



UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA MATEMATIKO IN FIZIKO
ODDELEK ZA FIZIKO

BIOMATERIALI

Seminar pri Izbranih poglavjih iz uporabne fizike

mentor:
doc. dr. Primož Ziherl

Dejan Paradiž
Ljubljana, 3. maj 2007

KAZALO

POVZETEK.....	3
UVOD.....	4
1. BIODOPATIBILNOST.....	4
2. TOKSIČNOST BIOMATERIALOV.....	5
3. CELJENJE.....	5
4. MEHANSKE LASTNOSTI BIOMATERIALOV.....	6
4.1 NARAVNI BIOMATERIALI.....	7
4.2 UMETNI MATERIALI.....	8
4.2.1 Kovine.....	9
4.2.2 Polimeri.....	9
4.2.3 Keramika.....	11
5. BIOMEHANIKA.....	12
5.1 STATIČNE OBREMENTIVE.....	13
5.3 ČIKLIČNE OBREMENTIVE BIOMATERIALOV.....	14
5.4 OBRABA BIOMATERIALNIH IZDELKOV.....	15
ZAKLJUČEK.....	16
REFERENCE :.....	17

Povzetek

V seminarski nalogi so predstavljeni biomateriali. Na začetku so omenjene pomembne specifične lastnosti biomaterialov kot je biokompatibilnost, toksičnost in vpliv na celjenje. V nadaljevanju so predstavljeni nekateri naravni biomateriali in njihove mehanične lastnosti, ki služijo kot primerjava za umetne biomateriale. Ti pa so podrobneje predstavljeni v nadaljevanju. Nato so še predstavljeni biomehanični procesi, v katere so vključeni biomateriali.

Uvod

Biomateriali so sintetični ali naravni materiali v trdni ali tekoči obliki, katerih uporaba sega že v obdobje starodavnih civilizacij. Umetne oči, ušesa, zobe in nosove so odkrili že pri egipčanskih mumijah. Kitajci in Indijci so uporabljali voske in smole za rekonstrukcijo manjkajočih ali okvarjenih zunanjih delov telesa. Z uporabo znanj iz medicine, biologije, kemije in fizike materialov, se je področje o biomaterialih v zadnji polovici stoletja izjemno razvilo.

Čeprav se biomateriali predvsem uporabljajo v medicinskih protezah (implantih), jih uporabljajo tudi za vzgojo celičnih kultur, za teste krvnih proteinov v kliničnih laboratorijih, v procesiranju biomolekul v biotehnologiji, za regulacijo plodnostnih vsadkov pri živini, pri gojenju ostrig in za celično-silikonske "biočipe".

Biomateriali se le redko uporabljajo samostojno, v večini primerov se integrirajo v določene medicinske naprave ali implante. Umetni biomateriali so lahko različne kovine, keramika, polimeri, steklo, ogljikovi materiali, tkanine in kompozitni materiali. Takšni materiali se uporabljajo kot mehanski deli, prevleke, vlakna, prekrivalni filmi in pene.

Za lažje opredeljevanje so biomateriali definirani kot neživi materiali, ki se uporabljajo v medicinske namene, z namenom interakcije z biološkimi sistemi [1].

Če odstranimo besedo "medicinski", postane definicija splošnejša, a vseeno uporabna. Ob odstranitvi besede neživi postane definicija še splošnejša in lahko vanjo vključimo gradnjo tkiv in aplikacije hibridnih tkiv, pri katerih so vključene žive celice.

1. Biokompatibilnost

Biokompatibilnost je sposobnost pravilnega odziva materiala v odnosu do gostitelja v specifičnih aplikacijah [2]. Biokompatibilnost se loči glede na površinsko in strukturno kompatibilnost vsadka [3].

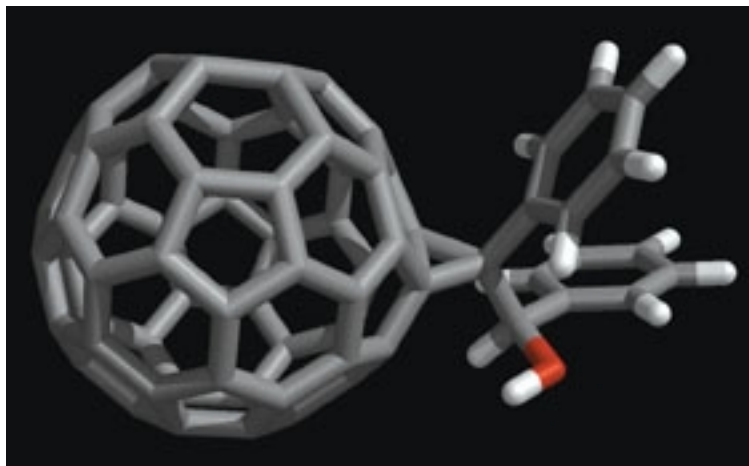
Površinska kompatibilnost pomeni kemijsko, biološko in fizikalno (površinska morfologija) usklajenost vsadka z gostiteljskim telesom.

Strukturna kompatibilnost predstavlja optimalno prilagoditev mehanskemu obnašanju gostiteljskega tkiva. Tako strukturna kompatibilnost kaže na mehanske lastnosti vsadkov: elastični modul, trdnost, obliko vsadka in minimalno medfazno napetost na stiku med vsadkom in tkivom.

Za optimalno interakcijo med biomaterialom in gostiteljskim telesom, sta potrebni tako površinska kot tudi strukturna kompatibilnost. Definicija biomaterialov in biokompatibilnosti le-teh nas postavljata pred dejstvo, da biomaterialne obravnavamo ločeno od ostalih materialov, s katerimi se ukvarja tehnologija materialov.

2. Toksičnost biomaterialov

Biomateriali naj ne bi bili toksični. Izjema so vrste materialov, ki so grajene posebej s tem namenom. Kot primer lahko navedemo tako imenovano “pametno bombo”, ki je zasnovana tako, da poišče specifične žive strukture v telesu in jih uniči. Takšna struktura je na primer rakasta celica ali virus HIV. V ta namen se predvsem uporablja nanostruktura C60 s primernimi proteinskimi (encimskimi) priponkami, ki služijo kot indikator tarče [4]. Primer takšne strukture je na sliki 1.



Slika 1. Primer nanostrukture ogljika C-60 s pripetim proteinom. Takšna struktura bi lahko v svoji notranjosti vsebovala zdravila ali strupe odvisno od aplikacije. Proteinski privesek pa bi služil kot usmerjevalec nanostrukture k specifični tarči [5].

Največji problem pri tem je, da je izredno težko pripeti proteine na C-60. Ker biomateriali segajo v nanometrski svet, mora toksikologija obravnavati toksičnost materialov na isti ravni. Tako postane migracija snovi iz biomaterialov pomemben faktor toksičnosti. Na primer pri polimerih, veliko delcev z majhno molekulsko maso odstopi in tako predstavljajo nevarno fiziološko aktivnost in celično toksičnost. Biomateriali zato ne smejo izgubljati mase, razen če so za to grajeni. Toksikologija biomaterialov se pri gradnji novih materialov ukvarja prav s temi vprašanji.

3. Celjenje

Pri celjenju organa, v katerem so prisotni tuji materiali ali naprave, potekajo posebni procesi. Poškodbe tkiva izzovejo vnetne reakcije, ki vodijo do celjenja rane. V primeru prisotnosti trdnega vsadka je odziv telesa oziroma celjenje spremenjeno. Tudi intenziteta in čas trajanja reakcije variira glede na anatomsko lego vsadka.

Dobro poznavanje odziva telesa na biomaterialne vsadke je ključnega pomena pri bioinženirstvu. Tako se razvijajo naprave, kot so nano-kolčni čip, ki ga razvijajo na Univerzi v Alberti. Čip, z lastnim napajanjem in brezžično povezavo v velikosti konice pisala, naj bi meril hitrost zaraščanja kosti. Takšen čip ne bi pripomogel samo k boljšemu razumevanju procesa celjenja, ampak bi celo zmanjšal dozo sevanja, ki jo mora pacient prejeti pri dosedanjih načinih nadzora celjenja [6].

4. Mehanske lastnosti biomaterialov

S tehnologijo, ki je na voljo, imamo možnost nadomestiti kateri koli del živega organizma z boljšim in naprednejšim. Lahko si predstavljamo situacijo, v kateri bi takšna trditev veljala v določenih mejah (na primer zamenjava kosti s podobno strukturo iz titana, kar bi povečalo trdnost kosti), vendar bi skoraj vedno ugotovili, da celoten organizem ne deluje boljše, kvečjemu slabše. Razlog za takšne rezultate je to, da je organizem produkt evolucijskih procesov poizkusov in napak v milijonih posameznikih skozi več milijonov let. Tako je skoraj nemogoče dohiteti ali celo prehiteti razvoj organizmov z metodami, ki so trenutno v praksi.

Možna rešitev se kaže s hitro razvijajočo se molekularno biologijo in genskim inženiringom, kar bi omogočilo gojenje posameznih nadomestnih organov. Med tem časom pa bo na milijone ljudi potrebovalo proteze, ki bodo trenutno na voljo, zato je razumno, da se razvoj v izdelavi le-teh nadaljuje. V tabeli 1 so našteti nekateri primeri medicinskih naprav na raznih področjih medicine.

Področje v medicini	Medicinske naprave
Kardiovaskularna kirurgija	Srčne zaklopke Srčni spodbujevalnik Umetno srce Umetne žile Narava za dovajanje kisika krvi*
Zobozdravstvo	Umetni zobje
V splošni medicini	Naprava za dializo krvi* Naprave za doziranje zdravila
Ginekologiji	Implanti za kontroliranje zanositve
Ortopedski kirurgiji	Sklepne proteze Kostne ploščice Intramedularni žebli in žice Nadomestni za kosti, kite in vezi
Optična kirurgija	Kontaktne leče Interokularne leče Umetna očesa
Plastična kirurgija	Nadomestki za kosti, hrustanec in kožo Prsni vsadki
Urologija	Naprave za odpravljanje impotence in inkontinence

Tabela 1: Nekaj biomedicinskih implantov, ki se uporabljajo na različnih področjih v medicini.

*Čeprav te naprave niso vsajene v telo, so v direktnem stiku s krvjo in zato zahtevajo kompatibilnost z njo.

Pri izdelavi protez in medicinskih pripomočkov uporabljamo različne materiale z različnimi mehanskimi lastnostmi. Med pomembnejšimi lastnostmi je prožnost materiala. Glede na tip obremenitvenega odziva materiala ločimo materiale na trdne in elastične. Med trdne materiale spadajo kovine, ki imajo urejeno kristalno strukturo, medtem ko je guma zgrajena iz dolgih polimernih verig in spada med elastične materiale.

4.1 Naravni biomateriali

Zakon kemije preprečuje celicam, da bi proizvajale kovinske strukture, zato se v bioloških sistemih uporabljajo kot gradbeni material nanometalični minerali in polimeri. Najpomembnejši gradniki so: kolagen, elastin, keratin in apatit [7].

Pri naštevanju smo se omejili na snovi, ki se nahajajo predvsem v človeškem telesu. Pomembnejše lastnosti teh materialov so zbrane v tabeli 2.

Materiali	Natezna trdnost (MPa)	Elastični modul (MPa)
Apatit		114000
Kost	150	20000
Celuloza	1000	80000
Hrustanec	1	14
Kolagen (kita)	75	1300
Elastin		1
Keratin (las)	50	5000

Tabela 2: Tabela prikazuje pomembnejše mehanske lastnosti naravnih biomaterialov [7].

Kolagen predstavlja vezivno snov v našem telesu in je eden izmed pomembnejših proteinov. Sestavljajo ga sekvence aminokislin, ki tvorijo dolge polimerne verige. Njegova trdnost je odvisna od števila vozlišč med polimernimi verigami. S staranjem se povečuje število vozlišč, kar poveča trdnost in zmanjša elastičnost (na primer koža) [7].

Elastin je protein, pomemben zaradi svoje elastičnosti pri velikih obremenitvah. Najdemo ga lahko v različnih mešanicah s kolagenom v tkivih, kot so koža ali stena krvnih žil. Pri stenah krvnih žil je njegova naloga kompenzacija spremembe tlaka v krvnem sistemu. Tako kolagen in elastin sta viskoelastična, vendar je elastičen modul elastina 1000 krat manjši od kolagena, zato so njegova vozlišča precej drugačna kot pri kolagenu. Tudi za elastin velja, da s staranjem pridobiva na trdnosti in izgublja na elastičnosti [7].

Keratin je protein, ki ga najdemo predvsem v laseh in dlakah. Je trden in tog, zato ima manjšo stisljivost kot pa kolagen. Njegove polimerne verige so močno prepletene. Iz raziskav volne in tekstila je znano, da keratin spremeni svojo strukturo (alfa-struktura v beta-strukturo) pod tlačno obremenitvijo, pri kateri nastanejo velike plastične deformacije [7].

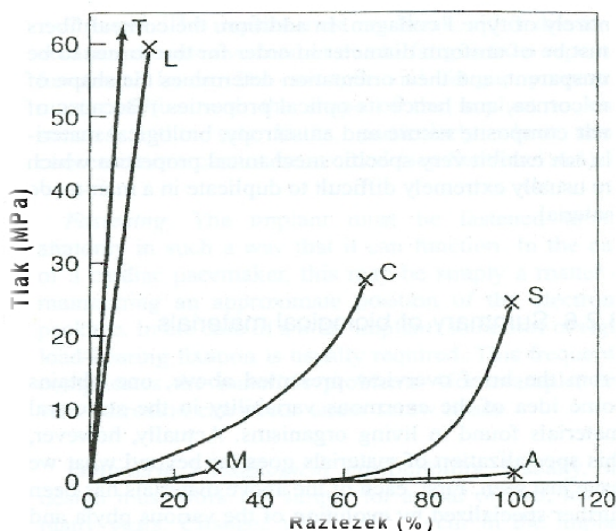
Apatit je mineral, ki ga pretežno najdemo v kosteh in določenih hrustancih. Elastičen modul apatita je okoli 100 krat večji od kolagena in njegova gostota je okoli 3000 kgm^{-3} , kar je tri krat večje od ostalih bioloških materialov [7].

Za bioinžiniring pa so predvsem pomembne biološke strukture (tkiva), ki so sestavljene iz naštetih materialov. Sestava tkiv je nakazana v tabeli 3.

Tkivo	Voda (%)	Kolagen (%)	Elastin (%)	Apatit (%)
Kost*	17	36		43
Hrustanec*	75	60-65		
Kita	60-70	70-80	3	
Vezi	60-70	60-70	3-6	
Arterije	60-70	30	40-50	
Koža	50-60	50	5-10	

Tabela 3: Tabela prikazuje osnovno sestavo tkiv. Deleži kolagena, elastina in apatit so odmerjeni glede na suhi delež tkiva. *Pomembna lastnost teh tkiv je viskoelastičnost. [7]

Sestava tkiv močno vpliva na njihove mehanske lastnosti, tako lahko na sliki 6 vidimo odvisnost tlaka od raztezka, za kite, vezi, hrustanec, aorto, kožo in srčno zaklopko.



Slika 2: Na sliki so tipične krivulje odvisnosti tlaka od raztezka v materialu za kite (T), vezi (L), hrustanec (C), aorto (A), kožo (S) in srčno zaklopko (M). Vidimo, da se kite in vezi obnašajo kot trdni materiali medtem, ko so ostala tkiva bolj elastična [7].

4.2 Umetni materiali

Materiale, ki se uporabljajo v medicinske namene, lahko po snovnih lastnostih razdelimo na kovine, polimere, keramiko in razne kompozitne materiale.

4.2.1 Kovine

Kovinski materiali so izredno trdni in togi, zato so primerni za nosilno strukturo medicinskih vsadkov, pri katerih je potrebno prenašati relativno velike bremenilne sile, kot so na primer kostne ploščice in razni sklepni nadomestki. Mehanske lastnosti nekaterih kovinskih materialov so zbrane v tabeli 4. Problem kovinskih materialov je nizka biokompatibilnost, korozija, previsoka togost glede na naravna tkiva, visoka specifična teža in odpuščanje kovinskih ionov, kar lahko v tkivu povzroči alergične reakcije [8].

Kobalt-Kromova (Co-Cr) zlitina je bila prva zlitina odporna na rjavenje in je bila zato zelo uspešno uporabljena za kirurške vsadke. Največkrat je ta material izbran za kostne proteze. Z modifikacijo Co-Cr zlitin z dodatki niklja je možno doseči natezno trdnost visoko nad trdnostjo nerjavečega jekla, tj. do 1800 MPa [7].

Nerjaveče jeklo (najpogosteje 316L) in Co-Cr zlitina tvorita na svojih površinah oksidno prevleko, ki jima poveča odpornost na korozijo. Zelo pomembno je, da se ta prevleka ne poškoduje pri implantaciji. V večini primerov se uporablja jeklo z nizko vsebnostjo ogljika, ki je vakuumsko obdelano [7].

Titanove zlitine (najpogosteje Ti-6Al-4V) postajajo vedno bolj popularne, saj imajo veliko trdnost in pol nižjo togost kot prejšnja materiala. To je vitalnega pomena, saj velika razlika v elastičnem modulu med kostjo in implantom, povzroča kopičenje napetosti, ki se nato prenaša preko kosti na druga mesta v telesu in tako lahko povzroča okvare ali bolečine v telesu [7].

Materiali	Natezna trdnost (MPa)	Elastični modul (GPa)
Nerjaveče jeklo	1000	193
Lita Co-Cr zlitina	670	235
Ti-6Al-4V	550	117

Tabela 4: Nekaj mehaničnih lastnosti kovin, ki se najpogosteje uporabljajo v biomedicinskih napravah [7].

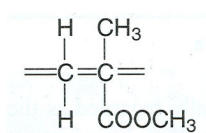
4.2.2 Polimeri

Umetni polimeri se lahko klasificirajo kot elastomeri. Tisti, ki imajo manj vozlišč, so bolj elastični. Polimeri z veliko vozlišč so bolj plastični in podobni trdinam. Kot primere trdnih polimerov navajamo polietilen z ultra visoko molekularno maso (UHMWPE) in polimetilmetakrilat (PMMA). Mehanske lastnosti polimerov so prikazane v tabeli 5.

Polimer	Natezna trdnost (MPa)	Elastični modul (MPa)
Polimetilmetakrilat (PMMA)	30	2000
Polietilen (UHMWPE)	35	500
Silikonska guma*		2.4
Politetrafluoroetilen (PTFE)	27.7	500

Tabela 5: Mehanične lastnosti polimerov (*elastični modul pri 100 % obremenitvi) [2][7].

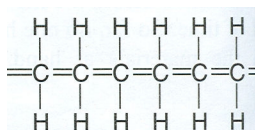
Polimetilmetakrilat (PMMA) ima strukturo, kot je prikazana na sliki 3.



Slika 3: Monomer PMMA.

Takšne enote se povežejo in tvorijo polimer. Pogosto se polimeru dodaja barij, za povečanje radiološke vidljivosti, ali antibiotike, za preprečevanje vnetij po operaciji. Slabost tega polimera je polimerizacija z eksotermno reakcijo, ki pri operaciji kolka, kjer se uporabi pretežno veliko maso kostnega cementa iz tega polimera, lahko segreje bližnjo okolico do 90 °C. Povzroča tudi začasen padec krvnega tlaka pri vsaditvi tega polimera [2].

Polietilen (UHMWPE) ima enostavno kemijsko strukturo, ki je prikazana na sliki 4.

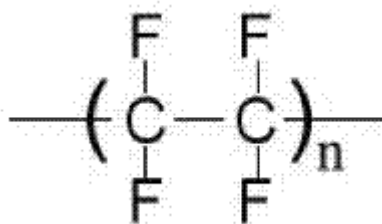


Slika 4: Kemijska struktura UHMWPE.

Ta material se uporablja kot stična površina med kovinsko zlitino in kostjo, kar omogoča, da že navadne telesne tekočine zadoščajo za lubrikacijo vezi med protezo in kostjo.

Silikonska guma je eden izmed pomembnejših polimerov, ki se uporabljajo za izdelavo medicinskih pripomočkov in naprav, saj ima veliko biokompatibilnost in dobre mehanične lastnosti, ki jih lahko kontroliramo pri izdelavi (povečuje ali zmanjšanje števila vozlišč med polimernimi verigami). Silikonska guma se uporablja pri odpravi artritisa, pri izdelavi katetrov, kot membrana pri dializi krvi, silikonski geli se uporabljajo kot prsne proteze itd. [7].

Politetrafluoroetilen (PTFE) je polimer na floro-ogljikovi osnovi. Njegov monomer je prikazan na sliki 5.



Slika 5. Monomer Politetrafluoroetilen (PTFE). Stopnja polimerizacije n je pogosto velika (n >1000) [3].

Ta polimer je biološko inerten, biološko nerazgradljiv, ima majhen koeficient trenja in dobro drsnost. Zaradi kemične stabilnosti PTFE, ki je posledica močne vezi med fluorom in ogljikom, se na ta material skoraj nič ne prime. V medicinske namene se ta material uporablja pri izdelavi umetnih žil ter pri kozmetično-konstruktivni kirurgiji obraza. Slaba lastnost PTFE-ja je hitra obraba materiala. Tako z njegovo nepravilno uporabo, kaj hitro pride do odkrušenih delcev, ki povzročajo kronična vnetja in zastrupitve [8].

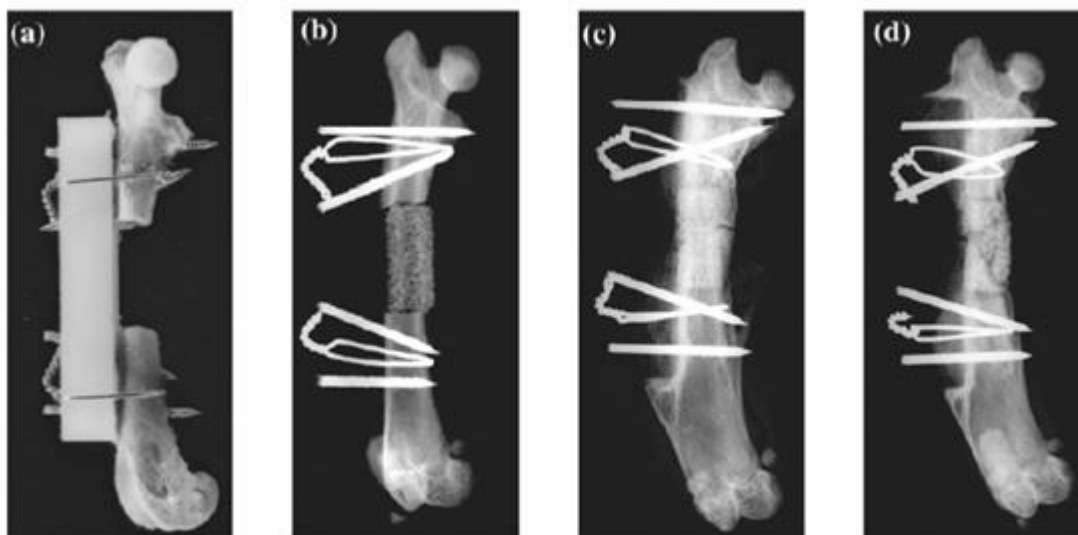
4.2.3 Keramika

Keramični biomateriali so zelo dovzetni za tesno vezavo s tkivi. So izredno biokompatibilni in ne puščajo ionov tako kot kovine. So krhkejši in lažje lomljivi od naravnih biomaterialov (na primer kosti). Problem biomaterialnih keramik je tudi težka izdelava le-teh. Osnovne mehanične lastnosti nekaterih keramik so zbrane v tabeli 6.

Materiali	Natezna trdnost (MPa)	Elastični modul (GPa)
Aluminij	300	380
C-Si kompoziti	690	21
Cirkonij	820	220
Hidroksiapatit (HA)	50	95

Tabela 6: Osnovne mehanične lastnosti keramik, ki se pogosteje pojavljajo v implantih [2][7].

Kalcijev fosfat. (TCP, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) se je izkazal kot izredno biokompatibilen in sposoben tvoriti trdne vezi s kostjo. TCP se najpogosteje uporablja kot porozna ali zrnata struktura, ki zapolni kostne defekte. Med potekom celjenja je pomembno, da se predele, ki so zapolnjeni s TCP-jem, ne obremenjuje dokler pore popolnoma ne zarase nova kost. Potem je možno kost spet funkcionalno obremeniti. Obstajajo indikacije na možnost resorpcije in zamenjave TCP-ja in podobnih materialov (na primer kalcijev sulfat in kalcijev karbonat) z novo kostjo pri procesu vraščanja kosti v pore [7]. Na sliki 6 je prikazan proces celjenja podganje kosti s pomočjo ogrodja iz hidroksiapatita in TCP-ja (HA/TCP) katero je bilo zapolnjeno z osnovami človečnimi celicami (MSC), ki so se sposobne spremeniti v kostne celice (osteoblaste) [9].



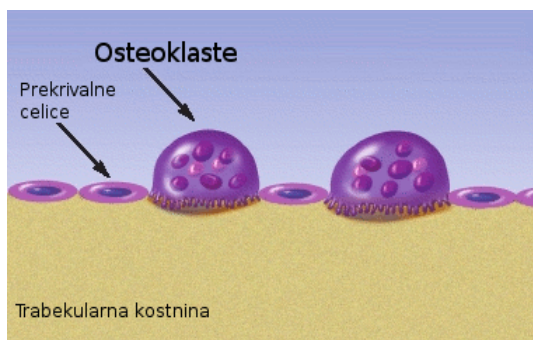
Slika 6: Rentgenska slika podganje kosti (a) pred implantacijo, (b) takoj po implantaciji, (c) 12 tednov po implantaciji HA/TCP ogrodja prepojenega z MSC celicami in (d) 12 tednov po implantaciji HA/TCP ogrodja brez MSC celic. V obeh primerih je prišlo do zaraščanja zlomljene kosti, vendar je efekt pri HA/TCP implantu z MSC celicami izrazitejši [9].

Aluminijev oksid (Al_2O_3) je zelo inertna keramika in ne korozivna tudi v zelo dinamičnem sistemu

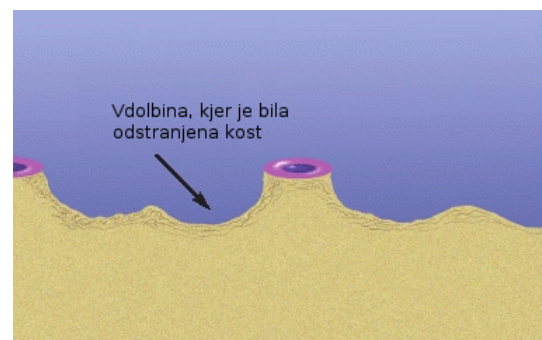
kot je človeško telo. Ima relativno dobre trdnostne karakteristike, vendar je napram kosti toga in lomljiva. Aluminijev oksid pri sintetizaciji z visokim tlakom in temperaturo 1600°C tvori relativno gladka površja. Zaradi izredne odpornosti tega materiala na obrabo je primeren za obrabljive površine sklepnih protez [7].

5. Biomehanika

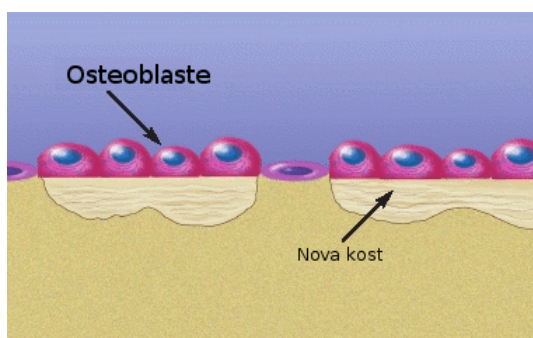
Biomehanika biomaterialov je zapletena v smislu fizikalne interpretacije. Ti materiali so namreč vključeni v sistem, kjer se sila obremenitve izrazito spreminja. Isti sistem se odziva na določene spremembe preko procesov celjenja in drugih bioloških procesov. Že dolgo je znano, da se kost, kita in vezi prilagajajo na nove obremenitve z rekonstrukcijo (slike 6-9). Zato je očitno, da mora stabilna kostna proteza vzdrževati primerno obremenjenost kosti, saj se mora v nasprotnem primeru soočiti z neugodnimi efekti, ki nastanejo tekom celjenja.



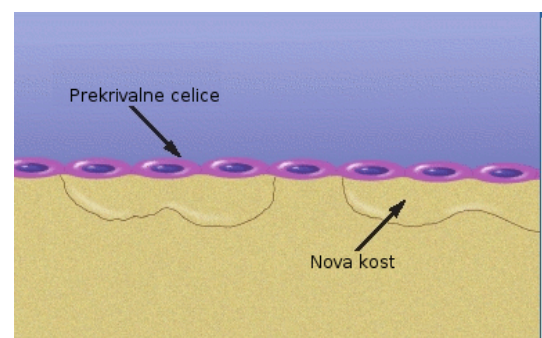
Slika 6: Prva faza rekonstrukcije. Celice (osteoklaste) odstranijo staro kost tako, da razgradijo mineralno matrico kosti, s sproščanjem vodikovih ionov [10].



Slika 7: Prva faza se zaključi, ko je odstranjena zadostna količina kosti. Po prvi fazi nastanejo majhne vdolbine v kosti, ki jo naredo dovzetno za poškodbe [10].



Slika 8: V drugi fazi celice (osteoblaste) zgradijo novo mineralno matrico kosti s prilagojenimi lastnostmi [10].



Slika 9: Konec rekonstrukcije. Prekrivalne celice prekrijejo površino na novo narejene kosti [10].

Do napak v biotsko-protetični konstrukciji lahko pride zaradi prevelike obremenilne sile, ki ji sama konstrukcija ni kos, ali pa zaradi utrujenosti materialov, ki po velikem številu ciklov obratovanj, ki so v meji maksimalne statične sile, izgubijo svoje snovne lastnosti.

5.1 Statične obremenitve

Statično zelo nestabilne konstrukcije se lahko porušijo že pri sami operaciji, kar je še pogosteje, da tokom celjenja ali uporabe protez nastopijo sile, ki ji sama konstrukcija ni kos. Zato je toliko bolj pomembno, da se pri načrtovanju implantov opravijo izračuni obremenitev v primeru mejnih sil in da je tolerančna vrednost čim večja.

Najpogosteje uporabljena rešitev pri kompliciranih zlomih kosti je, kostna ploščica (slika 10), ki jo z vijaki pritrdijo na zlomljeno kost in tako razbremenijo in fiksirajo kost ter s tem pospešijo proces celjenja. Kostna ploščica mora imeti primerno trdnost, saj v nasprotnem primeru pride do premikanja poškodovane kosti, kar upočasni proces celjenja. Druga pomembna mehanična lastnost, ki ji mora kostna ploščica zadostiti, je togost, saj v primeru premajhne togosti pride do deformacije ploščice in do nepravilnega celjenja kosti. Pomembna je tudi obremenjenost kosti med procesom celjenja, saj se po daljšem časovnem obdobju kost odzove na novo obremenitev z rekonstrukcijo, pri čemer se kosti zmanjša trdnost za toliko, da se vzpostavi novo ravnovesno stanje, tako da bo trdnost kosti in ploščice skupaj približno enako trdnosti kosti pred zlomom. Tako bo kost po odstranitvi ploščice bolj krhka in dovzetnejša za ponovne zlome [7].

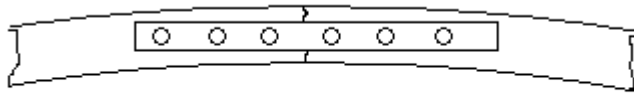


Slika 10: Primer kostne ploščice (levo) in vijaka (desno).

Ker kost ni popolnoma toga, pride do dodatnih napetosti v kosti zaradi ukrivljanja. Zato je pomembna tudi lega nameščene ploščice. Namestitev ploščice na notranji strani ukrivljene kosti (slika 11), lahko privede, do prenosa celotne bremenilne sile na ploščico. Namestitev ploščice pravokotno na krivinski radij (slika 12) kosti povzroči takojšnja napetost v ploščici, saj se na zunanji strani razteguje na notranji krči. S primerno namestitvijo poskrbimo, da je napetost na ploščici v mejah dovoljene, med procesom celjenja.



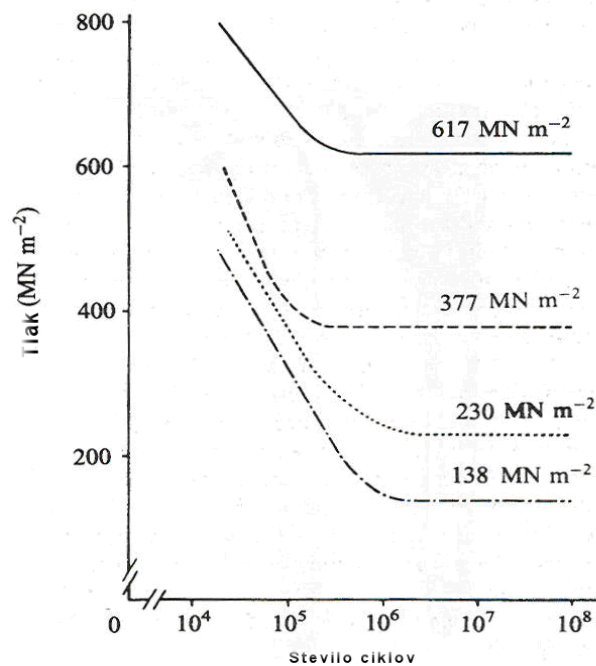
Slika 11: Namestitev ploščice na notranjo stran ukrivljene kosti lahko obremeni ploščico s polno bremenilno silo.



Slika 12: Namestitev ploščice pravokotno na krivinski radij kosti povzroči takojšno napetost v ploščoci.

5.3 Ciklične obremenitve biomaterialov

Uničenju materiala pod ponavljajočo obremenitvijo pravimo utrujenost materiala. Utrujenost materiala se začne kazati z nastankom mikroskopskih razpok in nato s postopno širitvijo razpok z vsakim novim ciklom. Z večanjem in naraščanjem števila razpok pada trdnost materiala. Primer utrujenja materiala je prikazan na sliki 13.



Slika 13: Vzdržljivostne krivulje za titanijevo zlitino pri različnih temperaturah. Opazno je zmanjšanje limitne obremenitve z naraščajočo temperaturo. [7].

Pri kovinah povzroči lokalni napetost tudi geometrijska oblika površine, zato je pomembno načrtovati površine tako, da nastanek takšne napetosti čimbolj zmanjšamo. Pri večkratni obremenitvi materiala se mu zmanjša limita maksimalne obremenitve, to poteka toliko časa, dokler obremenitev enega cikla ne preseže te limite. Za jekla in nekatere druge materiale se to zgodi po 10⁸ ciklih.

Titanove zlitine so izredno občutljive na zaključitev površin in načrtovanih lokacij z visoko obremenitvijo. Zaradi tega se zniža vzdržljivost titanove zlitine, pri povečevanju poroznosti površja. Takšen občutljivosti ne opazimo pri kobalt-kromovih zlitinah in nerjavečem jeklu, vendar imate že v osnovi nekaj strukturnih napak, ki jim zmanjšajo vzdržljivost.

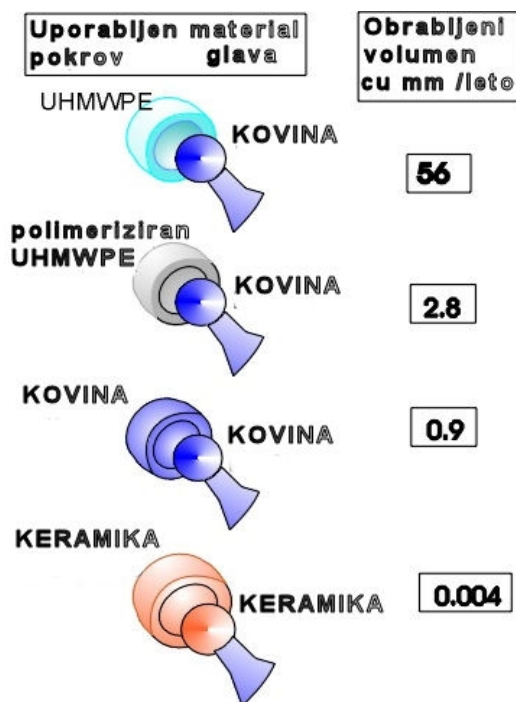
Utrujenost kosti se pojavi pri intenzivno ponovljajoči se obremenitvi, na primer igranje košarke dalj časa. Kost se odzove na povečano obremenitev z rekonstrukcijskim procesom, ki povzroči nastajanje manjših vdolbin v kosti (podobno kot nepravilnosti v kobalt-kromovih zlitinah). Rekonstrukcijski proces pri ljudeh poteka 4-6 tednov. Tako lahko pride pri prekomernem in prepogostem obremenjevanju kosti do bolečin, v ekstremnih premerih tudi totalne odpovedi kosti, zloma.

Eden najbolj obremenjenih biomaterialnih aplikacij v človeškem telesu je umetna srčna zaklopka, saj opravi več kot 36 milijonov ciklov na leto. Ker pogosta menjava srčne zaklopke ni zaželjena, se v ta namen uporabljajo ogljikovo-silikonske karbidne zlitine, ki prenašajo tako velike ciklične obremenitve [7].

5.4 Obraba biomaterialnih izdelkov

Do obrabe material pride zaradi trenja med drsnima površinama. Obrabi so najbolj izpostavljeni umetni sklepi in kostne ploščice. Pri kostnih ploščicah je problematično premikanje na mikronski ravni, ki sčasoma oddrsa zaščitno antikorozivno plast, kar izzove vnetje in uničenje kostne ploščice. Temu se lahko izognemo z zmanjšanjem aktivnosti poškodovanega predela. V primeru sklepnih nadomestkov se temu ne moremo izogniti, zato je zagotavljanje primerne odpornosti na obrabo toliko bolj pomembno.

Obraba je odvisna od trdnosti materialov, ki se uporabljajo kot stična površina. Na sliki 14 je prikazana letna volumenska obraba za različne kombinacije stičnih površin, ki se pojavljajo pri sklepnih protezah.

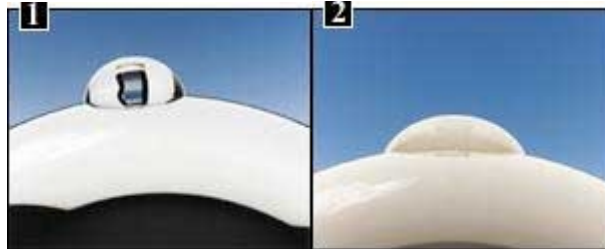


Slika 14: Primeri letne volumenske obrabe za različne kombinacije stičnih površin. V prikazanih primerih ni upoštevana lubrikacija sistema [11].

Iz biološkega stališča predstavljajo problem odkrušeni delci. Telo jih prepozna kot tujke in jih poskuša odstraniti. Vendar je večina materialov, uporabljenih pri izdelavi sklepnih protez, biološko

nerazgradljiva. Tako celice pri odstranjevanju odmirajo, kar za sabo potegne aglomeracijo celic. To pripelje do neprestanega odstranjevanja kosti in do končne odpovedi sklepne proteze [7].

Pri zmanjševanju trenja je pomembna tudi sposobnost močenja materiala. Materiali, ki se lažje omočijo, lažje zadržijo lubrikant na svojem površju, kar pripomore k dolgotrajni in boljši lubrikaciji. Slika 15 prikazuje razliko med kobalt-kromovo površino in površino iz aluminijevega oksida.



Slika 14: Prikaz močenja kobalt-kromove površine z vodno kapljico (1) in površine aluminijevega oksida (2). Iz slik je razvidno, da je kot med tangento na površino testnega materiala in tangento na površino kapljice na robu (kontaktni kot), večji v primeru kobalt-kromove površine, kar nakazuje na manjšo močenje [12].

Zaključek

S hitro rastočim razvojem molekularne biologije je možno zgraditi proteine s prilagodljivo strukturo. Konec koncev bi lahko naredili polimere z optimalnimi mehanskimi ali drugimi lastnostmi, ki jih telo ne bi prepoznalo kot tujek. V razvoju so polimeri na katere je možno pritrčiti biomolekule, ki ščitijo polimer pred imunskim sistemom. Razvijajo se tudi biomateriali, ki bi v ortopedске namene služili toliko časa, dokler se poškodovano tkivo ne bi obnovilo. Problem teh materialov je v tem, da je težko doseči primerno razmerje med biokompatibilnostjo, resorpcijo in vzdržljivostjo materiala. Dosežki v nanotehnologiji odpirajo nove možnosti v razvoju biomaterialov. Tako je možno narediti nanostrukture, ki so dovolj majhne, da lahko nemoteno preidejo preko celične membrane in vplivajo na celični DNK. Z kombinacijo nanomaterialov in biomaterialov je mogoče narediti materiale z boljšimi mehničnimi lastnostmi. V prihodnosti bi z razvojem robotike in umetnih živcev morda bilo možno skonstruirati dele telesa, kot so noge ali roke, s popolno funkcionalnostjo ali celo z boljšo.

Veda o biomaterialih je multidisciplinarno in profitno področje, ki stremi k izboljšanju zdravja ljudi. Tako je raziskovanje in odkrivanje novih biomaterialov zanimivo in uporašbno.

Reference :

- [1] D. F. Williams, *Definitions in biomaterials* (Elsevier, New York, 1987).
- [2] J. Black in G. W. Hastings, *Handbook of Biomaterials Properties* (Chapman and Hall, London, 1998).
- [3] E. Wintermantel in J. Mayer, *Encyclopedic handbook of biomaterials and bioengineering* (Marcel Dekker, London, 1995).
- [4] <http://www.mult-sclerosis.org/news/Jul2002/NanobombsDeliveringDrugs.html>
- [5] <http://www.sciencenews.org/articles/20020713/bob10.asp>
- [6] http://medgadget.com/archives/2006/10/nano_hip_chip_t.html
- [7] S. A. Berger, W. Goldsmith in E.R. Lewis, *Introduction to bioengineering* (Oxford University Press inc., New York, 2000).
- [8] B. Ratner , A. Hoffman , F. Schoen in J. Lemons , *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, 2nd ed.* (Elsevier Academic Press, London, 2004).
- [9] T.L. Livingston, S.Gordon, M. Archambault, S. Kadiyala, K. McIntosh in A. Smith, S.J. Peter, *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, **14**, 211 (2003).
- [10] http://www.lilly.com/news/pdf/bone_remodeling_process_1003.pdf
- [11] C. Heisel, *Journal Of Bone And Joint Surgery*, **85-A**, 1366 (2003).
- [12] <http://www.stryker.com/orthopaedics/sites/trident/healthcare/next3.php>