

Adamović, D., Devedžić, G., Ristić, B., Ivanović, L.

IZBOR MATERIJALA ZA IMPLANTATE

Rezime: Način na koji se bira pogodan materijal u prvom redu zavisi od broja i važnosti postavljenih zahteva i kriterijuma. U slučaju malog broja zahteva velike važnosti težište je na kvalitativnoj i kvantitativnoj analizi svojstava i ponašanja manjeg broja materijala koji dolaze u uži izbor, putem informisanja ili iskustva. Primena kvantitativnih metoda odlučivanja dolazi u obzir najpre kod velikog broja traženih svojstava, jer se očekuje relativno velik broj prihvatljivih materijala.

Biomaterijali služe kao zamena za mnoge prirodne materijale u ljudskom telu. Broj materijala u primeni za implantate sve je veći, a uključeni su metalni, polimerni, keramički i kompozitni materijali, gelovi i pene.

U ovom radu biće prikazana primena jedne kvantitativne metode odlučivanja na primeru poređenja više vrsta materijala za femoralni deo proteze veštačkog kuka. Preferirani materijali odgovaraju onim od kojih se uobičajeno rade ovi implantati.

Cljučne reči: Izbor materijala, biomaterijali, implantati, veštački kuk

IMPLANT MATERIALS SELECTION

Abstract: The way in which suitable material is selected in the first place depends on the number and importance of demands and criteria. In the case of a small number of a great importance the focus is on the qualitative and quantitative analysis of properties and behavior of a small number of materials that come in the desirable choice, using available information or empirical data. The application of quantitative methods of decision-making is the first when analyze a large number of required properties, because relatively large number of acceptable materials is expected.

Biomaterials serve as a substitute for many natural materials in the human body. Number of materials in the application for the implant nowadays is getting larger, including metal, polymer, ceramic and composite materials, gels and foams.

The paper describes the application of one of a quantitative methods for implant material selection based on comparison of many types of materials for femoral part of artificial hip prosthesis. The preferred materials match those of the usually applied for these implants.

Key words: Materials selection, biomaterials, implants, artificial hip

1. UVOD

Konstruktivno oblikovanje, izbor materijala i izbor načina proizvodnje osnovne su i povezane aktivnosti pri razvoju novih proizvoda. Često se do novih rešenja dolazi inovativnom primenom novih materijala. Subjektivnost, iskustvo iz prethodnih rešenja, ograničen i nepotpun broj kriterijuma poređenja osnovna su obeležja načina izbora materijala u praksi.

U težnji ka što objektivnijem i kompjuterski podržanom odlučivanju uz ekspertna znanja sve se više primenjuju kvantitativne metode izbora materijala. One doprinose objektivnosti, ali njihova primena pretpostavlja postojanje brojčanih podataka, kao i što realniju procenu faktora važnosti za tražena svojstva. U slučajevima nepotpunih informacija, ili nepostojanja podataka za tražena svojstva i ponašanje materijala, u odlučivanje se dodatno uključuje strukturno znanje u obliku pravila, relacija između svojstava, modela za vrednovanje i predviđanje svojstava materijala, iskustva iz proizvodnje i eksploatacije i sl. U specifičnim, užim područjima primene materijala ovi oblici znanja su osnova za razvoj ekspertnih sistema.

Način na koji se bira pogodan materijal u prvom redu zavisi od broja i važnosti postavljenih zahteva i kriterijuma. U slučaju malog broja zahteva velike važnosti težište je na kvalitativnoj i kvantitativnoj analizi svojstava i ponašanja manjeg broja materijala koji dolaze u uži izbor, putem informisanja ili iskustva. Primena kvantitativnih metoda odlučivanja dolazi u obzir najpre kod velikog broja traženih svojstava, jer se očekuje relativno velik broj prihvatljivih materijala.

Biomaterijali služe kao zamena za mnoge prirodne

materijale u ljudskom telu. Broj materijala u primeni za implantate sve je veći, a uključeni su metalni, polimerni, keramički i kompozitni materijali, gelovi i pene. Tako se npr. nerđajući čelici, kobaltove legure, titan i titanove legure, keramika i kompozitni materijali koriste za fiksiranje ili zamenu kostiju, pene i gelovi za meko tkivo, dok elastični materijali zamenjuju kožu i krvne sudove.

2. KONSTRUISANJE I IZBOR MATERIJALA

Zadatak svake proizvodnje je proizvesti kvalitetnije, uz što bolja upotrebnost svojstva, dopadljiviji izgled i nižu cenu, i ostvarenje što veće dobiti. To je moguće postići unapređenjem proizvodnih postupaka izrade i konstrukcijskih rešenja, ali i pravilnim izborom materijala. Na taj način izbor optimalnog materijala postaje bitan sastavni deo procesa razvoja proizvoda [1].

Izbor materijala izvodi se najpre u fazi projektovanja i konstruisanja proizvoda. Rede se to događa u fazi izrade ili nabavke, i to uglavnom kao rezultat nepredvidljivih kasnijih promena u konstrukcijsko-tehnološkoj dokumentaciji ili zbog pogrešnih odluka u konstrukciji.

Proces razvoja proizvoda, od koncipiranja pa do konačne detaljne konstrukcijske razrade, određuju četiri osnovne grupe faktora [2]:

1. *tehnički* - funkcijski i eksploatacijski zahtevi i odgovarajuća svojstva proizvoda, proizvodna, energetska svojstva;
2. *ekonomski* - troškovi razvoja i proizvodnje i cena proizvoda, investicijski troškovi, produktivnost i rentabilnost, mogućnosti kooperacije, diverzificiranost proizvoda, zemlje prodaje i dr.;

3. *društveni, humani* - potrebe čoveka i društva, ergonomska svojstva, mogućnost upotrebe, recikliranja i uticaja na okolinu, kulturološka (npr. estetska) i informacijska svojstva i dr.;

4. *pravni* - norme, zakoni, propisi, zaštita izuma, patenta, modela, postupka proizvodnje i dr.

Od mnogih problema koji se javljaju pri konstruisanju, problem realizacije zadate funkcije rešava se na samom početku procesa razvoja neke konstrukcije.

Tako npr. analiza funkcije proizvoda obuhvata razmatranje sledećih grupa faktora [3]:

1. *radne karakteristike*: masa, mere i dimenzije, trajnost, stepen delovanja, potrošnja energije, izvori energije i pogon, sigurnost u radu, održavanje, prenosivost...
2. *uticaji u radu i delovanje okoline*: delujuće sile i naprezanja, učestalost uključivanja, trenje i habanje, vibracije, udarci, temperatura, plamen, vlažnost, zračenje, gasovi, hemikalije, prašina, organizmi, elektricitet, ulja i masti, goriva...
3. *međusobni uticaji*: stanje površine, hrapavost, odstupanja oblika, tolerancije, priključne mere, uticaj grešaka...
4. *delovanja na ljude*: toksičnost, buka i šumovi, zaštita zdravlja, izgled, psihološko stanje, stabilnost, lakoća

čišćenja i održavanja, električna izolovanost i sl.

Bez definisanja uloge proizvoda u eksploataciji, nije moguće rešavanje ostalih problema, među kojima bitno mesto zauzima trajnost, pouzdanost, način održavanja i izgled proizvoda. Danas je estetsko oblikovanje sve važnije pri konstruisanju jer uveliko određuje konkurentnost na tržištu.

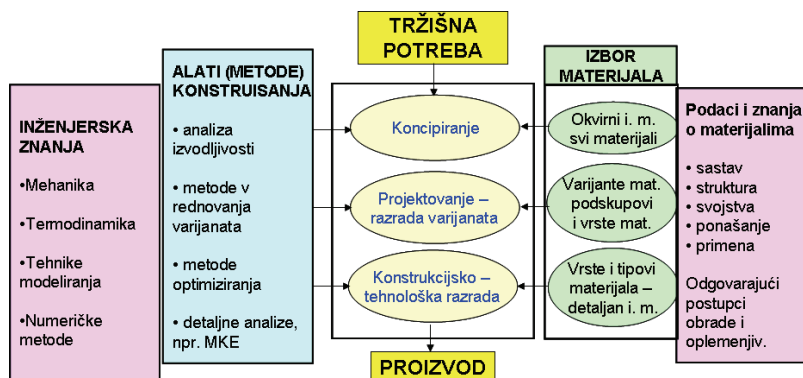
Napokon, treba dobro razraditi postupak proizvodnje, što znači pre svega obezbediti osnove za izradu kvalitetnog proizvoda, ali i za smanjenje ukupnih troškova.

2.1 Karakteristike izbora materijala u pojedinim fazama razvoja proizvoda

Postupak konstruisanja može se podeliti u nekoliko karakterističnih međusobno povezanih faza, iako je ceo proces rada iterativan (slika 1) [4]:

1. koncipiranje;
2. projektovanje - razrada varijanti rešenja;
3. konstruisanje delova i tehnološka razrada.

Materijali se biraju u svakoj od navedenih faza, ali unutar različite veličine skupa materijala i s različitim stepenom preciznosti rezultata.

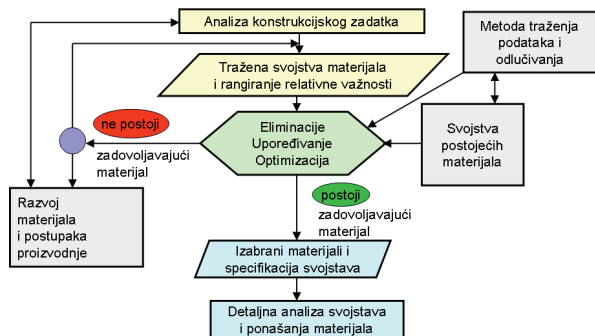


Slika 1. Izbor materijala u pojedinim fazama razvoja proizvoda [4]

2.2 Metode odlučivanja i optimalizacije

U težnji ka što objektivnijem i računarski podržanom odlučivanju, uz ekspertna znanja razvijeno je desetak kvantitativnih metoda izbora materijala. Većina njih služi i za vrednovanje konstrukcijskih varijanti celog proizvoda, samo što se u modele uključuju drugi kriterijumi i svojstva.

Pretpostavka upotrebe kvantitativnih metoda je raspolaganje brojčano iskazanim vrednostima svojstava materijala u obliku merenih ili procenjenih vrednosti (ocene). Dakako da i rezultati izbora najviše zavise od pouzdanosti i statističkom rasipanju tih podataka. Stoga kod nepouzdanih podataka treba konsultovati niz izvora, a često prikupljeni podaci podležu statističkom vrednovanju.



Slika 2. Shema toka izbora materijala [2]

Način na koji se bira pogodan materijal najpre zavisi od broja i važnosti postavljenih zahteva i kriterijuma. U slučaju malog broja zahteva velike važnosti, težište je na

kvantitativnoj i kvalitativnoj analizi svojstava i ponašanja manjeg broja materijala koji ulaze u uži izbor, informisanjem ili iskustvom. Primena kvantitativnih metoda odlučivanja dolazi u obzir najpe kod velikog broja traženih svojstava, jer se može očekivati relativno velik broj prihvatljivih materijala. Kod svih načina odlučivanja upoređuju se tražene i postojeće vrednosti svojstava materijala (slika 2) [2].

Prema složenosti, ali i po redosledu odlučivanja razlikujemo tri načina poredjenja [1, 5]:

1. zadovoljenje neke minimalne ili maksimalne tražene vrednosti, ili eliminacija preko nultih-zahteva (kao što su npr. cena, masa, vreme nabavke, toplotna provodnost...) - uglavnom se odnosi na invarijantne zahteve;
2. prekrivanje polja tolerisanih vrednosti zahteva - taj je način poredjenja pogodan za varijantne zahteve;

Rezultati izvedenih poredjenja mogu se predstaviti pomoću tri moguća izlaza:

- a) ni jedan materijal potpuno ne ispunjava zahteve (najnepovoljniji slučaj - ponovo se analiziraju zahtevi ili se razvijaju novi materijali i proizvodni postupci);
- b) jedan materijal potpuno ispunjava sve zahteve (mala verovatnoća);
- c) skup materijala koji potpuno ili delimično ispunjava osnovne zahteve. Takav rezultat je u praksi najčešći.

U tom se slučaju traži *optimalno rešenje* pomoću:

3. minimiziranja ili maksimiziranja vrednosti unapred definisane funkcije cilja ili tzv. parametra vrednovanja.

U opštem obliku funkcija cilja (Fj) je suma odnosa postojećih (Xi) i traženih vrednosti (Yi) svih relevantnih svojstava, pri čemu se svaki odnos množi s faktorom važnosti (Bi) [6]:

$$F_j = \sum_{i=1}^n B_i \cdot \frac{X_i}{Y_i} \quad (1)$$

Da bi se poništio uticaj različitih apsolutnih vrednosti svojstava, treba ih *normalizovati*, tj. svesti na isti red veličina (najčešće u rasponu 1...10 ili 1...100). Normalizacija ili skaliranje pojedinih vrednosti izvodi se u odnosu na minimalnu ili maksimalnu vrednost karakteristika upoređivanih materijala ili prema zahtevanim vrednostima.

Faktor važnosti (Bi) određuje relativnu važnost pojedinih zahteva u odnosu na ostale i vrednost je između 0 i 1. Zbir faktora važnosti za sva svojstva obično mora biti jednak 1. Faktori važnosti određuju se na osnovi subjektivne procene važnosti pojedinih svojstava ili pomoću relativno objektivne *digitalno-logičke* metode [1, 4], koja je kao takva opšte prihvaćena.

Kod tog postupka upoređuje se svako svojstvo sa svakim i važnijem se pridružuje 1 a manje važnom 0. Za "n" zahteva, ukupan broj pitanja biće $n(n-1)/2$. Faktor važnosti biće jednak odnosu pozitivnih odluka za razmatrano svojstvo i ukupnog broja pitanja.

Ovakvo upoređivanje je logično jer se složeni problem rastavlja na niz pojedinačnih. Zanimljivo je da digitalno-logička metoda daje bolje rezultate, ukoliko je broj zahteva veći. Kod subjektivnih procena to je upravo obrnuto.

U težnji ka što objektivnijem odlučivanju razvijeno je više kvantitativnih metoda izbora materijala. Neke najvažnije od njih jesu [1, 8]:

- Metoda Ashby-jevih karti svojstava,
- Metoda pokazatelja vrednovanja,
- Metoda "cena jedinice svojstava",
- Metoda težinskih svojstava,
- Metoda graničnih vrednosti,
- Metoda najmanjih odstupanja svojstava od traženih
- Metoda određivanja faktora upotrebne vrednost sveden na troškove,
- Pahl-Beitzova metoda ocena.

2.2 Metoda graničnih vrednosti

Pretpostavka primene ove metode je preslikavanje zahteva u tražene granične vrednosti svojstava materijala, i to kao [7, 1]:

1. donje granične vrednosti svojstava;
2. gornje granične vrednosti svojstava;
3. ciljane vrednosti svojstava.

Hoće li se na određeno svojstvo postaviti donja ili gornja granična vrednost (tj. minimum ili maksimum) zavisi od željenih karakteristika koje su određene primenom, pa se postojeće vrednosti nazivaju donjim, odnosno gornjim. Tako npr., ako se traži otporan, ali lak materijal, postavlja se donja granica za čvrstoću i gornja za gustinu.

Na taj se način mogu eliminisati svi nepogodni materijali iz baze podataka; dakle, oni kod kojih svojstva izlaze izvan postavljenih granica, a preostale treba uključiti u konačno upoređivanje. Zbog toga se metoda graničnih vrednosti svojstava obično primenjuje za optimizaciju pri izboru materijala i proizvodnih postupaka gde je relativno veliki broj mogućih varijanti.

Sužavanjem broja materijala dolazi se do prihvatljivog skupa, pogodnog za dalju analizu. Nakon analize traženih svojstava, bitnih za razmatrani slučaj, svakom se svojstvu pridružuje neki faktor važnosti (digitalno-logičkom metodom) da bi se nakon toga izračunao pokazatelj vrednovanja *M* za svaki pojedini materijal. Pokazatelj vrednovanja *M* računa se prema izrazu:

$$M = \left[\sum_{i=1}^{n_d} B_i \cdot \frac{Y_i}{X_i} \right]_d + \left[\sum_{j=1}^{n_g} B_j \cdot \frac{X_j}{Y_j} \right]_g + \left[\sum_{k=1}^{n_c} B_k \cdot \left(\frac{Y_k}{X_k} - 1 \right) \right]_c \rightarrow \min \quad (2)$$

gde se d, g i c odnose na donju, gornju i ciljanu vrednost

posmatranog svojstva:

n_d, n_g, n_c - označava broj donjih, gornjih i ciljanih vrednosti svojstava;

B_i, B_j, B_k - su faktori važnosti za donju, gornju i ciljanu vrednost svojstava;

X_i, X_j, X_k - su donje, gornje i ciljane vrednosti za razmatrana svojstva materijala;

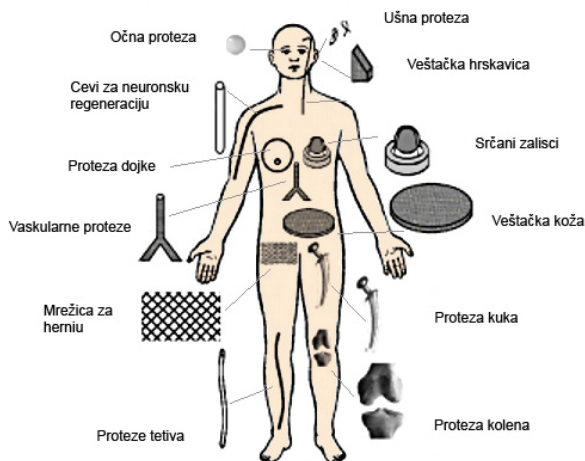
Y_i, Y_j, Y_k - su specificirane donje, gornje i ciljane vrednosti svojstava

3. MATERIJALI ZA PRIMENU U MEDICINI

Biokompatibilni materijali su oni materijali koji se primenjuju u kontaktu sa ćelijama, tkivima ili telesnim tečnostima ljudskog organizma. Najčešće se koriste za zamenu ili nadogradnju strukturnih komponenti ljudskog organizma kako bi se nadomestila oštećenja do kojih dolazi zbog starenja, bolesti ili nesrećnih slučajeva. Zbog izuzetnih mehaničkih karakteristika, biokompatibilni metalni materijali se koriste za izradu medicinskih implantata, kao što su veštački zglobovi, stomatološki implantati, veštački srčani zalisci, pločice i vijci za fiksiranje prelomljenih kostiju, žice i stentovi, veštačko unutrašnje uho, očne i ušne proteze itd. (slika 3), ali i medicinskih elektronskih uređaja, pejsmejker elektroda itd.

Vrsta materijala	Primena
METALI	
Nerdajući čelici <i>Austenitni</i> - AISI 316, 316L, 316LVM, 316Ti, 317, 321 <i>Precipitaciono ojačani</i> - AISI 630 (17-4PH)	Veštački zglobovi, fiksatori preloma kostiju, veštački srčani zalisci, elektrode
Titan i titanove legure Ti Ti-6Al-4V Ti-6Al-7Nb	Veštački zglobovi, zubne proteze i implantati, koronarni stentovi
Kobaltove superlegure Co-Cr Co-Cr-Mo	Veštački zglobovi, fiksatori preloma kostiju
Zlato	Elektrode, zubne krunice i navlake
Srebro	Žice pejsmejкера, zubni amalgami
Platina	Elektrode, neurološki stimulacioni uređaji
KERAMIKE	
Aluminijum oksid - Al ₂ O ₃	Delovi implanta kuka, zubni implantati
Cirkonijum oksid - ZrO ₂	Delovi implanta kuka
Kalcijum fosfat	Dodatak za zarastanje kostiju, površinske prevlake za veštačke kukove
Kalcijum sulfat	Dodatak za zarastanje kostiju
Ugljenik	Prevlake na veštačkim srčanim zaliscima i ortopedskim implantima
Staklo	Dodatak za zarastanje kostiju, dodatak dentalnim materijalima
POLIMERI	
Najlon	Segmenti gastro sistema, trahejne cevčice
Silikon	Veštačka koža, intraokularna sočiva, kateteri, zglobovi prstiju, veštačke grudi
Poliester	Fiksiranje preloma, prekrivanje rana na koži
Polietilen (PE)	Delovi implanta kolena i kuka, veštački ligamenti i tetive, facijalni implantati, sintetičke vaskularne cevčice
Polimetilmetakrilat (PMMA)	Koštani cement, intraokularna sočiva
Polivinil hlorid	Cevčice, facijalne proteze

Tabela 1. Materijali i njihova primena u medicini [10]



Slika 3. Medicinski implantati izrađeni od različitih materijala [11]

3.1 Svojstva metalnih materijala za primenu u biomedicinskom inženjerstvu

Biokompatibilni metalni materijali, koji se koriste za izradu medicinskih implantata, moraju da zadovolje određene kriterijume i imaju sledeća svojstva [12]:

Biokompatibilnost: Implantni metalni materijali se moraju odlikovati izrazitom biokompatibilnošću, odnosno, izrazitim afinitetom čelija prema površini implantnih metalnih materijala. Postoji veliki broj materijala koji su, sa čisto inženjerskog aspekta, idealni za izradu implantata. Međutim, ukoliko "strano telo" ne može da bude prihvaćeno, od strane tkiva, onda je ono, ma koliko da su njegovi kvaliteti superiorni sa inženjerskog aspekta, neprihvatljivo za izradu implantata.

Netoksičnost: Ona je izuzetno bitna karakteristika biomedicinskih materijala s obzirom da oslobađanje metalnih jona i drugih produkata može uticati na pojavu raka, deformiteta, alergija, nekroza, kalcifikacija i zapaljenjskih procesa.

Otpornost prema koroziji: U idealnom slučaju biokompatibilni metalni materijali ne bi trebalo uopšte da korodiraju kada se nalaze u dodiru sa živim tkivima.

Izdržljivost: Materijali usađeni u ljudski organizam u vidu implantata bi tokom celog svog radnog veka trebalo da funkcionišu bez ikakvih oštećenja, što podrazumeva njihovu izuzetnu zamornu čvrstoću pri koroziji i zamornu čvrstoću pri trenju i koroziji, ali i minimalno oslobađanje čestica prilikom pojave trenja i habanja.

Čvrstoću i žilavost: Dimenzije implanata su ograničene i moraju težiti što manjim vrednostima zbog ograničenog prostora u ljudskom organizmu, a vrednosti čvrstoće i žilavosti moraju biti dovoljno visoke.

Nisku vrednosti modula elastičnosti: Jangovi moduli biokompatibilnih metalnih materijala, koji se danas koriste u ortopedskoj hirurgiji, su pet do deset puta viši od Jangovog modula kosti, što je izuzetno nepovoljna karakteristika ovih materijala s obzirom da razlika modula elastičnosti metalnog materijala i kosti, koji se nalaze u kontaktu, uslovljava značajno opterećenje kosti i kao rezultat ima smanjenje gustine kostiju.

Implantati imaju komplikovanu konfiguraciju i izrađuju se od legura pogodnih za precizno livenje u vakuumu, kovanje i hladno deformisanje uz neophodnu završnu mehaničku obradu, sa ciljem da se poveća otpornost implantata na lom usled zamora materijala [13].

Danas se u ortopedskoj hirurgiji koriste uglavnom sledeći metalni materijali: nerđajući čelici (austenitni i precipitaciono ojačani), superlegure na bazi kobalta (Co-Cr legure), titan i

njegove legure i veoma retko kompozitni materijali [14].

3.2 Nerđajući čelici

Postoji mnogo legura koje se komercijalno identifikuju kao nerđajući čelik. Kao biomaterijal koji se koristi u ortopedskoj hirurgiji, koriste se samo austenitni i precipitaciono ojačani čelici (Tabela 1).

Nelegirano železo, ugljenični čelici i drugi legirani čelici se ne mogu koristiti u ortopedskoj hirurgiji za proizvodnju implantata, pošto su podložni koroziji u agresivnim rastvorima koji sadrže kiseonik.

Uprkos svojoj visokoj otpornosti na koroziju, austenitni čelici tipa Cr-Ni-Fe su izloženi kontaktnoj koroziji, interkristalnoj koroziji, naponskoj koroziji, pojavi ljušpanja (piting). Ovi procesi mogu da dovedu do prelaska metalnih jona u okolna tkiva sa neželjenim biološkim posledicama i dodatno mogu da u velikoj meri smanje mehaničke karakteristike (umanje čvrstoću) legure.

Prisustvo hroma u nerđajućim čelicima dovodi do stvaranja samoregenerativnog oksidnog sloja koji je otporan na perforacije i ima visok stepen elektrotpornosti i time obezbeđuje u najvećoj meri zaštitu od korozije. Nikl, kao legirajući element povećava otpornost na koroziju i obezbeđuje bolju obradivost čelika, naročito kovnost. Molibden, obezbeđuje višu otpornost na ljušpanje (piting), a magnezijum, i silicijum, utiču na poboljšanje obradivosti. Ugljenik, mora biti pod strogom kontrolom jer je njegovo prisustvo nepoželjno; sadržaj ugljeneka ne sme da predje 0,03% pošto sa legirajućim elementima gradi karbide koji su nepovoljni (naročito karbid hroma). Vezivanje hroma stvara zone sa smanjenom otpornošću na koroziju, a kako se karbidi najčešće izdvajaju po granicama zrna kristala, to pospešuje interkristalnu koroziju, kao i nepravilnosti u mikro uslovima kristalne rešetke sa posledicom pogoršanja mehaničkih svojstava [15].



Slika 4. Razni delovi u ortopedskoj hirurgiji napravljeni od nerđajućih čelika

Kontaktna korozija se može pojaviti kod implantata izrađenih od nerđajućeg čelika. Ako su dva dela implantata montirana jedan uz drugi na primer ploča-vijak, zazor između njih ima nižu koncentraciju kiseonika nego u susednim zonama i time se formira tzv. koncentracijska kiseonička ćelija sa naponom koji je sposoban da prevaziđe pasivni karakter zaštitnog sloja oksida hroma 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 usled zamora ako su izloženi naizmenično promenljivom opterećenju kakvo se očekuje naročito za femoralnu komponentu endoproteze zgloba kuka. Zamorni lom počinje sa malim prslinama usled neke nepravilnosti u kristalnoj rešetki ili greške mehaničke obrade i ta se prslina stalno povećava sa svakim ciklusom promene opterećenja, odnosno naponskog stanja, sve dok ne

dostigne kritičnu veličinu i ne dođe do loma. Da bi se izbeglo prisustvo bilo kakvih uključaka koji mogu da dovedu do greške kristalne rešetke ili pojave inicijalne prsline, nerđajući čelik AISI 316LVM se topi u vakuumu.

3.3 Kobaltove superlegure

Super legure se koriste zbog toga jer čisti metali ne mogu da ispune sve zahteve za dobru proizvodnju implantata. Odgovarajući legirajući elementi se dodaju radi poboljšanja: mehaničkih karakteristika, povišenja čvrstoće i otpornosti na koroziju, obradivosti (kovnost) itd.

Razvoj i istraživanje za proizvodnju superlegura na bazi kobalta datira od početka dvadesetog veka, kada je patentirana prva superlegura na bazi kobalta Co-Cr-Mo, pod nazivom "Vitalium dentura", i bila je namenjena za primenu u zubarstvu. Daljim njenim razvojem i modifikacijom razvijene su superlegure pogodne za kovanje i precizno livenje, a koristile su se za izradu visoko termootpornih delova, za turbo kompresore avionskih motora i turbina, kao i za proizvodnju implantata komplikovane konfiguracije. U početku, ovaj materijal bio je poznat pod komercijalnim nazivom BS21 i proizvodio se u obliku granula, a pretapanje je rađeno u indirektnim lučnim pećima [16].



Slika 5. Delovi veštačkog kolena i kuka napravljeni od Co-Cr superlegure

Za proizvodnju delova komplikovane konfiguracije, koristeći uslove i metode koje su razvijene za potrebe zubarstva, razvijen je postupak preciznog livenja, a kada su u pitanju implantati livenje se obavlja u vakuumu. Pogodne za livenje su legure tipa Co-Cr-Mo (ASTM F-175) [17].

U okviru HIP (High Isostatic Pressure) postupka legura Co-Cr-Mo se dovodi do nivoa praha i time se postiže maksimalno zaposedanje kristalne rešetke bez mikroporoznosti, uz dobijanje veoma homogene sitnozrnaste strukture sa visokim mehaničkim karakteristikama.

Legure tipa Co-Cr-Ni-Mo mogu se obrađivati kovanjem u toplom stanju ili hladnim vučenjem. Kovanjem se postiže fina homogena sitnozrnasta kristalna struktura bez prisustva mikroporoziteta što dovodi do povećanja mehaničkih karakteristika. Št o obzirom na veoma dobre mehaničke osobine, koristi se u ortopedskoj hirurgiji kako za proizvodnju femoralne komponente endoproteze zgloba kuka, tako i za elemente interne fiksacije (pločice, vijci, intermodularni klinovi itd.).

3.4 Titan i njegove legure

Titan je izuzetno reaktivan element, koji se u zemljinoj kori nalazi u vidu stabilnog oksida, što samo potvrđuje činjenicu da je metalni titan i kiseonik teško razdvojiti. Iz tog razloga je titan tek krajem četvrte decenije prošlog veka ušao u komercijalnu upotrebu u SAD. Iako je titan u medicinske svrhe počeo da se upotrebljava 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 upoređi sa nerđajućim čelicima i Co-Cr legurama. Na sobnoj temperaturi, zahvaljujući brznoj reakciji titana sa kiseonikom, na površini titana obrazuje veoma stabilan pasivizirajući zaštitni oksidni film [18].

Krajem XX i početkom XXI veka, osnovne komercijalne forme titana u biomedicinskom inženjerstvu postale su komercijalno čist (CP) titan i legura Ti-6Al-4V [19].

Komercijalno čist titan, koji se popularno obeležava kao CP titan, odlikuje se jednofaznom α mikrostrukturom. CP titan može sadržati izuzetno nisku količinu železa, azota i kiseonika, dok je ukupan sadržaj ostalih elemenata obavezno niži od 0,7%. Zbog neznatnih ali strogo definisanih razlika u sastavu, CP titan se proizvodi u četiri osnovna sastava, koji se obeležavaju brojevima od 1 do 4. Sa porastom broja raste i vrednost zatezne čvrstoće kojom se odlikuju ti sastavi. U odnosu na legure titana, čist titan se karakteriše 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 čist titan se pre svega koristi u stomatologiji za izradu dentalnih implanata, mada se koristi i u ortopediji u vidu žičanih mrežica, koje služe kao porozne prevlake sinterovane na površini veštačkih zglobova izrađenih od legura titana.

Titan i legure titana, posebno legure $\alpha + \beta$ tipa kao što je Ti-6Al-4V, smatraju se najprikladnijim biokompatibilnim metalnim materijalima zbog njihove odlične kombinacije mehaničkih karakteristika, otpornosti prema koroziji i biokompatibilnosti. Međutim, vrednost njihovih modula elastičnosti je ipak značajno veća u poređenju sa vrednostima modula elastičnosti ljudske kosti. Pored toga, istraživanja vođena tokom protekle decenije pokazala su da je vanadijum 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 vrednosti modula elastičnosti.

Osnovna ideja u razvoju novih legura za primenu u medicini je, stoga, da se vanadijum i aluminijum zamene niobijumom, tantalom i cirkonijumom, ne bi li se na taj način izbegle negativne karakteristike do sada široko primenjivane Ti-6Al-4V legure, jer se pokazalo da je toksičnost pomenutih elemenata izuzetno niska.

Legura koja pokazuje izuzetna svojstva je Ti-13Nb-13Zr legura, proteklih godina razvijena u SAD. Ova legura je legura titana β tipa i odlikuje se niskim vrednostima modula elastičnosti i čvrstoćom značajno poboljšanom u odnosu na komercijalnu Ti-6Al-4V leguru, zbog čega je izuzetno interesantna za primenu u biomedicinskom inženjerstvu [17].

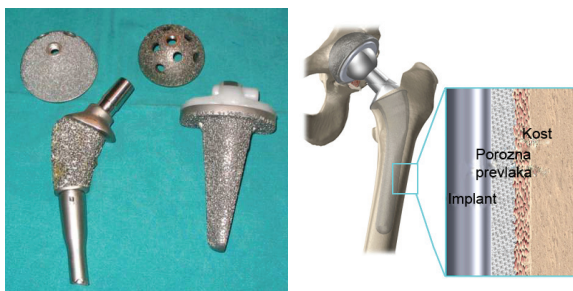


Slika 6. Primena legura titana u ortopediji i zubarstvu

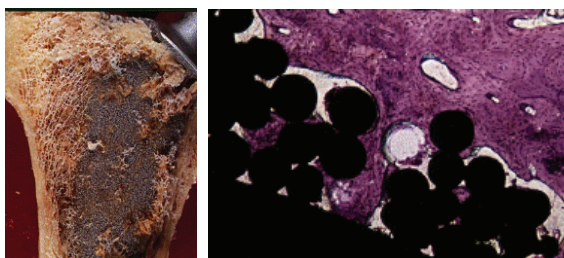
Relativno niska tvrdoća legura titana, međutim, utiče na njihovu slabu otpornost prema habanju, pa se ove legure bez prethodne dodatne površinske obrade, kao što je jonska implementacija, ne mogu koristiti za izradu zglobnih površina.

3.5 Porozni materijali

Jedan od najozbiljnijih problema u kliničkoj praksi koji se javlja kod ugradnje endoproteze zgloba kuka jeste otkaz fiksacije, učvršćenja, endoproteze zgloba kuka za kost. Kod cementnih endoproteza koristi se koštani cement za učvršćenje endoproteze za kost, a kod bezcementnih, kao zamena za cement koriste se porozni materijali, koji su nanoseni na endoprotezu i koji omogućuju da kost uraste u poroznu strukturu i time se obezbedi fiksacija, učvršćenje, endoproteze. Postoji čitav niz ovakvih materijala, koji se stalno laboratorijski i klinički ispituju. Razmatra se primena poroznih prevlaka od metala, polimera, keramike i kompozitnih materijala [16].



Slika 7. Izgled proteza kuka i kolena na koje su nanešene porozne prevlake



Slika 8. Makroskopski i mikroskopski izgled urastanja kosti u poroznu prevlaku

Histološki posmatrano, proces urastanja kosti u porozni sloj, osteointegracija, isti je kao i kod zarastanja polomljene kosti. Nakon implantacije, u prvoj fazi, u poroznom sloju su prisutne krvne ćelije, zatim prorasta mlado vezivno tkivo, a zatim urasta kost. Ovo urastanje se odvija progresivno, tako da već nakon tri nedelje može da uraste i do 1500 mikrona. Kada dođe do homogenizacije urasle kosti u porozni sloj i kosti koja je neposredno okružuje, implantat može da preuzme i prenese puno opterećenje.

Prisan kontakt sa protezom, poroznim slojem i adekvatna imobilizacija predstavljaju važne preduslove za uspešno urastanje kosti. Veoma je teško tehnički ostvariti dobar kontakt po celoj površini implantata, ali klinička i eksperimentalna istraživanja pokazala su da u intramedijalnoj šupljini femura kost može da premosti i popuni značajne procepe, ispuni šupljine i uraste u porozni materijal.

Imobilizacija je važna jer se urastanje obavlja uz stalno pokretanje endoproteze. Kod primene endoproteza sa poroznim materijalima, dolazi do značajnog povećanja aktivne kontaktne površine između koštanog tkiva i metala, što obezbeđuje uslove za povećanje mogućnosti difundovanja metalnih jona u okolna tkiva.

3.6 Keramički materijali

Keramički materijali koji su predviđeni da se koriste u proizvodnji implantata sadrže čiste i veoma sitne kristale oksida aluminijuma ili cirkonijuma.

Keramički materijali su hemijski i biološki inertni prema svim tečnostima iz organizma, više od svih materijala koji se

koriste za proizvodnju implantata. Poseduju naročito visoku tvrdoću, te su otporni na habanje i oštećenja koja mogu nastupiti ukoliko deliči koštane mase, koštanog cementa ili pak čestica metala dođu u dodir sa površinama delova izrađenih od keramike [20].

Usled visoke krutosti, keramički materijali nisu podložni bilo kakvim deformacijama. Ukoliko naprezanja pređu određene veličine, dolazi do pucanja. Takođe, komponente koje su neposredno u kontaktu sa keramičkim materijalima, moraju biti tačno obrađene, jer svako prinudno prilagođavanje dovodi do pucanja. Keramički materijali imaju izuzetno nizak koeficijent trenja.



Slika 9. Komponente endoproteze od keramičkih materijala

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

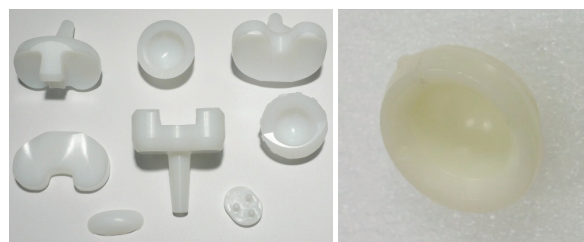
Keramički materijal koji je dobijen od kristala oksida aluminijuma, Al_2O_3 , poznat je pod imenom "biolox". Keramički materijal koji je dobijen od kristala oksida cirkonijuma je znatno jači od keramičkog materijala na bazi oksida aluminijuma i poznat je pod imenom ZTA keramika.

Hidroxyapatite je keramički materijal koji se koristi za oblaganje komponenti bescementne totalne endoproteze zgloba kuka, proksimalni deo femoralne komponente i metalni deo acetabularne komponente. U poroznu oblogu od hidroxyapatita proraste koštano tkivo i tako brže i bolje ankeriše komponente bescementne endoproteze.

3.7 Materijali od plastične mase

Za izradu komponenti endoproteze zgloba kuka, materijal mora da ispunjava kako određene mehaničke karakteristike, otpornost na habanje, tako i da poseduje osobinu biokompatibilnosti. Jedini materijal od plastične mase koji je za sada prihvatljiv za izradu implantata je ultrateški visokomolekularni polietilen, UHMWPE, DIN 58834, pod komercijalnim nazivom "chirulen" [17].

Od polietilena koji je u granulama, pod visokim pritiskom na odgovarajućoj temperaturi, proizvode se ploče različitih debljina, od kojih se sečenjem proizvode polufabrikati u obliku šipki, od kojih se mehaničkom obradom izrađuju komponente za endoprotezu zgloba kuka i kolena (Slika 10).



Slika 10. Delovi proteza od polietilena (UHMWPE)

Sterilizacija delova od polietilena nije jednostavna. Nije dozvoljena sterilizacija na visokim temperaturama, jer dolazi

do deformacija i promene mehaničkih karakteristika. Uobičajene sterilizacije su "gama" zracima i etylen oksidom.

3.8 Kompozitni materijali

Kompozitni materijal, koji se koristi za izradu proteze kuka je poznat pod nazivom Karbon-Karbon-Kompozit. Koriste se ugljenična vlakna i ugljenik u prahu. Oblikovanje se odvija u kalupima, a zatim sledi sinterovanje. Posедуje odgovarajuću biokompatibilnost, ali zbog neodgovarajućih mehaničkih karakteristika nije našao širu primenu u kliničkoj praksi. Na slici 11 pokazan je stem proteze kuka napravljen od kompozitnog materijala [21].

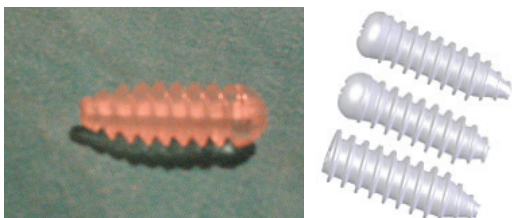


Slika 11. Veštački kuk od kompozitnog materijala

3.9 Bioresorptivni materijali

Bioresorptivni materijali imaju osobinu da tokom vremena dođe do resorpcije implantata i njihovo mesto se popuni novim koštanim tkivom. Ovako izrađeni implantati održavaju 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 da se pojavi razređenje koštane mase, na mestu gde je bio postavljen implantat, te da se ispravna repozicija oštećenih delova dovede u pitanje [17].

Materijal za izradu bioresorptivnih implantata je na bazi poliglikolaktata. Na slici 12 prikazan je bioresorptivni implantat (vijak) koji se koristi u ortopediji kod ligamentoplastike zgloba kolena.



Slika 12. Bioresorptivni vijci



3 meseca posle operacije



12 meseci posle operacije

Slika 13. Postoperativni RTG snimci kolena gde su korišćeni bioresorptivni vijci (posle 12 meseci vijak je potpuno nestao)

3.10 Primena metala i legura u ortopediji

U polju ortopedije, koja se bavi skeletnim poremećajima, kao što su povrede ili oboljenja kosti, zglobova, kičme, mišića i tetiva, legure titana, nerđajući čelici i kobaltove superlegure nalaze široku primenu u stabilizaciji ozleda

potpornih tkiva ili kao zamena za koštano tkivo. Metalni implantati, koji se često koriste u ortopedskoj hirurgiji uključuju zglobne proteze (totalne proteze kuka, kolena, ramena i lakta), delove za fiksaciju preloma (pločice, zavrtnji, eksterni fiksatori) i delove za fiksiranje kičme [22].

Operacije kojima se hirurškim putem zamenjuju zglobovi kuka i kolena su deo uobičajene medicinske prakse. Pomenute hirurške intervencije vrše se kod pacijenata sa osteoartritisom i reumatoidnim artritisom. Implantati u ovom slučaju predstavljaju cevi koje se ubacuju u medularni kanal kosti kako bi stabilisali protezu i delove zgloba. Kad je reč o totalnoj protezi kuka bitno je pomenuti da se glava butne proteze najčešće izrađuje od kobalt-hrom legure ili keramike, dok se komponenta koja zapravo zamenjuje butnu kost (stem) izrađuje od legure titana. Pokretni delovi zgloba, koje se međusobno dodiruju, kao što je čaušica butne kosti, se obično izrađuju od kobalt-hrom legure, keramike i polietilena velike gustine kako bi se postiglo značajno smanjenje trenja između kliznih površina zgloba [23].

Na osnovu istraživanja utvrđeno je da su titanove legure u kontaktu sa polietilenom neotporne na habanje, te se kod izrade endoproteze zgloba kuka koristi kombinacija: femoralna komponenta je od legure titana, a glavica (koja je u međusobnom kretanju sa acetabularnom kapicom koja je od polietilena) je izrađena od legure kobalta, čelika ili najčešće od keramike, koja se lako polira i otporna je na habanje (slika 14 i 15).



Slika 14. Različiti materijali kod proteze kuka

Konstrukcije totalnih zglobnih proteza i materijali od kojih se one izrađuju značajno su unapređene poslednjih decenija, ali problem njihovog životnog veka i dalje postoji zbog čega su istraživanja vezana za ovu problematiku od izuzetnog značaja.



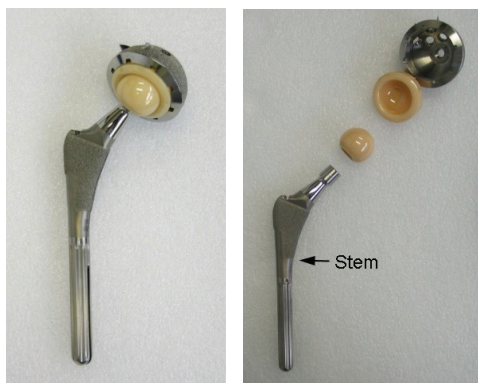
Slika 15. Proteze kuka napravljene od različitih materijala

4 PRIMER IZBORA MATERIJALA ZA FEMURALNI DEO PROTEZE VEŠTAČKOG KUKA

Dok je ugradnja implanta s mehaničkog gledišta relativno jednostavna, veći problem čini biokompatibilnost, tj. hoće li organizam prihvatiti strano telo i dolazi li do neželjenih međudelovanja.

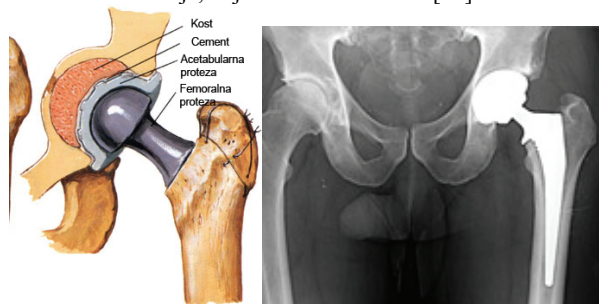
Ovde se kao primer razrađuje izbor materijala samo za stem femuralnog dela veštačkog kuka (slika 16), jer u obzir dolazi niz različitih vrsta materijala, s većom ili manjom trajnošću i cenom. Čaušica kuka ("klizni ležaj") ovde nije

analizirana, budući da se ona uglavnom izrađuje samo od polietilena visoke gustine (UHMWPE) ili od keramike od kojih se traži što niži faktor trenja.



Slika 16. Komponente proteze veštačkog kuka napravljene od različitih materijala

Da bi se pravilno izabrao materijal proteze, potrebno je dobro poznavati strukturu kosti i njena svojstva. Treba znati da je kost živo tkivo sastavljeno od anorganskih materija, koje sadrže takve kristale koji čine kost krutom, i organskih, želatinskih materija, koje kost čine žilavom [22].



Slika 17. Skica proteze veštačkog kuka i RTG snimak ugrađene proteze []

Mehaničkih karakteristike kostiju su mnogo lošije, u odnosu na one koje imaju neki metalni i kompozitni materijali. No, pri tome treba znati da zdrava kost sama zarašćuje i ima odličnu otpornost na delovanje naizmeničnog opterećenja. Zbog toga materijal proteze treba da bude mehanički otporniji od kostiju, jer ima sasvim ograničenu trajnost [23].

Zbog opsežnosti cele analize neće se definisati naponi usled statičkog i naizmeničnog opterećenja na kuku, koji se javljaju kao posledica mirovanja ili kretanja.

Analiza zahteva za materijale za protezu veštačkog kuka

Osnovni zahtevi koji se postavljaju za materijale za ovaj slučaj jesu [1, 2, 7]:

1. **Prihvatljivost tkiva (PT)** - ukazuje na rizik od odbacivanja implantata i veoma je važan zahtev. Ocene materijala variraju od 1 za najlošiji do 10 za najbolji. Donja granica prihvatljivosti iznosi 7.
2. **Otpornost na koroziju (OK)** je veoma važan zahtev, jer su telesne tečnosti vodeni rastvori soli i veoma su agresivne na materijal implantata. Korozija je štetna jer u kombinaciji s promenljivim opterećenjem može dovesti do loma. Ocene se takođe kreću od 1 do 10, a prihvataju se materijali sa ocenom > 7.
3. **Žilavost loma (KIC)**
Proračun delova dugo se zasnivao na naponu tečenja i stepenu sigurnosti. Pored toga što su radni naponi bili niži od dozvoljenih dolazilo je do iznenadnih lomova. Lom nastaje zbog rasta inicijalnih prslina na mestima ključaka i drugih diskontinuiteta, na koje su posebno osetljivi metali visokog napona tečenja i velike jačine. Zato je za ovu klasu materijala uveden pojam žilavost

loma, koji se odnosi na otpor širenju prslina.

Donja granica prihvatljivosti je $K_{Ic} = 40 \text{ MPam}^{1/2}$

4. **Zatezna čvrstoća (Rm)**
Iz analize naprezanja proizlazi da materijal treba da ima zateznu čvrstoću $Rm > 95 \text{ MPa}$.
5. **Dinamička izdržljivost (Rd)**
Frekvencija opterećenja iznosi od 1 do $2.5 \cdot 10^6$ ciklusa godišnje, zavisno od fizičke aktivnosti čoveka. Opterećenje na kuk je oko 2.5÷3 težine tela, tj. izračunato promenljivo naprezanje iznosi oko 3.1 MPa. Uz odnos $Rd/Rm = 0,35$ dobija se minimalna tražena vrednost savojne dinamičke izdržljivosti $Rd = 33 \text{ MPa}$.
6. **Otpornost na habanje (OH)**
Radi što dužeg veka implantata traži se što veća otpornost na adhezijsko habanje, a prihvatljivi se materijali sa ocenom >7.
7. **Modul elastičnosti (E)**
Elastična kompatibilnost implantata i koštane mase važna je zato da bi se izbegle različite elastične deformacije i postupno odvajanje proteze od kostiju. Nažalost, moduli elastičnosti zamenskih materijala su viši od modula elastičnosti kosti, pa je modul elastičnosti zato ciljana vrednost i iznosi 17 kN/mm^2 .
8. **Gustina (R)**
Poželjna je sličnost između gustine nadomestka i kostiju. Ciljana vrednost je gustina kostiju i ona iznosi oko 1.8 g/cm^3 .
9. **Troškovi (C)**
Ukupni troškovi uključuju cenu osnovnog materijala, troškove izrade i završne obrade. Kako nije moguća masovna proizvodnja, to troškovi proizvodnje i završne obrade postaju bitni u odnosu na ukupne troškove. Kao najviši iznosi troškova uzimaju se oni koji odgovaraju najskupljem materijalu i iznose 60 GBP/kg.
Danas primenjivani materijali za stem proteze veštačkog kuka su nerđajući čelici, Ti-legure i Co-Cr-legure. Nova rešenja traže se unutar polimernih kompozita i keramičkih materijala, kao i nanosenih slojeva postupcima modifikovanja površine, ali koji su još u fazi razvoja i ispitivanja.
Kvantitativno poređenje svojstava materijala izvedeno je metodom graničnih vrednosti, prema vrednosti pokazatelja vrednovanja M (izraz 2). Tražene vrednosti svojstava i faktori važnosti nalaze se u tabeli 2, a vrednosti svojstava kandidovanih materijala i rezultati vrednovanja u tabeli 3.
Kao što se vidi iz vrednosti pokazatelja vrednovanja M, titanova legura ima malu prednost u odnosu nad livenom i kovanom kobaltovom legurom i nelegiranim titanu. Najbolji među čelicima su austenitni nerđajući čelik AISI 316L i precipitacijski ojačani čelik SAE A286.
Ako bi se otpornosti na koroziju pridružila manja važnost, a troškovima veća, tada bi za manje trajnije proteze prednost dobili obični austenitni nerđajući čelici.

Svojstvo	Granica	Faktor važnosti
Prihvatljivost tkiva (PT)	donja $Y_i = 7$	0.2222
Otpornost na koroziju (OK)	donja $Y_i = 7$	0.1944
Žilavost loma (KIC)	donja $Y_i = 40 \text{ MPam}^{1/2}$	0.0833
Dinamička izdržljivost (Rd)	donja $Y_i = 33.25 \text{ MPa}$	0.1389
Zatezna čvrstoća (Rm)	donja $Y_i = 95 \text{ MPa}$	0.0833
Otpornost na habanje (OH)	donja $Y_i = 7$	0.0833
Modul elastičnosti (E)	ciljana $Y_k = 17 \text{ MPa}$	0.0833
Gustina (R)	ciljana $Y_k = 2100 \text{ kg/m}^3$	0.0556
Troškovi (C)	gornja $Y_j = 60 \text{ GBP/kg}$	0.0556

Tablela 2. Zahtevana svojstva i faktori važnosti [1]

Vrsta materijala Standard – Hemijski sastav	PT	OK	R _m , MPa	R _d , MPa	E, GPa	K _{IC} , MPam ^{1/2}	OH	R, g/cm ³	C, GBP/kg	M	Rang
AISI 316L (EN X2 CrNiMo 17 13 2) Fe/<.08C/16-18.5Cr/10-14Ni/2-3Mo/<2Mn/<1Si/<.045P/<.03S	8	7	550	270	198	195	8	7.87	2.8	0.617	5
AISI 317 (EN X2 CrNiMo 18 12 3) Fe/<.08C/17.5-20Cr/11-15Ni/3-4Mo/<2Mn/<1Si/<.045P/<.03S	8	7	570	290	193	170	8.5	7.97	3.2	0.633	8
AISI 321 (EN X10 CrNiTi 18 10) Fe/<.08C/17-19Cr/9-12Ni/<2Mn/<1Si/.3-.7Ti/<.045P/<.03S	8	7	600	265	197	180	8	7.95	2.4	0.632	7
SAE A 286 (DIN X4 NiCrTi 25 15) 54Fe/26Ni/15Cr/2Ti/1.3Mo/1.3Mn/.5Si/.2Al/.05C	8	8	1100	370	201	55	9	7.92	2.3	0.631	6
SAE 17-4 PH (EN X5 CrNiCuNb 17 4) Fe/<.07C/15.5-17.5Cr/3-5Ni/3-5Cu/.15-.45Nb+Ta/<1Mn/<1Si/<.04P/<.03S	8	8	1300	450	202	50	9	7.82	2.3	0.633	9
Co-Cr-Mo (ISO 5832/4) livena 45-65Co/20-30Cr + drugi elem., npr. Fe,Mn,Nb,Ni,Ta,W	9	9	700	350	225	135	10	8.6	22	0.572	2
Co-Cr-Ni-W kovana 40-70Co/19-32Cr + drugi elem, npr. Fe,Mn,Nb,Ta,W	9	9	1070	490	230	135	10	8.6	35	0.577	3
Nelegirani Ti – kovan 99Ti + drugi elem.	10	10	620	380	112	50	7	4.53	20	0.590	4
Ti6Al4V 90Ti/6Al/4V	10	10	1020	625	114	90	7.5	4.42	20	0.544	1
Epoksidna smola + 70% uglj. Vlakna KOST	7	7	580	170	46	45	7	1.55	60	0.736	10
	-	-	130	-	17	12	-	1.8	-	-	-

Tabela 3. Svojstva kandidovanih materijala za protezu veštačkog kuka [1, 9, 20, 24]

10. ZAKLJUČAK

Način na koji se bira pogodan materijal u prvom redu zavisi od broja i važnosti zahteva i kriterijuma koji su postavljeni. U slučaju malog broja zahteva velike važnosti težište je na kvalitativnoj i kvantitativnoj analizi svojstava i ponašanja manjeg broja materijala koji dolaze u užu izbor, putem informisanja ili iskustva. Primena kvantitativnih metoda odlučivanja dolazi u obzir kod velikog broja zahteva i kriterijuma, jer se razmatra relativno veliki broj prihvatljivih materijala.

Optimalni materijali biraju se kombinovanjem kvantitativnih metoda odlučivanja i ekspertnih znanja. Step sigurnosti odluka zavisi od prekrivenosti zahteva kvantitativnim pouzdanim vrednostima ili objektivnim procenama.

S obzirom da se biokompatibilni materijali koriste, ne samo u ortopediji, već i u drugim oblastima medicine, gde se nalaze u stalnoj interakciji sa živim tkivima, može se zaključiti da je za razvoj novih materijala za primenu u medicini izuzetno značajno poznavanje i razumevanje pomenutih interakcija, zbog čega biokompatibilnost i netoksičnost materijala postaju kritični faktori daljeg razvoja implantnih metalnih materijala. Takođe, kao osnovna smernica daljeg razvoja biokompatibilnih metalnih materijala izdvaja se i potreba za postizanjem niskih vrednosti modula elastičnosti savremenih biokompatibilnih metalnih legura, koja bi obezbedila što manju razliku između modula elastičnosti kosti i implantnog materijala, a čime bi se sprečilo dalje oštećenje koštanog tkiva i smanjenje gustine kostiju.

Primer izbora materijala za protezu veštačkog kuka pokazuje da se primenom kvantitativne metode odlučivanja dobijaju rešenja u skladu s današnjim primenama materijala u praksi.

11. LITERATURA

- [1] Filetin, T.: *Izbor materijala pri razvoju proizvoda*, Sveučilišni udžbenik, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2006.
- [2] Filetin, T.: "Odlučivanje o materijalima pri konstruiranju", Zbornik radova sa savj. "Modeliranje u znanosti, tehnici i društvu", Rijeka/Zagreb 2000, s. 97-105.
- [3] Filetin, T.: *Izbor materijala kao proces odlučivanja u konstruiranju*, Zbornik radova skupa o konstruiranju, Zagreb, 1984, s. B6-I/1-15.
- [4] Ashby, M.F.: *Materials Selection in Mechanical Design*, 3rd edition, Butterworth-Heinemann, Oxford, UK, (2005).
- [5] ASM Handbook Vol. 20, *Materials Selection and Design*, ASM Int., Ohio, 1997.
- [6] Kutz, M., editor: *Handbook of materials selection*, John Wiley & Sons, New York, 2002.
- [7] M.M. Farag: *Selection of Materials and Manufacturing Processes for Engineering Design*, Prentice Hall, London, 1989.
- [8] Filetin, T.: *Usporedba kvantitativnih metoda izbora materijala*, Zbornik radova 4. konferencije iz operacijskih istraživanja - KOI 94, Rab, 1994., s. 119-128.
- [9] *CES software - The CES EduPack 2005* (Cambridge Engineering Selector), Granta Design Ltd., Cambridge, 2005., www.grantadesign.com.
- [10] Enderle, J.D., Bronzino, J.D., Blanchard, S.M., editors: *Introduction to biomedical engineering*, Elsevier Inc. New York, 2005.
- [11] Hiromoto, S.: *Corrosion of Metallic Biomaterials in Cell Culture Environments*, The Electrochemical Society Interface. Vol. 17, No. 2 Summer 2008.
- [12] Cvijović-Alagić, I., Rakin, M.: *Integritet biomedicinskih implanta od legura titana (prvi deo)*, Integritet

- konstrukcija, Vol. 8, br. 1, (2008), str. 31-40
- [13] Bronzino, J.D., editor, *Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press, Boca Raton, FL, 2000.
- [14] Park, J.B., Bronzino, J.D., editors: *Biomaterials: principles and applications*. Boca Rator, FL: CRC Press; 2003. p. 1–241.
- [15] Teoh, S.H.: *Engineering Materials for Biomedical Applications*, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2004.
- [16] Grujić, J.: *Računarsko Modeliranje i eksperimentalno ispitivanje proteze zgloba kuka*, Magistarska teza - Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2008.
- [17] Ratner, B.D., ... [et al.], editors: *BIOMATERIALS SCIENCE An Introduction to Materials in Medicine*, Elsevier Academic Press, London, 1996.
- [18] Cvijović-Alagić, I., Rakin, M.: *Integritet biomedicinskih implanta od legura titana (drugi deo)*, Integritet konstrukcija, Vol. 8, br. 2, (2008), str. 121-130
- [19] Geetha, M., Singh, A.K., Asokamani, R., Gogia, A.K.: *Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review*, Progress in Materials Science 54, 2009. 397–425
- [20] Park, J.B.: *Biomaterials - The Biomedical Engineering Handbook*: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [21] Park, J.B., Lakes, R.S.: *Biomaterials - An Introduction* Third Edition, Springer Science+Business Media, LLC, 2007
- [22] Yaszemski, M., ... [et al.] editors, *Biomaterials in Orthopedics*, Marcel Dekker, Inc., New York, 2004
- [23] Sinha, R.K., editor: *HIP REPLACEMENT Current Trends and Controversies*, Marcel Dekker, New York, 2002.
- [24] Black, J., Hastings, G., editors: *Handbook of Biomaterial Properties*, CHAPMAN & HAIL, London, 1998.
- Autori:** Dr Dragan Adamović¹, dr Goran Devedžić¹, dr Branko Ristić², dr Lozica Ivanović¹
- ¹ - Univerzitet u Kragujevcu, Mašinski fakultet u Kragujevcu, Sestre Janjić 6, 34000 Kragujevac, Srbija, Tel.: +381 34 330-990, Fax: +381 34 333-192.
E-mail: adam@kg.ac.rs
devedzic@kg.ac.rs
lozica@kg.ac.rs
- ² - Univerzitet u Kragujevcu, Medicinski fakultet u Kragujevcu, Svetozara Markovića 69, 34000 Kragujevac, Tel./Faks: +381 34 306-800
E-mail: branko.ristic@gmail.com