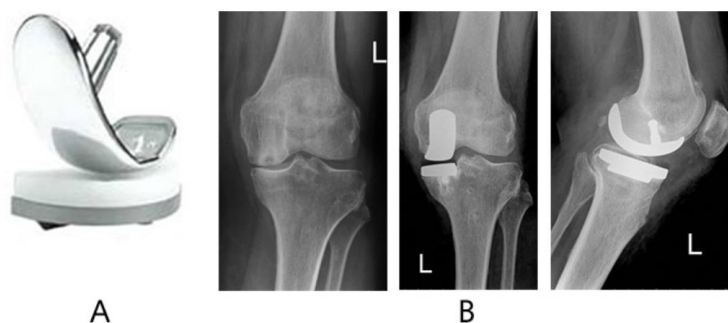
Za dijagnostiku koljenskog zgloba koristi se rendgenska snimka, mediolateralne i anteroposteriorne snimke. Moguće je raditi snimke u stojećem položaju, na dvije (bipodalno) ili na jednoj nozi (monopodalno), te u ležećem položaju. Ležeća snimka ne daje prave odnose mehaničkih i funkcionalnih osovina, dok stajanje na jednoj nozi najbolje prikazuje deformacije. Visina patele u odnosu na kondile femura često je u korelaciji s patologijom koljenskog zgloba te je bitno njeno određivanje, koljeno se snima pri fleksiji od 30°. Kod nestabilnosti patele gleda se i nagib patele i lateralni pomak. [2]

5. Proteze koljenskog zgloba

Zbog produžetka životnog vijeka razumljivo je da se susrećemo sa sve više degenerativnih bolesti, a tako i degenerativnih bolesti zglobova, osteoartritis. Osteoartritis može biti uzrokovan samim starenem tkiva koje je određeno nasljednim osobinama (primarni osteoartritis) s jedne strane, a s druge strane može biti posljedica vanjskih uzroka (sekundarni osteoartritis). Od vanjskih uzroka najčešće se radi o posljedici loše izliječenog loma kostiju s posljedičnim narušenjem kongruencije globnih tjela, ili zaostalim otklonom fiziološke osovine, ozljeda ligamenata s posljedinim instabilitetom zgloba, oštećenjem samog hrskavičnog pokrova, meniska, aseptička nekroza, osteohondritis disekans. Uzrok degenerativnim promjenama zgloba mogu biti posljedice različitih upala uzrokovanih mikrobima. Metabolične bolesti mogu izazvati upale zglobova s njihovim oštećenjem, poznat je giht. Velika grupa autoimunih upalnih sistemskih bolesti manifestira se oštećenjem zglobova. Najpoznatiji su kronični juvenilni artritis, reumatoidni artritis, ankilozantni artritis uz mnoge druge. Proteze koljena dijele se na djelomične, potpune i revizijske.[10]

5.1. Djelomična proteza

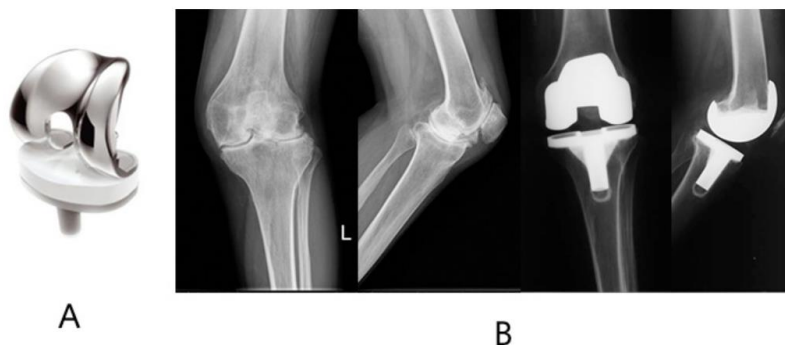
Ugradnja djelomične proteze koljena ima relativno usko indikacijsko područje i odnosi se na oko 10-15% svih ugrađenih endoproteza. Ugrađuje se kod artroze koja zahvaća samo jedan odjeljak, bolesnik ne smije biti teži od 85 kg, osovina koljena ne smije odstupati više od 10 stupnjeva, kretnje moraju biti slobodne, ligamenti očuvani, patelofemoralno ne bi trebalo biti većih degenerativnih promjena, osim ako se ne mijenja i taj zglob. Relativna kontraindikacija je sistemsko oboljenje kod koje je zglob u pravilu čitav oštećen. Ova vrsta proteze ugrađuje se manjim operacijskim rezom, poslijeoperacijske tegobe su manje i rehabilitacija traje kraće. Pacijent se drugi poslijeoperacijski dan vertikalizira i nakon 4 do 6 tjedana hoda punim opterećenjem, većinom bez štaka. Ako se dobro ugradi, predstavlja trajno rješenje i vrijeme preživljavanja jednako je dugo kao kod potpune ugradnje proteze. Budući da se mijenja tek oko 30% koljenskog zgloba, bolesnik nakon provedene rehabilitacije najčešće zaboravi da je operiran, koljeno osjeća kao svoje.



Slika 3. Parcijalna proteza koljenskog zgloba. Kondilarni dio čelika, tibijalni od titanija pokriven polietilenskim umetkom (A). Ugradnja djelomične proteze koljena kod bolesnika s aseptičkom nekrozom unutarnjeg kondila bedrene kosti (B).[10]

5.2. Potpuna proteza

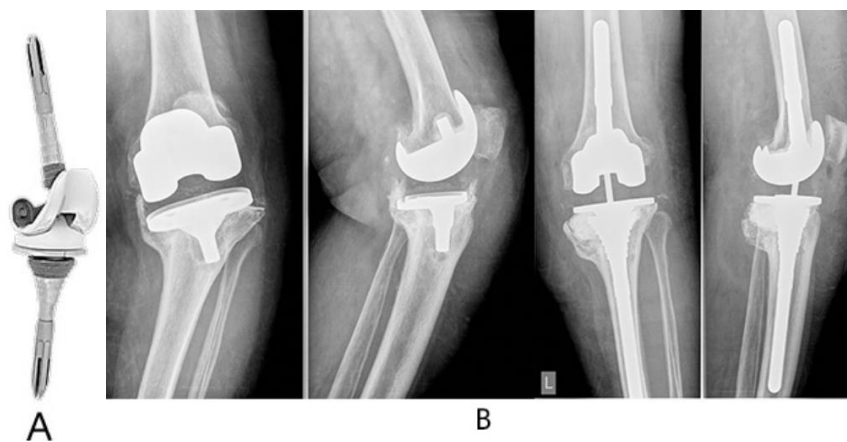
Potpuna proteza koljena zamjenjuje sva tri odjeljka. Danas se najčešće ugrađuju bikondilarne endoproteze, cementirane ili bezcementne. Femuralna komponenta građena je od medicinskog čelika, a tibijalna je od titanijuma. Na tibijalnu komponentu ugrađuje se polietilen koji služi smanjenju trenja i obavlja funkciju zglobne hrskavice. Danas je to specijalan ukrižen polietilen (engl. *cross link*), koji je vrlo otporan na trošenje. Patela se nadograđuje s polietilenom, rjeđe na metalnoj bazi. Često nema potrebe za zamjenom patelarne komponente. Treba imati na umu da se odstranjuje samo površinskih 6 do 8 mm kosti, a ne se sam zglob, kako se ponekad misli. Veći dio ostaje očuvan. To se odnosi na kolateralne ligamente, najčešće i stražnje ukrižene sveze, cijela zglobna čahura, sve tetive i svi mišići. To je razlog mogućnosti brze vertikalizacije, opterećenja hodom i brzo vraćanje u punu tjelesnu aktivnost.



Slika 4. Biokondilarna proteza koljenskog zgloba (A). Ugrađena proteza koljena kod bolesnika oboljelog od reumatoidnog artritisa[10]

5.3. Revizijska proteza

Ugradnja proteze najčešće je definitivno rješenje. U slučaju labavljenja primarne endoproteze postoji mogućnost reoperacije i ugradnja revizijske proteze. Kod razlabavljenja dolazi do manjeg ili većeg defekta koštane mase. Revizijska proteza pruža mogućnost nove ugradnje nakon vađenja primarne proteze. Primarna stabilnost omogućena je ugradnjom dužih trupova kojima se učvrsti dublje u medularni kanal kosti. Defekt kosti može se nadograditi posebnim metalnim dodacima ili se ugrađuje koštani presadak. Pokušava se očuvati što veći dio koljena, što se odnosi kako na koštanu masu, tako i na pripadajuće ligamente, tetive i mišiće. Današnji tipovi revizijskih proteza mogu se modularno nadograđivati tako da se može riješiti praktički svaka situacija.[10]



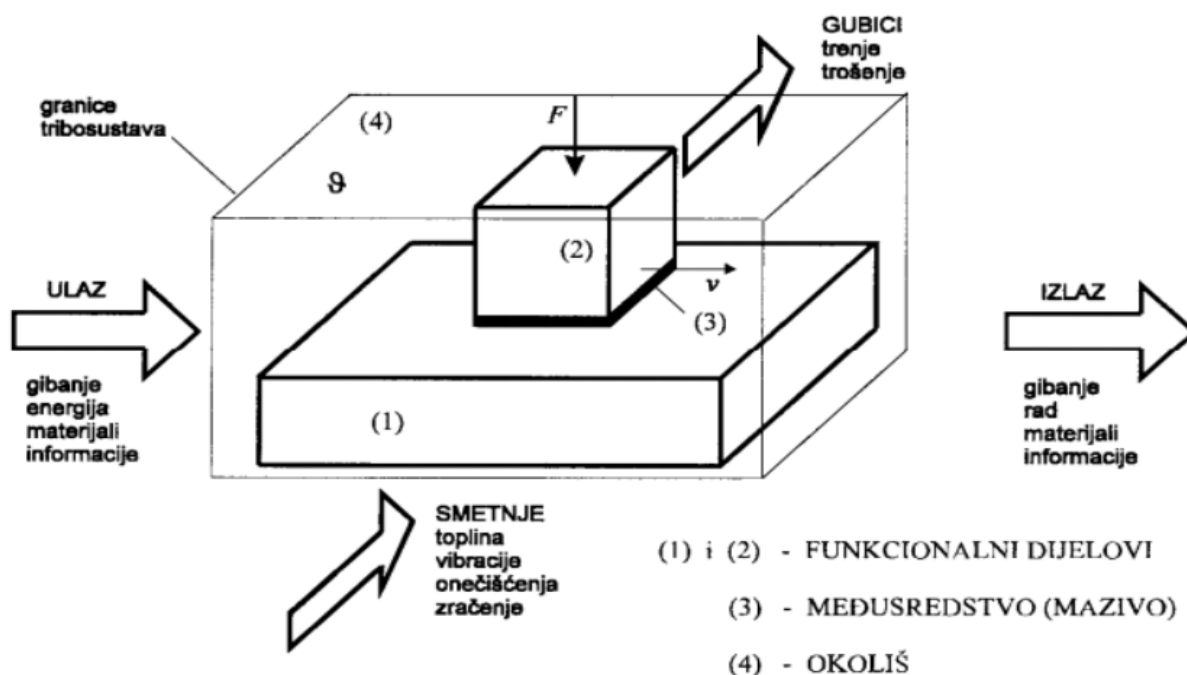
Slika 5. Revizijska proteza koljena s dugim trupovima i metafizarnim nastavcima za dodatnu fiksaciju (A). Revizijska proteza koljena ugrađena nakon razlabavljenja primarne proteze (B)[10]

6. Tribologija

Naziv tribologija dolazi od grčke riječi *tribos* što znači trenje, trošenje i slično. Tribologija je znanost i tehnika o površinama u dodiru i relativnom gibanju i o pratećim aktivnostima. Jednostavnije i razumljivije bi se moglo reći da je tribologija znanstveno – stručna disciplina koja se sveobuhvatno bavi problemima trenja i trošenja. A trenje i trošenje prate čovjeka od njegovog postanka, u nekim stvarima na korist, a u nekima na štetu. Bez trenja bilo bi nemoguće hodanje i gotovo svi oblici transporta na zemlji. Bez trošenja bilo bi nemoguće uhodavanje kliznih parova i obrada odvajanjem čestica jer je to fizikalno jednaki proces kao i trošenje. Razlika je samo u namjeni [5].

6.1. Tribosustav

Pri rješavanju triboloških problema treba uzeti u obzir sve dijelove tribosustava (slika 6.), uvjete rada, protok kroz sustav (gibanja, energije, materijala i informacija), smetnje, gubitke i sva važna međudjelovanja.[6]



Slika 6. Shema jednostavnog tribosustava[6]

6.2. Trenje

Trenje je sila ili otpor koja se suprostavlja relativnom kretanju krutih tijela u dodiru. Djeluje paralelno s dodirnim površinama, a smjer joj je suprotan smjeru relativnog kretanja.

Trenje klizanja

Za trenje klizanja vrijedi:

- Sila trenja djeluje suprotno smjeru relativnog gibanja
- Kod suhog dodira sila trenja proporcionalna je normalnom opterećenju
- Sila trenja ne ovisi o nominalnoj dodirnoj površini

Jedinični događaj procesa klizanja (od početka do završetka dodira jednog para mikroizbočina) kojim se objašnjava porijeklo sile trenja. Na trenje utječu kemijski sastav materijala, stanje obrade površine oba tijela, sastav okoline, opterećenje, brzina kretanja, način kretanja, vrsta kontakta, temperature, prethodno klizanje po toj površini [6].

Trenje kotrljanja

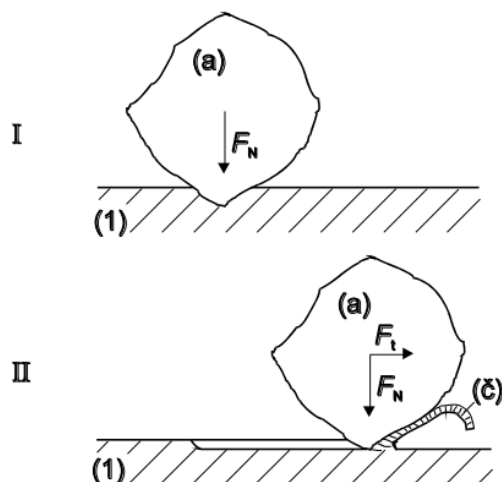
Trenje kotrljanja je otpor što se pojavljuje pri kotrljanju kružnih ploča, kotača ili valjaka. Općenito vrijedi da je ovo trenje mnogo manje nego trenje klizanja. To je zbog toga što u slučaju ovog trenja izostaju komponente sile trenja koje potječu od brazdanja i raskidanja adhezijskih veza.[6]

6.3. Trošenje

Trošenje je postupni gubitak materijala s površine krutog tijela uslijed dinamičkog dodira s drugim krutim tijelom, fluidom i/ili česticama. Premda postoji neizbrojno veliki broj slučajeva trošenja, većina je autora suglasna da su samo četiri osnovna mehanizma trošenja: abrazija, adhezija, umor površine i tribokorozija. Mehanizmi trošenja opisuju se jediničnim događajima. Jedinični događaj je slijed zbivanja koji dovodi do odvajanja jedne čestice trošenja s trošene površine. On uvijek uključuje proces nastajanja pukotina i proces napredovanja pukotina [5].

Abrazija

Abrazija je trošenje istiskivanjem materijala, uzrokovano tvrdim česticama ili tvrdim izbočinama. Može se opisati kao mikrorezanje abrazivom nedefinirane geometrije oštrice, s dvije faze jediničnog događaja, slika 7:[5]



Slika 7. Jedinični događaj abrazije [5]

Jedinični događaj abrazije sastoji se od dvije faze:

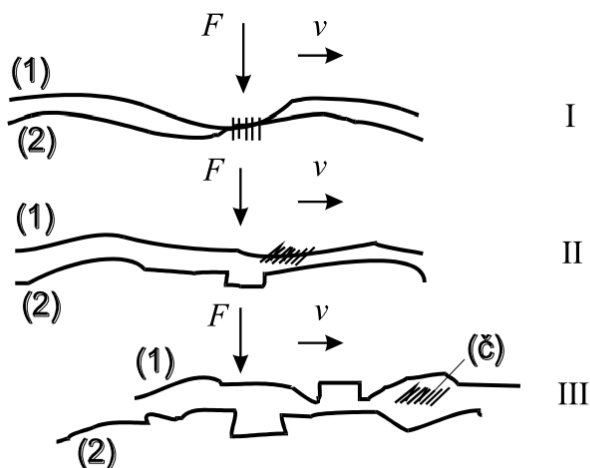
- I faza - prodiranje abraziva (a) u površinu materijala (1) pod utjecajem normalne komponente opterećenja F_N .
- II faza - istiskivanje materijala u obliku čestica trošenja (č) pod utjecajem tangencijalne komponente opterećenja F_t . [7]

Ovisno o međusobnom odnosu tvrdoća abraziva i materijala moguća su tri praktična slučaja:

- *“čista” abrazija* - “Čista” abrazija djeluje kada je tvrdoća abraziva (a) veća od tvrdoće trošene podloge (1). Površina je izbrazdana, a čestice trošenja su oblika spiralne strugotine u slučaju kada je abradirani materijal duktilan, odnosno lomljene strugotine, kada je abradirani materijal krhak.
- *selektivna abrazija* - Selektivna abrazija djeluje kada u abradiranom materijalu postoji faza tvrđa od abraziva. Abraziv “reže” samo zahvaćeni sloj mekše faze. Površina je izbrazdana, s prekidima na mjestima gdje se na površini nalaze zrna ili trake tvrde faze
- *“nulta” abrazija* - “Nulta” abrazija nastaje kada je cijela abradirana površina tvrđa od abraziva. Površina ima polirani izgled, a čestice trošenja trebale bi biti sitne ljuskice koje potječu od vanjskoga graničnoga sloja. Nulta abrazija najčešće se javlja na površinskim slojevima dobivenim različitim postupcima oplemenjivanja površine (boriranje, vanadiranje, CVD, PVD, itd.). [6]

Adhezija

Adhezijsko trošenje ili zavarivanje specifično je trošenje u kojemu 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 može se opisati u tri faze (slika 4.) Čestice iščupane s jedne površine ostaju privremeno ili trajno “nalijepljene” odnosno navarene na drugu kliznu površinu.

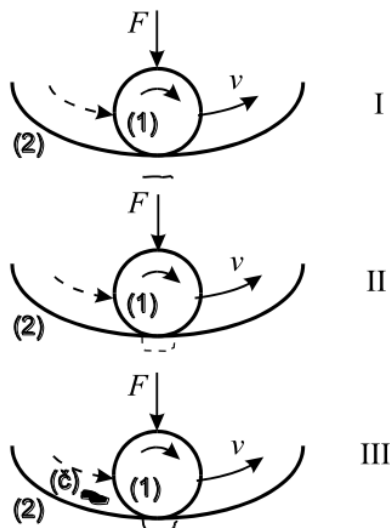


Slika 8. Jedinični događaj adhezije [5]

- Faza I - Nastajanje adhezijskog spoja različitog stupnja jakosti na mjestu dodira izbočina
- Faza II - Raskidanje adhezijskog spoja. Čestica trošenja ostaje spontano “nalijepljena” na jednom članu kliznog para.
- Faza III - Otkidanje čestice (eventualno). Oblik čestica trošenja ovisi o uvjetima, a uglavnom je lističast.

Umor površine

Umor površine je odvajanje čestica s površine uslijed cikličkih promjena naprezanja. Jedinični događaj možemo podijeliti u tri faze.



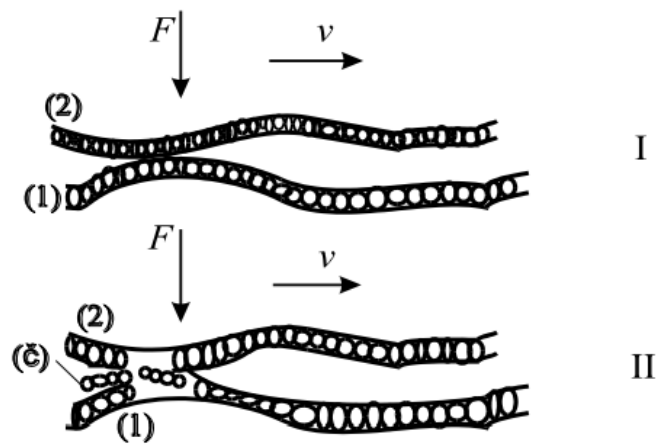
Slika 9. Jedinični događaj umora površine

- Faza I - Stvaranje mikropukotine, redovito ispod površine
- Faza II - Napredovanje mikropukotine
- Faza III - Ispadanje čestice trošenja, obično oblika pločice ili iverka[6]

Tribokorozija

Tribokorozija ili tribokemijsko trošenje je mehanizam trošenja pri kojem prevladavaju kemijske ili elektrokemijske reakcije materijala s okolišem. Važno je da se čestice trošenja kod tribokorozije stvaraju unutar vanjskog površinskog sloja. Budući da se radi o vrlo tankim slojevima, tribokorozija je redovito slabo intenzivan mehanizam trošenja. Premda se tribokorozija ubraja u osnovne mehanizme trošenja to je ipak kombinacija između kemijskih reakcija na površini triboelementa i jednog od prethodno opisanih osnovnih mehanizama trošenja tj. abrazije, adhezije ili umora površine [5].

Jedinični događaj tribokorozije može se prikazati u dvije faze, slika 6.



Slika 10. Jedinični događaj tribokorozije[5]

- I - stvaranje (ili obnavljanje) sloja produkata korozije
- II - mjestimično razaranje sloja produkata korozije

7. Biokompatibilni materijali

Biokompatibilni materijali su oni materijali koji se primjenjuju u kontaktu sa stanicama, tkivima ili tjelesnim tekućinama ljudskog organizma. Najčešće se koriste za zamjenu ili nadogradnju strukturnih komponenti ljudskog organizma kako bi se nadomjestila oštećenja do kojih dolazi zbog starenja, bolesti ili nesretnih slučajeva.[7]

Stoga, materijali koji se koriste za izradu medicinskih implantata moraju zadovoljavati neka od slijedećih svojstava:

- *biokompatibilnost*- materijali koji implementiraju u živi organizam moraju biti biokompatibilni s organizmom, odnosno stanice moraju imati veliki afinitet prema površini implantata.
- *netoksičnost*- izuzetno važna karakteristika biomedicinskih materijala s obzirom na to da oslobađanje metalnih iona i drugih produkata može uticati na pojavu raka, alergija i sl.
- *otpornost prema koroziji*- u idealnom slučaju biokompatibilni metalni materijali nebi trebali biti podložni koroziju u dodiru sa živim tkivom.
- *izdržljivost*- materijali usađeni u ljudski organizam, tijekom cijelog svog životnog vijeka trebali bi nesmetano funkcionirati. To podrazumijeva visoku čvrstoću, otpornost trenju i koroziji, ali i minimalno odvajanje čestica prilikom pojave trenja.
- *čvrstoću i žilavost*- dimenzije implantata ograničene su i moraju težiti što manjim vrijednostima zbog ograničenog prostora u ljudskom organizmu, a vrijednosti čvrstoće i žilavosti moraju biti dovoljno visoke.
- *niske vrijednosti modula elastičnosti*- moduli elastičnosti biokompatibilnih materijala, koji se danas koriste u ortopedskoj kirurgiji, pet do deset puta viši su od modula elastičnosti kosti, što je izuzetno nepovoljna karakteristika ovih materijala s obzirom na to da razlika modula elastičnosti metalnog materijala i kosti, koji se nalaze u kontaktu, znači značajno opterećenje kosti.

8. Materijali za primjenu u ortopediji

Danas se u ortopedskoj kirurgiji uglavnom koriste nehrđajući čelici (austenitni i precipitacijski očvršnuti nehrđajući čelici), superlegure na bazi kobalta (Co – Cr legure), titanijum i njegove legure i veoma rijetko, kompozitni materijali.[7]

Tablica 1. Materijali i njihova primjena u ortopediji[7]

Vrsta materijala	Primjena
Metali	
<ul style="list-style-type: none"> • Nehrdajući čelici (austenitni – AISI 316, 316L, 316LVM, 316Ti, 317, 32) 	Umjetni zglobovi, fiksatori prijeloma kostiju
<ul style="list-style-type: none"> • Titan i njegove legure • Ti • Ti-6Al-4V • Ti-6Al-7Nb 	Umjetni zglobovi
<ul style="list-style-type: none"> • Kobaltove superlegure • Co-Cr • Co-Cr-Mo 	Umjetni zglobovi, fiksatori prijeloma kostiju
<ul style="list-style-type: none"> • Magnezij • Tantal 	Umjetni zglobovi Umjetni zglobovi
Keramike	
<ul style="list-style-type: none"> • Aluminijev oksid - Al_2O_3 • Cirkonijevoksid - ZrO_2 • Kalcijev fosfat • Kalcijev sulfat • Ugljik 	Dijelovi implantata kuka Dijelovi implantata kuka Dodatak za srastanje kostiju Dodatak za srastanje kostiju Prevake na ortopedskim implantatima
Polimeri	
<ul style="list-style-type: none"> • Silikon • Poliester • Polietilen (PE) • Polimetilmetakrilat (PMMA) 	Zgobovi kostiju Fiksiranje prijeloma Dijelovi implantata koljena i kuka Koštani cement

8.1. Nehrdajući čelici

Postoji mnogo legura koje se komercijalno identificiraju kao nehrđajući čelik, ali kao biomaterijal koji se koristi u ortopedskoj kirurgiji, koriste se samo austenitni i precipitacijski ojačani čelici.

Nelegirano željezo, ugljični čelici i drugi legirani čelici ne mogu se koristiti u ortopedskoj kirurgiji za proizvodnju implantata, pošto su podložni koroziji u agresivnim medijima koji sadrže kisik.[7]

Nehrđajući ili korozijski postojani čelici su visokolegirani čelici koji se temelje na Fe-C, Fe-Cr-C i Fe-Cr-Ni sustavu. Da bi bili korozijski postojani, maseni udio kroma u njihovom sastavu mora biti barem 12 %. Krom u potpunosti mora biti otopljen u metalnoj osnovi (kristalu mješancu), a nikako ne smije biti sastavni dio karbida ili drugih strukturnih tvorevina. Navedeni udio kroma osigurava formiranje stabilnog oksidnog sloja na površini koji sprječava daljnju oksidaciju i koroziju u normalnim uvjetima. To je prvi uvjet korozijske postojanosti čelika. Drugi uvjet antikoroziivnosti je monofazna mikrostruktura. Ovaj uvjet ne mora biti nužno ispunjen. Većina nehrđajućih čelika ima monofaznu mikrostrukturu, ali postoje i oni čiju mikrostrukturu čine dvije i više faza. Kod čelika čija se mikrostruktura sastoji samo od jedne faze izbjegnuta je opasnost od nastanka galvanskih članaka koji u vodljivom mediju mogu prouzročiti korozijsko trošenje materijala.

Za razliku od drugih tehničkih materijala koji se uglavnom klasificiraju po kemijskom sastavu korozijski postojani čelici češće se razvrstavaju prema mikrostrukтури. Mikrostruktura nehrđajućih čelika može biti potpuno ili pretežito feritna, martenzitna i austenitna pa tako postoje feritni, martenzitni i austenitni korozijski postojani čelici. Postoji i skupina koja ima takozvanu dupleks strukturu sastavljenu od približno 50 % austenita i 50 % ferita. To su dupleks korozijski postojani čelici koji posjeduju bolja svojstva od austenitnih i feritnih čelika. Osim nabrojanih postoji još jedna posebna skupina, a to su precipitacijski očvršnuti čelici (engl. *Precipitation Hardenable* – PH) . Nazvani su po mehanizmu očvršnuća kojim se povisuje njihova čvrstoća i tvrdoća. Precipitacijski očvršnuti čelici grupiraju se nadalje, prema tipu metalne osnove u kojoj su precipitati izlučeni, na martenzitne, semi-austenitne ili austenitne.[8]

U tablici 2. navedene su osnovne skupine nehrđajućih čelika svrstane prema mikrostrukтури.

Tablica 2. Osnovne skupine nehrđajućih čelika [8]

Naziv skupine		Mikrostruktura
Martenzitni		M ili M + K
Feritni		F
Austenitni		A
Dupleks		F+ A
Precipitacijski očvršnuti	martenzitni	M + precipitati
	semi-austenitni	M + precipitati
	austenitni	A + precipitati



Slika 11. Implantati od nehrđajućeg čelika[11]

8.2. Titanij i njegove legure

Titanij (Ti) i njegove legure sve su zatupljeniji metalni materijali koji svoju primjenu mogu zahvaliti nizu odličnih svojstava. To su materijali koji se prvenstveno koriste u primjenama gdje do izražaja dolaze njihove jedinstvene karakteristike, a to su prije svega visokočvrste strukture i primjene koje zahtijevaju otpornost na koroziju.

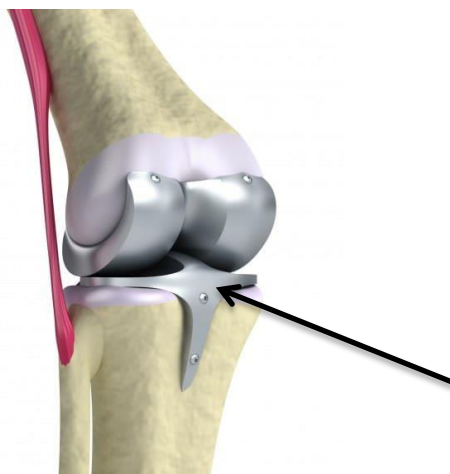
Titanij je polimorfan metal koji posjeduje alotropske modifikacije kristalne rešetke. Na sobnoj temperaturi ima heksagonsku gusto slaganu (HCP) rešetku, α - titanij, koja na temperaturi 885 °C prelazi u kubičnu prostorno centriranu (BCC) rešetku, β - titanij, koju zadržava do tališta.[9]

Krajem 20. i početkom 21. stoljeća, u biomedicinskom inženjerstvu najčešće su se koristili komercijalno čisti titanij i legura Ti-6Al-4V.

Osnovni razlozi primjene titana su:

- *visoka čvrstoća*- Vrijednosti vlačne čvrstoće kao i granice razvlačenja su vrlo visoke osobito kod toplinski obradljivih precipitacijski očvrnutih legura.
- *relativno niska gustoća*- S gustoćom od oko $4500 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ titanijeve legure dvostruko su lakše od čelika i niklovi superlegura što im daje odličan omjer čvrstoće i gustoće.
- *visoka specifična čvrstoća*- Visoka čvrstoća u odnosu na masu omogućuje titanijevim legurama da supstituiraju čelik u mnogim primjenama gdje je odlučujuća čvrstoća i dobra lomna žilavost. Visoku specifičnu čvrstoću zadržavaju u širokom području temperatura od 200 °C do 550 °C.

- *visoka dinamička izdržljivost*- Ti-legure imaju puno bolju dinamičku izdržljivost od Al-legura.
- *toplinska stabilnost*- Legure titanija postoje su do temperatura 315 °C odnosno 600 °C, ovisno o tipu legure.
- *korozijska postojanost*- Korozijska otpornost titanijevih materijala znatno je bolja od aluminijevih legura i čelika. Titanijeve legure visoko su postojane u različitim agresivnim medijima kao što su kloridne otopine, morska voda i kiseline. To zahvaljuju vrlo stabilnoj i postojanoj, čvrsto prionjivoj oksidnoj prevlaci koja nastaje na površini metala u oksidirajućoj okolini.
- *odlična biokompatibilnost*- Ti i njegove legure otporne su na djelovanje tjelesnih tekućina što im daje značajnu prednost u medicini.
- *dobra otpornost na puzanje*- Određene legure titanija (α legure) posjeduju znatnu otpornost na puzanje.



Slika 12. Dijelovi implantata koljena napravljeni od titanija

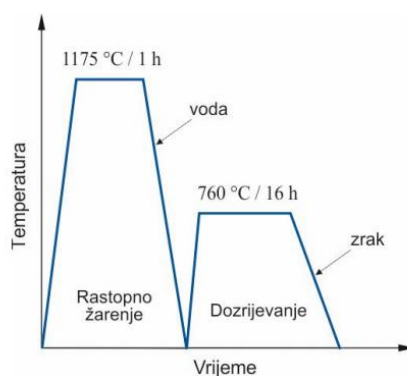
8.3. Kobaltove superlegure

Kobalt se javlja u dvjema alotropskim modifikacijama. On ima gusto slagano 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).

Toplinski otporne superlegure kobalta postoje su do 1000 °C i koriste se za slične namjene kao i toplinski otporne Ni - superlegure. Co - superlegure nisu namjenjene za mehanički izrazito opterećene dijelove jer im je čvrstoća pri visokim temperaturama niža nego za Ni superlegure. Stoga se primjenjuju za statički opterećene (nerotirajuće) dijelove dugotrajno

izložene manjim naprezanjima. Kobaltove superlegure, jednako kao i one niklove, ne preporučuje se upotrebljavati iznad gornje granične temperature zbog otapanja intermetalnih faza i karbida u čvrstoj otopini ili njihove koagulacije čime padaju vrijednosti čvrstoće.

Kobaltove superlegure koje očvršćuju kombiniranim djelovanjem kristala mješanaca i karbida toplinski se mogu obraditi rastopnim žarenjem i dozrijevanjem, kao primjerice legura CoCr20Ni20W. Rastopnim žarenjem pri 1175 °C otapaju se intermetalni spojevi i karbidi i prelaze u čvrstu otopinu. Nakon gašenja u vodi i dodatnog zagrijavanja na 760 °C izlučuju se sitni karbidi koji usporavaju gibanje dislokacija i otežavaju klizanje granica zrna.[9]



Slika 13. Postupak precipitacijskog očvršćivanja kobaltove superlegure[9]

8.4. Tehnička keramika

Keramički materijali koji se koriste u proizvodnji implantata sadrže čiste i veoma sitne kristale oksida aluminija ili cirkonija. Keramički materijali su kemijski i biološki inertni prema svim tekućinama iz organizma, više od svih materijala koji se koriste za proizvodnju implantata. Posjeduju naročito visoku tvrdoću te su otporni na trošenje i oštećenja koja mogu nastupiti ukoliko djelići koštane mase, koštanog cementa ili pak čestica metala dođu u dodir sa površinama dijelova izrađenih od keramike.

Aluminijev oksid (Al_2O_3) je najvažniji materijal iz grupe oksidne keramike s najširoom primjenom. Najznačajnija svojstva gusto sinteriranog aluminijeva oksida jesu:

- visoka čvrstoća i tvrdoća,
- temperaturna stabilnost,
- velika otpornost na trošenje,
- korozijska postojanost pri povišenim temperaturama.

U primjeni se najčešće koriste sintetički materijali s udjelom aluminijskoga oksida u rasponu od 80 % do 99 %

Cirkonijski oksid (ZrO_2), u posljednje vrijeme ima sve veće značenje i to zbog:

- visoke lomne žilavosti,
- toplinske rastezljivosti, slične sivim ljevovima,
- visoke savojne i vlačne čvrstoće,
- velike otpornosti na trošenje i koroziju,
- male toplinske vodljivosti,
- vrlo dobrih triboloških svojstava.

Keramički materijal od kristala oksida aluminijskoga, Al_2O_3 , poznat je pod imenom „*BioloX*“. Keramički materijal od kristala oksida cirkonijevog znatno je jači od keramičkog materijala na bazi oksida aluminijskoga i poznat je pod imenom ZTA keramika.

Nakon što se počela upotrebljavati u medicini, zbog izvrsne biokompatibilnosti i bijele boje, cirkonij-oksidska keramika smatrala se idealnim materijalom za kliničku upotrebu (umjetni kukovi). No poslije početnog oduševljenja pojavili su se problemi jer su kukovi i koljena neobjašnjivo pucali. Otkriveno je da je sterilizacija uzrokovala starenje materijala i spontani prijelaz iz tetragonske u monoklinsku fazu, što je oslabjelo materijal i prouzročilo pucanje. Na starenje cirkonij-dioksida zajedno utječu koncentracija i distribucija itrijeva oksida, veličina zrna, broj pukotina prije kliničke upotrebe, način proizvodnje i završna obradu.[13]

8.5. Polimeri

Polimeri su prema podrijetlu prirodni ili sintetski. Prirodni polimeri pretežito su biopolimeri od kojih su građeni živi organizmi (bjelančevine, polisaharidi, nukleinske kiseline), a također i kaučuk, svila, vuna. Osim tih organskih polimera, u prirodne pripadaju i anorganski polimeri kao temeljni sastojci Zemljine kore, ponajprije alumosilikati. Oni se ne koriste u medicini.

Sintetski polimeri dobivaju se polimerizacijom monomera i osnova su za proizvodnju polimernih materijala. Broj monomernih jedinica u lančanim polimernim molekulama naziva se stupnjem polimerizacije, pa o njemu ovisi i relativna molekularna masa polimera. Pojedini sintetski polimeri nemaju točno određenu i uvijek jednaku relativnu molekularnu masu, jer su to smjese makromolekula samo približno jednake veličine, pa se računa s prosječnim vrijednostima. Polimeri s malim stupnjem polimerizacije nazivaju se oligomeri.[14]

Za izradu komponenti endoproteze zgloba kuka, materijal mora ispunjavati određene mehaničke karakteristike, otpornost na trošenje, ali i da posjeduje osobinu biokompatibilnosti.

Od polietilena u granulama, pod visokim pritiskom na odgovarajućoj temperaturi, proizvode se ploče različitih debljina, od kojih se rezanjem proizvode poluproizvodi u obliku šipki, a njihovom mehaničkom obradom se izrađuju komponente za endoprotezu zgloba kuka i koljena.[7]



Slika 14. Dijelovi implantata napravljeni od polimera UHMWPE (engl. *ultra - high - molecular - weight polyethylene*) [15]

9. Dotrajalost, lom ili degradacija implantata

Pojam dotrajalosti, loma ili degradacije implantata općenito nazivamo incidencijom komplikacija. Pojava komplikacija ukazuje na to da implantat nije zadovoljio predviđene zahtjeve koji se od njega očekuju i da je potom potrebna reoperacija pacijenta. Uzroci komplikacija mogu biti mnogobrojni: dizajn implantata, izbor materijala, greške prilikom proizvodnje implantata, stanje pacijenta prije operacije, greške prilikom ugradnje implantata, postoperativna njega pacijenta i dr.

Budući da se danas sve više pažnje pridaje tribologiji, u literaturi se nalazi sve više istraživanja koja govore o prednostima i nedostacima određenih materijala u kontaktu. Današnje endoproteze koriste kontakt metal – polietilen, metal – metal, keramika – keramika, keramika – polietilen. Iako kontakt keramika – keramika izaziva najmanje trenje, zbog krhkosti keramike ovakva rješenja su u razvoju. Kako je konvencionalan kontakt metal – metal značajno većeg trenja u odnosu na ostale kontaktne kombinacije današnjih endoproteza, inženjeri naročito rade na poboljšanju kvalitete kontaktne površine metal – metal, kako bi na razne načine smanjili trenje i trošenje metalnih površina. Ovakve endoproteze (metal – metal) danas se sve više koriste i u obliku glava uobičajenih veličina. Posljednjih godina došlo je i do ekspanzije na tržištu metal – metal endoproteza, posebno pokrovnih endoproteza (eng. *resurfacing*). To su endoproteze kod kojih je kontaktna površina metal – metal značajno veća u odnosu na standardne. Povećana je učestalost komplikacija zbog stvaranja veće količine metalnog detritusa, pa su neke od tih endoproteza čak povučene s tržišta. Jedna od „uobičajenih“ komplikacija stvaranje je pseudotumora. Danas se, međutim, sve više govori i o štetnosti metal – metal kontakta kod standardnih endoproteza, čak i kod glava uobičajenih veličina[22].

9.1. Opetacijski uzroci zatajenja

Operacijski uzroci zatajenja najčešće nastaju zbog pogrešne kirurške tehnike ili krive upotrebe implantata. Bitno je naglasiti da suvremeni implantati zahtijevaju specijalna znanja upravljanja različitim napravama, pomagalicama, bušilicama i drugim alatima, kako bi sama ugradnja protekla sa što manjim sekundarnim oštećenjima i kako bi se sam postoperativni oporavak pacijenta ubrzao. Svaki proizvođač implantata propisuje kiruršku tehniku za određenu vrstu implantata. Kirurškom tehnikom proizvođač implantata daje uputstva kirurgu na koji način ispravno ugraditi određeni implantat i kako koristiti specijalnu dodatnu opremu za ugradnju implantata kako bi sama operacija protekla uspješno, a postoperativni oporavak

bio što kraći. Postupak predoperacijskog planiranja je ključan kako bi se točno odabrala vrsta i veličina implantata te točno primijenila određena kirurška tehnika.

9.2. Materijalni uzroci

Današnji suvremeni postupci proizvodnje implantata doveli su gotovo do iščezavanja komplikacija kojima je uzrok materijalne prirode. Zemlje u razvoju koje nemaju tako dobru zakonsku regulativu i nedostatak novaca i dalje imaju određenu učestalost pojavnosti komplikacija zbog materijalnih karakteristika implantata.[18]

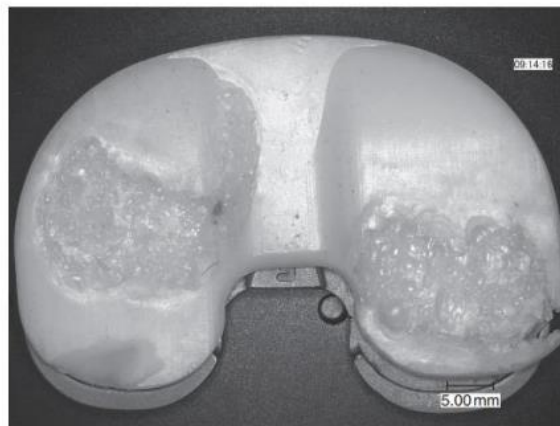
9.3. Ostali uzroci

Pod ostale uzroke komplikacija u literaturi se najčešće navodi problem prekomjerne težine. Prekomjernu težinu definira BMI (*Body mass indeks*) indeks tjelesne težine, normalna težina definira se kao $18,5 < \text{BMI} < 24,9$. Unutarnja fiksacija drugih kosti pločicama i vijcima je dosta rizična za osobe prekomjerne tjelesne težine. Razlog tome je što fiksacijske pločice učvršćene vijcima ne leže na središnjoj osi kosti (kao intramedularni čavli) nego na površini kosti. Budući da kosti imaju manji modul elastičnosti, a time su fleksibilnije nego metalne pločice, učvršćivanjem vijcima stvara se efekt povećanja naprezanja u vrhovima pločica. Zbog prekomjerne tjelesne težine te učestalog dinamičkog opterećenja dolazi do loma ili popuštanja pločice. Studija [20] prikazuje 3,4% učestalosti loma fiksacijske pločice dugih kosti kod 105 pacijenata. Kod četiri pacijenta pojavio se lom fiksacijske pločice. Tri od četiri pacijenta su imala prekomjernu tjelesnu težinu $\text{BMI} > 37$.

Jedan od primjera ostalih uzroka dotrajavanja, loma ili degradacije implantata je aseptičko popuštanje. Aseptičko popuštanje javlja se najznačajnije kod endoprotetskih implantata. Uloga endoprotetskih implantata je zamjena zglobova čija je uloga omogućavanje gibanja kosti. Tijekom eksploatacije, određene površine implantata koje klize jedna po drugoj, bit će izložene dinamičkom trenju. Zbog dugotrajnog dinamičkog trenja površine u kontaktu se troše stvarajući odvojene čestice.

Uzroci aseptičkog popuštanja su slijedeći:

- Upalna reakcija izazvana česticama nastalim uslijed trošenja materijala implantata navodi se kao najčešći uzrok aseptičkog popuštanja. Trošenje materijala se javlja kao posljedica abrazije, adhezije i umora materijala, a čestice nastale trošenjem izazivaju resorpciju kosti i popuštanje implantata.
- Neodgovarajuća početna fiksacija
- Mehaničko popuštanje tokom vremena[20]



Slika 15. Trošenje umetaka od UHMWPE endoproteze koljenskog zgloba[20]

9.4. Greške nastale u proizvodnji

Proizvodnja implantata zahtijeva strogo pridržavanje smjernica koje su razvili proizvođači implantata poštujući dobru proizvodnu praksu. Nepoštivanje propisanih smjernica može dovesti do cijelog niza nepravilnosti od pojave infekcija, popuštanja, upalnih reakcija, bolova, nestabilnosti do loma samog implantata [21].

Same greške mogu se pojaviti zbog:

- Neprikladnog izbora materijala
- Neprikladne tehnologije
- Nečistoće u sirovom materijalu
- Nedovoljna kontrola kvalitete
- Nedostatak u nadzoru prilikom rukovanja (pakiranje, sterilizacija)

Čak i kada se sve smjernice poštuju i dalje je prisutna mogućnost loma implantata. Budući da implantat može biti izložen kontaminaciji i/ili oštećenju prilikom proizvodnje, bitno je odrediti mogući uzrok loma implantata u eksploataciji.

Najčešći konstrukcijski i tehnološki problem je prisutnost koncentratora naprezanja. Bitno je razlikovati koncentraciju naprezanja na mikro i makro razini. Na makro razini javlja se kao uzrok samog dizajna implantata. Današnjim alatima FEM (engl. *finite element method*) analize moguće je detektirati područja u kojima se javlja koncentracija naprezanja na makro razini te pravilnijim dizajnom umanjiti utjecaj koncentracije naprezanja.

10. Analiza zahtjeva materijala za ortopedске implantate

Osnovni zahtjevi [7]:

- *Prihvatljivost tkiva*– ukazuje na rizik od odbacivanja implantata i jako je važan zahtjev. Ocjena materijala varira od 1 za najlošiji, do 10 za najbolji. Donja granica prihvatljivosti iznosi 7.
- *Otpornost na koroziju*– važan zahtjev jer su tjelesne tekućine vodene otopine soli i opasne za materijal implantata. Korozija je štetna jer u kombinaciji s promjenljivim opterećenjem može dovesti do loma. Ocjene se kreću od 1 do 10, a prihvaćaju se materijali s ocjenom > 7 .
- *Lomna žilavost*– lom nastaje zbog rasta inicijalnih pukotina na mjestima uključaka i drugih diskontinuiteta, na koje su posebno osjetljivi metali visoke čvrstoće. Zato je za ovu skupinu materijala uveden pojam lomne žilavosti, koji se odnosi na otpor širenju pukotine.
- *Vlačna čvrstoća*– iz analize naprežanja proizlazi da materijal treba imati vlačnu čvrstoću $R_m > 95 \text{ MPa}$.
- *Dinamička izdržljivost*– frekvencija opterećenja iznosi od 1 do $2,5 \cdot 10^6$ ciklusa godišnje, ovisno o fizičkoj aktivnosti čovjeka.
- *Otpornost na trošenje*– radi što dužeg životnog vijeka implantata traži se što veća otpornost na adhezijsko trošenje, a prihvatljivi su materijali sa ocjenom > 7 .
- *Modul elastičnosti*– elastična kompatibilnost implantata i kosti važna je zato da bi se izbjegle različite elastične deformacije i postepeno odvajanje implantata od kostiju. Nažalost, moduli elastičnosti zamjenskih materijala su viši od modula elastičnosti kosti, pa je modul elastičnosti zato ciljana vrijednost i iznosi $17 \frac{\text{kN}}{\text{mm}^2}$.
- *Gustoća*– poželjna je sličnost između gustoće implantata i kostiju. Ciljana vrijednost je gustoća kostiju i ona iznosi oko $1,8 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$.
- *Troškovi*– ukupni troškovi uključuju cijenu osnovnog materijala, troškove izrade i završne obrade. Kako nije moguća masovna proizvodnja, ti troškovi proizvodnje i završne obrade postaju bitni u odnosu na ukupne troškove. Kao najviši iznosi troškova uzimaju se oni koji odgovaraju najskupljem materijalu i iznose $60 \frac{\text{GBP}}{\text{kg}}$.

Eksperimentalni dio

Karakterizacija materijala obavljena je na triboparu koljena, femuralnoj i tibijalnoj komponenti implantata.

Na slici 16. prikazan je implantat koljena, femuralni i tibijalni dio, prije rezanja, dok je na slici 17. prikazan uzorak nakon rezanja s označenim dijelovima za daljnju analizu.



Slika 16. Uzorak prije rezanja. Na slici su označeni materijali pojedinih dijelova.



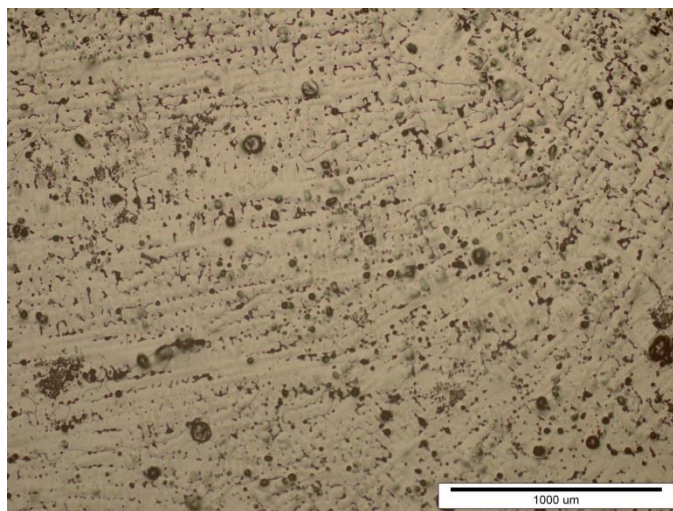
Slika 17. Uzorak nakon rezanja uz prikazana mjesta rezanja

Analiza mikrostrukture

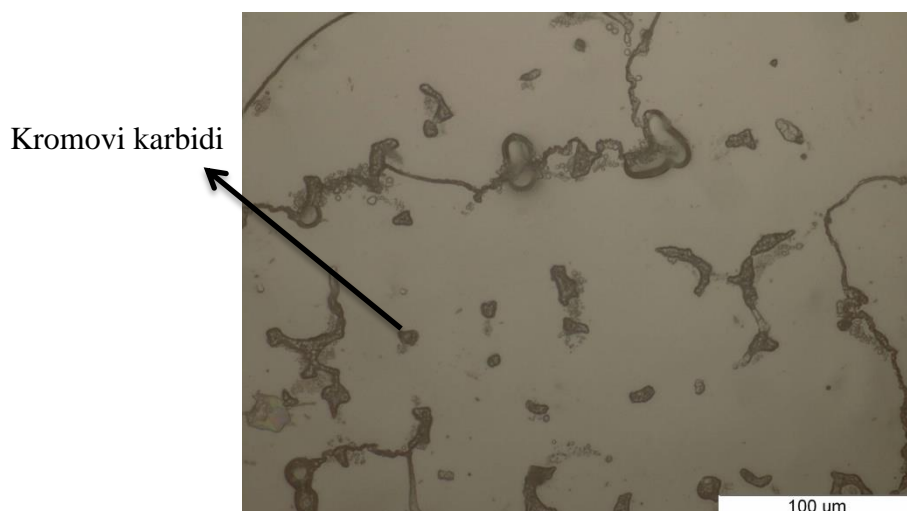
Analiza mikrostrukture provedena je na uzorcima femuralane i tibijalne komponente implantata umjetnog koljena na svjetlosnom mikroskopu Olympus GX51 i skenirajućem elektronskom mikroskopu (eng. *scanning electron microscope* – SEM), TESCAN VEGA 5136mm, a mikrokemijska analiza utvrđena je metodom EDS-a (eng. *Energy Dispersive Spectroscopy*) uređaj INCA – Oxford instruments. Svrha ispitivanja je utvrđivanje mikrostrukture i sastava ispitanih uzoraka.

Analiza mikrostrukture femuralne komponente implantata

Na slici 18. i slici 19. prikazana je mikrostruktura dobivena gledanjem na svjetlosnom mikroskopu pri različitim povećanjima.



Slika 18. Mikrostruktura femuralne komponente implantata legure prikazana svjetlosnim mikroskopom pri povećanju od 100x

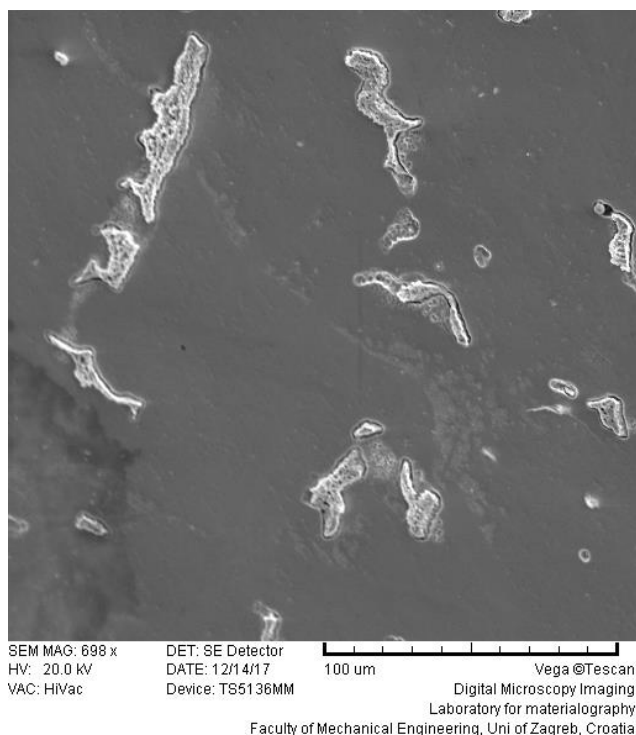


Slika 19. Mikrostruktura femuralne komponente implantata prikazana svjetlosnim mikroskopom pri povećanju od 500x

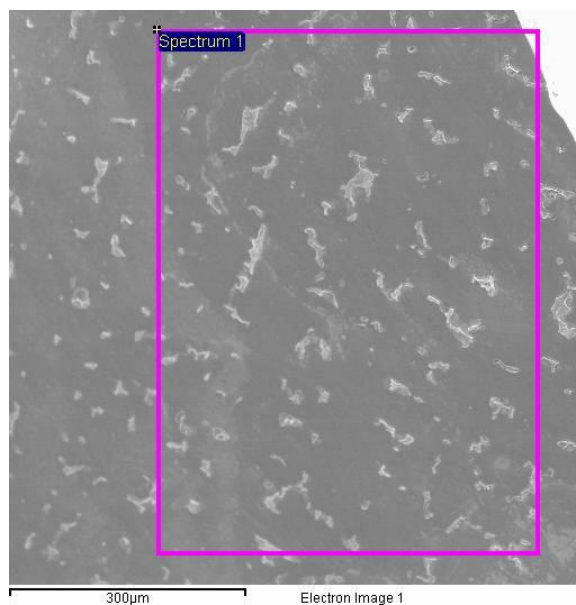
Femuralna komponenta implantata koljena izrađena je od CoCrMo legure. Smatra se da je potrebno oko 30% kroma da CoCr legura dobije dendritičku strukturu.

Prema najnovijim spoznajama misli se da tamne interdendritske površine i svijetle dendritske površine nastaju tijekom sporig stvrdnjavanja te predstavljaju dvije različite vrste krute otopine različite prema strukturi, a samo neznatno prema kemijskom sastavu. Pritom svjetlija površina (dendriti) predstavlja kristale plošno centrirane kubične rešetke (FCC), a tamna (interdendritska površina) heksagonalnu kristalnu rešetku (HCP). Također se smatra da je mikrotvrdoća svjetlijeg područja veća od tamnijeg područja kod Co-Cr legura.[23]

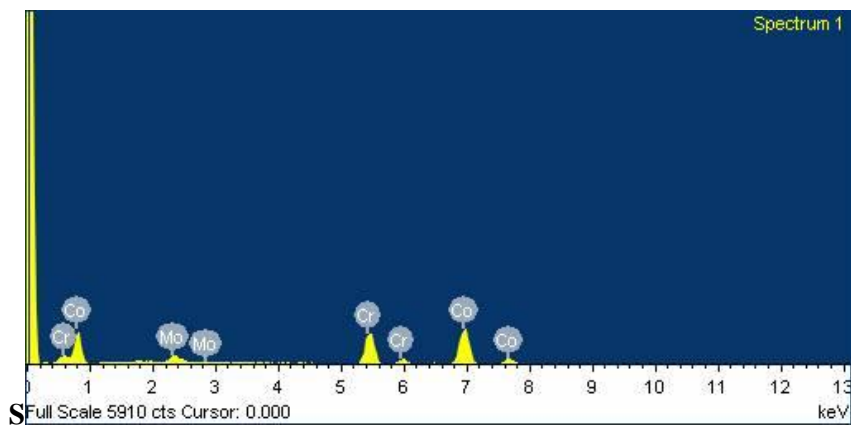
Nakon svjetlosnog mikroskopa uslijedila je SEM analiza.



Slika 20. Mikrostruktura femuralnog dijela implantata



Slika 21. Analizirana površina femuralne komponente endoproteze



Slika 22. Spektrografska analiza

Tablica 3. Udjeli pojedinih elemenata dobivenih analizom

Element	Maseni udio %
Cr	30,08%
Co	62,61%
Mo	7,31%
Ukupno	100%

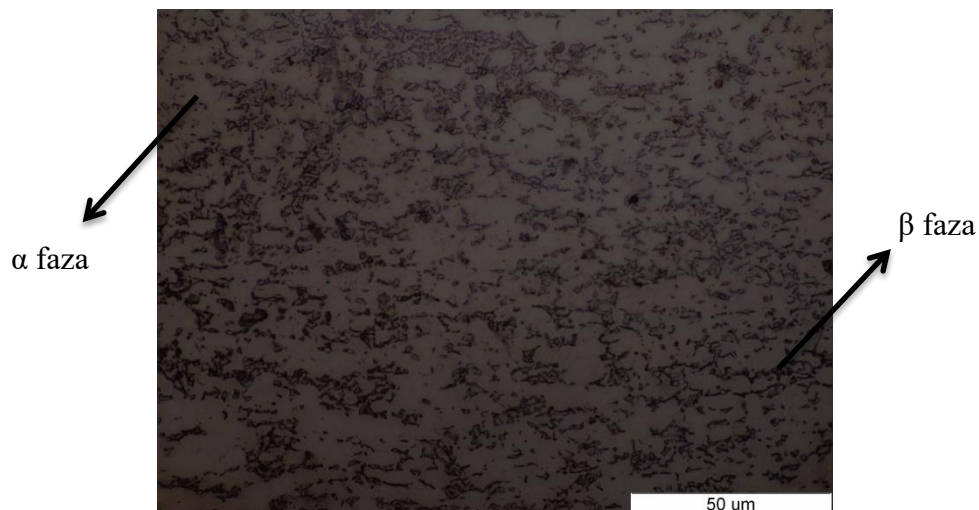
EDS analizom utvrđeno je da je ispitivani uzorak CoCrMo legura. Kemijski sastav legure je dan u tablici 6.

Analiza mikrostrukture tibijalne komponente implantata

Na slici 23. i slici 24. prikazana je mikrostruktura dobivena gledanjem na svjetlosnom mikroskopu pri različitim povećanjima.



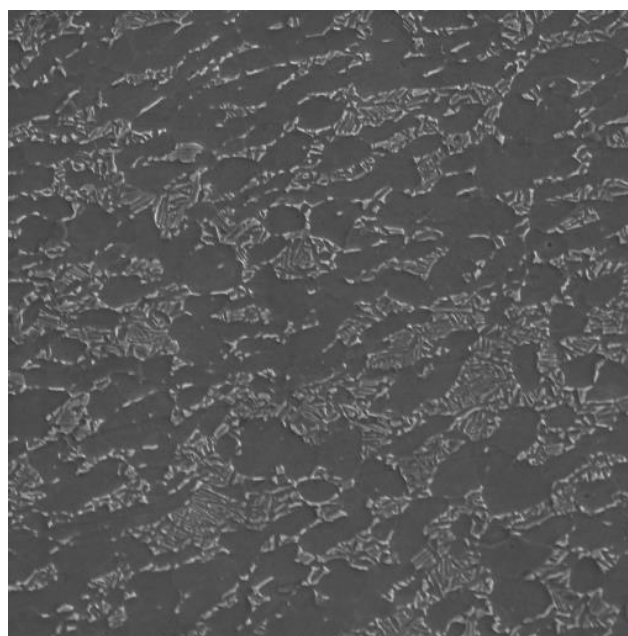
Slika 23. Mikrostruktura tibijalne komponente implantata prikazana svjetlosnim mikroskopom pri povećanju od 200x



Slika 24. Mikrostruktura tibijalne komponente implantata prikazana svjetlosnim mikroskopom pri povećanju od 1000x

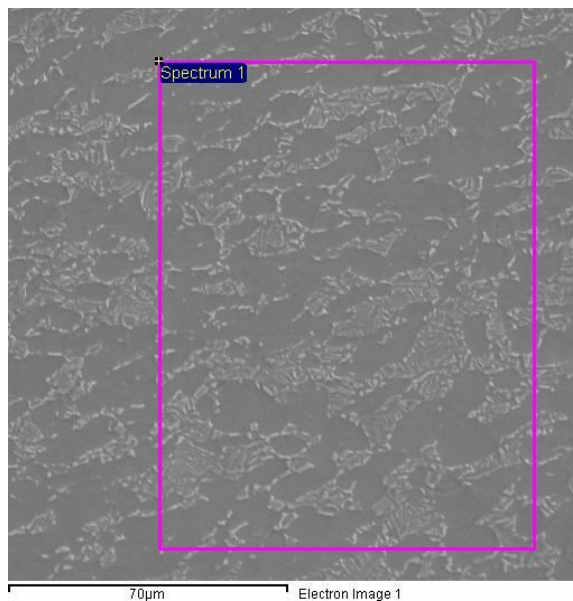
Tibijalna komponenta implantata koljena izrađena je od najpoznatije titanijeve, legure Ti6Al4V. To je $\alpha+\beta$ legura koja ima najbolju kombinaciju mehaničkih svojstava od α , približno α , β i $\alpha+\beta$ legura. Primjenjive su pri temperaturama 315 °C do 400 °C. Ove legure nemaju tako dobra svojstva pri povišenim temperaturama kao α i približno α legure tako da se mogu samo kratkotrajno izlagati povišenim temperaturama premda nisu otporne puzanju. $\alpha+\beta$ legure su općenito toplinski obradljive, očvrstljive rastopnim žarenjem i dozrijevanjem, do umjereno visokih čvrstoća. Oblikovljivost legura ove skupine je bolja od α i približno α legura. Ta legura sadrži 90 %Ti, 6 %Al i 4 %V. Razvijena je 50-ih godina prošlog stoljeća i ima odlična mehanička svojstva te dobru obradljivost.[19]

Na slici 25. prikazana je SEM analiza uzorka, a na slici 26. EDS – mikroskopska analiza odabranog područja na uzorku.

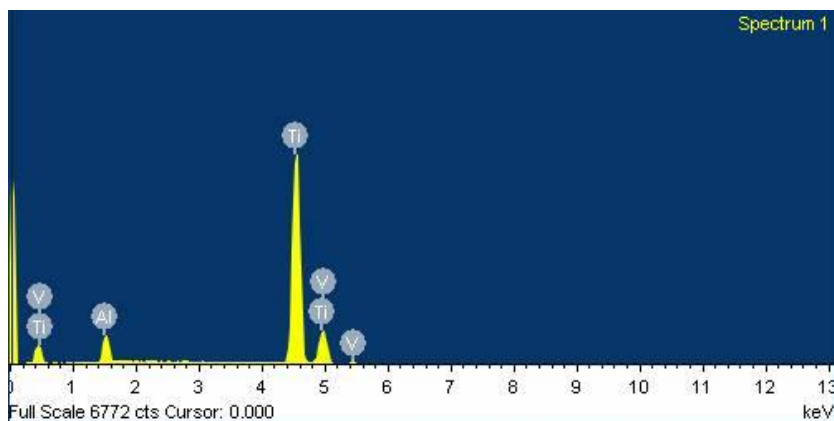


SEM MAG: 1.08 kx DET: SE Detector 50 um Vega ©Tescan
HV: 20.0 kV DATE: 12/14/17 Digital Microscopy Imaging
VAC: HiVac Device: TS5136MM Laboratory for materialography
Faculty of Mechanical Engineering, Uni of Zagreb, Croatia

Slika 25. Mikrostruktura tibijalnog dijela implantata



Slika 26. Analizirana površina tibijalne komponente endoproteze



Slika 27. Spektrografska analiza

Tablica 4. Udjeli pojedinih elemenata dobivenih analizom

Element	Maseni udio %
Al	6,24%
Ti	90,05%
V	3,71%
Ukupno	100%

EDS analizom utvrđeno je da ispitivani uzorak sadrži elemente Ti, Al i V, prikazani u tablici 7, što potvrđuje da je titanijeva legura.

10.1. Ispitivanje tvrdoće

Ispitivanje tvrdoće obavljeno je metodom po Vickersu. Osnovne komponente tvrdomjera za mjerenje tom metodom su mehanizam za ostvarivanje odgovarajuće sile opterećenja i dio za mjerenje veličine otiska. Penetrator je četverostrana istostranična dijamantna piramida s vršnim kutom 136° . Trajanje opterećenja iznosi 10 do 15 s, a iznimno za mekane materijale može se produžiti.

Budući da se radi o vrlo preciznoj i osjetljivoj metodi, prije samog postupka ispitivanja uzorke je bilo potrebno adekvatno pripremiti kako bi rezultati bili vjerodostojni. Nakon rezanja uzoraka, ispitivane površine je bilo potrebno brusiti. Papir koji se koristio bio je granulacije, redom 320, 500, 1000, 2000 i 4000. Obodna brzina bila je 300 min^{-1} , hlađenje vodeno dok je sila bila ručna. Vrijeme brušenja je bilo prema potrebi. Poliranje je provedeno u dva koraka. U prvom koraku polirano je pastom od $3 \mu\text{m}$, a potom pastom granulacije $1 \mu\text{m}$ u trajanju od 2 min. Brzina vrtnje uzorka 150 o/min , a sila 30N .

U slijedećim tablicama dan su podaci ispitivanja mikrotvrdoće na tvrdomjeru PMT-3. Sila kojom je penetrator prodirao je $F = 1,961\text{N}$.

U tablicama 4. i 5. X_L i X_D predstavljaju lijevi i desni vrh dijagonale, dok d predstavlja duljinu dijagonale.

Tablica 5. Iznosi mikrotvrdoće izmjerene na tibijalnom dijelu

X_L	X_D	$X_L - X_L = d$	$d \cdot 0,302$	
340	456	116	35,032	303
344	449	105	31,710	369
344	451	107	32,314	353

Iz tablice 4. se zaključuje da je prosječna mikrotvrdoća, Ti6Al4V 341 HV0,2.

Tablica 6. Iznosi mikrotvrdoće izmjerene na femuralnom dijelu

X_L	X_D	$X_L - X_L = d$	$d \cdot 0,302$	
340	462	122	36,844	274
336	472	136	41,072	221
344	463	119	35,938	288

Iz tablice 5. se zaključuje da je prosječna mikrotvrdoća, CoCrMo 261 HV0,2

11. Zaključak

Razvoj materijala koji se koriste u medicinske svrhe u posljednjih par desetljeća izrazito je napredovao. Veliki broj znanstvenika i institucija uključeno je u njihov razvoj. Unatoč svemu, još uvijek nije nađen idealan materijal koji bi mogao izdržati sve potrebne uvjete istovremeno te su i dalje prisutne komplikacije pri operacijama i ugradnji.

Svojstva bitna za materijal koji se koristi u medicinske svrhe dan je u teorijskom dijelu rada. Najbolja kombinacija svojstava bira se u ovisnosti o zahtjevima. Npr. nije jednak odabir materijala za zglobov, dio lubanje ili zub. Biokompatibilnost materijala vrlo je kompleksno i zahtjevno područje s obzirom da je za razvoj potrebno znanje medicinske prirode koje je potrebno usaglasiti sa znanjima tehničke struke poput konstrukcije samih implantata, izbora materijala, uvjeta eksploatacije i sl. Još postoji mnogo prostora za usavršavanje i napredak, ali s druge strane postavlja se pitanje, koliko je to isplativo s obzirom da se svakom pacijentu pristupa individualno? Temeljna znanja su uvijek dobar temelj, ali za sada, ne može se garantirati da će svaka ugradnja implantata proći bez komplikacija.

U eksperimentalnom dijelu karakterizirani su odabrani dijelovi implantata koljena. Nakon provedene karakterizacije, uzorcima je analizirana mikrostruktura i ispitana tvrdoća. Tibijalni dio je titanijeva legura Ti6Al4V tvrdoće 341 HV0,2, a femuralni dio CoCrMo legura tvrdoće 261 HV0,2.

12. Literatura

- [1] Standardi pri ugradnji umjetnih zglobova, Hrvatsko ortopedsko društvo, Zagreb 2015.
- [2] Pećina M, Koljeno, Primjenjena biomehanika, Zagreb, Jugoslavenska medicinska naklada, 1982.
- [3] Krmpotić-Nemančić J, Marušić A, Anatomija čovjeka, Zagreb, Medicinska naklada, 2007.
- [4] Miller D. Mark, Thompson R. Stephen, Hart A. J REVIEW OF ORT HOPAEDICS, Philadelphia Saunders, an imprint of Elsevier Inc., 2012.
- [5] Ivušić V, Tribologija, Hrvatsko društvo za materijale i tribologiju, Ivana Lučića 1, Zagreb 1998.
- [6] Grilec K, Jakovljević S, Tribologija, autorizirana predavanja, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 2015.
- [7] Ristić B, Pupović Z, Adamović D, Deredžić G, Selection of biomaterials in orthopedic surgery, Volumen 67, broj 10, stranica 847-855, 2009.
- [8] Rede V, Nehrdajući čelici, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 2017.
- [9] Čorić D, Posebni metalni materijali – III dio, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 2017.
- [10] www.akromiun.hr/ortopedija/koljeno/proteze-koljenskog-zgloba/119 06.02.2018.
- [11] www.azom.com 07.02.2018.
- [12] Čorić D, T. Filetin, Materijali u zrakoplovstvu, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2012.
- [13] Špehar D, Jakovčić M, Nove spoznaje o cirkonij-oksidnoj keramici kao gradivom materijalu u fiksoj protetici, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, 2015.
- [14] www.enciklopecija.hr 08.02.2018.
- [15] www.orthoplastics.com 08.02.2018.
- [16] U.S. Food and Drug Administration, www.fda.gov 09.02.2018.
- [17] Williams D., Concise Encyclopedia of Medical & Dental Materials, University of Liverpool, UK, 1990.
- [18] Peivandi M.T., Yusof- Sani S.M.R., Amel-Farzad H., Exploring the Reasons for Orthopedic Implant Failure in Traumatic Fractures of the lower Limb, Archives of Iranian medicine, 2013.
- [19] Ogbemudia A., Implantant failure in osteosynthesis od fractures of long bones, Journal of Biomedical Scinces, 2006.
- [20] Mittal A., Implant failure, 2014.

[21]Kashi A., Saha S., Mechanisms of failure of medical implants during long-term use, SUNY Downstate Medical Center, 2010.

[22]Tudor A, Jurković H, Mađarević T, Šestan B, Šantić V, Legović D, Razvoj minimalno invazivne endoprotetike kuka kroz povijest, Medicina fluminensis, volumen 49, broj 3, 2013.

[23]Mađarević T, Slokar Lj., Mađarević P., Structure and properties of biomedical Co-Cr-Ti alloys, J Alloy Comp., 2006.