

## METALI I LEGURE U FUNKCIJI BIOMATERIJALA

Tanikić I. Dejan,<sup>a)</sup> Manić T. Miodrag,<sup>b)</sup> Đenadić, M. Dalibor,<sup>a)</sup> Randelović S. Saša,<sup>a)</sup> Milovanović R. Jelena,<sup>b)</sup> Đekić S. Petar<sup>b)</sup>

<sup>a)</sup> Tehnički fakultet u Boru, Univerzitet u Beogradu

<sup>b)</sup> Mašinski fakultet Univerziteta u Nišu

DOI: 10.2298/vojtehg1202202T

OBLAST: materijali

VRSTA ČLANKA: pregledni članak

### Sažetak:

*Biomaterijali su prirodnog ili veštačkog porekla, a koriste se radi usmeravanja, potpomaganja ili zamene funkcije živih tkiva ljudskog tela. Metalni biomaterijali uglavnom se koriste za fiksaciju ili čak zamenu polomljenih ili oštećenih kostiju, zbog svoje velike čvrstoće, žilavosti i otpornosti na habanje. Legure koje se najviše koriste za ovu svrhu su nerđajući čelici, legure na bazi kobalta, kao i titanijum i njegove legure. U ovom radu dat je pregled metala i legura koji se najčešće koriste u biomedicini.*

*Ključne reči: biomaterijali, biokompatibilnost, metalni implantati.*

## Uvod

Korišćenje biomaterijala datira još iz drevnih vremena. Veštačke Oči, uši, zubi itd. nađeni su još na egipatskim mumijama, dok su Kinezi i Indijanci koristili razne voskove, lepkove i tkiva za rekonstrukciju nedostajućih ili oštećenih delova tela. Današnji stupanj razvoja veštačkih materijala, tehnika operisanja i metoda sterilizacije omogućava korišćenje biomaterijala za najrazličitije svrhe. Biomaterijali u obliku implantata (veštačke kosti i zglobovi, ligamenti, srčani zalisci, očna sočiva, zubni implantati itd.) i medicinski uređaji (pejsmejkeri, biosenzori, veštačka srca itd.) vrlo često se koriste za zamenu i/ili nadomeštanje funkcije oštećenih ili degenerisanih tkiva ili organa, za poboljšavanje funkcije, korekciju abnormalnosti, odnosno poboljšavanje kvaliteta života pacijenata [1]. Biomaterijali moraju da poseduju odgovarajuće karakteristike, čak i pri radu u veoma teškom okruženju, kakvo je ljudsko telo. Primera radi, pH vrednost telesnih tečnosti raznih tkiva u ljudskom organizmu varira u rasponu od 1 do 9. Tokom dnevnih aktivnosti, ljudske kosti su opterećene napo-

---

Napomena: Ovaj rad finansijski je podržalo Ministarstvo prosvete i nauke Republike Srbije u okviru projekta III41017 i TR34005.

nom reda veličine 4 MPa, dok se tetive i ligamenti u toku dana opterećuju i ekstremnim kratkotrajnim naponima, koji mogu biti u opsegu 40–80 MPa. Srednje opterećenje zgloba normalnog kuka je i do tri puta veće od težine tela (do 3000 N), dok ekstremno opterećenje za vreme skoka može biti i do 10 puta veće od težine tela [2]. Opterećenje kuka, koji ima urođenu manu, kao što je valgus deformacija, pri hodu trpi i 5 puta veće opterećenje, što je glavni uzrok brzog propadanja takvog kuka. Ova opterećenja se tokom dnevnih aktivnosti (stajanje, sedenje, trčanje, savijanje, vranje...) menjaju. U toku godine, broj ciklusa opterećenja zgloba na jednom prstu procenjuje se na oko  $1 \times 10^6$  ciklusa, dok je broj ciklusa opterećenja srca oko  $0,5-4 \times 10^7$ . Kao što se iz priloženog vidi, uslovi u kojima biomaterijali treba da funkcionišu su zaista teški, a u velikoj meri zavise i od stanja i aktivnosti pacijenta.

Reakcije živih organizama na biomaterijale su, kao što se i očekuje, različite. Samo neke materijale organizam prihvata. Pod određenim okolnostima neki materijal organizam dobro prihvata, dok, pod drugim okolnostima, taj isti materijal biva odbačen. Biomaterijal i biokompatibilnost su izrazi koji su ustanovljeni za ocenjivanje biološkog ponašanja materijala. Materijali koji su biokompatibilni nazivaju se biomaterijali, a biokompatibilnost je opisni izraz kojim se označava sposobnost materijala da se ponaša na odgovarajući način u organizmu u kojem se aplicira [3]. Wintermantel i dr. [4] proširili su ovu definiciju i ustanovili razliku između površinske i strukturalne kompatibilnosti implantata. Površinska kompatibilnost označava hemijsku, biološku i fizičku (uključujući površinsku morfologiju) pogodnost površine implantata za primenu kod tkiva domaćina. Strukturalna kompatibilnost predstavlja optimalnu adaptaciju implantata mehaničkom ponašanju tkiva domaćina. To znači da se strukturalna kompatibilnost povezuje sa mehaničkim karakteristikama materijala implantata, kao što su modul elastičnosti (E Youngov modul) i čvrstoća, dizajn implantata i optimalni prenos opterećenja duž linije razdvajanja implantata i tkiva. Optimalna interakcija između biomaterijala i domaćina postiže se u slučaju da je postignuta i površinska i strukturalna kompatibilnost. Treba napomenuti i činjenicu da uspešno prihvatanje biomaterijala u organizmu zavisi i od nekih drugih faktora, kao što su: tehnika operisanja (stepen traume prouzrokovan implantacijom, metodama sterilizacije itd.), zdravstveno stanje i aktivnost pacijenta. Klinička iskustva pokazuju da nisu svi inženjerski materijali podobni za primenu kao biomaterijali. Materijali koji se najčešće koriste u biomedicini mogu se svrstati u nekoliko grupa [5]:

- a) metali,
- b) keramički materijali,
- c) polimeri,
- d) kompoziti, sačinjeni od različitih kombinacija a), b) i c).

U tabeli 1. prikazane su mehaničke karakteristike nekih prirodnih i veštačkih materijala koje su od značaja pri izboru vrste biomaterijala [1].

Metali su poznati kao materijali velike čvrstoće, žilavosti i otpornosti na habanje. Nedostaci metala ogledaju se u niskoj biokompatibilnosti, podložnosti koroziji, suviše velikoj čvrstoći (u poređenju sa živim tkivima), velikoj gustini i oslobađanju metalnih jona koji potencijalno izazivaju alergijske reakcije tkiva [6].

Tabela 1

Table 1

Mehaničke karakteristike tkiva, metalnih, keramičkih i polimernih materijala  
Mechanical properties of tissues as well as metal, ceramic and polymer materials

	<b>Modul elastičnosti [GPa]</b>	<b>Zatezna čvrstoća [GPa]</b>
<i>Tvrdo tkivo</i>		
Kortikalna kost (longitudinalni pravac)	17,7	133
Kortikalna kost (transverzalni pravac)	12,8	52
Gleđ	84,3	10
Zubi	11,0	39,3
<i>Meko tkivo</i>		
Zglobne hrskavice	0,0105	27,5
Ligamenti	0,303	29,5
Tetive	0,4015	46,5
Koža	0,0001-0,0002	7,6
<i>Metali i legure</i>		
Nerđajući čelik	190	586
Co-Cr legura	210	1085
Ti legura	116	965
<i>Keramika</i>		
Glina	380	300
Cirkon	220	820
Bioglas	35	42
<i>Polimerni biomaterijali</i>		
Polietilen (PE)	0,88	35
Poliuretan (PU)	0,02	35
Politetrafluoroetilen (PTFE)	0,5	27,5
Poliacetal (PA)	2,1	67
Silikonska guma (SR)	0,008	7,6
Polisulfon (PS)	2,65	75

Keramički materijali imaju veoma dobru biokompatibilnost, otporni su na koroziju i habanje i poseduju veoma visoku otpornost na pritisak. U nedostatke keramičkih materijala ubrajaju se krtoš, otežana izrada, loše mehaničke karakteristike, velika gustina itd.

Veliki broj polimera ima široku primenu u biomedicini. Jedan od razloga je i taj što su polimeri prisutni u širokom dijapazonu sastava, osobina, oblika (geometrijska tela, vlakna, tanki filmovi, gelovi...) i mogu biti proizvedeni u kompleksne oblike i strukture. Međutim, oni su isuviše savitljivi i preslabi za aplikaciju u ortopedskoj praksi. Takođe, mogu absorbovati tečnosti, deformisati se, prikupljati neželjene proizvode (npr. monomere, popunjivače, antioksidante itd.) u zavisnosti od aplikacije i primene. Proces sterilizacije takođe može uticati na osobine polimera.

Polimer-kompozitni materijali predstavljaju alternativu, pri čemu se upotrebom ovih materijala prevazilaze nedostaci koji postoje kod gore pomenutih materijala.

Generalno, tkiva se grubo mogu podeliti na tvrda i meka. Kost i zubi su primer tvrdih tkiva, dok su koža, krv, tetive i ligamenti primeri mekih tkiva. Posmatrajući strukturnu i mehaničku kompatibilnost pomenutih materijala i tkiva, metali i keramike koriste se za aplikaciju kod tvrdih tkiva, dok se polimeri koriste za aplikacije kod mekih tkiva. Analizirajući predstavljene podatke (tabela 1) zapaža se da je modul elastičnosti metala i keramičkih materijala 10 do 20 puta veći od modula elastičnosti tvrdih tkiva. Jedan od glavnih problema koji se javlja u ortopedskoj hirurgiji je upravo velika razlika u čvrstoći kostiju, odnosno živog tkiva, i metalnih ili keramičkih implantata [7]. Prilikom raspodele opterećenja između kosti i implantata, veličina prouzrokovanog napona u njima direktno je povezana sa njihovom čvrstoćom. S obzirom na to, očigledno je da je kost znatno manje opterećena od implantata. Što je veći stepen razmimoilaženja čvrstoća tkiva i implantata to je veće razmimoilaženje u naprezanjima implantata i tkiva. Ovaj fenomen utiče na remodeliranje i proces ozdravljenja kostiju i dovodi do povećane poroznosti kostiju (poznate i kao atrofija kostiju). U praksi je pokazano da se, upotrebom implantata sa sličnom čvrstoćom koju ima i tkivo-domaćin, izbegava opasnost od ove pojave i na taj način poboljšava proces ozdravljenja kostiju. Imajući to u vidu, jasno je da je poželjno korišćenje materijala sa manjim modulom elastičnosti i čvrstoćom, kao što su polimerni materijali. Međutim, mala vrednost čvrstoće u kombinaciji sa malim modulom elastičnosti dovodi u pitanje osnovnu funkciju implantata. S obzirom na to da polimeri ojačani vlaknima (polimer kompozitni materijali) poseduju mali modul elastičnosti, ali i visoku vrednost čvrstoće, ovi materijali se preporučuju za neke ortopedske aplikacije. Jedna od najznačajnijih prednosti korišćenja polimer-kompozitnih materijala jeste što se dizajn i karakteristike implantata mogu varirati i kreirati tako da im mehaničke i fiziološke karakteristike budu što približnije karakteristikama tkiva-domaćina. U fazi razvoja, kao i za analizu naponsko deformacionog stanja implantata, odnosno fiksatora, uspešno se koriste CAx i MKE [8].

## Metalni biomaterijali i legure

Metalni biomaterijali ubedljivo se najduže primenjuju u biomedicini. Najčešće se koriste za fiksaciju i zamenu tvrdog tkiva (veštački kuk, veštačko koleno, pločice za fiksaciju prelomljenih kostiju, razne primene u stomatologiji itd. ...) i za izradu hirurških instrumenata [9]. Nerđajući čelik je prvi biomaterijal ikada korišćen za hirurške svrhe (dvadesetih godina prošlog veka). Zatim, tridesetih godina prošlog veka počinje sa primenom i legura na bazi kobalta zvana vitalijum. Metal koji je doveo do prave revolucije u biomedicini je titanijum. Uveden je u medicinsku primenu šezdesetih godina prošlog veka i do danas je ostao najčešće primenjivan biomedicinski metal. Jedna od ograničavajućih okolnosti je primena metalnih biomaterijala kod populacije koja boluje od osteoporoze, pa se u takvim slučajevima pribegava nekoj drugoj vrsti lečenja [10].

### *Nerđajući čelici*

Nerđajući čelici obuhvataju jednu veliku grupaciju različitih vrsta čelika koji imaju dobru otpornost na koroziju, uslovljenu visokim procentom hroma. Hrom ima veliki afinitet prema kiseoniku, što prouzrokuje stvaranje filma hromovog oksida na površini materijala na molekularnom nivou, koji je pasivan, adhezivan i veoma čvrst. Ovi čelici koriste se za mnogobrojne aplikacije u medicini, jer su lako dostupni, imaju nisku cenu, odlične mehaničke karakteristike uz odgovarajuću biokompatibilnost.

Konvencionalni nerđajući čelici koji se koriste za izradu metalnih implantata su austenitni nerđajući čelici. Najčešće korišćeni čelici za ovu svrhu imaju ASTM oznaku F138. Dva su osnovna tipa ovih čelika, pri čemu je osnovna razlika između njih u procentualnom sadržaju ugljenika. U upotrebi su, takođe, i čelici sa visokim sadržajem hroma i mangana uz, istovremeno, nizak sadržaj nikla. Međutim, ispitivanja su pokazala da je nikel jedan od najproblematičnijih elemenata u pogledu alergijskih reakcija. Daskora najrepresentativniji predstavnik nerđajućih čelika za biomedicinsku upotrebu, oznake SUS 316 L, sadrži veliku količinu nikla. Sa druge strane, problemi vezani za koroziju i piting takođe su veoma učestali kod ovog čelika [11]. Generalno, korozija i piting mogu se svesti na minimalnu meru smanjenjem legirajućih nemetalnih elemenata. Otpornost na habanje ima veliki značaj za implantate kod kojih postoji pokretljivost između komponenti [12]. Potrebno je, takođe, da materijal ima nemagnetičnu prirodu, zbog korišćenja magnetne rezonance u kasnijoj fazi oporavka pacijenta. Nerđajući čelik sa malim sadržajem nikla i visokim sadržajem azota, oznake NAS 106N, jeste materijal koji se najčešće koristi za izradu nerđajućih elektroda za funkcionalnu električnu stimulaciju. Ovaj materijal takođe poseduje odlične mehaničke karakteristike. Primeri pločica za fiksaciju od nerđajućeg čelika prikazani su na slici 1.



Slika 1 – Pločice za fiksaciju od nerđajućeg čelika  
 Figure 1 – Stainless steel fixation plates

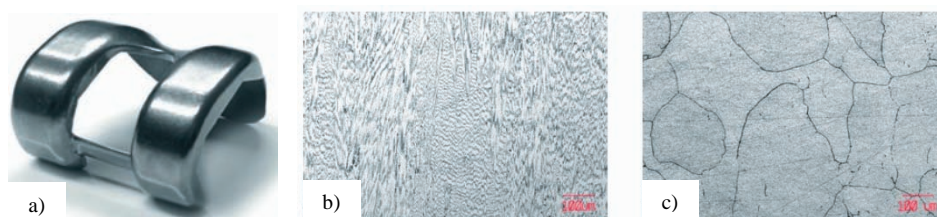
Nerđajući čelici za biomedicinsku upotrebu mogu da se dobiju i metalurgijom praha. EOS legirani nerđajući čelik PH1 (američka oznaka 15-5PH) tipični je predstavnik ove vrste čelika. Oni se odlikuju velikom otpornošću na koroziju, kao i odličnim mehaničkim karakteristikama, naročito u otvrdnjem stanju. Osim upotrebe u medicini, ovaj čelik se veoma često koristi u avio-industriji, kao i u svim slučajevima gde je potrebna kombinacija velike tvrdoće, čvrstoće i otpornosti na koroziju. Implantati od ovog materijala najčešće se izrađuju livenjem. Pri ovakvim okolnostima, mehaničke karakteristike u svim pravcima su približno iste. EOS PH1 nerđajući čelik može se obrađivati postupcima obrade materijala skidanjem strugotine, elektroerozijom, uspešno se spajaju zavarivanjem, poliraju, a po potrebi je moguće i nanošenje površinskih slojeva materijala.

### *Legure na bazi kobalta*

U medicini se najčešće koriste legure na bazi kobalta i hroma. One imaju znatno veću otpornost na habanje od nerđajućih čelika i titanijumovih legura. Zbog toga se najčešće koriste pri izradi veštačkih kuka, i to za izradu glave proteze [13]. U principu, postoje dve velike grupacije Co-Cr legura, i to: Co-Cr legure koje se koriste za livenje finalnog proizvoda i Co-Cr legure od kojih se finalni proizvod dobija kovanjem. Co-Cr legure za kovanje, za razliku od Co-Cr legura za livenje, koriste se za izradu implantata koji imaju veće zahteve u pogledu čvrstoće. Ove legure uglavnom sadrže veliki procenat nikla, koji je, kao što je napomenuto, veoma rizičan element u pogledu alergija. Specijalnom termomehaničkom obradom legure moguće je dobiti i leguru Co-28Cr-6Mo, koja ne sadrži nikl. Razmatrajući Co-Cr-Mo legure dolazi se do zaključka da bolju obradljivost imaju legure sa malim sadržajem ugljenika i velikim sadržajem azota. Kada su u pitanju legure za livenje, podjednako dobro se obrađuju i one sa velikim i sa malim sadržajem azota. Proces sinterovanja, koji se primenjuje za dobijanje ovih legura, podrazumeva tretiranje pri visokoj temperaturi, koja negativno utiče na njihove meha-

ničke karakteristike. To je dovelo do potrebe za takvim tipom visokougljenične Co-Cr-Mo legure, koja bi pored odlične otpornosti na habanje bila dobijena procesom sinterovanja na nižim temperaturama, što ne dovodi do remećenja njenih mehaničkih karakteristika. Ovaj proces sastoji se od topljenja vakuumskom indukcijom, podvrgavanja visokom pritisku, preciznom kovanju i valjanju. Ove legure takođe se izrađuju da zadovolje, kako zahteve u pogledu otpornosti na koroziju, tako i zahteve u pogledu mehaničkih karakteristika. Pored dobrih karakteristika u pogledu otpornosti na koroziju, ovi materijali pokazuju i dobru žilavost (dozvoljavaju minimum 8% izduženja). Otpornost na zamor i lom takođe su bitne karakteristike ovih materijala. Razvijene su i specijalne metode za dobijanje visokog kvaliteta obrađene površine ovih legura brušenjem [14].

Legure Co-Cr-Mo najčešće se koriste kada su u pitanju implantati za veštačke zglobove, kod kojih dolazi do međusobnog kontakta dva metalna dela, u stomatologiji i drugim oblastima. Legura sa ASTM oznakom F75 je Co-Cr-Mo legura koja ima izuzetne karakteristike čvrstoće, otpornosti na koroziju i otpornosti na habanje. Ovaj materijal, pored velike tvrdoće, ima i odlične mehaničke karakteristike koje dozvoljavaju poliranje površine gotovog proizvoda (do granice ogledala), što je u izvesnom broju slučajeva od presudnog značaja. Obradivost mu je odlična, ma o kom postupku mašinske obrade da se radi. Materijal se dobija metalurgijom praha, a zatim i termički obrađuje. Implantat za koleno, kao i mikrostruktura Co-Cr legure, pre i nakon termičke obrade prikazani su na slici 2.



*Slika 2*

- a) Implantat kolena od Co-Cr legure
- b) Mikrostruktura Co-Cr legure pre termičke obrade
- c) Mikrostruktura Co-Cr legure nakon termičke obrade

*Figure 2*

- a) Co-Cr alloy knee implant
- b) Co-Cr alloy microstructure before heat treatment
- c) Co-Cr alloy microstructure after heat treatment

## Titanijum i njegove legure

Titanijum i njegove legure predstavljaju najčešće korišćene materijale za biomedicinsku primenu. Uglavnom se koriste za zamenu i reparaciju tvrdog tkiva, kao što su veštačka ramena, veštački kukovi, zavrtnjevi za fiksatore, pejsmejkere, veštačka srca, itd. [15].

Komercijalno čist titanijum smatra se najboljim biokompatibilnim materijalom, jer ima sposobnost spontanog formiranja tankog površinskog sloja stabilnog i inertnog oksida. Glavne fizičke karakteristike titanijuma su: nizak nivo električne provodnosti, velika otpornost na koroziju, mala tendencija ka stvaranju jona u tečnim sredinama...

Čist titanijum i titanijumove legure  $\alpha+\beta$  tipa, uključujući i Ti-6Al-4V i Ti-6Al-4V ELI, prvenstveno su razvijeni kao strukturni materijali opšte namene, naročito u vazduhoplovstvu, a tek kasnije nalaze primenu u biomedicini. Međutim, kasnija istraživanja su ukazala na toksičnost  $\beta$  stabilizirajućeg elementa – vanadijuma. Zbog toga je vanadijum zamenjen drugim  $\beta$  stabilizirajućim elementom, gvožđem ili niobijumom, koji su mnogo sigurniji za primenu u živim organizmima. Naročito su u upotrebi Ti-5Al-2.5Fe i Ti-6Al-7Nb legure, koje spadaju u titanijumove legure  $\alpha+\beta$  tipa. Na sličnom konceptu razvijene su i druge biomedicinske legure  $\alpha+\beta$  tipa, kao što su Ti-6Al-6Nb-1Ta i Ti-6Al-2Nb-1Ta. Zatim su u praksu uvedene i titanijumove legure  $\alpha+\beta$  tipa koje ne sadrže ni V ni Al, a koje sadrže Zr ili Sn.

Kao što je ranije već napomenuto, modul elastičnosti implantata trebalo bi da bude što je moguće bliži modulu elastičnosti kosti, da ne bi došlo do atrofije kostiju. Modul elastičnosti titanijumove legure  $\alpha+\beta$  tipa Ti-6Al-4V mnogo je manji od modula elastičnosti nerđajućih čelika i Co legura. Međutim, modul elastičnosti je i dalje mnogostruko veći od modula elastičnosti kortikalne kosti.

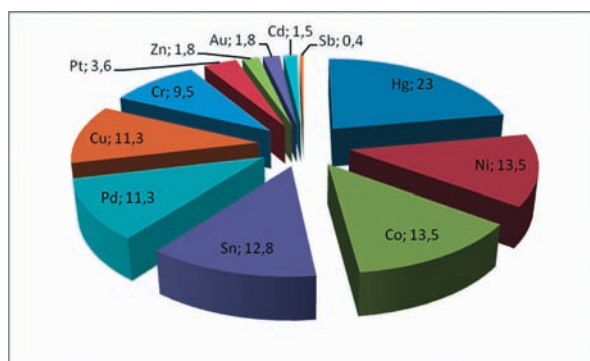
Modul elastičnosti titanijumovih legura  $\beta$  tipa znatno je manji od modula elastičnosti titanijumovih legura  $\alpha$ , kao i  $\alpha+\beta$  tipa, što je i glavni razlog njihovog masovnijeg korišćenja. Od pomenutih legura, u ASTM su registrovane legure Ti-13Nb-13Zr i Ti-12Mo-6Zr-2Fe. Najnovije biokompatibilne titanijumove legure sadrže veliki procenat Ta i Nb, čija je tačka topljenja i specifična težina mnogo veća od titanijuma, što uslovljava razvoj novih tehnologija livenja i kovanja ovih legura.

U principu, legirajući elementi moraju da budu netoksični. S druge strane, alergije na metale takođe predstavljaju značajan problem. Primera radi, u Evropi, oko 20% osoba ženskog pola i 4% osoba muškog pola imaju problem sa alergijama na nikal. Ono što je takođe evidentno jeste da se ovaj procenat povećava iz godine u godinu. Alergije na metale prozrokovane su otpuštanjem metalnih jona kroz telesne tečnosti. Procenat alergija na pojedine metale prikazan je na slici 3 [16].



Kada su u pitanju Ti legure, Nb, Ta i Zr su najpovoljniji biokompatibilni legirajući elementi. Legura koja ima sposobnost da memoriše oblik, Ti-Ni, često je korišćena u prošlosti, ali se zbog velikog sadržaja Ni u poslednje vreme ređe koristi.

Cena obrade titanijumovih legura je veoma visoka. Ukoliko se ove legure dobijaju metalurgijom praha, cena se znatno smanjuje. Ova tehnologija ima prednost i nad livenjem u kalupima. Da bi se izbegla porozna struktura sinte-rovane legure, koristi se postupak izostatičkog presovanja u toplom stanju.

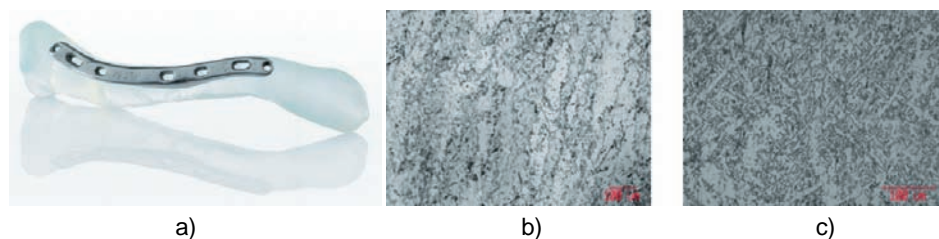


Slika 3 – Alergije na pojedine metale, u procentima  
Figure 3 – Allergies to some metals, in percentage terms

### Čist titanijum

Kao što je već napomenuto, glavne prednosti titanijuma nad ostalim materijalima koji se koriste u medicini jesu velika čvrstoća u kombinaciji sa malom specifičnom težinom, dobrom otpornošću na koroziju itd. Čist komercijalni titanijum dostupan je u četiri klase: 1, 2, 3 i 4, koje se koriste u zavisnosti od toga da li su prioritetni zahtevi usmereni ka čvrstoći, plastičnosti ili otpornosti na koroziju. Klasa 1 poseduje najveću plastičnost, dok su odlike klase 4 najveća čvrstoća i umerena deformabilnost. Titanijum klase 2 ima veću čvrstoću od klase 1, uz istovremeno odličnu otpornost na koroziju. Spada u biokompatibilne materijale koji se veoma često koriste u slučajevima gde je potrebno ostvariti direktni kontakt između implantata i čvrstog tkiva, odnosno kosti.

Ovaj materijal najčešće se dobija metalurgijom praha, pri čemu se veličina čestica kreće u granicama 45-100  $\mu\text{m}$ . Nakon toga se najčešće koristi neki od termičkih postupaka, kao što je izostatičko presovanje u toplom stanju. Obradljivost ovog materijala je veoma dobra i to pri sledećem režimu obrade: niska brzina rezanja, velika vrednost koraka rezanja, umerena količina sredstva za hlađenje i podmazivanje, oštar alat, velika krutost obradnog sistema. Delovi izrađeni od titanijuma klase 2 dobro se spajaju zavarivanjem, mada se tokom procesa mora voditi računa o njihovoj velikoj hemijskoj aktivnosti.



*Slika 4*

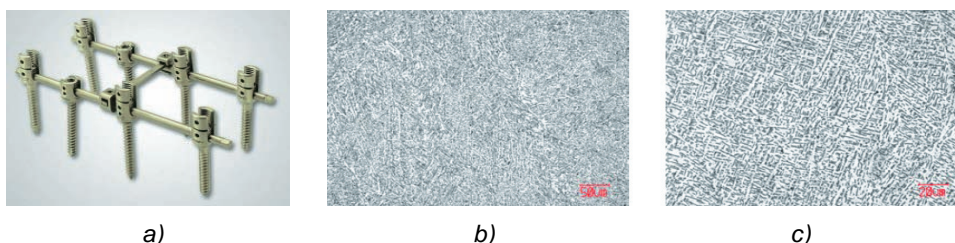
a) Fiksacijska pločica od čistog titanijuma Klase 2; b) Mikrostruktura čistog titanijuma Klase 2, uvećanje 100x; c) Mikrostruktura čistog titanijuma Klase 2, uvećanje 200x

*Figure 4*

a) Pure titanium Grade 2 fixation plate; b) Pure titanium Grade 2 microstructure, enlarged 100x; c) Pure titanium Grade 2 microstructure, enlarged 200x

### *Titanijumova legura Ti-6Al-4V*

Ti-6Al-4V je najviše korišćena titanijumova legura, kako u medicini, tako i u drugim oblastima (vazduhoplovstvo, auto-industrija, brodogradnja i sl.), naročito u slučajevima kada je potrebno obezbediti veliku čvrstoću uz istovremeno malu težinu.



*Slika 5*

a) Fiksacija za kičmu od titanijumove legure Ti-6Al-4V; b) Mikrostruktura Ti-6Al-4V, uvećanje 200x; c) Mikrostruktura Ti-6Al-4V, uvećanje 500x

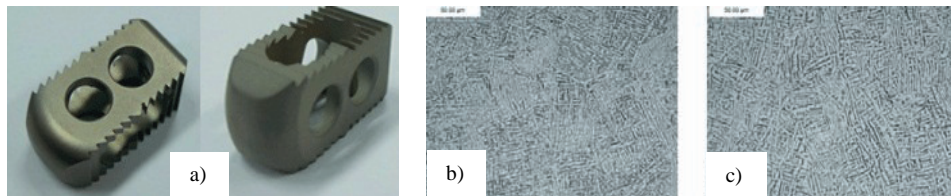
*Figure 5*

a) Titanium alloy Ti-6Al-4V spine fixation; b) Ti-6Al-4V microstructure, enlarged 200x; c) Ti-6Al-4V microstructure, enlarged 500x

Ovaj materijal pokazuje odličnu biokompatibilnost. U medicini su implantati i proteze od ovog materijala veoma česti. I ova legura dobija se metalurgijom praha, uz prateći termički postupak, npr. izostatičko presovanje u toplom stanju. Kao i čist titanijum i ova legura ima dobru obradljivost (za iste preporučene režime), kao i dobre karakteristike za varivanja.

### Titanijumova legura Ti-6Al-4V ELI (Ti64 Extra Low Interstitial)

Ova titanijumova legura je veoma slična leguri Ti-6Al-4V, sa tom razlikom što sadrži manji procenat kiseonika, azota, ugljenika i gvožđa. Ovakav sastav legure obezbeđuje bolju kovnost i bolju čvrstoću. Veoma je često korišćena legura za izradu implantata (naročito u stomatologiji). Ima izuzetno povoljne mehaničke karakteristike i veću mehaničku čvrstoću od komercijalno čistog titanijuma. Kao što je već napomenuto, novija ispitivanja ukazuju na nepovoljni uticaj aluminijuma i vanadijuma na razvoj Alchajmerove bolesti, neuropatiju itd. [17]. Takođe, prilikom međusobnog kontakta više metalnih elemenata, elementi bazirani na titanijumu pokazuju znatno habanje. To je i razlog zašto se ovi implantati koriste tamo gde otpornost na habanje nije od primarnog značaja [18].



Slika 6

- a) Fiksacija za kičmu od titanijumove legure Ti-6Al-4V ELI
- b) Mikrostruktura Ti-6Al-4V ELI, uvećanje 500x
- c) Mikrostruktura Ti-6Al-4V ELI, nakon termičke obrade, uvećanje 500x

Figure 6

- a) Titanium alloy Ti-6Al-4V ELI spine fixation
- b) Ti-6Al-4V ELI microstructure, enlarged 500x
- c) Ti-6Al-4V ELI microstructure, after heat treatment, enlarged 500x

## Zaključak

Metali i legure se veoma uspešno koriste u medicini za unutrašnju fiksaciju kostiju. Pored svojih dobrih osobina, koje se ogledaju u velikoj čvrstoći, žilavosti i otpornosti na habanje, metalni biomaterijali imaju i svoje nedostatke: nizak stepen biokompatibilnosti, podložnost koroziji, veliku gustinu i oslobađanje metalnih jona koji potencijalno izazivaju alergijske reakcije tkiva. Ono što je takođe evidentno jeste i činjenica da isuviše velika čvrstoća metala (u poređenju sa živim tkivom) može dovesti do pojave tzv. atrofije kostiju. U svakom slučaju, dobro izvedena operacija mora da obezbedi željeno biomehaničko ponašanje sa jedne strane, ali ne sme da dovede do dodatne traume tkiva niti otežanog krvotoka u predelu aplikacije. Treba uvek imati na umu činjenicu da su implantati u najvećem broju slučajeva samo privremeno prisutni, i da se nakon ozdravljenja po pravilu uklanjaju iz organizma.

## Literatura

- [1] Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., Leong, K., *Biomedical applications of polymer-composite materials: a review*, Composites Science and Technology, 61/9, 2001., str. 1189-1224.
- [2] Black, J., *Biological Performance of Materials: Fundamentals of Biocompatibility*, New York: Marcel Dekker, 1992.
- [3] Black, J., Hastings, G., *Handbook of Biomaterial Properties*, London UK: Chapman and Hall, 1998.
- [4] Wintermantel, E., Mayer, J., Blum, J., Eckert, K., Lüscher, P., Mathey, M., *Tissue engineering scaffolds using superstructures*, Biomaterials, 17/2, 1996., str. 83-91.
- [5] Hench, L., *Bioceramics: From Concept to Clinic*, Journal of the American Ceramic Society, 74/7, 1991., str. 1487–1510.
- [6] Geringer, J., Forest, B., Combrade, P., *Fretting-corrosion of materials used as orthopaedic implants*, Wear, 259, 2005., str. 943–951.
- [7] Ryan, G., Pandit, A., Apatsidis, D., *Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications*, Biomaterials, 27, 2006., str. 2651–2670.
- [8] Bougherara, H., Zdero, R., Dubov, A., Shah, S., Khurshid, S., Schemitsch, E., *A preliminary biomechanical study of a novel carbon-fibre hip implant versus standard metallic hip implants*, Medical Engineering & Physics, 33, 2011., str. 121–128.
- [9] Ribeiro, C., Severino, N., Cury, R., Oliveira, V., Avakian, R., Ayhara, T., Camargo, O., *A new fixation material for open-wedge tibial osteotomy for genu varum*, The Knee, 16, 2009., str. 366–370.
- [10] Moroni, A., Hoang-Kim, A., Lio, V., Giannini, S., *Current Augmentation Fixation Techniques for the Osteoporotic Patient*, Scandinavian Journal of Surgery, 94, 2005., str. 103–109.
- [11] Hoepfner, D., Chandrasekaran, V., *Fretting in orthopedic implants: a review*, Wear, 173, 1994., str. 189-197.
- [12] Mitković, M., Milenković, S., Micić, I., Mladenović, D., Mitković, M., *Results of the femur fractures treated with the new selfdynamisable internal fixator (SIF)*, Eur. J. Trauma. Emerg. Surg., DOI 10.1007/s00068-011-0157-7.
- [13] Nasab, M., Hassan, M., *Metallic Biomaterials of Knee and Hip - A Review*, Trends in Biomaterials & Artificial Organs, 24/1, 2010., str. 69-82.
- [14] Ohmori, H., Katahira, K., Akinou, Y., Komotori, J., Mizutani, M., *Investigation on Grinding Characteristics and Surface-Modifying Effects of Biocompatible Co-Cr Alloy*, CIRP Annals - Manufacturing Technology, 55/1, 2006., str. 597-600.
- [15] Elias, C. Lima, J., Valiev, R., Meyers, M., *Biomedical Applications of Titanium and its alloys*, JOM, 60/3, 2008., str. 46-50.
- [16] Niinomi, M., *Recent metallic materials for biomedical applications*, Metallurgical and Materials Transactions A, 33/3, 2002., str. 477-486.
- [17] Navarro, M., Michiardi, A., Castano O., and Planell, J., *Biomaterials in orthopaedics*, Journal of the Royal Society Interface 5, 2008., str. 1137–1158.
- [18] Nag, S. Samuel, S. Puthucode, A., Banerjee, R., *Characterization of Novel Borides in Ti-Nb-Zr-Ta + 2B Metal-matrix Composites*, Materials Characterization, 60/2, 2009., str. 106-113.

## METALS AND ALLOYS IN THE FUNCTION OF BIOMATERIALS

FIELD: Materials

ARTICLE TYPE: Review Paper

*Summary*

*Biomaterials are natural or synthetic materials, used for guidance, maintaining or replacing the function of the human body's live tissues. Metal biomaterials are mainly used for replacing broken or damaged hard tissues such as bones, because of their high strength, toughness and corrosion resistance. The most frequently used metals are stainless steels, cobalt based alloys as well as titanium and its alloys. A review of the metals and alloys mostly used in biomedicine are presented in this paper.*

*Introduction*

*Materials which have biocompatibility are called biomaterials, while biocompatibility is a descriptive term, determining the ability of the material to act in the appropriate way in the body where it is applied. Biomaterials must have adequate characteristics, even in very hard working environment, such as the human body. Clinical experiences show that not all engineering materials are convenient for the use as biomaterials. The most frequently used materials in biomedicine can be grouped as follows: a) metals, b) ceramic materials, c) polymers and d) composite materials made as a combination of a), b) and c) .*

*Metallic biomaterials*

*Metals are known as materials with high strength, stiffness and good wear resistance. The drawbacks of metals are a low level of biocompatibility, corrosion liability, a big mismatch of the elastic modulus between metals and human tissues, high density and release of metal ions which potentially cause allergic reactions of the tissues.*

*Stainless steels*

*Stainless steels comprise a big group of various steels with a good corrosion resistance due to high chrome percentage. Chrome has a big oxygen affinity, which results in the creation of a thin, passive, adhesive and very stiff film of the chrome oxide on the material surface on the molecular level. These steels are used for various applications in medicine due to their wide availability, low cost, good mechanical properties and good biocompatibility.*

*Cobalt based alloys*

*Co-Cr alloys are very frequently used materials in biomedicine. They have a higher level of wear resistance than stainless steels and titanium alloys. This is the reason why they are used for artificial knees, especially the head of the prosthesis. There are essentially two big groups of Co-Cr alloys: the first one is usually used to cast a product, while the second one is usually wrought by hot forging.*

## Titanium and its alloys

*Titanium and its alloys are the most widely used materials for biomedical use. They are mostly used for the reparation of the hard tissue, such as artificial hips and knees, fixation screws, pacemakers, artificial hearts, etc. The main physical characteristics of titanium are a low level of electro conductivity, high corrosion resistance and low tendency of releasing ions in liquid environment.*

### Pure titanium

*Pure commercial titanium is available in four grades: 1, 2, 3 and 4, which are used depending on the primary request: strength, ductility or corrosion resistance. Grade 1 possesses the highest formability, while grade 4 has the highest strength and moderate formability. Grade 2 titanium has higher strength than grade 1, together with excellent corrosion resistance. It is often used in the cases where there is a need for direct contact between the implant and the hard tissue i.e. bone.*

### Titanium alloy Ti-6Al-4V

*Ti-6Al-4V is the most frequently used titanium alloy in medicine, as well as other areas (aerospace, automotive and marine industry), especially where high strength and low weight of the product are needed.*

### Titanium alloy Ti-6Al-4V ELI (Ti64 Extra Low Interstitial)

*This titanium alloy is very similar to the former mentioned Ti-6Al-4V alloy, with lower percentage of oxygen, nitrogen, carbon and iron. This structure provides better ductility and strength. It is very often used for implants (especially in dentistry).*

### Conclusion

*Metals and alloys are used in biomedicine very successfully, replacing the functions of living tissues, primarily bones. Besides their good properties, e.g. high strength, ductility and wear resistance, metal biomaterials have drawbacks such as a low level of biocompatibility, corrosion vulnerability and release of metal ions which potentially cause allergic reactions.*

*Key words: biomaterials, biocompatibility, metal implants and fixators*

Datum prijema članka: 07. 12. 2011.

Datum dostavljanja ispravki rukopisa: 12. 01. 2012.

Datum konačnog prihvatanja članka za objavljivanje: 14. 01. 2012.