

Analiza tragova trošenja kod endoproteza kuka

Eterović, Ozren

Master's thesis / Diplomski rad

2015

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:235:483563>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-13**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Diplomski rad

Ozren Eterović

Zagreb, 2015.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Diplomski rad

Mentor:

Doc.dr.sc. Suzana Jakovljević

Student:

Ozren Eterović

Zagreb, 2015.

Izjava

Izjavljujem da sam diplomski rad pod nazivom *Analiza tragova trošenja kod endoproteza kuka* izradio samostalno uz znanje stečeno na Fakultetu strojarstva i brodogradnje.

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.

U Zagrebu, srpanj 2015.

Ozren Eterović

ZAHVALA

Zahvaljujem mentorici doc. dr. sc. Suzani Jakovljević na iznimnoj pristupačnosti, strpljenju, zalaganju, savjetima i pomoći tijekom izrade ovog rada.

Prof. dr. sc. Robertu Kolundžiću zahvaljujem na pomoći što je ustupio uzorke za provedena ispitivanja i analize.

Posebno zahvaljujem svojim roditeljima, obitelji i prijateljima na razumijevanju i potpori tijekom studiranja.



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske 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:	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Ozren Eterović** Mat. br.: 0035171180

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Analiza tragova trošenja kod endoproteza kuka**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Analysis of wear at endoprosthesis of hip**

Opis zadatka:

Biomaterijali služe kao zamjena za mnoge prirodne materijale u ljudskom tijelu. Ljudski kuk izložen je velikim mehaničkim pritiscima zbog kojih podnosi značajna opterećenja. Zbog višegodišnjeg neprestanog mehaničkog pritiska ili degenerativne reumatološke bolesti prirodni se kuk često potroši što dovodi do djelomične ili potpune nepokretljivosti. Endoproteze umjetnog kuka proizvode se od titana, specijalnih visokoizdržljivih legura, keramika, kompozita i polietilena ultravisoke molekularne mase.

U ovom je radu potrebno:

- 1) Dati pregled materijala koji se primjenjuju u ortopediji.
- 2) Opisati i analizirati tragove trošenja endoproteza kuka.
- 3) Komentirati dobivene rezultate te dati zaključak.

Zadatak zadan:

7. svibnja 2015.

Rok predaje rada:

9. srpnja 2015.

Predviđeni datum obrane:

15., 16. i 17. srpnja 2015.

Zadatak zadao:


Doc.dr.sc. Suzana Jakovljević

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Franjo Čajner

Sadržaj

SAŽETAK.....	I
SUMMARY.....	II
POPIS OZNAKA.....	III
POPIS SLIKA.....	IV
POPIS TABLICA.....	V
1. UVOD.....	1
2. TRIBOLOGIJA.....	2
2.1. Mehanizmi trošenja.....	2
2.2. Biotribologija.....	4
3. BIOMATERIJALI.....	5
3.1. Zahtjevi mehaničkih svojstava.....	8
4. ENDOPROTETIKA KUKA.....	9
4.1. Povijesni razvoj suvremene endoprotetike kuka.....	9
4.2. Kvantitativna usporedba materijala za femuralni dio proteze umjetnog kuka.....	12
4.3. Umjetni kuk.....	12
4.4. Vrste endoproteza zgloba kuka.....	12
4.5. Zamjena zgloba kuka.....	15
4.6. Metode fiksacije implantata.....	18
5. MATERIJALI ZA PRIMJENU U ORTOPEDIJI.....	21
5.1. Nehrđajući čelici.....	22
5.2. Kobaltove superlegure.....	23
5.3. Titan i njegove legure.....	25
5.4. Porozni materijali.....	27
5.5. Keramički materijali.....	31
5.6. Polimeri.....	32
5.7. Kompozitni materijali.....	33
5.8. Bioresorptivni materijali.....	34
5.9. Primjena metala i legura u ortopediji.....	34
6. BIOMEHANIKA ZGLOBA KUKA.....	36
7. UZROCI DOTRAJALOSTI MATERIJALA.....	39
7.1. Korozija metalnih implantata.....	41
7.2. Čimbenici koji utječu na pojavljivanje bolesti sitnih stranih čestica.....	43

8. EKSPERIMENTALNI DIO	44
8.1. Mjerenje hrapavosti metalne i keramičke glave	44
8.2. Mjerenje debljine stijenke	45
8.3. SEM i EDS analiza	47
8.3.1. Skenirajuća elektronska mikroskopija (SEM)	47
8.3.1.1. <i>Dijelovi skenirajućeg elektronskog mikroskopa</i>	48
8.3.1.2. <i>Stvaranje slike</i>	49
8.3.1.3. <i>Rendgenske zrake (X-zrake)</i>	51
8.3.1.4. <i>Linije X-zraka</i>	51
8.3.1.5. <i>Raspodjela (mapping) X-zraka</i>	52
8.3.1.6. <i>Analiza X-zraka</i>	52
8.3.2. Tlačno ispitivanje keramičke i metalne glave	53
8.3.3. Priprema uzoraka za analizu	53
8.3.4. Mikrostruktura metalne glave	54
8.3.5. EDS analiza keramičke glave i polimernih uložaka	55
8.4. Mjerenje tvrdoće uzoraka	58
8.4.1. Mjerenje tvrdoće metalne i keramičke glave	58
8.4.2. Mjerenje tvrdoće polimernih uložaka	60
8.5. Primjer trošenja glave i vrata endoproteze umjetnog kuka	61
9. ZAKLJUČAK	64
10. LITERATURA	65

SAŽETAK

Zamjena zgloba kuka umjetnim danas je najčešći rutinski zahvat u ugrađivanju endoproteza. Razvoj endoproteza napredovao je od svojih početaka sve većim razvojem novih materijala i tehnologija proizvodnje. Životi vijek endoproteze procjenjuje se na 10 – 15 godina. Osnovni cilj ovog rada je objasniti od koji se elementa sastoji endoproteza kuka, od kojih je materijala izrađena te dati uvid u trošenje tribopara endoproteze.

U teoretskom dijelu rada opisani su biomaterijali koji se koriste u medicini, elementi endoproteze zgloba kuka, način fiksacije implantata za kost pacijenta. Zatim su nabrojani i opisani materijali koji se primjenjuju u ortopediji. Za kraj spomenuta su bio mehanička obilježja zgloba kuka te uzroci dotrajalosti materijala.

U eksperimentalnom dijelu provedena su različita ispitivanja te je napravljena detaljna analiza tribopara endoproteze zgloba kuka. Naglasak je stavljen na tribopar polimerni uložak/glava kuka. Proučavat će se uzroci i mehanizmi trošenja te će se na temelju dobivenih informacija donijeti određeni zaključci.

Ključne riječi: biomaterijali, endoproteza zgloba kuka, trošenje implantata.

SUMMARY

Replacement of the hip joint with artificial is nowadays the most common routine procedure at incorporating endoprosthesis. Development of endoprosthesis has progressed from its beginnings by growing development of new materials and production technologies. Lifetime of endoprosthesis is estimated at 10 - 15 years. The main purpose of this thesis is to explain the elements of which consists endoprosthesis hip joint, of which materials is maid of and to provide insight into wear tribocouple endoprosthesis.

In the theoretical part of this thesis are described biomaterials that are used in medicine, elements of hip prosthesis and fixation of the implant to the bone of the patient. There have also been listed and described materials that are applied in orthopedics. In the end are mentioned mechanical characteristics of the hip joint and causes frazzle of materials.

In the experimental part were conducted various tests and are made a detailed analysis of the tribocouple endoprosthesis of the hip joint. Emphasis is placed on the tribocouple polymer liner / femoral head. There were studied the causes and mechanisms of wear and based on obtained information are made certain conclusions.

Keywords: biomaterials, endoprosthesis hip joint, wear implant

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
D	mm	promjer kuglice
F	N	sila
h	mm	dubina prodiranja
H_{pol}	N/mm^2	vrijednost tvrdoće
N	-	broj mjerenja
R	μm	radijus igle ticala
R_a	μm	srednje aritmetičko odstupanje
R_p	μm	najveća visina vrha profila
R_{max}	μm	maksimalna visina profila
R_t	μm	ukupna visina profila
R_v	μm	najveća dubina dola profila
R_z	μm	najveća visina profila
X_{sr}	mm	srednja vrijednost debljine stijenke
χ_c	mm	cut off

POPIS SLIKA

Slika 1. Prikaz uvjeta za ostvarivanje procesa [3].....	2
Slika 2. Prva cjelokupna zamjena zgloba kuka [5].....	9
Slika 3. Tipičan dizajn Charnleyjeve komponente endoproteze s modularnom glavom [5].....	11
Slika 4. Endoproteza zgloba kuka [7].....	13
Slika 5. Kombinacija implantata: a) metal-polimer, b) metal-metal, c) keramika-keramika, d) keramika-polimer [9].....	17
Slika 6. Razni dijelovi u ortopedskoj kirurgiji napravljeni od nehrđajućih čelika [10].....	23
Slika 7. Dijelovi umjetnog koljena i kuka napravljeni od Co-Cr superlegure [10].....	24
Slika 8. Dijelovi umjetnog kuka napravljeni od legure titana [10]	26
Slika 9. Izgled proteze kuka na koju je nanešena porozna prevlaka [10].....	27
Slika 10. Makroskopski i mikroskopski izgled urastanja kosti u poroznu prevlaku [10].....	28
Slika 11. Izgled proteze kuka izrađenog od trebekularnog metala [11,12]	29
Slika 12. Izgled <i>Scaffold</i> biomaterijala [10].....	30
Slika 13. Komponente endoproteze od keramičkih materijala [13,14]	31
Slika 14. Dijelovi proteza od polietilena [10]	33
Slika 15. Umjetni kuk izrađen od kompozitnog materijala [10]	33
Slika 16. Izgled bioresorptivnog vijka i postoperativni radiografski snimci koljena kod kojih su korišteni bioresorptivni vijci (poslije 12 mjeseci vijak je potpuno nestao) [10]	34
Slika 17. Različiti materijali kod proteze kuka [10].....	35
Slika 18. Prikaz keramičke i metalne glave.....	44
Slika 19. Područja mjerenja debljine stijenke: a) u paru sa metalnom glavom, b) u paru sa keramičkom glavom.....	45
Slika 20. Polimerni uložak bez tribopara	46
Slika 21. Skenirajući elektronski mikroskop [21]	48
Slika 22. Osnovni način rada pretražnog elektronskog mikroskopa (BSE - unazad	49
Slika 23. Prikaz međudjelovanja snopa elektrona i uzorka [22]	50
Slika 24. Energetski disperzivna spektrometrija X-zračenja (EDS) [23].....	51
Slika 25. Postupak nastajanja X-zrake [20].....	52
Slika 26. Prikaz glava kuka nakon tlačnog ispitivanja	53
Slika 27. Uzorci za analizu.....	53
Slika 28. Mikrostruktura metalne glave (povećanje 200x).....	54
Slika 29. Mikrostruktura metalne glave (povećanje 500x).....	54
Slika 30. Napareni polimerni uzorci.....	55
Slika 31. Analiza polimernog uložka (keramika)	56
Slika 32. Analiza polimernog uložka (metal).....	56
Slika 33. Analiza keramičkog uzorka.....	57
Slika 34. Glava i vrat endoproteze kuka.....	61
Slika 35. EDS analiza vrata endoproteze	62
Slika 36. EDS analiza glave endoproteze.....	63

POPIS TABLICA

Tablica 1. Pregled biomaterijala i njihova primjena [4]	6
Tablica 2. Biomaterijali za totalnu zamjenu kuka [4]	17
Tablica 3. Materijali i njihova primjena u ortopediji [10]	21
Tablica 4. Rezultati hrapavosti površine	45
Tablica 5. Debljina stijenki polimernog uloška (metal)	46
Tablica 6. Debljina stijenki polimernog uloška (keramika)	46
Tablica 7. Debljina stijenki polimernog uloška (bez tribopara)	47
Tablica 8. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom	56
Tablica 9. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom	56
Tablica 10. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom	57
Tablica 11. Rezultati tvrdoće metalne i keramičke glave	59
Tablica 12. Rezultati mjerenja tvrdoće polimer/keramika, u N/mm^2	60
Tablica 13. Rezultati mjerenja tvrdoće polimer/metal, u N/mm^2	61
Tablica 14. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom vrata	62
Tablica 15. Sastav nehrđajućeg čelika X2CrNiMo18-10 [26]	63
Tablica 16. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom glave	63

1. UVOD

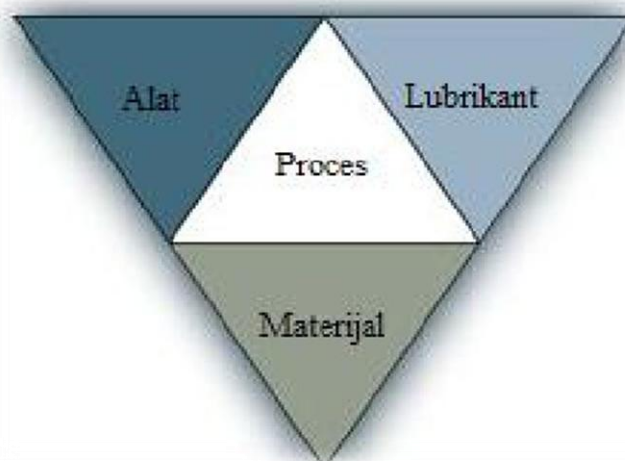
Kirurgija lokomotornog sustava evoluirala je u devetnaestom i dvadesetom stoljeću više nego u dva tisućljeća koja su njima prethodila. Svakodnevni život prožela su tehnološka dostignuća. Tehnologija je stoljećima prije imala malu ulogu u medicinskoj praksi, a praktične procedure provodili su manje sposobni, niže rangirani liječnici. Nakon industrijske revolucije znanost i tehnologija postali su nerazdvojno povezani. Od tog trenutka kreće i ubrzano uvođenje tehnoloških rješenja u medicinsku praksu.

Uvođenjem tehnologije u medicinu počeo se mijenjati i princip edukacije liječnika pa obrazovanje na medicinskim školama u potpunosti istiskuje prenošenje znanja unutar obitelji „s koljena na koljeno“. U 18. stoljeću veliki doprinos znanju iz ortopedije dali su Percivall Pott, John Hunter i William John Little. 1846. godine Henry Jacob Bigelow i Dr. J.C.Warren izvode prvu ortopedsku operaciju u anesteziji eterom. Termin „anestezija“ uveo je Oliver Wendell Holmes. Otkriće i primjena anestezije uz kontrolu boli snažno je potaklo daljnji razvoj ortopedije i povećalo broj izvedenih zahvata.

Tehnološki napredak uveo je implantante u medicinu, a usavršavanjem kirurških postupaka njihova upotreba postaje sve češća. Usprkos nezadrživom napretku javljaju se komplikacije pri liječenju uz pomoć implantata. Jedna od najozbiljnijih komplikacija je infekcija [1].

2. 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 uhadavanje kliznih parova i obrada odvajanjem čestica jer je to fizikalno jednaki proces kao i trošenje. Razlika je samo u namjeni [2].



Slika 1. Prikaz uvjeta za ostvarivanje procesa [3]

2.1. Mehanizmi trošenja

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 [2].

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. Jedinični događaj abrazije sastoji se od dvije faze od kojih je prva prodiranje abraziva u površinu materijala pod utjecajem normalne komponente opterećenja F_N . Druga faza je istiskivanje materijala u obliku čestice trošenja pod utjecajem tangencijalne komponente opterećenja F_T .

Adhezijsko trošenje

Adhezijsko trošenje uzrokuju jednake sile, koje mogu biti veličinom različite, od slabih sekundarnih do jakih primarnih. Ako su te sile jače od kohezijskih sila u materijalu, dolazi do trošenja. Adhezijsko trošenje karakterizira prijelaz materijala s jedne tarne plohe na drugu pri relativnom gibanju, a zbog procesa zavarivanja krutih faza.

Umor površine

Umor površine je odvajanje čestica s površine uslijed cikličkih promjena naprezanja. Jedinični događaj umora površine možemo opisati u tri faze. U prvoj fazi nastaje podpovršinska pukotina jer je najveće smično naprezanje kod koncentriranog dodira uvijek ispod same površine. U drugoj fazi podpovršinska pukotina izbija na površinu. U trećoj fazi dolazi do ispadanja krupne čestice oblika ivera, što na površini ostavlja oštećenje oblika rupice. Zato se ovaj oblik trošenja uobičajeno naziva pitting (rupičenje).

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 [2].

2.2. Biotribologija

Biotribologija uključuje sve poglede tribologije biološkog sustava. Ovo područje inženjerstva je još uvijek u razvoju i davat će velik doprinos medicinskoj znanosti. Riječ biotribologija su koristili prvi put Dowson i Wright 1973. godine da bi opisali sve poglede tribologije koji su povezani sa biološkim sustavima. Biotribologija se bavi proučavanjem podmazivanja i trošenja u biološkim sustavima i posebno u ljudski organizam usađenih stranih tijela. Stručnjake koji se bave tim poslom nazivamo biotribolozima. Biotribolozi pomažu liječnicima, prvenstveno ortopedima, u rješavanju brojnih problema koji nastaju kad se pojedinim pacijentima ugrađuju proteze bez kojih ne bi mogli normalno obavljati osnovne funkcije. Prvenstveno se radi o kuku koji se slomi pri padu ili se jednostavno istroši i takav više ne obavlja osnovnu zadaću [3].

3. BIOMATERIJALI

Biomaterijali obuhvaćaju široko područje materijala za primjenu u medicini i stomatologiji: metalne biomaterijale, keramičke i staklaste biomaterijale, ekonomične i skuplje nerazgradive sintetičke polimere, kompozitne biomaterijale, biorazgradive polimere, pasivne i bioaktivne prevlake.

Mnogobrojni biomaterijali i medicinski pribor danas se uobičajeno koriste kao protetska sredstva u dentalnoj, ortopedskoj, kardiovaskularnoj, oftamološkoj i rekonstruktivnoj kirurgiji. Većina implantata dobro služi njihovim nosiocima za određeni period u svrhu za koju su i namjenjeni. Međutim, neki implantati i vantjelesne naprave neizostavno stvaraju komplikacije, bilo kao posljedica zapaljenja, infekcije, interakcije u vidu neželjenih (alergijskih ili toksičnih) reakcija, ili uslijed zatajivanja rada implantata, što može prouzročiti razne štetne posljedice (tromboza ili tromboembolija), pa, čak, i smrt nosioca (masivni infarkt). Komplikacije su najčešće rezultat interakcija biomaterijal – tkivo, koje se javljaju na mjestu ugradnje svakog materijala, mada mogu imati i sistemski ili opći karakter. Efekti implantata na tkivo domaćina i živog tkiva na implantat podjednako su važni i za izbjegavanje mogućih komplikacija i za sprječavanje lošeg rada ili otkazivanja implantata.

Za primjenu biomaterijala važni su biokompatibilnost sa tkivom, mehanički kontinuitet sa okolnim koštanim tkivom, netoksičnost biomaterijala ili njihovih produkata pri razgradnji, i što niža cijena.

Pored toga, za specifične primjene postavljaju se i neki dodatni zahtjevi: *bioaktivnost* (za ubrzanje rasta prelomljene kosti, regeneraciju pokidanog živca, sprječavanje upalnih procesa), *biorazgradivost* (kirurškog konca, implantata za fiksiranje u rekonstruktivnoj kirurgiji, „kostura“ za stanice koje regeneriraju oštećene ili oboljele organe), *otpornost na infekcije* (posebno na mjestima prodora implantata kroz kožu: kateteri, dovodi za napajanje umjetnog srca krvlju), *trombootpornost* (za implantate u kontaktu sa krvlju: umjetne arterije, srčani zalistci, ... – što se postiže kontrolom površine implantata, bioaktivnim slojevima), *propustljivost* i *difuznost* (membrana vantjelesnih naprava i umjetnih organa) [4].

U tablici 1. dat je pregled predstavnika biomaterijala i njihova primjena.

Tablica 1. Pregled biomaterijala i njihova primjena [4]

Materijal	Primjena
Metalni biomaterijali <ul style="list-style-type: none"> ➤ CiCr-legure ➤ Nehrđajući čelici ➤ Ti i Ti-legure 	Matrice srčanih zalistaka i osovine zglobnih implantata Ortopedska žica Ortopedska žica i zubni implantati
Keramički i staklasti biomaterijali <ul style="list-style-type: none"> ➤ Al-, Ca-, P- oksidi ➤ Biostaklo ➤ Staklaste keramike ➤ Al₂O₃ ➤ Hidroksiapatiti 	Razgradivi punioci kostiju, stimulatori koštanog rasta Bioaktivno P-Ca staklo, ortopedske prevlake Ugradnja implantabilne medicinske keramike Glava umjetnog kuka Bioaktivna keramika, ortopedska prevlaka, punioci kosti
Kompozitni materijali <ul style="list-style-type: none"> ➤ Hidroksiapatit – polimer ➤ Ugljični kompoziti ➤ Injektabilni kompoziti ➤ Nano - kompoziti 	Koštani implantati Ortopedski i zubni implantati Rekonstrukcija tvrdog i mekog tkiva Minimalna iritacija imunog sustava
Biorazgradivi polimeri <ul style="list-style-type: none"> ➤ Umreženi kolagen/želatin ➤ Poliaminokiseline ➤ Kopolimeri glikoličkih kiselina ➤ Polihidroksibutirati 	Rekonstruktivna kirurgija, prevlake krvnih žila Kontrolirano izlučivanje, stanični adhezivni peptidi Kirurški konci, koštane ploče Kontrolirano izlučivanje, koštane ploče
Ekonomični nerazgradivi sintetički polimeri <ul style="list-style-type: none"> ➤ Poliamidi (najlon) ➤ Polikarbonati ➤ Poliesteri ➤ Poli (vinil-klorid), PVC 	Kirurški konci Materijali kućišta Krvne žile Cjevčice, vrećice za krv
Skuplji nerazgradivi sintetički polimeri <ul style="list-style-type: none"> ➤ Fluorugljici (teflon) ➤ Poli (metil-metakrilat), PMMA ➤ Hidrogeli ➤ Poliuretani ➤ Silikoni 	Krvne žile, srčana premosnica Kontaktna leća Kontaktna leća, prevlake katetera Kateteri, umjetni srčani mjehuri Rekonstruktivna kirurgija, cjevčice

Metalni biomaterijali su klasični biomaterijali od kojih najbolja svojstva imaju titan i njegove legure, zbog odlične otpornosti na koroziju, biokompatibilnost i manje krutosti (koja omogućava najbolji prijenos mehaničkih naprezanja njihovih implantata na kosti), dok TiO_2 na površini ima bioaktivna svojstva i inducira rast nove kosti. Odlična mehanička i biokompatibilna svojstva imaju i CoCr-legure, dok se nehrđajući čelici danas napuštaju zbog nedovoljne otpornosti na koroziju, i efekata hipersenzitivnosti organizma na nikal izdvojen iz čelika.

Kermački i staklasti biomaterijali imaju bioaktivna svojstva, inducirajući rast nove kosti, pa se često primjenjuju kao prevlake na titanu ili Ti-legurama, jer su same keramike relativno krhke i neotporne na mehaničke udare. Ipak, tamo gdje nema značajnih dinamičkih opterećenja primjenjuju se i za koštane implantate, posebno gdje se zahtjeva velika tvrdoća i otpornost na trošenje (zglobovi umjetnog kuka).

Kompozitni biomaterijali predstavljaju najinteresantnije biomaterijale za reparaciju koštanog tkiva, od kojih su hidroksiapatit/polimer kompoziti najbliži prirodnom koštanom tkivu, a ako je pri tome polimerna (polilaktidna) matrica bioresorbilna ona ustupa mjesto novoformiranom koštanom tkivu, što čini ove kompozite „živim“ jer se tokom reparacije razvijaju i mijenjaju. Značajna klasa su i ugljični kompoziti, sa izvanrednim kombinacijama mehaničkih svojstava (žilavost i tvrdoća) za stomatološke i ortopedске implantate. Vrlo interesantni su i injektabilni kompoziti za rekonstrukciju tvrdog i mekog tkiva, kao i nano-kompoziti zbog minimalne iritacije imunog sustava.

Biorazgradivi polimeri imaju sposobnost postepene razgradnje u tijelu, sa netoksičnim produktima koji se lako izlučuju iz tijela.

Bioderivatívni polimeri imaju visoku reproduktivnost i biokompatibilnost.

Pasivne prevlake poboljšavaju trombootpornost, ubrzavaju zarastanje rana u rekonstruktivnoj kirurgiji mekih tkiva i smanjuju bolničke primjene lijekova kroz katetere.

Bioaktivne prevlake koriste se zbog trombootpornosti, otpornosti na infekcije, adhezije i rasta kostiju, adhezije mekog tkiva, povećanje adhezije stanica, epitela i endotela – kao rezultat modifikacije površine.

Ekspanzivnim razvojem nanomedicine, primjena biomaterijala u doglednoj budućnosti može se očekivati u hibridnim napravama/organima, kao i kultivaciji organa i tkiva u regenerativne svrhe. Hibridne naprave i organi će naći primjenu zbog kratkog vremena trajanja totalno sintetičkih organa; ovdje bi kostur bio od sintetičkih materijala, a okolno tkivo od kultiviranih stanica za specifične funkcije.

Kultivacija organa je ekstenzija hibridnih organa, sa ciljem potpunog dupliciranja i regeneracije organa kontrolom procesa morfogeneze tkiva [4].

3.1. Zahtjevi mehaničkih svojstava

Svaki biomaterijal i implantat imaju specifičnosti, koje se mogu podijeliti u tri kategorije: mehaničko ispoljavanje, dinamička izdržljivost i fizikalna svojstva. Što se tiče *mehaničkog ispoljavanja*: proteza kuka mora biti čvrsta i tvrda; materijal za tetivu mora biti čvrst i prilagodljiv; listić srčanog zalistka mora biti fleksibilan i žilav; membrana za dijalizu mora biti čvrsta i fleksibilna, ali ne i istezljiva; zamjena vezivnoj hrskavici mora biti mekana i istezljiva. Što se tiče *dinamičke izdržljivosti*: kateter se mora upotrebljavati do tri dana; listić srčanog zalistka mora se kretati 60 puta u minuti što mu ograničava upotrebljivost na oko 10 godina; proteza kuka mora izdržati opterećenje preko 10 godina. Što se tiče *fizikalnih svojstava*: membrana za dijalizu ima određenu poroznost; čašica kuka mora imati svojstvo samopodmazivanja. Da bi se što bolje upoznali ovi zahtjevi, principi dizajna se posuđuju iz mehanike, kemijskog inženjerstva i nauke o materijalima [4].

4. ENDOPROTETIKA KUKA

4.1. Povijesni razvoj suvremene endoprotetike kuka

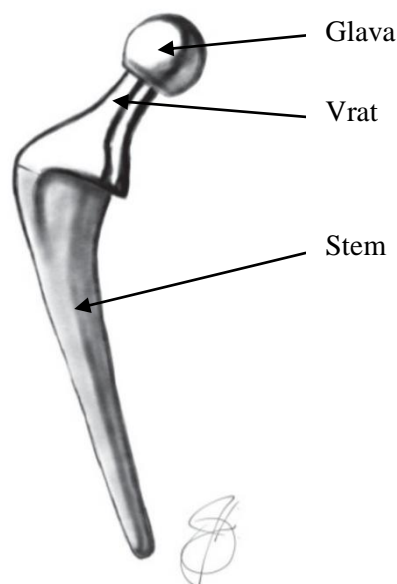
Zamjena zgloba kuka umjetnim zglobom danas je rutinski zahvat koji se smatra najkvalitetnijim endoprotetskim ortopedskim zahvatom uopće. To je, također, danas najčešće ugrađivana endoproteza. Smatra se da je prvu operaciju umjetnog kuka u obliku cjelokupne (dvokomponentne) aloartroplastike kuka izveo londonski ortopedski kirurg dr. Philip Wiles (1899. – 1967.) u bolnici Middlesex Hospital u Londonu 1938. godine. Metalni acetabulum bio je direktno fiksiran za zdjelicu, a femoralna komponenta bila je učvršćena vijcima koji su aplicirani kroz pločicu, što je predstavljalo neku vrstu ekstramedularno pozicioniranog stema (slika 2). Iako je ovo bio idejni napredak u smislu razvoja suvremene endoproteze kuka, metalne komponente zbog velikog trenja brzo su se rasklimale i nakon toga su tegobe bolesnika bile još veće nego prije takve operacije [5].



Slika 2. Prva cjelokupna zamjena zgloba kuka [5]

Poslije drugog svjetskog rata slijedi daljnji razvoj cjelokupne endoproteze kuka. U Europi su najpoznatiji nositelji ovog razvoja bili G.K.McKee, J.Watson-Farrar i Peter Ring u Engleskoj. Oni su razvijali endoproteze kuka s metal – metal kontaktnom površinom i relativno velikom glavom. Sve ove endoproteze imale su bitno ograničenje; zbog visokog stupnja trošenja između metalnih površina (značajno trenje) nastupilo je brzo slabljenje metalnih komponenti. Za izlazak iz „slijepe ulice“ svakako je najzaslužniji John Charnley, ortopedski kirurg kojeg je kraljica proglasila vitezom zbog posebnih zasluga za razvoj totalne endoproteze kuka. Charnley je dizajnirao i sam izveo značajni broj implantacija endoproteza koje su i danas ostale standard cementne cjelokupne endoproteze kuka. Pravilno je zaključio da je visoko trenje između metalnih komponenti endoproteze jedan od razloga brzog slabljenja endoproteze. Smatrao je da postoje dva rješenja: jedno je bolja fiksacija komponenti endoproteze za kost, a drugo je upotreba materijala koji bi značajno smanjili trenje kontaktnih površina endoproteze. U svrhu bolje fiksacije komponenti endoproteze prvi je upotrijebio koštani cement (metil – metakrilat). Treba napomenuti da Charnley nije izmislio koštani cement, već ga je „posudio“ od svog prijatelja stomatologa. S druge strane, Charnley je eksperimentirao s različitim materijalima koji bi mogli zamijeniti metalnu čašicu i na taj način smanjiti trenje među kontaktnim površinama endoproteze. Pokušao je s teflonom, no pokazalo se da metalna glava endoproteze kuka vrlo brzo ošteti teflonsku čašicu, uz teške posljedice po bolesnika.

Nakon toga počeo je upotrebljavati polietilen visoke gustoće za čašicu, te pravilno zaključio da kontakt metal – polietilen izaziva daleko manje trenje. Zaključio je također da glava manjeg promjera izaziva manje trošenje polietilena. Charnleyjeva endoproteza na kraju je izgledala ovako: femoralna komponenta s blago zakrivljenim stemom građenim od nehrđajućeg čelika, acetabularna komponenta je polietilenska čašica (polietilen visoke gustoće), metalna glava promjera 22,5 mm. Komponente su fiksirane za kost koštanim cementom [5].



Slika 3. Tipičan dizajn Charnleyjeve komponente endoproteze s modularnom glavom [5]

Treba istaknuti da se danas najviše koriste metalne glave promjera 28 mm kod endoproteza s metal – polietilen kontaktom. Smatra se da je upravo ta veličina optimalna iz najmanje dvaju razloga: uravnotežuje volumetrijsko prema linearnom trošenju polietilena (što je manja glava veće je linearno, a manje volumetrijsko trošenje polietilena i obratno). S druge strane glava promjera 28 mm dovoljno je velika da smanji mogućnost iščašenja endoproteze na opće prihvatljivu učestalost.

Trajnost endoproteze ne ovisi samo o mehaničkim čimbenicima (opterećenju endoproteze težinom tijela, trenju između kontaktnih površina...), već i drugim poznatim i manje poznatim čimbenicima od kojih je možda najvažniji negativni utjecaj sitnih čestica na koštani integritet (bolest sitnih čestica). Iako je trenje između metal i polietilena manje u odnosu na metal – metal kontakt, vremenom ipak dolazi do trošenja polimera. Polietilenske čestice vrlo su agresivne i potiču koštanu razgradnju i na taj način slabljenje komponenti endoproteze. Rješenje je u poboljšavanju svojstva polietilena, danas je u upotrebi visoko križno vezani polietilen visoke molekularne mase (eng. *Highly-crosslinked ultrahigh molecular weight polyethylene*; UHMWPE) koji je još otporniji na trošenje [5].

4.2. Kvantitativna usporedba materijala za femuralni dio proteze umjetnog kuka

Biomaterijali služe kao zamjena za mnoge prirodne materijale u ljudskom tijelu. Broj materijala u primjeni za nadomjestke sve je veći, a uključuje metalne, polimerne, keramičke i kompozitne materijale, gelove i pjene. Tako se npr. nehrđajući čelici, kobaltove legure, titan i titanove legure, keramika i kompozitni materijali koriste za fiksiranje ili zamjenu kostiju, pjene i gelovi za meko tkivo, dok elastični materijali zamjenjuju kožu i krvne žile [6].

4.3. Umjetni kuk

Ljudski kuk je izložen velikim mehaničkim pritiscima, zbog kojih podnosi značajna opterećenja. Nije iznenađujuće nakon 50 godina neprestanog mehaničkog pritiska ili degenerativne reumatološke bolesti, da se prirodni kuk potroši, dovodeći do smanjenja pokretljivosti, a često i do invalidskih kolica. Endoproteze umjetnog kuka se proizvode od titana, specijalnih visokoizdržljivih legura, keramika, kompozita i polietilena ultravisoke molekularne mase. Sa nekim tipovima zamjene kukova i operativnih zahvata, nestala funkcija se vraća nakon operacije. Za ostale tipove, period oporavka je neophodan da bi kost i implantat prihvatili jedno drugo prije nego što bi kuk mogao podnijeti čitavu težinu tijela. U mnogim slučajevima funkcija se dobro uspostavlja, čak su moguće i atletske aktivnosti, mada naravno nisu preporučene. Poslije 10 – 15 godina, implantat može oslabiti, pa je neophodna druga operacija [4].

4.4. Vrste endoproteza zgloba kuka

Najjednostavnija podjela je prema broju dijelova endoproteze, a to su: djelomična ili parcijalna endoproteza kuka i cjelokupna endoproteza kuka. Parcijalna endoproteza kuka, kao što sam naziv govori, nadomješta samo dio zgloba kuka. Poboljšanje u tehničkom smislu postignuto je uvođenjem parcijalne femoralne endoproteze koja ima femoralni nastavak, a koji proksimalno simulira vrat i glavu bedrene kosti. Glave kod takvih endoproteza mogu se mijenjati s obzirom na razne promjene anatomskog acetabuluma. Cjelokupna endoproteza

kuka jest endoproteza koja zamjenjuje oba zglobna tijela kuka, odnosno femoralni i acetabularni dio.



Slika 4. Endoproteza zgloba kuka [7]

Prema načinu fiksacije endoproteze zgloba kuka razlikujemo bescementne, cementne i hibridne endoproteze. Bitna razlika između cementnih i bescementnih endoproteza jest u njihovom obliku i u njihovim površinama. Cementne endoproteze imaju glatko obrađene površine, dok bescementne moraju biti hrapave s mikro i makroporama na površini u koje kasnije urašćuje kost.

Bescementne femoralne komponente konstruirane su da se zbog svoje konstrukcije na distalnom dijelu mogu ukliniti u dijafizu bedrene kosti i na taj način primarno fiksirati. Princip takve fiksacije naziva se „pres-fit“ fiksacija. Velik broj studija iznosi dobre rezultate endoproteza koje se fiksiraju po principu „pres-fit“, ali se razlikuju po obliku distalnog dijela kao što je konični ili cilindrični oblik s četiri i više krilaca u presjeku [8].

Prema fiksaciji bescementne acetabularne komponente razlikujemo dva tipa: koji imaju navoje na acetabulumu kako bi se mogle uvrtni u koštano ležište i one koje se fiksiraju po principu „pres-fit“. „Pres-fit“ fiksacija temelji se na povećanoj elastičnosti koštanog ruba acetabuluma te zbog tog svojstva omogućava pritisak na acetabularnu komponentu, što rezultira zaključavanjem acetabularne komponente. Kod takvog načina fiksacije potrebno je imati kvalitetnu cirkumferenciju koštanog ruba acetabuluma i potrebno je voditi računa o veličini acetabularne komponente endoproteze kako bi pritisak bio veći.

Kod bescementnih endoproteza, bilo da se radi o navoju ili o „pres-fit“ pristupu, vrlo je važna dobra primarna fiksacija endoproteze u koštanom ležištu nakon čega slijedi uraščivanje kosti u mikro i makropore, što nazivamo sekundarnom fiksacijom endoproteze. Težnja je da se cijeli zahvat fiksacije obavi uz što manji proces reparacije okolnog koštanog tkiva, a to se postiže boljim oblikovanjem i poboljšanjem mehaničkih karakteristika endoproteze.

Cementne endoproteze dobile su naziv zbog upotrebe koštanog cementa (metilmetakrilat) kao sredstva fiksacije. Primarna je zadaća koštanog cementa da povećava dodirnu površinu između same endoproteze i koštanog ležišta, a time se smanjuje opterećenje po jedinici kontaktne površine. Moguće su kombinacije, a nazivamo ih hibridne endoproteze. Najčešće su kombinacije bescementna acetabularna komponenta i cementna femoralna komponenta, ali i obrnuta kombinacija, a zajedničko im je da su rezultati nakon srednje dugog praćenja prosječni.

Prema indikacijama ugradnje, endoproteze zgloba kuka možemo podijeliti na standardne ili primarne endoproteze, na revizijske ili sekundarne te na tumorske ili specijalne endoproteze [8].

Standardne endoproteze prema fiksaciji su cementne, bescementne i hibridne, a one se prema konstrukciji mogu podijeliti na: pokrovne endoproteze zgloba kuka, anatomske endoproteze koje su danas u najširoj primjeni i imaju najširu medicinsku indikaciju. Pokrovne endoproteze zgloba kuka imaju usku medicinsku indikaciju. Kod kratkih endoproteza situacija je složenija, jer ih ima više tipova, kao npr. na hrvatskome teško prevodivi nazivi „*cementless hip stem GHE*“, „*femoral neck prosthesis*“ (CUT *intraosseous anchorage* i CIGAR *lateral traction screw*) te „*thrust plate prosthesis*“. Kod tih tipova endoproteza medicinska je indikacija također vrlo uska pa se takve endoproteze ugrađuju samo mladim bolesnicima (<50 godina) i kod onih koji imaju deformitet vrata bedrene kosti.

Revizijske endoproteze upotrebljavaju se kod rješavanja kasnih komplikacija u smislu nestabilnosti standardnih endoproteza, a češće se koriste bescementni dijelovi endoproteze.

Tumorske endoproteze posebno su oblikovane (modularne) endoproteze koje služe u rekonstruktivnoj tumorskoj kirurgiji, ali i kod opsežnih destrukcija kosti, npr. stanja nakon infekcije kosti, prijeloma kosti [8].

4.5. Zamjena zgloba kuka

Proteza za totalnu zamjenu kuka sastoji se od femoralne i acetabularne komponente. Femoralna osnova dijeli se na glavu, vrat i tijelo (stem). Femoralna osnova je izrađena od Ti- ili Co-Cr legure, i fiksirana je u izdubljeni medularni kanal cementiranjem ili podešavanjem pritiskanjem. Glava femura je izrađena od Co-Cr legure, aluminijska ili cirkonijska. Mada glave od Ti- legure funkcioniraju dobro pod normalnim uvjetima uzglobljenja, one se više ne upotrebljavaju zbog slabe otpornosti na trošenje trećeg tijela.

Proteze mogu biti monolitne (kada se sastoje od jednog dijela) ili modularne (kada se sastoje od dva ili više dijelova i kada je potrebno njihovo sklapanje za vrijeme operacije). Monolitne komponente su često jeftinije i manje su sklone koroziji ili rastavljanju. Međutim, modularne komponente omogućavaju podešavanje implantata intraoperativno i tokom budućih kirurških revizija, na primjer podešavanje dužine ekstremiteta korištenjem različitih dužina femura pošto je osnova zacementirana u mjestu, ili kod zamjene potrošene polietilenske noseće površine novom bez vađenja metalnog dijela proteze iz kosti. Kod modularnih implantata glava femura je podešena prema njegovom vratu pomoću Morse-šiljka, koji omogućava zamjene materijala glave i njenog promjera, kao i dužine vrata.

Kada je acetabularna komponenta monolitna, ona je izrađena od polietilena ultra visoke molekularne mase (UHMWPE); kada je ona modularna, sastoji se od metalne školjke i UHMWPE umetka. Za metalnu školjku potrebno je smanjenje mikrodeformacije UHMWPE i osiguranje porozne površine za fiksaciju kapice. Metalna školjka omogućava da se potrošene polietilenske postavne promjene. U slučajevima ponavljanih iščašenja kuka poslije operacije, metalna školjka omogućava zamjenu stare postavne drugom ograničenijom, kako bi se

osigurala dodatna stabilnost. Veliki naponi se ulažu u razvoj efikasnih sistema za držanje umetka, kao i za maksimalno podudaranje umetka i metalne školjke. Pomicanje umetka dovodi do iščašenja kuka i oštećenja glave femura, jer se ona direktno dodiruje sa metalnom školjkom. Mikro-pokreti između umetka i školjke dovode do dodatnog stvaranja polietilenskih otpadaka, koji eventualno mogu doprinijeti gubitku kosti.

Zglob kuka ima jabučicu i njeno ležište, i zasniva svoju stabilnosti na usklađenosti implantata, zdjeličnih mišića i kapsule. Komponente endoprotetskog kuka su podešene tako da optimalno osiguravaju širok opseg pokreta, bez oštećenja vrata proteze po rubu acetabularne kapice, da bi se spriječilo iščašenje. Karakteristike oblika moraju omogućiti da implantati podupiru opterećenja, koja mogu biti veća i do 8 puta od tjelesne težine. Ispravna dužina vrata femura i pravilno postavljanje centra pokreta visine femura, smanjuje naprezanje uslijed savijanja na mjestu dodira proteze i kosti. Visoka koncentracija naprezanja ili pak sprječavanje naprezanja, može dovesti do resorpcije kosti oko implantata.

Podnašanje težine i pokreti proteze dovode do stvaranja otpadaka uslijed trošenja površine uzglobljenja i dodirnih površina, tamo gdje postoje mikro-pokreti. Glavni izvor trošenja pod normalnim uvjetima je noseća površina od UHMWPE u kapici. Pri svakom koraku stvara se nekoliko stotina tisuća čestica, i veliki postotak njih je manji od jednog mikrona. Čelije imunološkog sustava domaćina mogu identificirati polietilenske čestice kao strane i započnu složen upalni odgovor. Ovaj odgovor može dovesti do brzog žarišnog gubitka kosti (osteoliza), resorpcije kosti, olabavljenja i/ili prijeloma. U toku su brojni naponi da se modificiraju svojstva materijala UHMWPE, da se očvrstne i poboljša konačna površina glave femura i da se razviju drugi parovi koji nose težinu, na primjer keramika-keramika i metal-metal [4].

Na slici 5. možemo vidjeti kombinacije materijala implantata koji se upotrebljavaju u praksi.



Slika 5. Kombinacija implantata: a) metal-polimer, b) metal-metal, c) keramika-keramika, d) keramika-polimer [9]

Tablica 2. Biomaterijali za totalnu zamjenu kuka [4]

Materijal	Primjena	Svojstva
Co-Cr legura (lijevana ili kovana)	Podloga, glava, čašica, porozni omotač, metalna podloga za UHMWPE	Teška, tvrda, velika otpornost na trošenje Kruta
Ti- legura	Podloga, porozni omotač, metalna podloga za UHMWPE	Mala krutost Slaba otpornost na trošenje
cpTi	Porozni omotač	Odlično srastanje kostiju
Aluminij	Glava, čašica	Tvrda, lomljiva Velika otpornost na trošenje
Cirkonij	Glava	Teške i velike tvrdoće Velika otpornost na trošenje
UHMWPE	Čašica, plato tibije	Malo trenje Mali otpor pri pomicanju
PMMA	Fiksacija koštanim cementom	Lomljiv, slab na istezanje Slaba otpornost na umor materijala

Napomena: Podloga – podloga za kuk bedrene kosti; Glava – glava femura podloge kuka; Čašica – čašica acetabuluma kuka.

4.6. Metode fiksacije implantata

Razvoj mehanizma stalne fiksacije implantata za kost bio je jedan od izazova u evoluciji zamjene zgloba kuka. Postoje tri tipa fiksacije: (1) pomoću mehaničkog uklapanja, koje se postiže podešavanjem implantata pritiskom korištenjem polimetilmetakrilata kao agensa za „žbukanje“, ili korištenjem komponenata sa navojima; (2) pomoću biološke fiksacije, koja se postiže primjenom poroznih površina sa odgovarajućom teksturom koje omogućavaju da kost raste u međuprostore; (3) putem direktnog kemijskog vezivanja implantata i kosti, na primjer oblaganjem implantata kalcij-hidroksiapatitom koji ima mineralnu strukturu sličnu kosti.

Svaki mehanizam fiksacije ima vlastito ponašanje i svoje karakteristike prijenosa opterećenja, kao što su i mehanizmi neuspjeha različiti. Daljna složenost nastaje uslijed proteza koje kombiniraju dva ili više mehanizma fiksacije, u područjima implantata. Višestruki mehanizmi fiksacije koriste se radi prilagođavanja prijenosa opterećenja zahtjevima različitih područja kosti, u naporu da se sačuva koštana masa. Olabavljanje, nedostatak uklapanja, ili razdvajanje implantata od kosti, čine neke od najvažnijih mehanizama neuspjele proteze.

Fiksacija koštanim cementom. Fiksacija implantata polimetilmetakrilatom (koštanim cementom) osigurava neposrednu stabilnost, koja omogućava bolesniku da odmah nosi svu svoju težinu na ekstremitetu. Nasuprot tome, implantati koji zavise od urastanja kosti zahtjevaju da bolesnik čeka oko 12 tjedana, kako bi mogao nositi svoju cijelokupnu težinu.

Koštani cement djeluje kao „žbukajući“ materijal; zato njegova snaga držanja zavisi od sposobnosti da prodiere između trabekula kosti za vrijeme stajanja proteze. Pošto je to viskoelastični polimer, on ima sposobnost djelovati kao ublaživač šoka. On omogućava da se opterećenja ravnomjerno prenose između implantata i kosti, smanjujući lokalizirano veliko kontaktno naprezanje.

Fiksacija koštanim cementom dovodi do dodira kosti i cementa i cementa sa implantatom, te tako može doći do slabljenja na oba dva mjesta. Mehanizam koji poboljšava stabilnost mjesta dodira metala i cementa još uvijek je polje kontraverzi u zamjeni zglobova. Neki istraživači su usredotočili svoje napore na poboljšavanje veze između metala i cementa modifikacijom površine implantata ili njegovim oblaganjem polimetilmetakrilatom, kako bi

se spriječilo propadanje proteze u omotaču i cirkulacija otpadaka na mjestu spoja. Nasuprot tome, drugi poliraju površine implantata kako bi favorizirali oblike u vidu klina koji potiču uranjanje proteze u omotač, da bi se koristila viskoelastična deformacija omotača putem opterećenja cementa pri kompresiji.

Problemi sa mjestom dodira kost-cement mogu nastati zbog unutrašnjih faktora, kao što su svojstva polimetilmetakrilata i kosti, kao i vanjskih faktora poput tehnike cementiranja. Usavršavanje tehnike cementiranja, kao što je pulsna lavaža (ispiranje) medularnog kanala, optimalna hemostaza spongioze i sušenje medularnog kanala, kao i umetanje proteze pod pritiskom, može rezultirati mjestom dodira cementa i kosti bez praznog prostora između njih, uz maksimalnu isprepletenost sa spongiozom. I pored optimalne tehnike cementiranja, može se javiti fina fibrozna membrana u području mjesta dodira uslijed različitih faktora, na primjer uslijed toksičnog djelovanja monomera metilmetakrilata, može doći do nekroze kosti koja nastaje uslijed visokih temperatura pri polimerizaciji, ili do devaskularizacije za vrijeme pripreme kanala. Premda u dobro funkcionirajućem implantatu može postojati fibrozna membrana između mjesta dodira kosti i cementa, koja se tokom vremena može povećati i u širinu (najvjerojatnije kao rezultat nakupljanja otpadaka polietilena ova dva dijela), što može dovesti do makro-pokreta, gubitka kosti i eventualnog olabavljenja. Konačno, sam cement može se poboljšati mješanjem monomera i polimera u vakumskim uvjetima i/ili centrifugiranjem. Za vrijeme implantacije koriste se različita sredstva, kako bi bila garantirana jednaka debljina omotača da bi se smanjio rizik od lošeg cementa uslijed umora materijala. Polimetilmetakrilat je podložan starenju, što može predstvaljati problem uspješnosti njegove primjene nakon određenog vremena [4].

Fiksacija poroznim urastanjem. Urastanje kosti može se javiti kod biokompatibilnih implantata, koji osiguravaju pore veće od 75 μm u promjeru, što je veličina potrebna da se smjesti jedan osteon. Optimalna veličina pore kreće se u kliničkoj praksi od 100-350 μm . Pokretanje implantata inhibira urastanje kosti, tako da širok razmak kost-metal povećava ili sprječava osteointegraciju koja se treba obaviti pravovremeno. Zato je za fiksaciju implantata potrebna precizna kirurška implementacija, kao i prevencija postoperativnog opterećenja težinom tokom 12 tjedana.

Porozni obloženi implantati zahtjevaju aktivno sudjelovanje kosti pri fiksaciji implantata, za razliku od cementiranja gdje kost ima pasivnu ulogu. Zato su porozni obloženi implantati najbolji za stanja kada je koštana masa skoro normalna. Oblik implantata treba

osigurati da urasla kost bude podvrgnuta stalnom opterećenju u okviru fizioloških granica, kako bi se spriječio gubitak koštane mase uslijed zaštite od naprezanja. Proteze s poroznim urastanjem veoma su poznate po teškom vađenju i često dolazi do znatnog oštećenja kosti za vrijeme vađenja. Zbog toga one trebaju biti optimalno podešene, tako da osiguravaju predvidivo urastanje sa minimalnim dijelom kirurški dostupne porozne obložene površine.

Komercijalno čisti Ti i Ti- legura u kombinaciji sa bioaktivnom prevlakom kalcij hidroksiapatita (HAp), mogu omogućiti vrlo uspješnu fiksaciju. Sa titanom se mogu postići tri različita tipa poroznosti: (1) brušenjem, (2) lijevanjem, ili (3) oblaganjem sferama na površini implantata. Toplinska obrada može oslabiti donji metal (implantat). Problemi mogu nastati i uslijed delaminacije porozne podloge, jer olabavljenje čestice metala mogu dovesti do trošenja i migracije u mjesto uzglobljenja [4].

5. MATERIJALI ZA PRIMJENU U ORTOPEDIJI

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

Tablica 3. Materijali i njihova primjena u ortopediji [10]

Vrsta materijala	Primjena
Metali	
➤ Nehrđajući čelici (austenitni – AISI 316, 316L, 316LVM, 316Ti, 317, 32)	Umjetni zglobovi, fiksatori prijeloma kostiju
➤ Titan i titanove legure	
Ti	
Ti-6Al-4V	Umjetni zglobovi
Ti-6Al-7Nb	
➤ Kobaltove superlegure	
Co-Cr	Umjetni zglobovi, fiksatori prijeloma kostiju
Co-Cr-Mo	
➤ Magnezij	Umjetni zglobovi
➤ Tantal	Umjetni zglobovi
Keramike	
➤ Aluminijev oksid – Al ₂ O ₃	Dijelovi implantata kuka
➤ Cirkonijski oksid – ZrO ₂	Dijelovi implantata kuka
➤ Kalcijev fosfat	Dodatak za zarastanje kostiju
➤ Kalcijev sulfat	Dodatak za zarastanje kostiju
➤ Ugljik	Prevlake na ortopedskim implantatima
Polimeri	
➤ Silikon	Zglobovi kostiju
➤ Poliester	Fiksiranje prijeloma
➤ Polietilen (PE)	Dijelovi implantata koljena i kuka, umjetni ligamenti i tetive
➤ Polimetilmetakrilat (PMMA)	Koštani cement

5.1. Nehrdajući čelici

U ortopedskoj kirurgiji kao biomaterijali koriste se samo austenitni i precipitacijsko očvršnuti čelici (tablica 3).

Nelegirani čelici, ugljični čelici i drugi legirani čelici ne mogu se koristiti u ortopedskoj kirurgiji za proizvodnju implantata, jer su podložni koroziji u agresivnim otopinama koje sadrže kisik.

Usprkos svojoj visokoj otpornosti na koroziju, austenitni čelici tipa Cr-Ni-Fe izloženi su kontaktnoj koroziji, interkristalnoj koroziji, naponskoj koroziji i pojavi ljuštenja (piting). Ovi procesi mogu dovesti do prelaska metalnih iona u okolna tkiva sa neželjenim biološkim posljedicama i dodatno, u velikoj mjeri mogu smanjiti mehaničke karakteristike legure.

Prisustvo kroma u nehrđajućim čelicima dovodi do stvaranja samoregeneracijskog oksidnog sloja koji je otporan na probijanje i ima visok stupanj elektrootpornosti i time osigurava zaštitu od korozije u najvećoj mjeri. Nikal, kao legirajući element povećava otpornost na koroziju i osigurava bolju obradivost čelika, naročito kaljenje. Molibden, osigurava višu otpornost na ljuštenje, a magnezij i silicij utječu na poboljšanje obradivosti. Ugljik mora biti pod strogom kontrolom jer je njegovo prisustvo nepoželjno; sadržaj ugljika ne smije prijeći 0,03% jer sa legirnim elementima gradi karbide koji su nepovoljni (naročito karbid kroma). Vežanje kroma stvara zone sa smanjenom otpornošću na koroziju, a kako se karbidi najčešće izdvajaju po granicama zrna kristala, to pospješuje interkristalnu koroziju, kao i nepravilnosti u mikro slojevima kristalne rešetke sa posljedicom pogoršanja mehaničkih svojstava.

Kontaktna korozija može se pojaviti kod implantata izrađenih od nehrđajućeg čelika. Ako su dva dijela implantata sastavljena jedan uz drugi na primjer ploča-vijak, zazor između njih ima nižu koncentraciju kisika nego u susjednim zonama i time se formira tzv. koncentracijska kisikova ćelija sa naponom koji je sposoban da pređe pasivni karakter zaštitnog sloja oksida kroma koji je formiran na površini legure, što omogućuje pojavu lokalne korozije i njeno napredovanje. Ova vrsta korozije se ne očekuje i ne pojavljuje kod monolitnih implantata, kao što je endoproteza kuka.

Kod svih materijala može doći do loma uslijed umora materijala, ako su izloženi naizmjenično promjenjivom opterećenju, kakvo se očekuje naročito za femoralnu

komponentu endoproteze zgloba kuka. Umor materijala počinje sa malim pukotinama uslijed neke nepravilnosti u kristalnoj rešetci ili greške mehaničke obrade i ta se pukotina stalno povećava sa svakim ciklusom promjene opterećenja, odnosno naponskog stanja, sve dok ne dostigne kritičnu veličinu i ne dođe do loma. Da bi se izbjeglo prisustvo bilo kakvih uključaka koji mogu dovesti do greške kristalne rešetke ili pojave inicijalne pukotine, nehrđajući čelik X2CrNiMo18-10 tali se u vakuumu.

Od nehrđajućih čelika izrađuju se dijelovi zglobnih proteza (cjelokupna proteza kuka, koljena, ramena i lakta), dijelovi za fiksaciju prijeloma kao što su pločice, vanjski fiksatori i dijelovi za fiksiranje kralježnice (slika 6) [10].



Slika 6. Razni dijelovi u ortopedskoj kirurgiji napravljeni od nehrđajućih čelika [10]

5.2. Kobaltove superlegure

Superlegure se koriste jer čisti metali ne mogu ispuniti sve zahtjeve za dobru proizvodnju implantata. Odgovarajući legirajući elementi se dodaju radi poboljšanja mehaničkih karakteristika, povećanja čvrstoće i otpornosti na koroziju, obradivosti (kovanje) itd.

Razvoj i istraživanje superlegura na bazi kobalta datira od početka dvadesetog stoljeća, kada je patentirana prva superlegura na bazi kobalta Co-Cr-Mo, pod nazivom

Vitalium dentura, koja je bila namjenjena za primjenu u stomatologiji. Daljnim njenim razvojem i modifikacijom razvijene su superlegure pogodne za kaljenje i precizno lijevanje, a koristile su se za izradu visokotemperaturno otpornih dijelova, za turbo kompresore avionskih motora i turbina, kao i za proizvodnju implantata komplicirane konfiguracije. U početku, ovaj materijal bio je poznat pod komercijalnim nazivom BS21 i proizvodio se u obliku granula, a stapanje je rađeno u indirektnim lučnim pećima.

Za proizvodnju dijelova komplicirane konfiguracije, koristeći uvjete i metode koje su razvijene za potrebe stomatologije, razvijen je postupak preciznog lijevanja, a kada su u pitanju implantati, lijevanje se obavlja u vakuumu. Legure tipa Co-Cr-Mo (ASTM F-175) pogodne su za lijevanje.

U okviru HIP (eng. *high isostatic pressure*) postupka, legura Co-Cr-Mo dovodi se do nivoa praha i time se postiže maksimalno zaposjedanje kristalne rešetke bez mikroporoznosti, uz dobivanje vrlo homogene sitnozrnate strukture sa visokim mehaničkim svojstvima.

Legure tipa Co-Cr-Mo mogu se obrađivati kaljenjem u toplom stanju ili hladnim vučenjem. Kaljenjem se postiže fina homogena sitnozrnata kristalna struktura bez prisustva mikroporoziteta što dovodi do povećanja mehaničkih svojstava. S obzirom na veoma dobre mehaničke osobine, koristi se u ortopedskoj kirurgiji kako za proizvodnju femoralne komponente endoproteze zgloba kuka i koljena (slika 7), tako i za elemente unutarnje fiksacije (pločice i vijci) [10].



Slika 7. Dijelovi umjetnog koljena i kuka napravljeni od Co-Cr superlegure [10]

5.3. Titan i njegove legure

Titan je izuzetno reaktivan element, koji se u zemljinoj kori nalazi u obliku stabilnog oksida, što samo potvrđuje činjenicu da je metalni titan i kisik teško razdvojiti. Iz tog razloga titan je tek krajem 40-tih godina prošlog stoljeća ušao u komercijalnu upotrebu u SAD-u. Iako se titan u medicinske svrhe počeo upotrebljavati znatno kasnije nego drugi metalni biokompatibilni materijali, njegova upotreba u medicinske svrhe ubrzo je značajno uvećana zahvaljujući njegovim izuzetnim svojstvima kao što su: relativno visoka specifična čvrstoća, nizak modul elastičnosti, velika biokompatibilnost i izuzetno nizak nivo toksičnosti, ali i lošije tribološke karakteristike pogotovo kada se uspoređi sa nehrđajućim čelicima i Co-Cr legurama. Zahvaljujući brzom reakciji titana s kisikom na sobnoj temperaturi, na površini titana nastaje veoma stabilan pasivizirajući zaštitni oksidni film.

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

Komercijalno čisti titan, koji se popularno obilježava kao CP titan, odlikuje se jednofaznom α mikrostrukturom. Titan CP može sadržavati izuzetno nisku količinu željeza, dušika i kisika, dok je ukupan sadržaj ostalih elemenata obavezno niži od 0,7%. Zbog neznatnih, ali strogo definiranih razlika u sastavu, CP titan se proizvodi u četiri osnovna sastava, koji se obilježavaju brojevima 1 do 4. Sa porastom broja raste i vrijednost vlačne čvrstoće kojom se odlikuju ti sastavi. U odnosu na legure titana, čisti titan se karakterizira povećanom otpornošću prema koroziji, dok se α legure titana odlikuju boljom otpornošću prema povišenim temperaturama i boljom zavarljivošću od β legura, pri čemu im je čvrstoća i mogućnost oblikovanja niža.

Komercijalno čisti titan prije svega se koristi u stomatologiji za izradu dentalnih implantata, iako se koristi i u ortopediji u obliku žičanih mreža, koje služe kao porozne prevlake sinterirane na površini umjetnih zglobova izrađenih od legura titana.

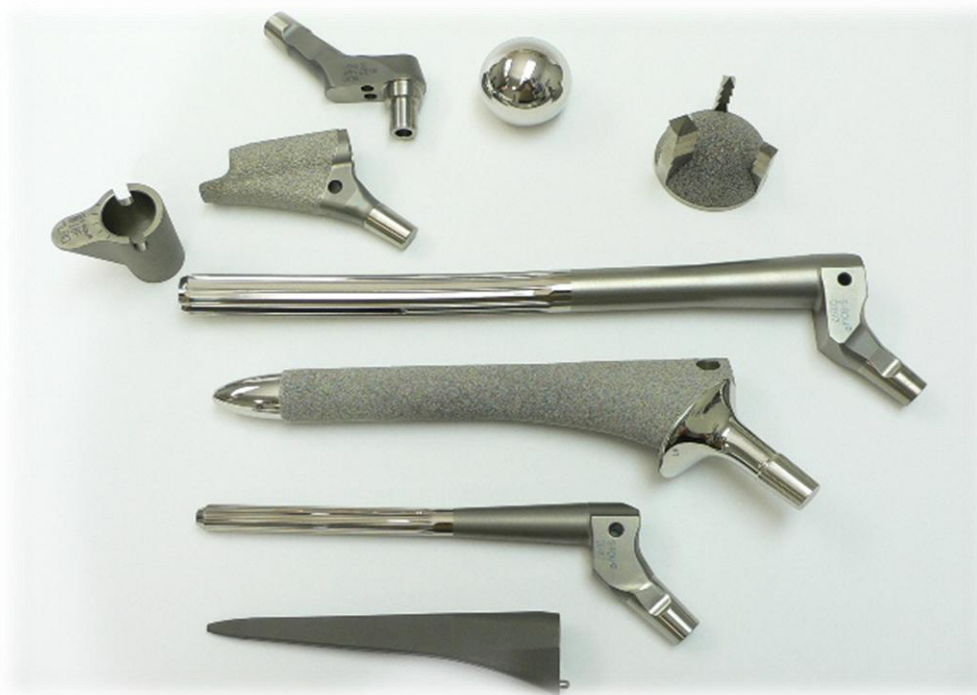
Titan i legure titana, posebno $\alpha + \beta$ tipa kao što je Ti-6Al-4V, smatraju se najprikladnijim biokompatibilnim metalnim materijalima zbog njihove odlične kombinacije mehaničkih svojstava, otpornosti prema koroziji i biokompatibilnosti. Međutim vrijednost njihovih modula elastičnosti ipak je značajno viši od vrijednosti modula elastičnosti ljudske kosti. Pored toga, istraživanja prošlog desetljeća pokazala su da je vanadij izuzetno toksičan, pa se iz tog razloga intenzivno radi na razvoju novih legura koje sadrže elemente koji ne bi

bili toksični za ljudski organizam. Pored toga, za razvoj novih biokompatibilnih legura titana, izuzetno je značajno i da se postignu niže vrijednosti modula elastičnosti.

Osnovna ideja u razvoju novih legura za primjenu u medicini je, da se vanadij i aluminij zamjene niobijem, tantalom i cirkonijem, ne bi li se na taj način izbjegla negativna svojstva do sada široko primjenjivane Ti-6Al-4V legure, jer se pokazalo da je toksičnost spomenutih elemenata izuzetno niska.

Legura Ti-13Nb-13Zr, razvijena u SAD-u, pokazuje izuzetna svojstva. To je legura titana tipa β i odlikuje se niskim vrijednostima modula elastičnosti i čvrstoćom značajno poboljšanom u odnosu na komercijalnu Ti-6Al-4V leguru, zbog čega je izuzetno interesantna za primjenu u biomedicinskom inženjerstvu.

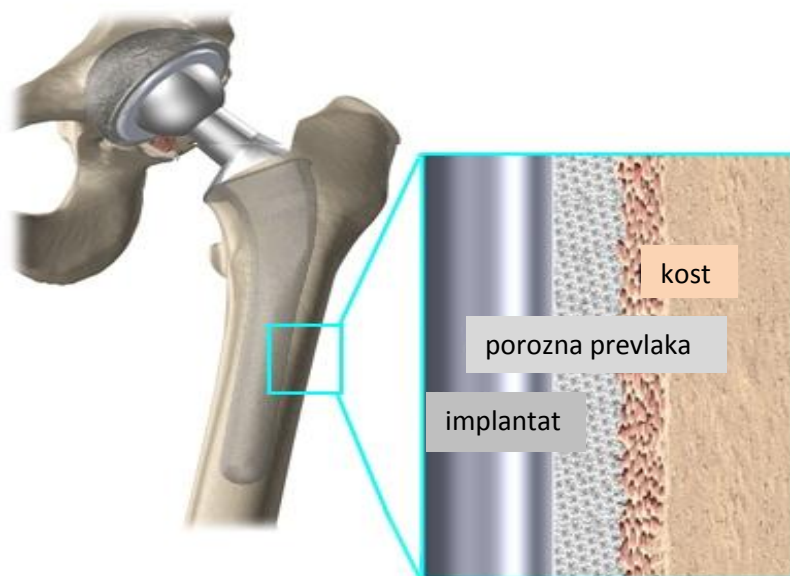
Relativno niska tvrdoća legura titana, međutim, utječe na njihovu slabu otpornost na trošenje, pa se ove legure bez prethodne dodatne površinske obrade, kao što je ionska implementacija, ne mogu koristiti za izradu zglobnih površina [10].



Slika 8. Dijelovi umjetnog kuka napravljeni od legure titana [10]

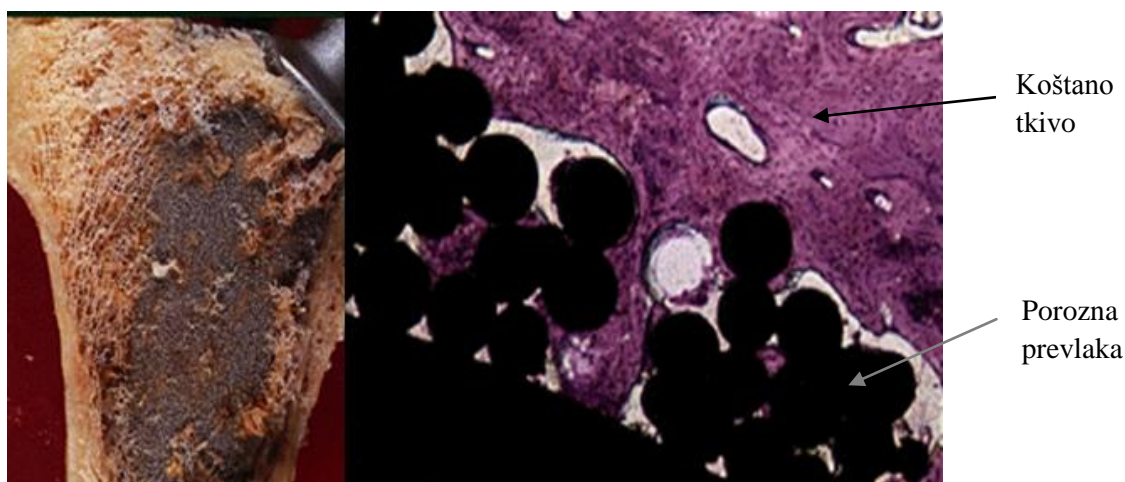
5.4. Porozni materijali

Jedan od najozbiljnijih problema u kliničkoj praksi, koji se javlja kod ugradnje endoproteze zgloba kuka, je labavljenje (otkaz fiksacije, učvršćenja) endoproteze zgloba kuka za kost. Kod cementnih endoproteza koristi se polimetilmetakrilat („koštani cement“) za učvršćenje endoproteze za kost. Kod bescementnih endoproteza, kao zamjena za cement koriste se porozni materijali koji se nanose na endoprotezu i omogućuju da kost uraste u poroznu strukturu i time se osigura fiksacija (učvršćenje) endoproteze. Postoji čitav niz ovakvih materijala koji se stalno laboratorijski i klinički ispituju. Istražuje se primjena poroznih prevlaka od metala, polimera, keramike i kompozitnih materijala (slika 9).



Slika 9. Izgled proteze kuka na koju je nanešena porozna prevlaka [10]

Histološki gledano, proces uraštanja kosti u porozni sloj (osteointegracija) isti je kao i kod zaraštanja polomljene kosti. Nakon implantacije, u prvoj fazi, u poroznom sloju prisutne su krvne stanice, zatim raste mlado vezivno tkivo, koje urašta u kost. Ovo uraštanje se odvija progresivno, tako da već nakon tri tjedna može urasti i do 1500 mikrometara. Kada dođe do homogenizacije urasle kosti u porozni sloj i kosti koja je neposredno okružuje, implantat može preuzeti i prenositi puno opterećenje.



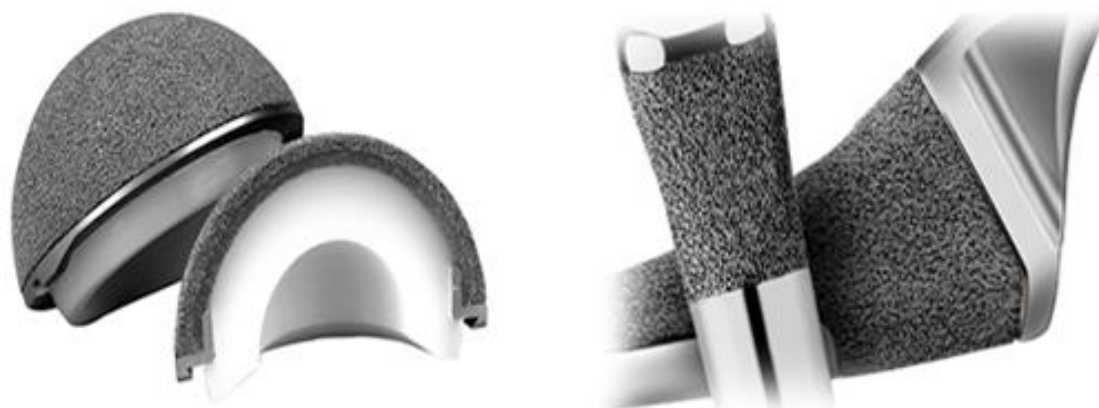
Slika 10. Makroskopski i mikroskopski izgled urastanja kosti u poroznu prevlaku [10]

Veoma je teško tehnički ostvariti dobar kontakt po cijeloj površini implantata, ali klinička i eksperimentalna istraživanja pokazala su da kost može premostiti i popuniti značajne procjepe, ispuniti šupljine i urasti u porozni materijal.

Kod primjene endoproteza sa poroznim materijalima dolazi do značajnog povećanja aktivne kontaktne površine između koštanog tkiva i metala, što osigurava uvjete za povećanje mogućnosti difundiranja metalnih iona u okolno tkivo.

„Trabekularni metal“ je posebna vrsta poroznog materijala koji je razvila kompanija Zimmer. To je biomaterijal čija je struktura najbližnja strukturi spongiozne (trabekularne) kosti. Celularna struktura trabekularnog metala približava se fizičkim i mehaničkim osobinama kosti više nego bilo koji drugi sintetički materijal. Jedinstvena, visokoporozna, trabekularna konfiguracija osigurava brzu i izdašnu infiltraciju koštanog tkiva. Kristalna mikrotekstura trabekularnog metala je konduktivna za direktnu apoziciju koštanog tkiva.

Tantal od kojeg se pravi trabekularni metal ima jačinu i otpornost na koroziju uz izvrsnu biokompaktibilnost, i kao takav se uspješno primjenjuje u kirurgiji više od 50 godina (kao ploče za kranioplastiku – neurokirurgija ili za dijelove pejsmejкера – kardiokirurgija).

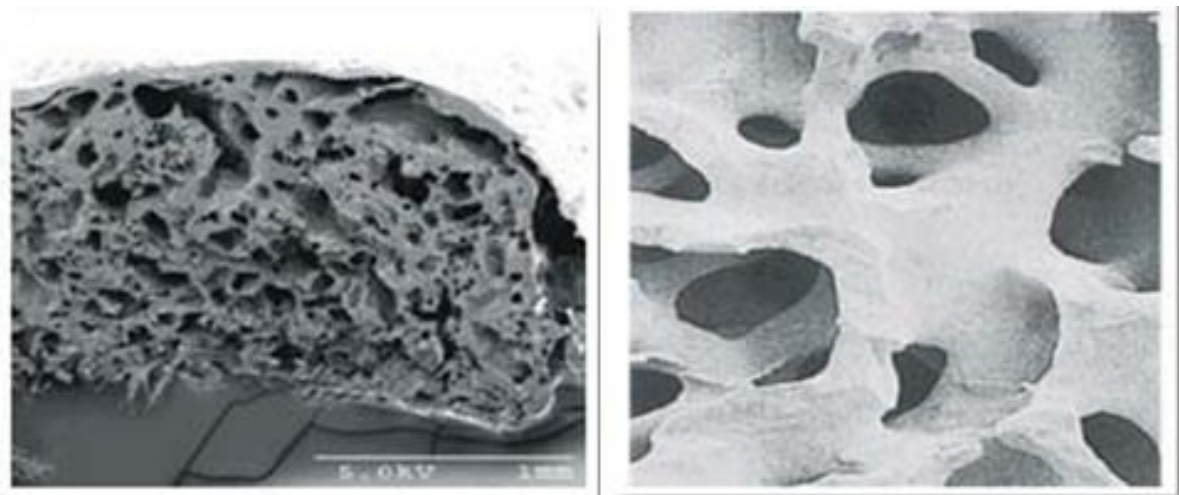


Slika 11. Izgled proteze kuka izrađenog od trebekularnog metala [11,12]

Magnezij se sve češće koristi kao biomaterijal za zamjenu dijelova kostiju zbog odličnih karakteristika, kao što su niska energija ionizacije i odgovarajuća jačina, dobra biokompatibilnost i biološka razgradivost. Otvorene ćelijaste strukture pjene magnezija omogućuju brzu integraciju sa koštima domaćina i osigurava prostor za održavanje stabilne prokrvljenosti i urastanje novih tkiva kostiju.

Inženjerstvo tkiva nastoji unaprijediti sposobnost regeneracije ljudskog tkiva putem dizajniranja biorazgradivih „skela“ (*Scaffold*) koje su naseljene pripadnim stanicama i molekulama.

Uvođenje odgovarajućih biomaterijala, kao što su *Scaffold* biomaterijali, u ranu mogu izazvati fiziološku regeneraciju tkiva. Na taj način može se potaknuti regeneracija širokog spektra ortopedskih i mekih tkiva nakon ozljede, kao što su hrskavice, kosti, tetive, ligamenti i periferni živci (slika 12).



Slika 12. Izgled *Scaffold* biomaterijala [10]

Shvaćanje ovog biomaterijala i implantata koji su od njega napravljeni sasvim je nov i razlikuje se od svih ranije poznatih. Naime, nakon implantacije ovaj „pametni materijal“, jednostavno rečeno, „oživi“, prilagođava se potrebama organizma i njegovom metabolizmu i na kraju, nestaje (umire), a na njegovo mjesto dolazi novoformirano tkivo.

Inženjerstvo kostiju zahtjeva takve „skele“ koji osiguravaju privremenu mehaničku podršku i kasnije se degradiraju brzinom koja je slična brzini regeneracije nove kosti.

Ovaj biomaterijal sastoji se od bioneresorbilne i organizmu potrebne komponente (hidroksiapatita i trikalcij fosfata) i bioresorbilne polimerne komponente. Vremenom se polimer resorbira i nestaje, a produkti njegove razgradnje – voda i ugljikdioksid – nisu nimalo štetni za organizam. Polimer nestaje istom brzinom kojom se formira novo tkivo organizma, tako da na kraju procesa reparacije, mjesto polimera zauzima novo tkivo koje je sam organizam stvorio. Iz tih razloga, proliferacija tkiva kroz implantat je potpuna.

Porozna struktura ovih materijala daje mogućnost za njihova različita mehanička svojstva kao što su izuzetna mehanička efikasnost po jedinici mase.

Scaffold biomaterijali, u smjesi sa faktorima rasta, formiraju novu grupu pametnih biomaterijala koji posjeduju ne samo spajajuća svojstva, nego i induktivna, tako da mogu ubrzati proces rekonstrukcije i oporavka. Proces rekonstrukcije može se ubrzati unošenjem određenih faktora rasta u sam materijal. Ako srastanje određenog prijeloma traje dva mjeseca, sa faktorima rasta taj proces može se gotovo dvostruko smanjiti. To omogućava kvalitetniji način života svakom bolesniku tokom i nakon zahvata [10].

5.5. Keramički materijali

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.

Uslijed visoke krutosti, keramički materijali nisu podložni nikakvim deformacijama. Ukoliko naprezanje pređe određenu granicu, dolazi do pucanja. Također, komponente koje su neposredno u kontaktu sa keramičkim materijalima, moraju biti točno obrađene, jer svako posebno prilagođavanje dovodi do pucanja. Keramički materijali imaju izuzetno nizak koeficijent trenja (slika 13).



Slika 13. Komponente endoproteze od keramičkih materijala [13,14]

Komponente endoproteze koje se izrađuju od keramičkih materijala su glava i uložak bescementne acetabularne čašice.

Keramički materijal od kristala oksida aluminijskog, Al_2O_3 , poznat je pod imenom „*Biolox*“. Keramički materijal od kristala oksida cirkonija znatno je jači od keramičkog materijala na bazi oksida aluminijskog i poznat je pod imenom ZTA (*eng. Zirconia toughened alumina*) keramika.

Hidroksiapatit je keramički materijal koji se koristi za oblaganje komponenti bescementne cjelokupne endoproteze zgloba kuka, proksimalni dio femoralne komponente i metalni dio acetabularne komponente. U poroznu oblogu od hidroksiapatita proraste koštano tkivo i tako brže i bolje veže komponente bescementne endoproteze [10].

5.6. Polimeri

Za izradu komponenti endoproteze zgloba kuka, materijal mora ispunjavati određene mehaničke karakteristike, otpornost na trošenje, ali i da posjeduje osobinu biokompatibilnosti. Jedini materijal od plastične mase koji je za sada prihvatljiv za izradu implantata je ultrateški visokomolekularni polietilen, UHMWPE, DIN 58834, poznat pod komercijalnim nazivom „*chirulen*“.

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 (slika 14).



Slika 14. Dijelovi proteza od polietilena [10]

Sterilizacija dijelova od polietilena nije jedinstvena. Nije dozvoljena sterilizacija na visokim temperaturama, jer dolazi do deformacija i promjene mehaničkih karakteristika. Uobičajena je sterilizacija „gama“ zrakama i etilen oksidom [10].

5.7. Kompozitni materijali

Kompozitni materijal za izradu proteze kuka poznat je kao karbon – karbon – kompozit. Koriste se ugljična vlakna i ugljik u prahu. Oblikovanje se odvija u kalupima, a zatim slijedi sinteriranje. Ima odgovarajuću biokompatibilnost, ali zbog neodgovarajućih mehaničkih karakteristika nije našao širu primjenu u kliničkoj praksi [10].



Slika 15. Umjetni kuk izrađen od kompozitnog materijala [10]

5.8. Bioresorptivni materijali

Bioresorptivni materijali tokom vremena dovode do resorpcije implantata, a njihovo mjesto se popunjava novim koštanim tkivom. Ovako izrađen implantat održava korektnu repoziciju, dok ne dođe do ostointegracije. Nije povoljno ako je brzina (gradijent) resorpcije veći od brzine stvaranja nove koštane mase. U tom slučaju, može se pojaviti razrijeđenje koštane mase na mjestu gdje je bio postavljen implantat, čime se dovodi u pitanje ispravna repozicija oštećenih dijelova. Materijal za bioresorptivne implantate je na bazi poliglikolaktata. Na slici 16. prikazan je bioresorptivni implantat (vijak) koji se koristi u ortopediji za ligamentoplastiku zgloba koljena [10].



Slika 16. Izgled bioresorptivnog vijka i postoperativni radiografski snimci koljena kod kojih su korišteni bioresorptivni vijci (poslije 12 mjeseci vijak je potpuno nestao) [10]

5.9. Primjena metala i legura u ortopediji

U području ortopedije koja se bavi koštanim poremećajima, kao što su povrede ili oboljenja kosti, zglobova, kralježnice, mišića i tetiva, legure titana, nehrđajući čelici i kobaltove superlegure nalaze široku primjenu u stabilizaciji ozljede potpornog tkiva ili kao zamjena za koštano tkivo. Metalni implantati, koji se često koriste u ortopedskoj kirurgiji uključuju zglobne proteze (cjelokupne proteze kuka, koljena, ramena i lakta), dijelove za fiksaciju prijeloma (pločice, vijci, vanjski fiksatori) i dijelovi za fiksiranje kralježnice.

Operacije kojima se kirurškim putem zamjenjuju zglobovi dio su uobičajene medicinske prakse.

Kad je riječ o cjelokupnoj protezi kuka bitno je napomenuti da se glava bedrene proteze najčešće izrađuje od legure kobalt – krom ili keramike, dok se komponenta koja zapravo zamjenjuje bedrenu kost (*stem*) izrađuje od legure titana. Pokretni dijelovi zgloba, koji se međusobno dodiruju, kao što je čašica bedrene kosti, obično se izrađuju od legure kobalt – krom, keramike i polietilena velike gustoće kako bi se postiglo značajno smanjenje trenja između kliznih površina zgloba.

Na osnovi istraživanja utvrđeno je da su titanove legure u kontaktu sa polietilenom neotporne na trošenje, te se kod izrade endoproteze zgloba kuka koristi kombinacija femoralne komponente od legure titana i glave (dodiruju se sa acetabularnom kapicom od polietilena) izrađene od legure kobalta, čelika ili najčešće od keramike, koja se lako polira i otporna je na trošenje.



Slika 17. Različiti materijali kod proteze kuka [10]

Konstrukcije cjelokupnih zglobnih proteza i materijali od kojih se one izrađuju značajno su unaprijeđene posljednjih desetljeća, ali problem njihovog životnog vijeka i dalje postoji zbog čega su istraživanja vezana za ovu problematiku od izuzetnog značaja [10].

6. BIOMEHANIKA ZGLOBA KUKA

Prednosti aloplastičke zamjene zglobova su goleme. To se posebno odnosi na zglob kuka, gdje je taj način liječenja degenerativnih i nekih traumatskih oštećenja danas upravo suveren.

Analiza do sada neriješenih neuspjeha vezana je uz problem slabljenja (rasklimavanja, razlabavljenja) endoproteze koji je uzrokovan specifičnim biomehaničkim odnosima implantata i njegova koštanog ležišta.

Mehanički odnos prijenosa opterećenja s momentom savijanja implantata u ležištu, te različitim mehaničkim svojstvima aloplastičkog materijala, koštanog cementa i same kosti, kao i još nedefinirane biološke inkompatibilnosti, glavni su uzroci rasklimavanja. Rasklimavanje endoproteze svih dosadašnjih konvencionalnih endoproteza zglobova najčešći je uzrok neuspjeha aloartoplastika.

Trajne implantate ne samo da organizam mora podnositi, nego oni moraju i odgovarati mehaničkim zahtjevima trajnog opterećenja i funkcije, tako da svaki novi razvoj implantata treba sadržavati i ove elemente [15]:

1. Tehnička svojstva materijala
2. Biološka i mehanička ponašanja implantata
3. Naprezanja implantata, koja se odnose na:
 - a) Veličinu i vremenske intervale
 - b) Način naprezanja
 - c) Trajanje naprezanja
4. Kinematske zahtjeve u vezi s geometrijskim značajkama
5. Podmazivanje i tribologiju
6. Tehnički najbolje oblikovanje konstrukcijskih elemenata
7. Proces izrade (ručno, strojno)

U konačnu konstrukciju aloplastičkih implantata uključena su zapravo i sva fizička i biomehanička istraživanja lokomotornog sustava.

Zahtjevi u primjeni implantata općenito su, komparativno, još složeniji u konstrukcijama endoprotetskih zamjena zglobova, i to zbog dvaju glavnih osnovnih razloga. U prvome redu naprava je komplicirana zbog potrebe funkcije implantiranog zgloba, i drugo, materijal od kojeg se izrađuje implantirani zglob mora imati mehaničke i ostale osobine trajnosti i postojanosti u organizmu za dugi niz godina. U konstrukciji endoproteze zgloba treba, dakle, voditi računa o interakciji mnoštva parametara.

Istraživački se sadržaji trebaju odnositi na izbor općeg sistema endoproteze (cementirane ili necementirane), što je bitno u konstrukciji femoralne i acetabularne komponente, odnosno njihovih međusobnih odnosa. Uz ostalo, konstrukcija endoproteze ovisi i o izboru materijala (metal, polimer, keramika), a posebno o kombinacijama tzv. izoelastičnih materijala.

Osnovna načela u konstrukciji endoproteza zgloba kuka mogu se sažeti, uzevši u obzir tehničke i biološke zahtjeve, te izmjeniti nekim osnovnim konstrukcijskim rješenjima. Najprije je potrebno da konstrukcija posjeduje funkcionalnu adekvatnost s obzirom na normalna (fiziološka) zglobna tijela. U to se ubraja i pokretljivost komponenata umjetnog zgloba koja treba biti što sličnija fiziološkim. Nadalje, uz jednostavnost naprave, uključujući i primjenu, treba postojati i dobra stabilnost u ležištima kosti, a i mogućnost odstranjenja pri eventualnim reoperacijama. Logično je postojanje i mogućnosti sterilizacije endoprotetskog materijala.

Funkcioniranje je umjetnog zgloba mehaničko i treba se, koliko je moguće, što više približiti i fiziološkim kinematskim značajkama zgloba. S druge strane, treba „oponašati“ fiziološki prijenos sila implantata na ležište u kostima. Tako bi se mogla smanjiti i štetna naprezanja u međusobnim odnosima implantata, cementa i kosti, koji ne bi smjeli biti opterećeni iznad mogućnosti nosivosti i oštećenja. Treba isključiti toksičnost i koroziju materijala te druge utjecaje koji mogu uzrokovati štetne reakcije tkiva. Trošenje samih zglobnih tijela treba biti smanjeno izborom materijala sa što povoljnijim trenjem [15].

U sistemu poremećenih prijenosa sila vrlo je važna resorpcija kalkara femura. Budući da su na tom mjestu naprezanja izrazito jaka, najvjerojatnije je da su ona i uzrok resorpcije. Ta su naprezanja radijalna i smična, uz općenito nefiziološku komponentu sile. Resorpcija bi mogla biti uzrokovana i prekomjernim opterećenjem (pasivna deformacija), ali također i preslabim opterećenjem (atrofija kosti). Raspored i način naprezanja u stranim materijalima i njihovim međuprostorima ovise također i o obliku implantata, količini cementnog sloja,

obliku kosti te o mehaničkim svojstvima kosti i implantiranog materijala (modul elastičnosti) i dr.

Mogućnost opterećenja endoprotetske naprave ovisi o više faktora, kao što su čvrstoća, elastičnost i žilavost, te ostale mehaničke osobine materijala. Tu pripada i veličina tereta te intermitentna i dodatna mehanička opterećenja. Može se uzeti da pri funkciji umjetnog zgloba dolazi do različitih naprezanja, vlačnih i naizmjenično savijajućih, te smičnih i torzijskih.

Kuk, kao kuglasti zglob, ima samo tri smjera slobode kretanja, što je u pogledu različitih naprezanja povoljnije nego u nekih drugih zglobova. Učestala različita naprezanja mogu, naime, biti uzrok slabljenja, odnosno prijeloma endoproteze ili pak oštećenja ležišta. U idealiziranim zahtjevima odnos čvrstoće i rasporeda naprezanja aloplastičkih materijala trebao bi odgovarati lokalnim mehaničkim odnosima, dok bi geometrijska konstrukcija oblika endoproteze morala biti takva da može imitirati što normalniju gibljivost zgloba. Stabilna i jednostavna konstrukcija i sistem fiksacije na nosivom dijelu kosti trebao bi bitno rasteretiti nosive dijelove endoproteze [15].

7. UZROCI DOTRAJALOSTI MATERIJALA

Budući da se danas sve više pažnje pridaje tribologiji (tribologija je suvremena znanost koja proučava efekte trenja dviju kontaktnih površina u međugibanju), u literaturi se pronalazi 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 (28 i 32 mm) [5].

Najnovija studija objavljena u Lancetu [5], nakon obrade velikog broja podataka (402 051 ugrađenih umjetnih kukova), pokazuje da je kod kontakta: 6,2% (metal – metal), 1,7% (metal – polietilen) te kod 2,3% (keramika – keramika) došlo do labavljenja spoja unutar 5 godina. Najveće preživljavanje u 5 godina pokazale su cementne (28 mm) metal – polietilen endoproteze. Zaključak je rada drastičan: sve metal – metal umjetne kukove zabraniti. Dodatne komplikacije kod metal – metal kontakta čini i toksičnost metalnih čestica koje se resorbiraju u krvi, i to naročito čestica kobalta i kroma. U radu [5] je naglašeno da endoproteza kuka (kao i bilo koja druga endoproteza) ima ozbiljnih ograničenja te se smatra kako je nije moguće tako usavršiti da traje „zauvijek“ i da pritom ne pričinjava tegobe bolesniku. Preporučljivo je endoprotezu ugrađivati što starijim bolesnicima (poslije 65 godina).

Općenito, uzorci dotrajavanja su povezani sa: korištenjem neadekvatnih materijala, prisutnošću nepravilnosti koje se pojavljuju tijekom izrade i pogreškama pri konstruiranju, ugradnji, održavanju i upotrebi. Spoznaja o tim uzorcima i ispravak nepravilnosti općenito će poboljšati izvedbe slične opreme i pomoći spriječiti ponavljanje iste vrste oštećenja. Često analiza oštećenja materijala pokušava povezati morfološki aspekt prijelomne površine sa mogućim uzorkom, koristeći mikroskopske tehnike, uglavnom skenirajući elektronski mikroskop (SEM) [16].

U radu [16] promatra se oštećenje ortopedskog implantata, endoproteze umjetnog kuka koji je izrađen od austenitnog nehrđajućeg čelika. Analizom je otkriveno oštećenje nastalo bušenjem prilikom ugradnje implantata u tijelo pacijenta. To oštećenje djelovalo je kao povećanje naprezanja, stvarajući povoljne uvjete za pojavljivanje umora materijala.

Korozija ortopedskih implantata je dobro poznata pojava o kojoj su prvi sustavno izvjestili Carter i Hick 1956. godine koji su preporučili strogu kvalitetu kontrole kako bi smanjili ovu osobitu komplikaciju nakon što su uvidjeli kliničke posljedice reakcija mekog tkiva s metalnim ionima. Razni autori obrađivali su mehanizme korozije kao što su: galvanska korozija, izjedanje (*eng. fretting corrosion*), jamičasta (*pitting*) korozija, pukotinska korozija i interkristalna korozija [17,18].

Pukotinska korozija je osobito važna za modularni konus spoja. Površina ortopedskih implantata zaštićena je od korozije procesom pasivizacije, gdje tanki, relativno kemijski inertni sloj (obično metalni oksid) zaštićuje implantat. Obično, ako je oksidni sloj oštećen na bilo koji način osnovna površina jednostavno se repasivizira (oksidira) i ponovno se stvara zaštitni oksidni sloj. U pukotinskoj koroziji, mali dijelovi površine implantata izolirani su od okružujućeg vodenog medija po površini komponente okolnog metala. Ako je oštećen oksidni sloj u ovom pukotinskom okruženju, možda neće biti dovoljno koncentracije kisika na raspolaganju da se repasivizira površina. Vodeno mikrookruženje u ovoj pukotini može u određenim situacijama, postati kiselo, uzrokujući buduća oštećenja pasiviranog sloja i koroziju.

Izjedanje se pojavljuje kada je prisutno mikrogibanje na konusu spoja koje uzrokuje fizikalno oštećenje pasiviranog sloja i metalna zrna se približavaju površini implantata. Izjedanje također uzrokuje odvajanje sitnih metalnih čestica od površine, koje mogu oksidirati u okolnom mikrookruženju. Klinički implantati korozijom metala otpuštaju metalne ione,

metalne okside i metalo-organofosfate u okolno tkivo, koji mogu uzrokovati kliničke simptome kao što je bol, aseptičko labavljenje ili štetne reakcije lokalnog tkiva [17].

7.1. Korozija metalnih implantata

Korozija je neželjena kemijska ili elektrokemijska reakcija metala sa okolinom, koja rezultira njegovom kontinuiranom razgradnjom u okside, hidrokside ili ostale spojeve. Fluid u tkivima ljudskog organizma sadrži vodu, otopljeni kisik, proteine i razne ione (kloridne, hidroksilne), pa ljudsko tijelo predstavlja veoma agresivnu sredinu za korištenje metalnih implantata, zbog čega je njihova otpornost na koroziju veoma bitan aspekt biokompatibilnosti.

Niz plemenitosti metala koji se uočava u praksi, može se razlikovati od termodinamički predviđenog niza. Razlog je što pojedini metali mogu biti pokriveni slojem pasivizirajućeg filma produkata reakcije, koji štiti metal od daljnje korozije. Reakcija taloženja može biti veoma ireverzibilna, tako da se mora savladati potencijalna barijera. U tom se slučaju korozija može inhibirati iako je energetski povoljno njeno odvijanje.

Stupanj korozije zavisi od prisustva sinergetskih faktora, kao onih mehaničkog podrijetla. Na primjer, pri koroziji zbog umora materijala, ponavljajuća deformacija metala u korozivnoj sredini rezultira ubrzanjem kako korozije tako i mikrooštećenja uslijed umora materijala. Kako se u tjelesnoj sredini javljaju i ponavljajuća dinamička naprezanja tako i kemijski agresivno okruženje, ispitivanje umora materijala za implantate mora se uvijek izvoditi pod fiziološkim uvjetima: Ringeova otopina pri tjelesnoj temperaturi. Pri kontaktnoj koroziji, trljanje jednog dijela preko drugog poremećuje pasivizirajući sloj, dovodeći do brže korozije. U pukotinama stupanj korozije se povećava lokalno, jer se kemijsko okruženje u njima razlikuje od okolne sredine. Lokalna korozija može se pojaviti i ako postoje nehomogenosti u metalu ili okruženju, jer granice zrna ili faza u metalu mogu inicirati koroziju pošto imaju višu potencijalnu energiju.

Metali koji se trenutno koriste kao biomaterijali uključuju nehrđajući čelik X2CrNiMo18-10, CoCr-legure, Ti i Ti-legure.

Nehrđajući čelik sadrži dovoljno kroma da bi se javila pasivna otpornost na koroziju. Ali pasivni sloj nije toliko čvrst kao kod Ti ili CoCr-legura, pa su samo nehrđajući čelici najveće otpornosti na koroziju pogodni za izradu implantata (austenitni tipovi koji sadrže Mo). Ali, čak i ovi tipovi čelika su neotporni na koroziju ako se pojave pukotine.

Co-Cr legure su kao i Ti pasivne u ljudskom tijelu, pa se vrlo često primjenjuju u ortopediji.

Ti je osnovni metal u kontekstu elektrokemijskog niza; ipak kod njega se formira čvrsti pasivizirajući sloj koji ostaje pasivan u fiziološkim uvjetima. Korozivne struje su veoma male, 10^{-8} A/cm², pa Ti-implantati ostaju skoro nepromijenjeni u izgledu. Tako Ti nudi odličnu otpornost na koroziju, ali nije dovoljno čvrst i žilav kao čelik ili CoCr-legure.

Plemeniti metali su imuni na koroziju i bili bi idealni kada bi u obzir bila uzimana samo otpornost na koroziju. Tako se Au široko koristi u stomatologiji gdje pokazuje odlične kvalitete i dugovječnost, ali se ne koristi u ortopedskim primjenama zbog velike gustoće, male čvrstoće i visoke cijene.

Korozija metala u kliničkoj praksi može dovesti do lokalne boli i otekline u okolini implantata, bez primjetne infekcije. Također se mogu javiti pukotine ili ljuštenje implantata (što se može vidjeti na rendgenskim snimcima), kao i izlučivanje nastalih metalnih iona u organizam. U kirurgiji se može uočiti siva ili crna obojenost okolnog tkiva, dok se oljušteni slojevi metala mogu naći u tkivu. Korozija također utječe na mehaničko propadanje ortopedskih implantata (lomovi). Većina lomova je uzrokovana umorom materijala, a prisustvo nagrizajuće sredine sigurno povećava umor materijala. Ipak, stupanj utjecaja korozije na umor materijala još nije u potpunosti proučen [4].

7.2. Čimbenici koji utječu na pojavljivanje bolesti sitnih stranih čestica

Mnoge legure, polimerni i kompozitni materijali, a u posljednje vrijeme i keramika koji se primjenjuju u konstrukciji endoproteza kuka, teoretski, jamče gotovo neograničenu trajnost endoproteze, odnosno njezin minimalni koeficijent trošenja. Međutim činjenica je da u kliničkoj praksi trajnost ugrađene endoproteze dobiva posve drugačiju dimenziju.

Stoga jedan od uzroka nastanka ovih komplikacija su materijali od kojih se izrađuju dijelovi endoproteze. Potrebno je istaknuti visokomolekularni polietilen, koji služi za izradu cijelog acetabularnog dijela cementnih endoproteza, ili umetaka kod bescementnih acetabularnih dijelova. Dugo je postojala dvojba može li se pojava agresivne osteolize oko dijelova endoproteze objasniti djelovanjem metala, koštanog cementa – metilmetakrilat, odnosno visokomolekularnog polietilena, ili je svaki od tih sastojaka pojedinačno odgovoran za nastanak komplikacije. Ipak, već je dugo vremena poznato da je polietilen neprikladan materijal za izradu implantata, jer oslobađa velik broj polietilenskih čestica.

Zahvaljujući ključnoj ulozi količine čestica u poticanju procesa aseptičke upale, tj. združenosti količine oslobođenog materijala i intenziteta procesa, ova se bolest naziva i „bolest sitnih stranih čestica“.

Danas se primjenjuju različiti materijali te je velik broj modela endoproteza, za koje često nema dovoljno podataka koji bi eventualno upućivali na razlike u učestalosti nastanka aseptičke nestabilnosti. Danas se, ipak, zna da je rizik od pojave aseptičke nestabilnosti kod svih oblika bescementnih endoproteza obloženih hidroksiapatitom manji u odnosu na cementne endoproteze (bilo femoralne, bilo acetabularne dijelove), a najviši je rizik u hidroksiapatitom neobloženih bescementnih endoproteza. Unatoč razlikama u učestalosti, aseptička nestabilnost javlja se uz svaki tip materijala ili endoproteze, pri čemu posreduju isti mehanizmi/medijatori.

Vrsta i količina oslobođenih sitnih stranih čestica dvije su osobitosti, pri čijem je tumačenju potreban oprez kada gledamo s kliničkog aspekta. Osteoliza, nerijetko i opsežna, kao i količina oslobođenih čestica, vidljiva je i kod klinički stabilnih endoproteza. Stoga se nameće pitanje koji još čimbenici određuju poticanje upalnog procesa, neovisno o količini oslobođenih čestica [19].

8. EKSPERIMENTALNI DIO

Ispitivanje je provedeno na uzorcima tribopara korištenih implantata umjetnog kuka metalna glava/polimerni uložak te keramička glava/polimerni uložak dobivenih iz Klinike za traumatologiju Zagreb.

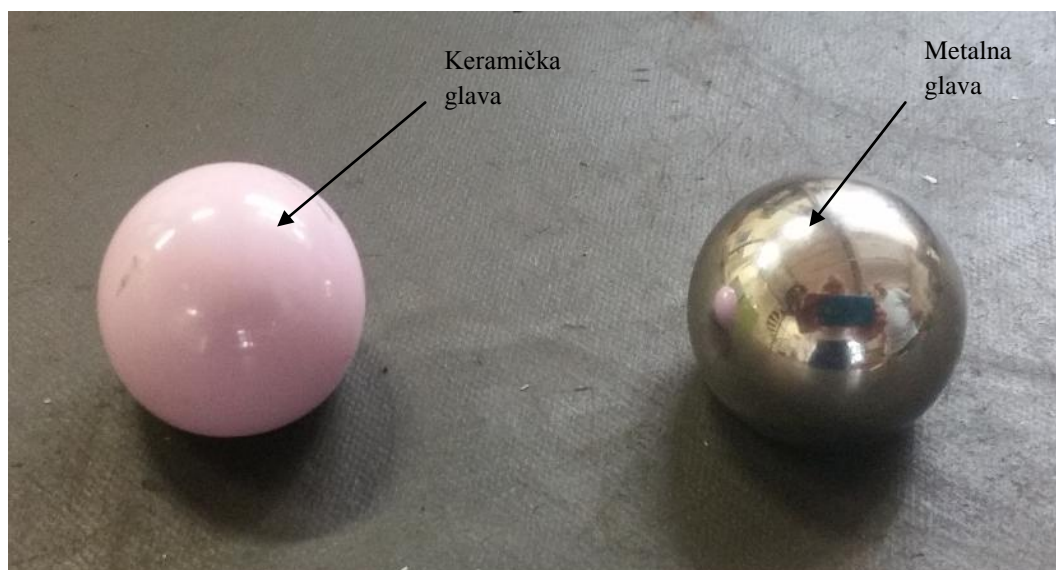
8.1. Mjerenje hrapavosti metalne i keramičke glave

Ispitivanje hrapavosti površine metalne i keramičke glave provedeno je na elektro – mehaničkom uređaju sa ticalom, TIME GROUP.

Uvjeti mjerenja:

- Gauss filter
- Cut off, $\chi_c = 0,25 \text{ mm}$
- Broj mjerenja, $N = 5$
- Radijus igle ticala, $R = 5 \mu\text{m}$

Na slici 18 prikazana je ispitivana metalna i keramička glava umjetnog kuka.



Slika 18. Prikaz keramičke i metalne glave

Tablica 4. Rezultati hrapavosti površine

	$R_a, \mu\text{m}$	$R_v, \mu\text{m}$	$R_t, \mu\text{m}$	$R_p, \mu\text{m}$	$R_z, \mu\text{m}$	$R_{\text{max}}, \mu\text{m}$
Metal	0,040	0,078	0,273	0,070	0,148	0,273
Keramika	0,030	0,046	0,195	0,062	0,109	0,195

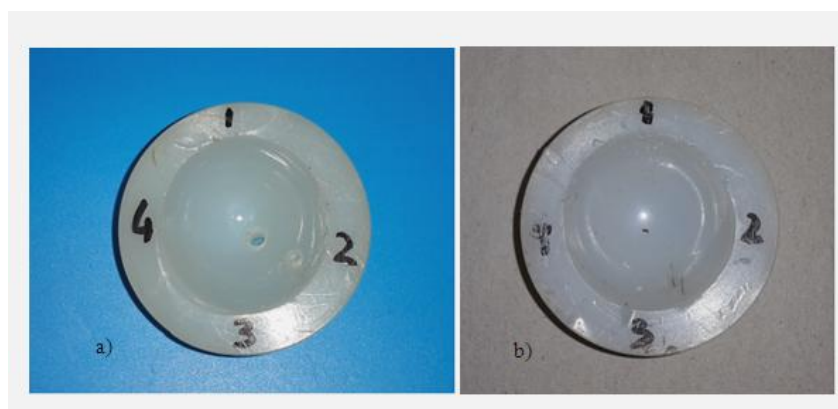
Gdje je:

- R_a – srednje aritmetičko odstupanje
- R_v – najveća dubina dola profila
- R_t – ukupna visina profila
- R_p – najveća visina vrha profila
- R_z – najveća visina profila
- R_{max} – maksimalna visina profila

Iz tablice 4 vidi se da metalna glava ima veće vrijednosti hrapavosti površine od keramičke glave.

8.2. Mjerenje debljine stijenke

Debljina stijenki polimernih uložaka mjerena je na četiri različita mjesta pomičnim mjerilom, Mitutoyo sa rasponom 0 - 150 mm, prikazano na slici 19.



Slika 19. Područja mjerenja debljine stijenke: a) u paru sa metalnom glavom, b) u paru sa keramičkom glavom

Tablica 5. Debljina stijenki polimernog uložka (metal)

Područje mjerenja	Prvo mjerenje, mm	Drugo mjerenje, mm	Treće mjerenje, mm	X_{sr} , mm
1.	5,80	5,79	5,80	5,796
2.	7,35	7,37	7,35	7,356
3.	7,31	7,33	7,34	7,326
4.	7,16	7,15	7,17	7,16

Tablica 6. Debljina stijenki polimernog uložka (keramika)

Područje mjerenja	Prvo mjerenje, mm	Drugo mjerenje, mm	Treće mjerenje, mm	X_{sr} , mm
1.	6,08	6,09	6,11	6,093
2.	7,88	7,88	7,87	7,876
3.	7,89	7,89	7,90	7,893
4.	7,51	7,51	7,50	7,506

Iz tablica 5 i 6 vidljivo je da debljine stijenki polimernih uložaka nisu jednake na svim dijelovima mjerenja. To je rezultat nepravilnog i neravnomjernog trošenja unutrašnjosti polimernih uložaka koji su u kontaktu sa metalnom odnosno keramičkom glavom. Uzrok nepravilnog i neravnomjernog trošenja je dinamičko opterećenje tj. nepravilni biomehanički odnosi (opisani u poglavlju 6) kada je tribopar u pokretu pri čemu dolazi do trošenja kontaktne površine polimera.

Na slici 20 prikazan je zasebni polimerni uložak koji nema svoj odgovarajući tribopar glave.



Slika 20. Polimerni uložak bez tribopara

Tablica 7. Debljina stijenki polimernog uložka (bez tribopara)

Područje mjerenja	Prvo mjerenje, mm	Drugo mjerenje, mm	Treće mjerenje, mm	X_{sr} , mm
1.	4,16	4,18	4,18	4,173
2.	4,19	4,21	4,19	4,196
3.	4,23	4,24	4,22	4,23
4.	4,00	4,02	4,02	4,013

Rezultati dobiveni iz tablice 7 pokazuju da se polimerni uložak prikazan na slici 20 ravnomjerno potrošio po cijeloj svojoj unutrašnjoj kontaktonoj površini za razliku od polimernih uložaka prikazanih na slici 19. Ravnomjerno trošenje upućuje na pravilnije biomehaničke parametre.

8.3. SEM i EDS analiza

8.3.1. Skenirajuća elektronska mikroskopija (SEM)

Osnove rada skenirajućeg elektronskog mikroskopa sastoje se od skeniranja površine ispitivanog uzorka vrlo precizno fokusiranim snopom elektrona. Snop elektrona pobuđuje (izbijaju) elektrone u sastavu atoma uzorka. Energija elektrona iz snopa u izravnoj je proporciji s interaktivno pobuđenim elektronima iz uzorka. Energije proizašlih elektrona iz uzorka skupljaju se i mjere specijalnim detektorima i uz pomoć mikroprocesora stvara se pseudotrodimenzionalna slika i valnih duljina elektrona jedinstven za element koji se nalazi uzorku. SEM ima izrazitu prednost nad ostalim mikroskopima u području nekoliko osnovnih mjerenja i metoda. Jedna od najuvjerljivijih definitivno je rezolucija – sposobnost da se "vide" veoma mali objekti. Zatim, dubina polja – sposobnost da objekti različite "visine" na uzorkovnoj površini ostanu u fokusu, te mikroanaliza – sposobnost da se analizira sastav uzorka [20].

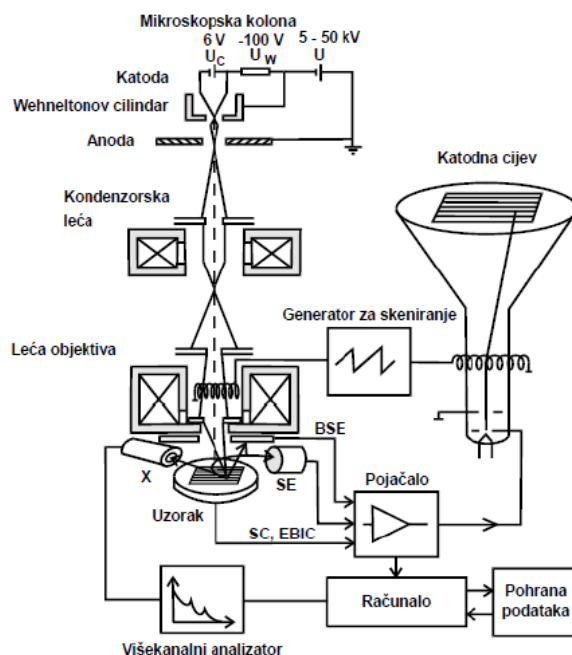


Slika 21. Skenirajući elektronski mikroskop [21]

8.3.1.1. Dijelovi skenirajućeg elektronskog mikroskopa

SEM uređaji sastoje se od elektronske kolone koja stvara snop elektrona; komore za uzorke, gdje snop elektrona "pada" na uzorak; detektore koji promatraju varijabilnost signala koji dolaze od interakcije uzorka i snopa; sustava za gledanje koji pretvara signale u vidljivu sliku. Do stvaranja snopa elektrona dolazi na vrhu kolone u komori elektronskog topa. U njoj elektrostatsko polje usmjerava elektrone koji se emitiraju iz vrlo malog dijela površine elektrode, kroz mali otvor na Wehnelt-ovom cilindru [20].

Elektronski top sastoji se od katode (niti), Wheneltonovog cilindra i anode. Katoda se zagrijava prolaskom struje kroz katodu, a pri dovoljno visokoj temperaturi elektroni dobivaju potrebnu energiju (izlazni rad) i dolazi do emisije elektrona. Povećanjem električne struje raste temperatura katode i broj emitiranih elektrona. Pri određenoj temperaturi dolazi do "zasićenja" i daljnji porast temperature ne povećava broj emitiranih elektrona. Shematski prikaz osnovnog načina rada skenirajućeg elektronskog mikroskopa prikazan je na slici 22 [22].



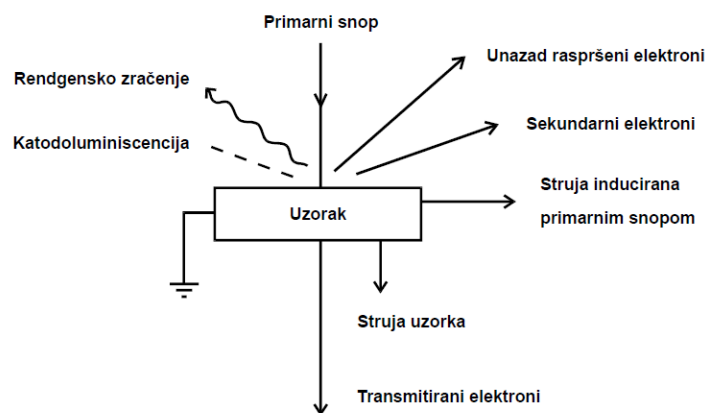
Slika 22. Osnovni način rada pretražnog elektronskog mikroskopa (BSE - unazad raspršeni elektroni, SE - sekundarni elektroni, SC - struja uzorka, EBIC - struja inducirana primarnim snopom, X - rendgensko zračenje) [22]

Blizu samog dna kolone nalazi se set skenirajućih elektromagneta koji na specifičan način deflektiraju zraku prema zadnjoj leći, koja fokusira snop u što manju točku na površini uzorka. Naime elektroni se emitiraju iz elektronskog topa kao divergentna zraka. Skup magnetskih leća i otvora unutar kolone rekonvergiraju i fokusiraju snop u umanjenu sliku sjecišta zraka. Snop elektrona izlazi iz kolone u komoru s uzorcima. U komori se nalazi ploča (*eng. stage*) koja omogućuje manipulaciju s uzorkom, vrata, odnosno ladica, koja je ujedno i hermetički zabrtvljena, a služi za umetanje i uklanjanje uzorka, ulazni konektori za umetanje raznih detektora signala i ostalih dodatnih uređaja. Kako elektroni iz snopa prodiru na uzorak, tako predaju energiju, koja se emitira iz uzorka na nekoliko načina. Svako emitiranje znači i potencijalni signal za detektore, koji iz njih mogu kreirati odgovarajuću sliku [20].

8.3.1.2. Stvaranje slike

Za razliku od drugih mikroskopa gdje sve točke slike nastaju istovremeno, u SEM-u se slika izgrađuje postepeno tijekom vremena. Zbog međudjelovanja između snopa elektrona i uzorka, iz svake točke površine dobivamo različite signale, slika 23. Međudjelovanjem između elektronskog snopa i površine uzorka dolazi do nekoliko emisija koje se mogu

detektirati i koristiti za karakterizaciju fizikalnih i kemijskih svojstava uzorka kao i dobivanje topografske slike iz emisije sekundarnih elektrona [22].



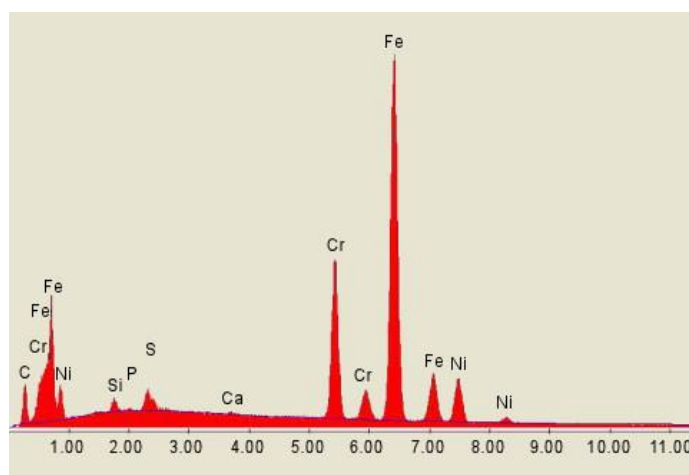
Slika 23. Prikaz međudjelovanja snopa elektrona i uzorka [22]

Elektroni u SEM uređaju nikad ne formiraju stvarnu sliku uzorka, nego konstruiraju virtualnu sliku iz signala koji su emitirani iz uzorka. Uređaj radi na način da elektronskim snopom skenira liniju po liniju preko kvadratnog predloška na površini uzorka. Oblik predloška skeniranja definira površinu koja će biti prikazana na slici. Snop elektrona osvjetljava u svakom trenutku procesa samo jednu točku na predlošku. Kako se snop elektrona pomiče od točke do točke, signali koji se stvaraju variraju snagom, reflektirajući na taj način različitosti u uzorku. Izlazni signal je stoga periodički tok podataka. Moderni uređaji imaju mogućnost digitalne obrade, odnosno pretvaranje analognih signala iz detektora u skup numeričkih vrijednosti, s kojima se naknadno može manipulirati na željeni način. Jednostavan prikaz slike koji koriste uglavnom svi SEM uređaji temeljen je na katodnoj cijevi (*Cathode Ray Tube* - CRT). CRT se sastoji od vakuumske cijevi koja na jednom kraju posjeduje fosforni premaz koji pobuđen elektronima emitira svjetlost, a na drugom kraju izvor elektrona i skup deflektirajućih elektromagneta. Snop elektrona se formira slično kao u SEM-u i ubrzava se prema fosforu. Skup elektromagneta skeniraju snop prema rasterskom predlošku, a fosforni premaz, pobuđen elektronima pretvara energiju elektrona u vidljivu svjetlost. Intenzitet svjetla ovisi o intenzitetu snopa elektrona u katodnoj cijevi. Usklađivanjem CRT skeniranja i SEM skeniranja te moduliranjem CRT elektronskog snopa sa signalom slike, sustav prikazuje točku na CRT, prikazujući sliku skenirane točke na površini uzorka [20].

8.3.1.3. Rendgenske zrake (X-zrake)

X-zrake nastaju kad ubrzani elektron, uglavnom iz snopa elektrona, "izbije" elektron iz unutarnje ljuske istog atoma. Elektron iz vanjske ljuske, s višom energijom, tada popunjava upražnjeno mjesto i otpušta "višak" energije u obliku fotona X-zrake. Zbog toga što se energija elektrona razlikuje od ljuske do ljuske unutar atoma i specifična je za svaki određeni element, energija emitiranog fotona X-zrake karakteristična je za pobuđeni atom.

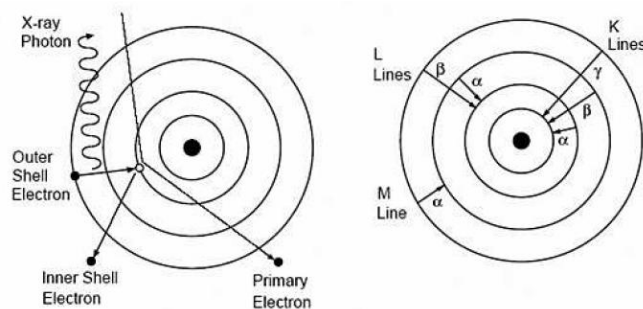
Spektrometar X-zraka prikuplja te karakteristične X-zrake, broji ih i sortira, uobičajeno na temelju energije (*eng. Energy Dispersive Spectrometry – EDS*). Dobiveni spektar iscrtava broj X-zraka, na okomitoj osi, nasuprot energiji, na vodoravnoj osi. Vrhovi na spektru odgovaraju elementima prisutnim u uzorcima. Visina vrha energije na spektru označava koji je element u pitanju. Broj signala u određenom vrhu na spektru označava udio elementa u analiziranom dijelu uzorka [20].



Slika 24. Energetski disperzivna spektrometrija X-zračenja (EDS) [23]

8.3.1.4. Linije X-zraka

Većina elemenata imaju višestruki broj energetskih ljuski i mogu emitirati X-zrake na nekoliko različitih energetskih nivoa. Različite "linije" emisije su imenovane kao i same ljuske u kojima se nalazi upražnjeno mjesto-K, L, M, itd, slika 2.30. Grčko slovo u indeksu označava ljusku elektrona koji popunjava upražnjeno mjesto. Nomenklatura i struktura vrha u spektru mogu postati prilično komplicirani, posebice za atome s višim atomskim brojem koji imaju višestruke energetske nivoe ljusaka i podljusaka [20].



Slika 25. Postupak nastajanja X-zrake [20]

8.3.1.5. Raspodjela (mapping) X-zraka

Signal elektrona daje bolju sliku nego signali od X-zrake. Udaljenost koju X-zrake moraju proći kroz uzorak jedan je od razloga što signal X-zraka daje lošiju sliku nego signali od elektrona, stvarajući pri tome veliki opseg interakcije i vrlo malu prostornu rezoluciju. Slike dobivene X-zrakama općenito se prikazuju kao mape, a ne kao slike. Do stvaranja "mapa točaka" dolazi postavkom spektrometra da registrira i prikazuje "točke" na zaslonu, kad detektira X-zraku određene energije. Time se prikazuje prostorni razmještaj odgovarajućeg elementa. Uz dovoljno vremena za detekciju i sposobnost digitalne obrade slike trenutne generacije EDS sustava, može se dobiti mapa nivoa sive boje koja prikazuje relativni intenzitet X-zraka na svakoj točki [20].

8.3.1.6. Analiza X-zraka

Zbog svoje male prostorne rezolucije, signali X-zraka su češće korišteni u kvalitativnoj elementarnoj analizi nego u kreiranju slike. Kvalitativna analiza teži tome da se odredi prisutnost određenih elemenata u uzorku, temeljeno na njihovim karakterističnim vrhovima unutar dobivenog spektra. Iako konvencionalni SEM uređaji imaju superiornu rezoluciju, dubinu polja i mikroanalitičke sposobnosti, također imaju određena ograničenja. Uglavnom sva ta ograničenja temelje se na potrebi održavanja visokog vakuuma unutar komore s uzorcima [20].

8.3.2. Tlačno ispitivanje keramičke i metalne glave

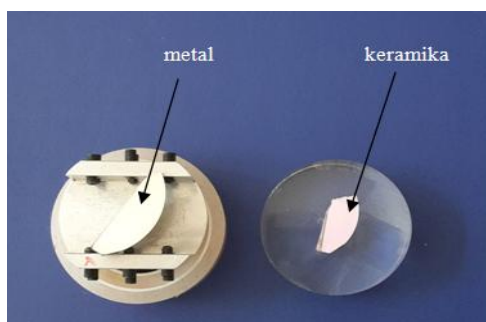
Iz metalne glave kuka na slici 18 izrezan je dio na kojem se provode ispitivanja. Keramička glava nije rezana već je tlačno opterećena na kidalici (AMSLER) u Laboratoriju za ispitivanje mehaničkih svojstava na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu i pukla je kod opterećenja u iznosu od 100 kN. Zbog usporedbe tlačno je ispitana i metalna glava ali nepotrošenog umjetnog kuka dobivena iz tvrtke Instrumentarije d.d., Zagreb. Ispitivanje metalne glave zaustavilo se kod opterećenja u iznosu od 450 kN jer se samo deformirala, slika 26.



Slika 26. Prikaz glava kuka nakon tlačnog ispitivanja

8.3.3. Priprema uzoraka za analizu

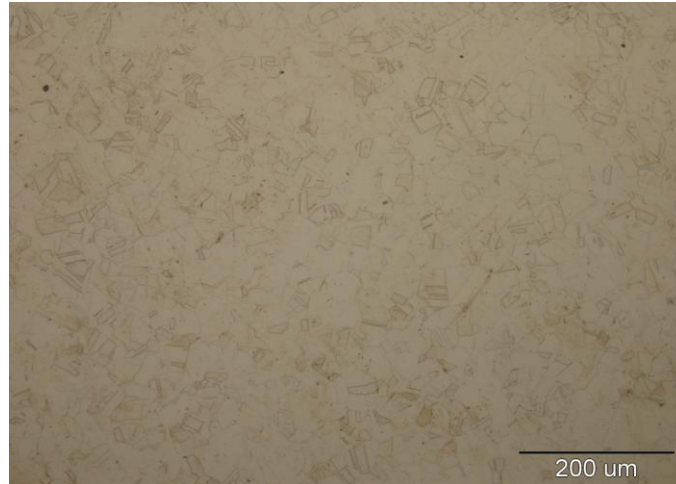
Uzorci puknute keramičke i izrezane metalne glave zaliveni su u polimernu masu zbog ispitivanja njihovih mikrostruktura. Površina uzorka metalne glave prethodno je elektrolitički nagrižena radi bolje provedbe analize.



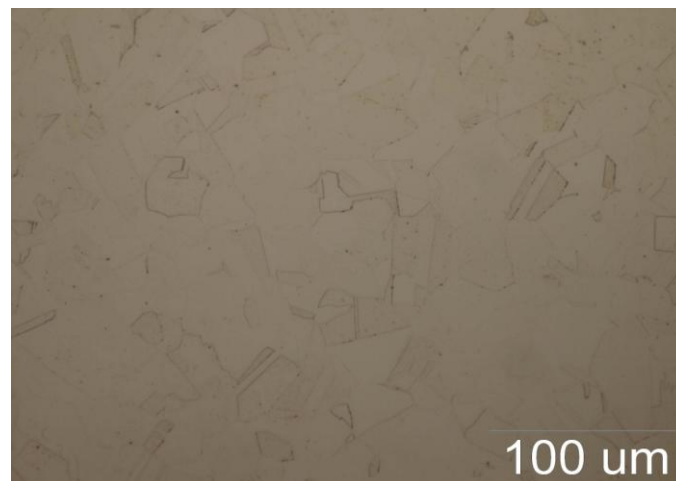
Slika 27. Uzorci za analizu

8.3.4. Mikrostruktura metalne glave

Mikrostruktura izrezane metalne glave sa slike 27 promatrana je na svjetlosnom mikroskopu, OLYMPUS GX 51 u Laboratoriju za materijalografiju na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu.



Slika 28. Mikrostruktura metalne glave (povećanje 200x)



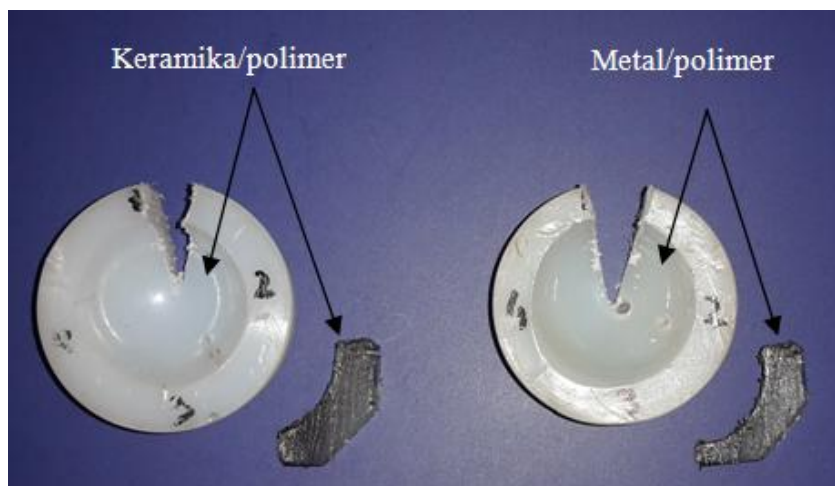
Slika 29. Mikrostruktura metalne glave (povećanje 500x)

Na slikama 28 i 29 prikazana je austenitna mikrostruktura koja odgovara mikrostrukturi austenitnog nehrđajućeg čelika X2CrNiMo18-10 iz [24].

8.3.5. EDS analiza keramičke glave i polimernih uložaka

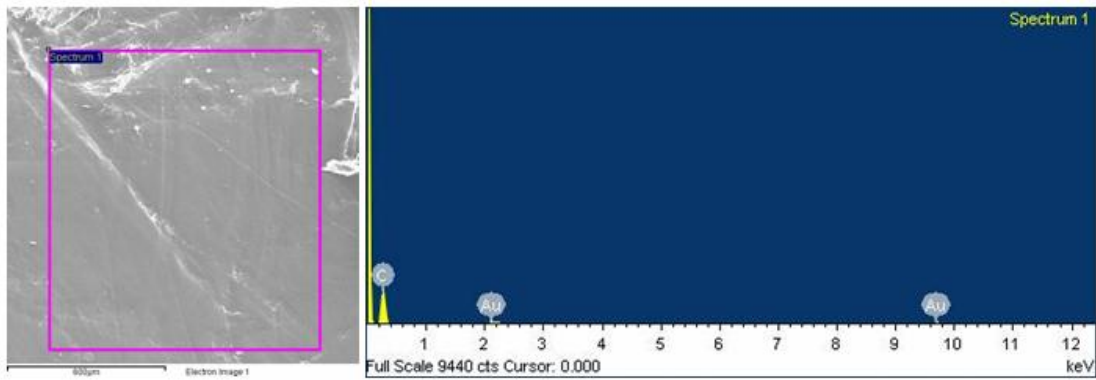
Uzorci su promatrani na skenirajućem elektronskom mikroskopu (*eng. Scanning Electron Microscope – SEM*), TESCAN VEGA 5136 mm, a mikrokemijska analiza utvrđena je EDS metodom (*eng. Energy Dispersive Spectroscopy*) uređaj INCA – Oxford. Svrha ispitivanja je utvrđivanje tragova i način trošenja u dodiru metalne odnosno keramičke glave sa pripadajućim polimernim uloškom.

Izrezani polimerni uzorci (slika 30) i uzorak keramičke glave prije analize napareni su na neparilici, uređaj EMITECH. Kemijski elementi kojima se neparuje površina uzoraka su zlato i paladij radi bolje vodljivosti elektrona.



Slika 30. Napareni polimerni uzorci

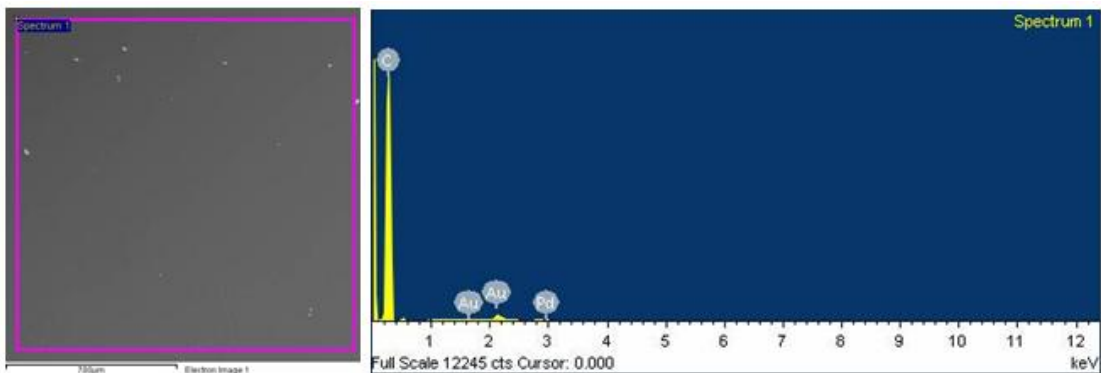
U nastavku provodi se EDS analiza u svrhu otkrivanja mehanizma trošenja polimernih uložaka koji su bili u kontaktu sa keramičkom odnosno metalnom glavom. Uzorci su nepravilno i neravnomjerno potrošeni (slika 19).



Slika 31. Analiza polimernog uložka (keramika)

Tablica 8. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom

Kemijski element	Maseni udio, %
C	90,85
Au	9,15
ukupno	100



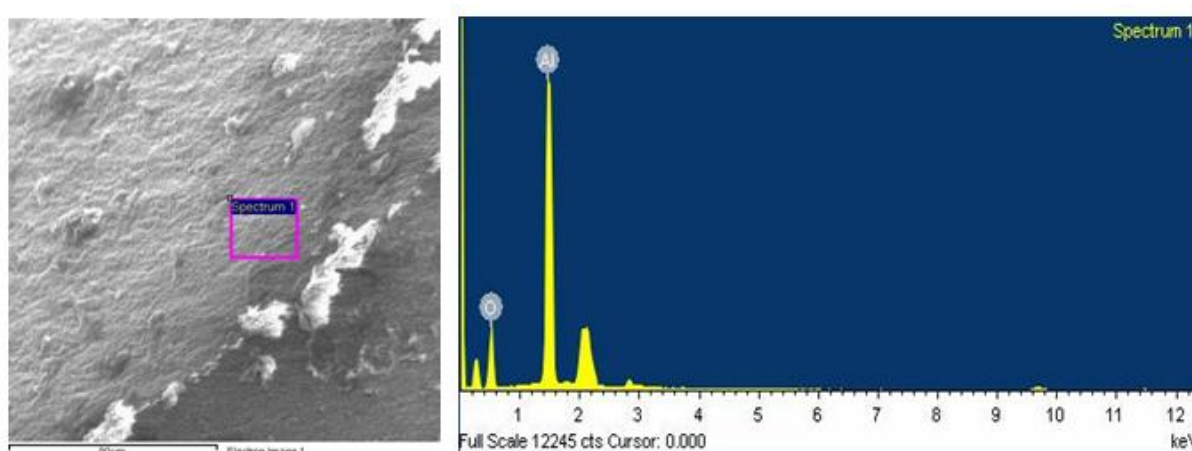
Slika 32. Analiza polimernog uložka (metal)

Tablica 9. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom

Kemijski element	Maseni udio, %
C	93,35
Pd	1,55
Au	5,10
ukupno	100

EDS analizom uzoraka utvrđeno je da na potrošenoj površini polimernih uložaka nema čestica keramike odnosno metala (tablica 8 i 9) te da je cijelokupan materijal polimerni. Glave endoproteze kuka (keramička i metalna) tvrđe su od polimernih uložaka, te se njihova površina koja je u kontaktu sa polimernim ulošcima zanemarivo troši a deformira se unutaranja površina koja je u kontaktu sa glavama. Kemijski elementi zlato i paladij pojavljuju se zbog neparivanja površine uzoraka.

Na slici 33 prikazana je EDS analiza uzorka keramičke glave.



Slika 33. Analiza keramičkog uzorka

Tablica 10. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom

Kemijski element	Maseni udio, %
O	42,94
Al	57,06
ukupno	100

EDS analizom keramičkog uzorka (slika 33) i udjelom pojedinih elemenata u kemijskom sastavu (tablica 10) utvrđeno je da je keramička glava izrađena od aluminij oksidne (Al_2O_3) keramike.

8.4. Mjerenje tvrdoće uzoraka

Na području mjerenja tvrdoće koristi se veliki broj metoda i opreme, a izbor metode kojom će biti provedena ispitivanje tvrdoće najčešće se provodi prema vrsti materijala.

S obzirom na materijale za koje se primjenjuju, metode za ispitivanje tvrdoće mogu se svrstati u dvije osnovne skupine:

- a) metode za ispitivanje tvrdoće metalnih materijala
- b) metode za ispitivanje tvrdoće elastomera i ostalih polimera.

Danas najčešće primjenjivane metode za mjerenje tvrdoća su Brinell, Vickers i Rockwell kod kojih je osnova statičko djelovanje sile. Kod nekih drugih rjeđe primjenjivanih postupaka mjerenja tvrdoće, djelovanje sile je dinamičko (Baumann, Poldi, Shore) [25].

8.4.1. Mjerenje tvrdoće metalne i keramičke glave

Ispitivanje tvrdoće glava provedeno je Vickersovom metodom. Kod ove metode upotrebljen je najtvrdi materijal kao indentor – dijamant. Oblik indentora kod Vickersove metode je četverostrana piramida s vršnim kutem između nasuprotnih stranica od 136° .

Trajanje opterećivanja penetratora standardno iznosi 10 – 15 sekundi, no za pojedine materijale može biti i duže. Osnovne komponente svakog tvrdomjera su mehanizam za ostvarivanje odgovarajuće sile opterećivanja i dio za mjerenje duljine otiska ili dubine prodiranja indentora u ispitni uzorak [25].

Glavni elementi sustava za opterećivanje su: postolje, mehanizam za opterećivanje i indentor. Sustavi za opterećivanje kod tvrdomjera po metodi Vickers prvenstveno se razlikuju po načinu ostvarivanja potrebnog opterećenja. Danas se najviše primjenjuju sustavi opterećivanja pomoću utega (bolje mjerne sposobnosti) ili pomoću deformacijskog tijela. Prema mehanizmu prijenosa opterećenja na indentor sustavi opterećivanja pomoću utega to ostvaruju na dva načina:

- a) ostvarivanje opterećenja direktnim djelovanjem utega ili
- b) ostvarivanje opterećenja utezima preko polužnog sustava.

Sustavi za očitavanje mjere veličinu otiska ili dubinu prodiranja indentora ovisno o vrsti metode. Danas se najčešće primjenjuju različiti mjerni mikroskopi za sustave očitavanja kod metoda koje mjere veličinu otiska, dok kod metoda gdje se mjeri dubina prodiranja u primjeni su laserski mjerači, mjerne trake ili deformacijska tijela. Sustavi za očitavanje veličine otiska za Vickers metodu su mjerni mikroskopi visoke rezolucije s mjernom nesigurnošću i od nekoliko nanometara ako se radi o mjerenjima mikrotvrdoće ili nanotvrdoće [25].

Ispitivanje tvrdoće uzoraka glava kuka provedeno je u Laboratoriju za ispitivanje mehaničkih svojstava na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu na tvrdomjeru (ZWICK) s opterećenjem pomoću utega. Rezultati mjerenja prikazani su u tablici 11.

Tablica 11. Rezultati tvrdoće metalne i keramičke glave

	Prvo mjerenje	Drugo mjerenje	Srednja vrijednost
Metal	168 HV1	180 HV1	174 HV1
Keramika	18,9 HV5	20,7 HV5	19.8 HV5

Iz rezultata prikazanih u tablici 11 vidljivo je da keramička glava ima veću tvrdoću od metalne glave.

8.4.2. Mjerenje tvrdoće polimernih uložaka

Ispitivanje tvrdoće polimernih uložaka provedeno je metodom utiskivanja kuglice na tvrdomjeru (ZWICK) u Laboratoriju za polimere i kompozite na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu. Navedenom metodom očitavamo dubinu prodiranja kuglice (h) za vrijeme djelovanja opterećenja nakon 10s, 30s, 60s.

Tvrdoća se izračunava prema:

————— —

pri čemu je:

- izmjerena tvrdoća, H_{pol}
- promjer kuglice, $D = 5\text{mm}$
- dubina prodiranja (prema h biramo F), $h = 0,15 - 0,35\text{ mm}$
- sila djelovanja, $F = 49\text{ N}$

Rezultati mjerenja tvrdoće polimernih uložaka u kontaktu sa keramičkom odnosno metalnom glavom prikazani su u tablicama 12 i 13.

Tablica 12. Rezultati mjerenja tvrdoće polimer/keramika, u N/mm^2

Broj mjerenja	10s	30s	60s
1.	25,1	22,4	21,0
2.	24,1	23,2	21,0
3.	16,1	15,0	14,2
4.	15,2	14,2	13,6
5.	18,5	17,0	16,5

Tablica 13. Rezultati mjerenja tvrdoće polimer/metal, u N/mm²

Broj mjerenja	10s	30s	60s
1.	10,4	9,9	9,3
2.	19,0	18,0	17,0
3.	19,0	18,0	16,5
4.	15,0	13,3	12,5
5.	26,1	23,2	21,0

Iz tablica 12 i 13 vidljivo je da se rezultati tvrdoće polimernih uložaka kreću u granicama od 9-26 N/mm² ovisno o mjestu ispitivanja. To je moguće zbog otiska serijskog broja na pojedinom području mjerenja, istrošenosti samog uložka, dugotrajnog dinamičkog opterećenja, visokog pritiska na kontaktnom području.

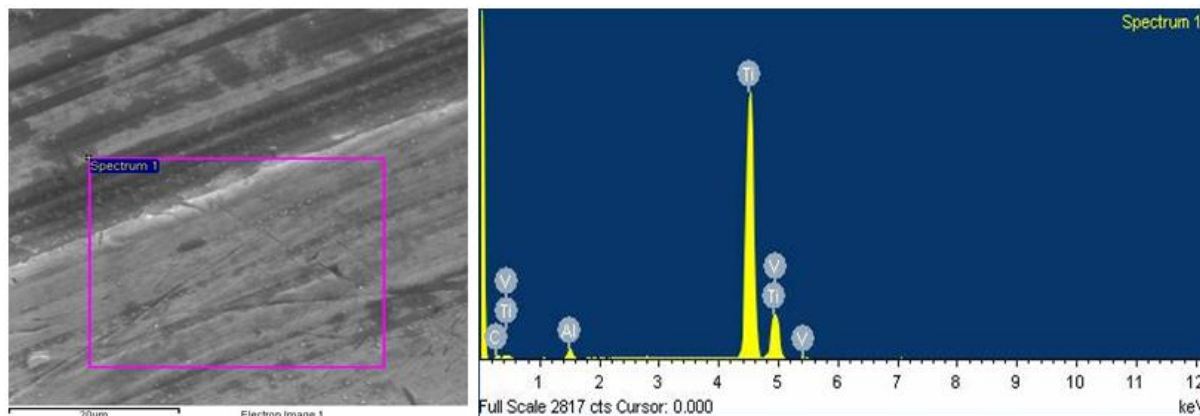
8.5. Primjer trošenja glave i vrata endoproteze umjetnog kuka

U ovom primjeru biti će spomenut rijedak slučaj trošenja koji se može pojaviti, a to je trošenje tribopara vrata i glave endoproteze umjetnog kuka.



Slika 34. Glava i vrat endoproteze kuka

Prvi dio tribopara je vrat endoproteze. Na vratu kao i na unutrašnjoj strani glave nalaze se nazubljenja koja osiguravaju čvrsti dosjed između vrata i glave kako ne bi došlo do slabljenja spoja. U nastavku je provedena EDS analiza vrata endoproteze.



Slika 35. EDS analiza vrata endoproteze

Tablica 14. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom vrata

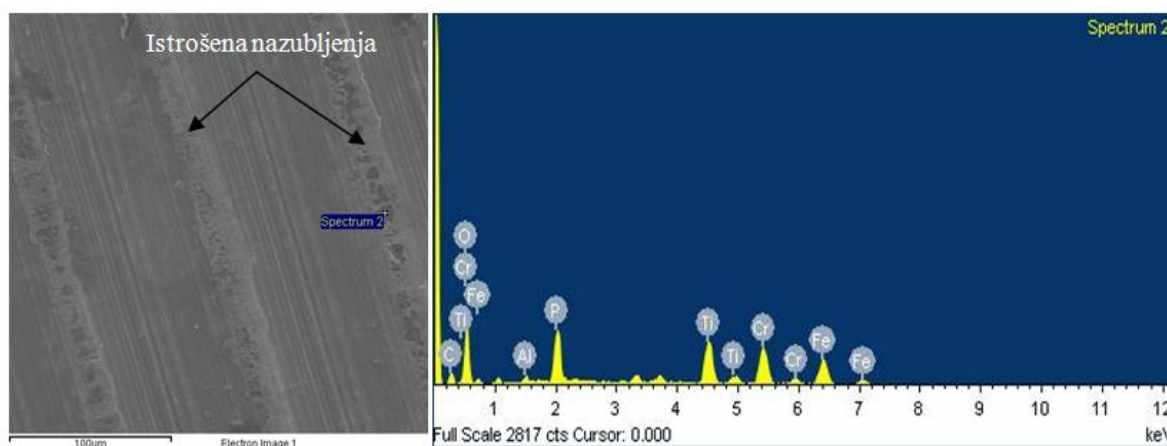
Kemijski element	Maseni udio, %
C	3.70
Al	1.88
Ti	90.02
V	4.40
ukupno	100.00

EDS analizom je utvrđeno da je ispitivani uzorak vrata endoproteze izrađen od legure titana, kemijski sastav legure prikazan je u tablici 14.

Drugi dio tribopara je glava endoproteze. Na njoj se nalazi oznaka od kojeg je materijala izrađena, a ona pripada austenitnom nehrđajućem čeliku X2CrNiMo18-10 čiji je kemijski sastav prikazan u tablici 15. Na unutrašnjoj strani glave nalaze se nazubljenja kao i na vratu endoproteze. U nastavku provedena je EDS analiza vrata.

Tablica 15. Sastav nehrđajućeg čelika X2CrNiMo18-10 [26]

Kemijski element	C	Cr	Ni	Mo	Mn	Si	P	S	Fe
Maseni udio	<0,03%	16-18,5%	10-14%	2-3%	<2%	<1%	<0,045%	<0,03%	ostalo



Slika 36. EDS analiza glave endoproteze

Tablica 16. Udjeli pojedinih elemenata otkrivenih analizom glave

Kemijski element	Maseni udio, %
C	12.28
O	36.26
Al	0.80
P	8.49
Ti	12.25
Cr	15.28
Fe	14.64
ukupno	100.00

Iz [27] SEM analizom utvrđeno je trošenje nazubljenja na unutarnjoj strani glave koja se nalazila u kontaktu sa vratom endoproteze. EDS analizom otkriven je udio titana na nazubljenjima glave (tablica 16) što je očigledan dokaz trošenja materijala i slabljenja čvrstog dosjeda tribopara. Proces trošenja koji se javio kod ovog tribopara je klizni s abrazivskim i adhezijskim mehanizmima trošenja.

9. ZAKLJUČAK

Biotribologija je napredovala od prvih pokušaja integriranja anorganskih elemenata u ljudsko tijelo i velik broj istraživača radi na poboljšanju učinkovitosti implantata.

Način na koji se bira pogodan materijal za ortopedsku kirurgiju u prvom redu zavisi o broju i važnosti zahtjeva i kriterija koji su postavljeni (a odnose se na interakciju biokompatibilnih materijala sa živim tkivom, te biomehanike ljudskog tijela). Optimalni materijali biraju se kombiniranjem kvantitativnih metoda odlučivanja i ekspertnih znanja. S obzirom da se biokompatibilni materijali koriste ne samo u ortopediji, već i u drugim granama medicine, gdje se nalaze u stalnoj interakciji sa živim tkivima, može se zaključiti da je za razvoj novih materijala za primjenu u medicini od izuzetne važnosti poznavanje i razumijevanje tih interakcija, zbog čega biokompatibilnost i netoksičnost materijala postaju kritični faktori daljnjeg razvoja implantata metalnih materijala.

U ovom radu se u eksperimentalnom dijelu ispitivao tribopar keramička glava/polimerni uložak, te metalna glava/polimerni uložak. Naglasak je stavljen na najveći problem trošenja kod endoproteze kuka a to je trošenje polimernog uloška (UHMWPE). EDS analizom polimernih uložaka nije utvrđeno prisustvo keramičkih, odnosno metalnih čestica na potrošenoj površini. Zaključuje se da je trošenje kod polimernih uložaka istiskivanje polimernih čestica i utiskivanje polimernog materijala uslijed dinamičkog opterećenja kojem je izložen taj tribopar. Debljine stijenki polimernih uložaka nisu jednake na svim krajevima što je rezultat nepravilnog i neravnomjernog trošenja uložaka pri dinamičkom opterećenju kontaktne površine polimera zbog čega dolazi do reoperacije te zamjene potrošenog uloška novim ili cijelokupne zamjene endoproteze kuka.

Neki od čimbenika koji mogu utjecati na takvo nepravilno i neravnomjerno trošenje polimernog uloška su: različita težina i visina pacijenta, dob, sportska aktivnost, zdravlje pacijenta, nepravilan hod, ravna stopala, različita duljina nogu.

Kao jedan od primjera navedeno je trošenja vrata i glave endoproteze kuka, što je rijedak slučaj u praksi. U kontaktu vrata i glave prisutno je adhezijsko i abrazijsko trošenje oba elementa tribopara.

10. LITERATURA

- [1] Damir Hudetz, *Utjecaj biofilma kod stafilokokne infekcije oko čeličnih i titanijskih implantata*, http://medlib.mef.hr/667/1/Hudetz_D_disertacija_rep_667.pdf , [19.12.2013.]
- [2] Vinko Ivušić, *Tribologija*, Hrvatsko društvo za materijale i tribologiju, Ivana Lučića 1, Zagreb 1998.
- [3] Krunoslav Slišurić, *Biotribologija*, <http://www.scribd.com/doc/97086425/Biotribologija> , [15.12.2013.]
- [4] Dejan Raković, Dragan Uskoković; *Biomaterijali*. Beograd, Institut tehničkih nauka, 2010.
- [5] Anton Tudor, Hrvoj Jurković, Tomislav Mađarević, Branko Šestan, Veljko Šantić, Dalen Legović, *Razvoj minimalno invazivne endoprotetike kuka kroz povijest*, http://hrcak.srce.hr/index.php?show=clanak&id_clanak_jezik=157621 , [21.12.2014.]
- [6] Tomislav Filetin, *Odlučivanje o materijalima pri konstruiranju*, http://titan.fsb.hr/~tfiletin/pdf/metode_im_rijeka.pdf , [9.1.2014.]
- [7] A second source od debris in metal hip replacements, <http://borrilaw.com/05second-shoe-drops-metal-metal-hip-replacements-second-source-debris-metal-hip-replacements164/> , [26.6.2015.]
- [8] Kolundžić Robert, Orlić Dubravko, *Četrdeset godina ugranje totalne endoproteze zgloba kuka u Hrvatskoj*, u klinici za ortopediju Zagreb, <http://lijecnicki-vjesnik.hlz.hr/attachments/article/421/ETRDESET%20GODINA%20%20UGRADNJE%20OTALNE%20ENDOPROTEZE%20ZGLOBA%20KUKA%20%20U%20HRVATSKOJ,%20U%20KLINICI%20ZA%20ORTOPEDIJU%20ZAGREB%20.pdf> , [9.1.2014.]
- [9] Dosezi u zamjeni zgloba kuka, Akromion, <http://www.akromion.hr/default.aspx?id=56363>, [28.6.2015.]
- [10] Branko Ristić, Zoran Popović, Dragan Adamović, Goran Devedžić, *Izbor biomaterijala u ortopedskoj kirurgiji*, <http://www.doiserbia.nb.rs/img/doi/0042-8450/2010/0042-84501010847R.pdf> , [14.1.2014.]
- [11] Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Applications of porous tantalum in total hip arthroplasty, <http://www.jaaos.org/content/14/12/646/F2.expansion> , [13.2.2014.]
- [12] Zimmer, Hip trabecular metal, <http://www.zimmer.com/en-US/hcp/hip/product/tm-primary-hip-prosthesis.aspx> , [13.2.2014.]
- [13] Hip replacement in India, Ceramic hip replacement, <http://www.hipsurgery.in/blog/tag/total-hip-replacement/> , [13.2.2014.]

- [14] Corin, Ceramic on ceramic IDE study, http://www.coringroup.com/usa/medical_professionals/clinical_responsibility/ceramicconcera mic_ide/ , [13.2.2014.]
- [15] Ruszkowski I., Orlić D., Muftić O., *Endoproteza zgloba kuka: opća biomehanička načela u konstrukcijama endoproteza*. Zagreb, Medicinski fakultet, 1985.
- [16] C.Barbosa, J.L. do Nascimento, I.M.V.Caminha, I.C.Abud, Premature Failure in Orthopedic Implants: Analysis of Three Different Cases, str. 67-73, <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11668-008-9192-z> , [10.2.2014.]
- [17] R.Pivec, R.M.Meneghini, W.J.Hozack, G.H.Westrich, M.A.Mont, *Modular Taper Junction Corrosion and Failure: How to Approach a Recalled Total Hip Arthroplasty Implant*, The Journal of Arthroplasty, str. 1-6, http://ac.els-cdn.com/S088354031300644X/1-s2.0-S088354031300644X-main.pdf?_tid=bc728a2-9230-11e3-87d1-00000aab0f01&acdnat=1392022557_f7343c0b7cc485e047e17d15b551df13 , [10.2.2014.]
- [18] J.J.Jacobs, J.L.Gilbert, R.M.Urban, *Corrosion of Metals Orthopaedic Implants*, Syracuse University, <http://surface.syr.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1009&context=bce> , [10.2.2014.]
- [19] Robert Kolundžić, Dubravko Orlić, *Bolest sitnih stranih čestica*, <http://lijecnicki-vjesnik.hlz.hr/broj-1-2-sijecanj-veljaca-2008/23-bolest-sitnih-stranih-estica--aseptika-nestabilnost-totalne-endoproteze-zgloba-kuka> , [14.1.2014.]
- [20] Mršić, G., Žugaj, S., *Analiza GSR čestica upotrebom elektronskog mikroskopa (SEM/EDX)*, Polic. sigur. (Zagreb), ožujak 2007, str. 179 – 200.
- [21] MED WOW, <http://www.medwow.com/med/scanning-electron-microscope/hitachi/field-emission-sem/33693.model-spec>, [02.07.2015.]
- [22] G. Baršić, *Razvoj etalona hrapavosti za nanomjeriteljstvo*, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 2011.
- [23] Energy Dispersive Spectroscopy (EDS), [https://www.ussteel.com/uss/wcm/connect/uss-internet+content+library+\(english\)/united+states+steel+internet/markets/automotive/research+and+development/metallography+lab/market-automotive-lab-metallography-energydispersivespectroscopy](https://www.ussteel.com/uss/wcm/connect/uss-internet+content+library+(english)/united+states+steel+internet/markets/automotive/research+and+development/metallography+lab/market-automotive-lab-metallography-energydispersivespectroscopy), [02.07.2015.]
- [24] ASM Handbook, volume 9, Metallography and Microstructures. USA, 2000.
- [25] Alar Željko, *Analiza utjecajnih faktora na mjernu nesigurnost etalonskog tvrdomjera*, Doktorska disertacija. Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2008.
- [26] Azom.com, Stainless steel – Grade 316L – Properties, <http://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=2382> , [02.07.2015.]
- [27] Ozren Eterović, *Dotrajavanje implantata u ortopediji*, Završni rad. Zagreb, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2014.