

**BIOKOMPATIBILNOST MATERIJALA U ORTOPEDSKOJ HIRURGIJI
I BIOLOŠKE REAKCIJE NA IMPLANTATE**

Dragan Dejković, Zoran Božović, Zoran Gačić, *Centar za multidisciplinarnu studiju Univerziteta u Beogradu*
Bojan Radojević, Milosav Zlatić, Časlav Lazović, *Specijalna hirurško-ortopedska bolnica "Banjica" Beograd*

Sadržaj - Rad sadrži analizu biokompatibilnosti materijala koji se danas najčešće koriste u ortopedskoj hirurgiji. Opisane su relevantne osobine, prednosti i nedostaci pri korišćenju u medicinske svrhe: legure čelika 316L, CoCr-legure, $TiAl_4V_2$ -legure, aluminijum i cirkonijum keramike (Al_2O_3 , ZrO_2), staklokeramike, polimere (UHMWPE), koštano cementa (PMMA), ugljeničnih vlakana (CF), hidroksiapatita (HA), trikalcijumfosfata (TCP), politetrafluoretilena (PTFE) i titaninida (TiN).

UVOD

Biokompatibilnost materijala, odnosno prihvatanje implantata od strane tkiva je od primarnog značaja pri proučavanju, pouzdanosti i veka trajanja implantata.

Poznato je da se organizam čoveka prema implantatu ponaša kao prema stranom telu. Pri ugradnji implantata aktivira se mehanizam za odbacivanje koji može dovesti do burne reakcije organizma i neuspešnog ishoda postupka implantacije. Taj negativni-odbojni odziv domaćina (organizma) prema gostu (implantatu) jednako se može dogoditi i prema biološkim implantatima (živim organima) i prema tehničkim implantatima izrađenim od tehničkih materijala.

Izbor bioloških implantata, njihova tipizacija i kodiranje svodi se na biološko-medicinski problem, dok izbor tehničkih implantata sadrži istraživanje biokompatibilnosti materijala koji se koriste za izradu implantata i ponašanja tkiva u njihovom prisustvu, što zahteva multidisciplinarna istraživanja sa biomedicinskog i tehničkog aspekta.

FAKTORI KOJI UTIČU NA TKIVNI ODZIV

Reakcije tkiva na strani materijal uprkos njegovoj biokompatibilnosti, nisu u potpunosti eliminisane. Zato je moguće definisati šest faktora značajnih za ponašanje tkiva prema implantatu¹⁾:

1. Biokompatibilnost materijala;
2. Dizajn implantata;
3. Mikrostruktura površine;
4. Stanje koštano tkiva;
5. Hirurška tehnika;
6. Dinamika opterećivanja implantata.

• Biokompatibilnost materijala - Pod biokompatibilnošću materijala za implantaciju podrazumeva se slab ili potpun izostanak odgovora tkiva na prisustvo stranog tela (implantata). Na biokompatibilne materijale organizam reaguje odbacivanjem, dok biointertne materijale organizam podnosi pa se nijedna promena ne može zapaziti kako na materijalu tako i u okolnim i udaljenim tkivima. Onda se kaže da su biomaterijal i biosistem u ravnoteži.

Prema tome od biomaterijala za izradu ortopedskih implantata zahteva se da budu: netoksični, bioinertni, da ne

prouzrokuju imunološki odgovor, da ne stvaraju hronične inflamatorne reakcije, da nemaju kancerogeni potencijal, da su otporni na koroziju i rastvorljivost, da je moguća sterilizacija, da je jednostavan postupak dobijanja i da poseduju potrebna mehanička svojstva²⁾.

• Dizajn implantata - Uspesna dizajn implantata, pored izbora kvalitetnog biomaterijala, podrazumeva optimalno dimenzionisanje implantata, njegovih kritičnih preseka i eventualnih sklopova, jednostavnost rešenja, kako za izradu, tako i za ugradnju-implantaciju³⁾. Broj komponenti bi trebalo svesti na minimum, a pouzdanost implantata, koja se najpre ispituje eksperimentalno (laboratorijski) treba da bude maksimalna, kako bi vek trajanja, a time i vreme eksploatacije bili dovoljno dugi.

• Površina implantata - Mnogobrojna istraživanja su pokazala da je stanje površine implantata od velikog značaja za proces fiksiranja implantata u biološkom materijalu. Tu je neophodno naći pravi odnos između zahteva da površina sadrži određeni broj mikro i makro neravnina koje implantatu omogućuju kvalitetan spoj implantata sa koštanim tkivom i ograničenje da povećana površina kontakta implantata sa biološkim materijalom povećava mogućnost reakcije organizma na strano telo.

• Stanje koštanog tkiva - Jedna zdrava, neinficirana kost kao uležište implantata neophodna je za uspeh postupka implantacije. To je u direktnoj zavisnosti od opšteg zdravlja pacijenta i sterilnosti hirurških prostorija i pribora, što treba imati u vidu pri planiranju i izvođenju hirurškog zahvata. Poznato je i to da se proces fiksiranja implantata kod mlađih osoba odvija znatno brže nego kod starijih, što je u direktnoj zavisnosti od kvaliteta biološkog materijala.

• Hirurška tehnika - Tehnika operativnog zahvata, počev od pripreme pacijenta, same operacije i postoperativnog tretmana od izuzetnog je značaja za uspešnost implantacije. Trajanje operativnog zahvata zavisi od dizajna implantata, kvaliteta komponenti i pomoćnog alata, individualnih osobine pacijenata ali takođe i od stručnosti i ugranosti medicinskih timova koji realizuju implantaciju.

• Dinamika opterećivanja (uhodavanje) implantata - Pored određivanja statičkih i dinamičkih opterećenja koja će implantat preneti tokom procesa eksploatacije i čije određivanje spada u fazu projekovanja implantata. Veoma važna je i dinamika opterećivanja već ugrađenog implantata. Intenzivno i preuranjeno opterećivanje implantata koji nije dovoljno čvrsto srasao može biti uzrok pomeranja implantata i nadraživanja okolnog tkiva, što može onemogućiti formiranje fibrozno tkiva, a time i pravilno srašivanje implantata u koštano tkvu. Iz tih razloga preporučuje se kontrolisano opterećivanje implantata posle njegove ugradnje i stručno praćenje postupka fiksiranja implantata.

BIOMATERIJALI U ORTOPEDIJI

Istorijski razvoj biomaterijala za izradu implantata u ortopediji, pre svega za izradu endoprotetskih sistema beleži mnogobrojne materijale koji su se koristili u tu svrhu. Godine 1840. Carnochan pokušava delove oštećenog femura da zameni drvetom, a Gluck 1890. u tu svrhu koristi sionovu kost. Kasnije se koriste anorganski materijali kao što su: celulozoid, zlat, bakar i drugi.^[4,5]

Prve zapažene rezultate postigao je Smit Peterson koji je bakelinom kapom razvio oštećene delove femura od acetabulumu (tzv. *cup-plastika*).

Ozbiljna primena endoprotetskih sistema se vezuje za ime Austin Moor, koji 1930.god. daje osnovnu konstrukciju, a 1940. usavršava parcijalnu endoprotezu zgloba kuka koja se održala sve do danas. Ova endoproteza je bila izrađena od nerđajućeg čelika 316L.^[3,4]

Danas imamo preko 200 modela samo endoproteza zgloba kuka^[6], a procenjuje se da se u svetu godišnje izvrši oko 200.000-250.000 implantacija zgloba kuka^[7]. Za izradu raznovrsnih tipova endoprotetskih sistema (kuk, koleno, skočni zglob, zglobovi šake i dr.) primenjuje se čitava lepeza najraznovrsnijih materijala, koju čine: visokokvalitetni nerđajući čelici (316L), Ti-legure, CoCrMo-legure, keramike (aluminijum i cirkonijum keramika), staklokeramike, polimeri (UHMWPE), ugljenične niti (CF) i drugi. Oblaganje metalnih delova radi postizanja boljih fizičko-mehaničkih svojstava vrši se hidroksiapatitom (HA), trikalcijumofosfatom (TCP) i titanitridom (TiN). Fiksiranje implantata u koštanoj tkivu najčešće se ostvaruje primenom polimetilmetakrilata (PMMA) kod cementnih ili urastanjem tkiva kod bescementnih endoproteza.^[8]

REAKCIJE TKIVA NA 316L

Legura pod komercijalnim nazivom 316L spada u grupu nerđajućih čelika za medicinsku primenu i čija primena za izradu endoprotetskih sistema pripada prošlosti. Tridesetih godina Austin Moor koristi ovaj materijal za izradu endoproteza koja se za proteklo vreme pokazala izuzetno uspešnom i konstrukcija se sa malim izmenama održala sve do danas.

Međutim, razvoj novih i kvalitetnijih materijala je potisnuo legure čelika sa spiska biomaterijala za izradu dugotrajnih implantata. Pored odličnih mehaničkih osobina legura 316L se odlikuje velikim modulom elastičnosti koji nepovoljno utiče na transfer opterećenja sa koštanog tkiva na implantat.

S druge strane, dugotrajno ostajanje implantata od ovog materijala u organizmu čoveka uzrokuje izvesne korozivne promene na površinama implantata, kakve konstatovana je nedovoljna postojanost na dugogodišnji uticaj organizma. Poseban problem je nastao kada su uočeni tragovi legirajućih elemenata u vitalnim organima čoveka (Npr; tragovi mangana u jetri)^[6].

Iz tih razloga primena specijalnih legura čelika za izradu implantata u ortopediji je svedena na minimum i to jedino gde implantacija nije dugotrajnog karaktera (fiksatori i sl.)

REAKCIJE TKIVA NA CoCr-legure

Mehaničke osobine CoCr-legura su superiornije u odnosu na čelik naročito u pogledu korozije i zamora materijala. Razlika u svojstvima omogućila je CoCr-legurama primenu za izradu implantata.

CoCr-legura koristi se za izradu trajnih implantata (komponenti endoprotetskih sistema), a prva njena primena datira od legure po imenu *Vitalium*. CoCr-legure odlikuju se izvanrednim karakteristikama habanja i dobre su korozivne postojanosti. U fiziološkom okruženju su neaktivne, pa ih organizam dobro prihvata. Vek trajanja endoprotetskih sistema izrađenih od ovog materijala je dug. U kombinaciji sa UHMWPE mali je koeficijent trenja na spoju, tako da su rezultati kliničke primene dobri.

REAKCIJE TKIVA NA Ti i Ti - legure

Čist titan odlikuje se izvanrednom biološkom kompatibilnošću. Postojan je na koroziju i ima nizak modul elastičnosti, što mu omogućava dobar prenos fizioloških opterećenja.

Titan može da reaguje sa vazduhom ili u vodenoj sredini pri čemu se formira oksidni film na površini. Taj oksidni sloj ima osobine keramike, pa je otpornost na fiziološke tečnosti izvanredna. Stoga titan, zahvaljujući svojim osobinama predstavlja savršen biomaterijal koji je poželjan za hiruršku primenu. Ti-legure karakteriše dobra kombinacija visoke nosivosti i niskog modula elastičnosti^[9].

Legura titana sa 6% aluminijuma i 4% vanadijuma (TiAl₆V₄) ima dobra mehanička svojstva: pritisna čvrstoća, granica razvlačenja, modul elastičnosti i dr., pa je zbog izuzetne biokompatibilnosti i inertnosti u fiziološkoj sredini pogodna za izradu trajnih implantata (endoproteza) u ortopediji.

REAKCIJE TKIVA NA PMMA

Ostvari pouzdan spoj metalnog implantata sa koštanim tkivom, gde treba premostiti velike razlike u modulu elastičnosti implantata i kosti, a takođe i u načinu deformisanja materijala, gde se kosti deformišu anizotropno, a implantati izotropno, predstavlja veliki problem u hiruriji implantata.

Do sada najčešće primenjivan koštani cement je Polimetilmetakrilat PMMA (*Polymethylmethacrilate*). Dobre karakteristike, kao što su moduli elastičnosti, čvrstoća veze i brzina ostvarivanja pune fiksacije implantata u koštanoj tkivu umanjuju problemi vezani za proces polimerizacije pri ugradnji implantata, postojanost fizičko-mehaničkih osobina tokom dugog eksploatacionog veka implantata i izvesna toksičnost polimetilmetakrilata.^[9,10,11]

REAKCIJE TKIVA NA POLIMERE

Kada se govori o polimerima za izradu implantata u ortopedskoj hiruriji, pre svega misli se na Ultravisokomolekularni polietilen UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene). Ova; polimer se karakteriše dobrim osobinama trenja u spoju i pogodnim modulom elastičnosti, postojanošću prema abraziji i zamoru materijala, ima veliku udarnu žilavost, mali koeficijent trenja, izražen elekat amortizacionog dejstva, glatke površine i dobru biokompatibilnost. Nedostatak je što vremenom gubi mehanička svojstva, naročito u organskoj sredini (tzv. lom u mediju). Uprkos dobrim mehaničkim osobinama njegovo trošenje u spoju je veliko (za endoproteze zgloba kuka iznosi i do 0.2mm/god) što uzrokuje reviziju endoproteze 10-15 godina posle implantacije^[12]. Takođe, usled trošenja imamo pojavu opijaka koji "zagaduju" okolno tkivo i uzrok su tzv. *partikularne bolesti*.

REAKCIJE TKIVA NA KERAMIKE

Najčešće primenjavane keramike za izradu komponenti endoprotetskih sistema su aluminijum keramika Al_2O_3 (*alumina*) i cirkonijum keramika ZrO_2 (*cirkona*). Ove keramike spadaju u grupu bioinertnih keramika i odlikuju se visokim stepenom čvrstoća i gustine, izuzetnom biokompatibilnošću, niskim koeficijentom trenja, odličnim tribološkim svojstvima, neznatnim habanjem, izraženom otpornošću na koroziju, visokom moći nošenja i velikom tvrdoćom.

Alumina se najčešće koristi za izradu komponenti endoprotetskih sistema kuka i kolena, koštanih zavrtnjeva, segmentnih zamena kostiju u stomatologiji i maksilofacijalnoj hirurgiji. Izvršne osobine aluminijum keramike u pogledu habanja i veka trajanja omogućile su primenu ovog biomaterijala kod mladih i aktivnijih pacijenata. Naročito su važna izvanredna tribološka svojstva aluminijum keramike u spoju sa UHMWPE^[13]. Međutim, rizik od frakture, zbog krstosti materijala je još uvek velik. Neka istraživanja ukazuju na sumnju da aluminijum iz keramike može biti neurotoksičan^[1].

Cirkonijum keramika (cirkona) nedavno se pojavila kao dobar, alternativni keramički materijal sa impresivnim mehaničkim svojstvima, posebno u pogledu otpornosti na lom, žilavosti i modulom elastičnosti od 150-208 GPa (Al_2O_3 ima oko 380-420 GPa, dok je modul elastičnosti kortikalne kosti iznosi 7-25 GPa)^[14]. To je uzrokovalo brzi porast primene ove keramike u medicini. Međutim, veliki problem je postojanje radioaktivnosti (α -zračenja) cirkonijuma i vreme trajanje tog zračenja^[14].

REAKCIJE TKIVA NA HA I TCP

Hidroksiapatiti HA (hidroxyapatite) i trikalcijumfosfat TCP (tricalcium phosphat) spadaju u grupu resorptivnih keramika i koriste se kao porozne keramike za tkivni rast.

Kalcijum fosfati generalno su veoma biokompatibilni materijali i direktno se povezuju sa koštanim tkivom. Razlog tome je što su ti materijali istovetni po hemijskom sastavu pa su sposobni da se integrišu na dodirnim površinama i formiraju čvrst spoj. Karakteristike tog spoja su da ne sadrži kolagena vlakana, apatitni kristali su sitni i uočeno je prisustvo ugljenikovih apatita^[15,16]. Ipak, uklanjanje implantata sa mesta ugradnje nemoguće je bez razaranja koštano tkiva koje okružuje implantat.

Moguće je metalni implantat obložiti tankim slojem hidroksiapatita i tako ostvariti uspešno fiksiranje implantata u originalnu kost pomoću novotvorenih kosti stvorene interakcijom između hidroksiapatitne prevlake i koštano tkiva. Da bi spoj hidroksiapatita sa metalnim implantatom bio dobar, neophodno je da pore na implantatu budu manjeg prečnika od $200\mu m$ ^[17]. Tako bi ova grupa keramičkih materijala mogla da od PMMA preuzme ulogu koštano tkiva u fiksiranju implantata u koštano tkivo.

REAKCIJE TKIVA NA UGLJENIČNA VLAKNA

Ugljenična vlakna CF (carbon fiber) zauzela su svoje mesto u spektru biokompatibilnih materijala posle vrlo uspešne primene u vazduhoplovno-kosmičkoj tehnici. Izvanredna mehanička svojstva ovog materijala eksperimentalno i praktično dokazana, bila su signal za razmišljanje o primeni u medicinske svrhe.

Ispitivanje ponašanja ugljeničnih niti u biološkom okruženju dala su dobre rezultate, pa se ovaj materijal našao

u grupi odličnih biomaterijala sa dobrom perspektivom za primenu u medicini.

Testiranje tri tipa ugljeničnih niti (CF-PSU, CF-PEK, CF-PEEK) na zamor materijala pokazalo je da najbolja svojstva imaju niti tipa CF-PEEK (Carbon fiber/polyetheretherketone), pa se stoga preporučuju za primenu^[18,19].

Morfološka ispitivanja okolnog tkiva i njegovog urastanja u implantat od isprepletenih ugljeničnih niti dala su dobre rezultate i treba očekivati uspešnu kliničku primenu ovog biomaterijala^[20].

REAKCIJE TKIVA NA METALNE PREVLAKE

Metodom fizičke depozicije PVD (physical vapor deposition) moguće je na metalne predmete nanositi prevlake od različitih metala (TiN, ZrN, TiAlN, TiZrN i dr.).

Najčešće primenjavana prevlaka je titan-nitrid (TiN) koja se nanosi na glavicu endoproteze zgloba kuka. TiN-prevlaku karakteriše velika površinska tvrdoća (2400HV), zadržavanje žilavosti osnovnog materijala, mali koeficijent trenja i izvanredna otpornost na habanje.

Problem kvaliteta adhezione veze prevlake sa osnovnim materijalom i mogućnost odvajanja delova prevlake (ljuspic) od osnovnog materijala ograničavaju širu primenu ove tehnologije u medicini.

ZAKLJUČAK

Optimalan izbor materijala za izradu implantata-endoprotetskih sistema i pored odličnih eksperimentalnih i kliničkih rezultata nije konačno moguć. Može se smatrati da karakteristike biokompatibilnosti materijala prednjače nad mehaničkim svojstvima materijala, dizajnom endoproteza i načinom fiksacije. To zahteva istraživanja u smeru poboljšanja, pre svega veličine modula elastičnosti materijala, načina proširivanja deformacija kroz materijal, optimizacije dizajna i broja komponenti endoprotetskog sistema, a posebno načina fiksiranja implantata u koštano tkivo.

Poboljšanje fiksiranja se može kretati u smeru racionalizacije makro i mikro neravnina na površini implantata kod bescementne fiksacije i poboljšanja karakteristika PMMA ili razvojem novog koštano cementa, kod cementne fiksacije implantata.

Danas je moguće izraditi endoproteze u spoju metal/metal od CrCo-legure (*metasul*), čije trošenje iznosi $3-4\mu m/god$ ^[21], ili $TiAl_3V_6$ -legure presvučene slojem TiN u kombinaciji sa UHMWPE čije trošenje iznosi $2.3\pm 0.6\mu m/god$.^[22] Međutim, rešenje problema trošenja u spoju ne rešava problem veka trajanja endoprotetskog sistema, odnosno pouzdanosti endoproteze.

Odlični istraživački rezultati postignuti su sa NiTi-legurom, samostalno ili obloženom tankim slojem politetrafluoretlenom (PTFE)^[23]. Primena ugljeničnih niti u kombinaciji sa kobalt-hromom i titanom u cilju ojačanja polimera PEEK pokazala se uspešnom^[24]. Oblaganje CoCr-legura fosfatnim staklom ili fosfatnom staklokeramikom dalo je takođe dobre rezultate^[25]. Biokompatibilne kompozitne prevlake od smeše biostakla i 30% čestica titana radene VPD-tehnikom dale su odlične rezultate^[26].

Nesumnjivo, budućnost biokompatibilnih materijala je već tu, pitanje je samo koji će od tih biomaterijala biti najuspešniji u kliničkoj primeni.

LITERATURA

- [1] B. Albrektsson, T. Albrektsson, L. Lidgren, "Biomaterials, Part I", Acta Orthop. Scand. 59(2) pp.197-225; 1988.;
- [2] D. Dejković, B. Radojević, M. Zlatić, Z. Božović, "Materijali za izradu endoprotetskih sistema", Acta Orthopaedica Iugoslavica, časopis u štampi, Beograd, 1995.;
- [3] D. Dejković, B. Radojević, Z. Božović, Z. Stojiljković, P. Pejinović, R. Agatonović, "O endoprotezi zgloba kuka", Acta Orthopaedica Iugoslavica, vol. XXV, br.2., str.65-72, Beograd, 1994.;
- [4] M. Zlatić, "Totalne artroplastike kuka - događanja i stremljenja", Acta Orthopaedica Iugoslavica, vol. XXVI, br.2., pp. 93-98, 1995.;
- [5] B. Radulović, "Preobražaj ortopedija", XI Kongres udruženja ortopeda i traumatologa Jugoslavije, Niš, 1994.;
- [6] D. Dejković, "Analiza pouzdanosti proteze veštačkog kuka", magistrski rad, Beograd 1992.;
- [7] T.P. Sculco, "The Economics of Infected Arthroplasty", Tenth Annual, December 15-17, Cleveland, Ohio, 1994., p.57.;
- [8] L. Linder, "Tissue reakcion to implant metals other than titanium", Acta Orthop. Scand. 59(2): pp.220-221. 1988.;
- [9] G. Dejković, D. Dejković, B. Radojević, M. Zlatić, R. Agatonović, "Polimetilmetakrilat (PMMA) kao sredstvo za fiksiranje u ortopedskoj hiruriji", ETRAN, zbornik radova u štampi, Zlatibor, 1995.;
- [10] S. Toksvig-Larsen, H. Franzen, L. Ryd, "Cement interface temperature in hip arthroplasty", Acta Orthop. Scand. 62(2):102-105, 1991.;
- [11] Jasty, M., Davies, J., Connor, D., Burke, D., Harrington, T., Harris, W., Porosity of Various Preparations of Acrylic Bone Cements, Clin. Orthop. 259:122-129, 1990.;
- [12] D. Bohyn, "Component Modularity in Hip Design, Current Concepts in Joint Replacement", Tenth Annual, December 15-17, Cleveland, Ohio, 1994., p.83.;
- [13] D. Dillani, M. Nignoli, L. Catamo, G. Gualtieri, "Experimental wear in hip prosthesis", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 220.;
- [14] P. Thome, "Influence of zirconia on hip prosthesis coupling systems", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 219.;
- [15] L. Hench, "Bioceramics: From Concept to Clinic", J. Am. Ceram. Soc., 74, pp.1487-1510, 1991.;
- [16] H. Yano, "A preliminary study of an artificial limb interface of prosthesis directly linked to the stump. A new approach to a clinical application of hydroxyapatite ceramics", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 231.;
- [17] L. Rizzo, S. Stedman, G. Guasto, B. Vicenzi, "Novel microstructures of hydroxyapatite materials optimising mechanical properties and compatibility", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 222.;
- [18] M. Sinnacher, L. Dürselen, P. Augat, L. Claes, "Mechanical properties of carbon fibre reinforced bone screws for spine surgery", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 220.;
- [19] H. Schutte, R. Friedman, M. D'ariano, G. Zhang, J. Kennedy, R. Latour, "Mechanical property durability of carbon fiber reinforced polyetheretherketone composite material in physiological saline", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 233.;
- [20] S. Blazewicz, J. Chlopek, C. Wajler, A. Görecki, W. Kus., "Engineering of fibrous carbon bio-materials", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 227.;
- [21] N. Boehler, "Metal/Metal Articulating Interfaces, Current Concepts in Joint Replacement", Tenth Annual, December 15-17, Cleveland, Ohio, 1994., p.77.;
- [22] F. Buechel, "Clinical Use of Thin Film Ceramic Coatings, Current Concepts in Joint Replacement", Tenth Annual, December 15-17, Cleveland, Ohio, 1994., p.78.;
- [23] S. Lombardi, L. Yahia, A. Seimani, C. Rivard, "Plasma surface modification of nickel-titanium shape memory alloys: an X-ray photoelectron spectroscopy study", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 222.;
- [24] G. Gabriellson, L. Ericson, C. Larsson, P. Thomsen, "Bone healing around peak, cobalt-chromium and titanium", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 229.;
- [25] P. Wange, M. Frigge, G. Völksch, C. Jana, W. Götz, "Coatings of phosphate glasses and phosphate glass ceramics on Co-Cr-alloys", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 221.;
- [26] M. Ferraris, E. Vernè, P. Rabajoli, L. Paracchini, R. Chiesa, F. Brossa, "Plasma sprayed biocomposites for clinical applications", VIII World Ceramics Congress, Florence, 1994., p. 218.;

Abstract - This paper describes biocompatibility of materials in the orthopaedics surgery. Relevant properties of stainless steel (316L), cobalt-chrome alloy, titanium alloy, aluminium and zirconium ceramics (alumina Al_2O_3 , zirconia ZrO_2), glass-ceramics, polymers (UHMWPE), bone cement (PMMA), carbon fiber (CF), hydroxyapatite (HA), tricalciumphosphate (TCP), polytetrafluoroethylene (PTFE), titanium-nitride (TiN), as well as advantages and disadvantages in their medical use, are described.

BIOCOMPATIBILITY OF MATERIALS IN ORTHOPAEDICS SURGERY AND BIOLOGICAL REACTIONS TO IMPLANTS

Dragan Dejković, Zoran Božović, Zoran Gačić, Bojan Radojević, Milosav Zlatić, Časlav Lazović