

## ИЗРАДА ВЕШТАЧКОГ КУКА ОД ЛЕГУРЕ Ti-6Al-4V, ЗАШТО И КАКО?

## THE PRODUCTION OF ARTIFICIAL HIP OF Ti-6Al-4V ALLOY, WHY AND HOW?

С. ТАДИЋ, И. БОБИЋ, М. Т. ЈОВАНОВИЋ

*Институт за нуклеарне науке, Винча, Београд*

*Примљено: 15. 04. 2003.*

They would replace their natural bodies as they wore out – or perhaps even before that – by constructions of metal and plastic, and would thus achieve immortality.

*Arthur C. Clarke, 2001 A Space Odyssey*

Заменили би своја природна тела када би се истрошила – или можда чак и пре тога – металним и пластичним конструкцијама и на тај начин би достигли бесмртност.

*Артур К. Кларк, 2001, Одисеја у свемиру*

### УВОД

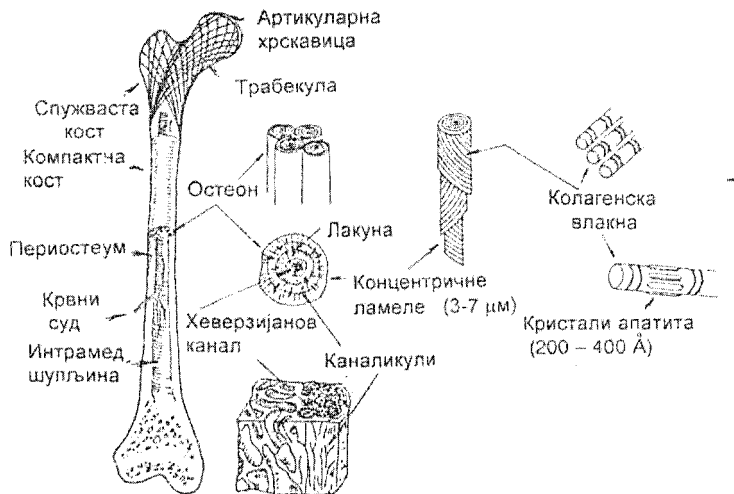
Мото овог текста, преузет из чувеног романа Артура Кларка, предвиђа у будућности хируршку употребу “металних и пластичних конструкција” као пут ка бесмртности. Шта год да се мисли о таквој будућности, стварност се креће у том правцу. Имплантације “металних и пластичних конструкција” у људско тело – (пејсмејкери, срчани залисци, вештачки зуби, интраокуларна сочива... и, наравно, оно што нас интересује у овом раду, уградња вештачког кука) – продужавају животни век пацијената. Већина ових операција су стандардне, рутинске хируршке технике на чији успех у највећој мери утиче правилан избор материјала, што, с друге стране, зависи од познавања хемијских и механичких веза између импланта и људског тела. Ако нашу пажњу ограничимо на ортопедију, и то пре свега на уградњу вештачког кука, материјали морају имати следеће особине: отпорност на корозију, биокompatibilност, биоадхезивност, повољне механичке особине, и наравно прихватљиву цену. Због ових захтева, иначе доста широк избор биоматеријала ограничен је практично на (i) нерђајуће челике, (ii) легуре на бази кобалта (тзв. комохром или виталијум легуре), (iii) легуре титана, тј. његову познату Ti-6Al-4V легуру. Циљ овог рада је да се опишу предности титана као биоматеријала али и потешкоће при његовој преради.

## ЗАШТО?

Као илустрација сложености нечега што теба заменити металним имплантом, на слици 1 приказан је поједностављен пртеж тзв. дугачке кости (каква је, рецимо, бутна кост). Очигледно да кост представља неку врсту композитног материјала. Она се састоји од 22% органске материје, 9% воде и 69% минералне материје која се углавном састоји од хидроксид-апатита калцијума и фосфора,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  (1). Приближне, оријентационе механичке особине бутне кости приказане су у табели 1. Као и сви материјали, кост има своју криву кидања, слика 2, на којој се јасно могу разликовати еластична деформација, граница попуштања, затезна чврстоћа и укупно издужење (1). Кост је осетљива на брзину напрезања, слика 3 (1). Повећање брзине напрезања утиче на повећање чврстоће и модула еластичности. Међутим, укупно издужење се у почетку повећава а затим се, при некој критичној брзини затезања, нагло смањује. Коначно, кост има изражену анизотропију – вредности у табели 1 и сликама 2 и 3 односе се на лонгитудинални правац испитивања док су ове вредности у радијалном и тангенцијалном правцу 1,5-2 пута мање(1-3).

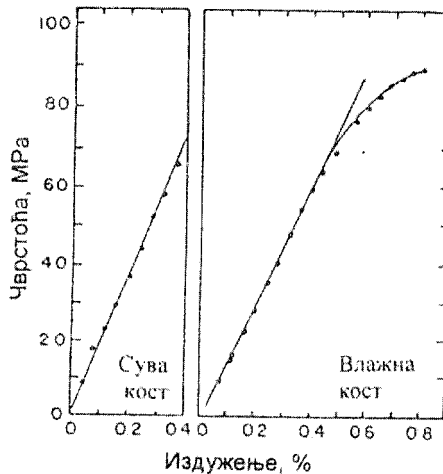
Табела 1 - Механичке особине дугачке кости (4)

Модул еластичности, GPa	10 · 30
Затезна чврстоћа, MPa	4.9
Притисна чврстоћа, MPa	4.9



Слика 1 - Типичан састав једне дуге кости (1)

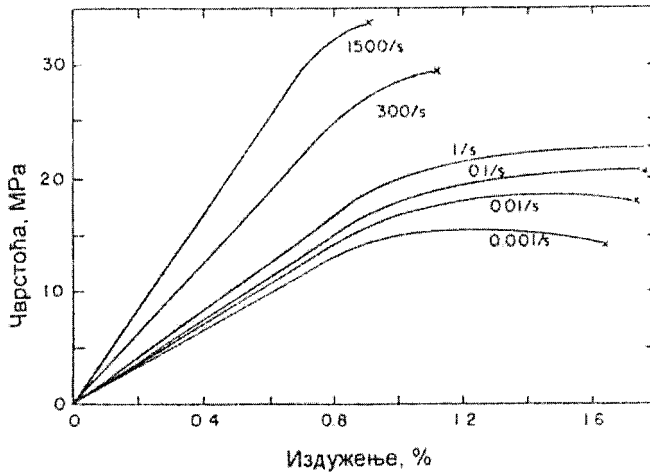
Једна од најинтересантијих особина коштаног ткива је тзв. ремоделовање коштане масе (1,2). У сасвим поједностављеној интерпретацији, ремоделовање је одговор коштаног ткива на примењено напрезање. Познато је, на пример, да су астронаути који су дуго времена провели у условима бестежинског стања изложени слабљењу и губитку коштане масе; једна од највећих опасности за њих при повратку на Земљу представља прелом ноге. С друге стране, лабораторијски је утврђено да се у условима повећане гравитације (индуковане, рецимо, дуготрајном излагању центрифугалној сили) чврстоћа коштаног ткива повећава. Овај феномен, један од основних закона у ортопедији, има одлучујући утицај при избору материјала за израду вештачког кука. На пример, замислимо да је крута, метална плоча причвршћена на бутну кост. Замислимо, даље, да је плоча од нерђајућег челика и да је, сасвим хипотетички, једнаке дебљине као кост. Укупно примењено напрезање, остварено рецимо ходањем, расподелиће се око 90% на метал и само 10% на кост. Под овим условима, смањеног напрезања, кост би врло брзо почела да слаби и постојала би опасност, у крајњем случају, од спонтаног прелома. Разлог оваквом понашању је у домену еластичних деформација – ходање је, у суштини, циклично, заморно напрезање. Пошто је модул еластичности нерђајућег челика око десет пута већи од модула еластичности кости, примењено напрезање ће се за отприлике исти фактор транспоновати у имплант и тако кост оставити без напрезања неопходног за нормално функционисање коштаног ткива. Због тога се захтева од ортопедских биоматеријала да имају што нижу вредност модула еластичности.



Слика 2 - Крива кривања влажне и суве кости (1)

Мањи модул еластичности  $\Rightarrow$  већа еластична деформација импланта  $\Rightarrow$  веће примењено напрезање на кост  $\Rightarrow$  стимулише се обнављање коштаног ткива. Медицински лаици (као што су рецимо аутори овог

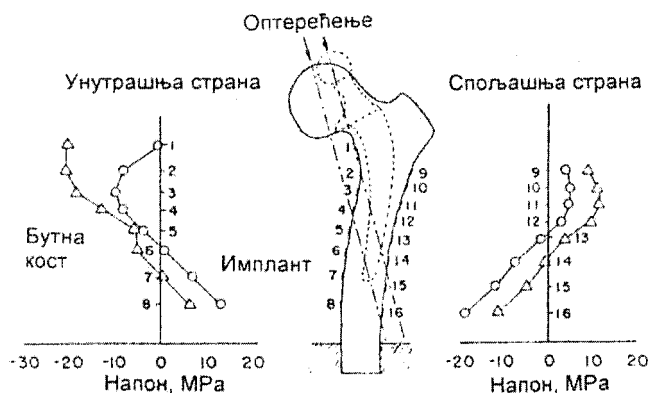
текста) често наводе мању специфичну тежину титана (готово 50% у односу на челик и комохром), као његову одлучујућу предност при избору имплантантских материјала. То, међутим, да ли ће вештачки кук бити тежак 110 гр. или 200 гр, од мање је важности за пацијанта. Далеко је важнија тзв. биофункционалност овог материјала, изражена кроз мањи модул еластичности или, прецизније, повољнији однос модула еластичности и жилавости.



Слика 3 - Утицај брзине деформације на затезне особине кости (2)

Било би добро када би се проблеми ограничили на модул еластичности и ремоделовање коштаног ткива. То, на жалост, није тако. Највећи број неуспешних операција вештачког кука везан је са проблемима тзв. фиксације металног импланта и околног коштаног ткива (1, 2). Практично све технике уградње вештачког кука (а има их много) развијале су се управо као покушаји да се реши проблем губитка чврстог контакта на граничној површини метал – кост. Разлози су бројни медицински феномени који се јављају као природна реакција организма на присуство металног импланта. Ми ћемо се, међутим, послужити сасвим поједностављеном, механицистичком интерпретацијом овог проблема. Хоџањем (које је, како смо рекли, циклично притисно напрезање) преноси се напрезање на имплантирани кук и бутну кост. Поред главних и смицајних напона, на граничној површини метал – кост јављају се притисна и затезна напрезања као што је приказано на слици 4 (1). Ови напони нису велики,  $\pm 20$  МПа, али мењају свој знак по висини кука: са унутрашње стране (тачке 1-5) ови напони су компресивни док су, у истом нивоу висине кука, али са спољашње стране (тачке 9-13) – затезни. У доњем делу кука (тачке 6-8 и 13-16), напони поново мењају свој предзнак. Ако свему овоме додамо велика смицајна напрезања и велику разлику у модулу еластичности, онда се сасвим лако може претпоставити да контактна површина метала и

коштано ткиво представља тзв. слабо место. Сматра се, међу хирузима, да време 'доброг контакта' представља неку врсту мере успешности при трансплантацијама вештачког кука.

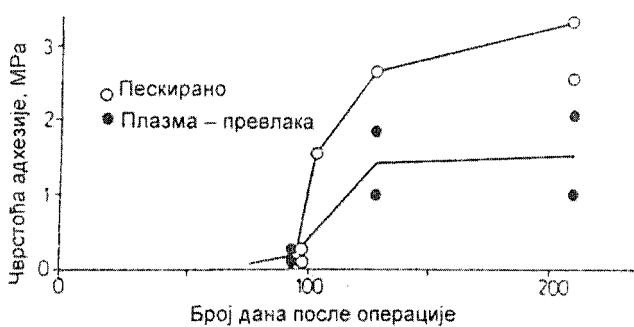


Слика 4 - Напони на контактної површини имплант/коштано ткиво (1)

Дуго се сматрало да је директан контакт између метала и кости недопустив под клиничким условима (2,3). Највећи број операција вештачког кука заснива се на примени тзв. коштаног цемента (3) који се умеће као међуслој између металне површине и коштано ткива. Пракса је показала да је овакав поступак врло успешан. Дешава се, међутим, временом да коштани цемент (који је једна врста акрилног полимера на бази хидрооксод-апатита) постаје крт, да се ломи, кук почиње да 'ради', да боли, и пацијент поново мора на операцију. Да би се ово избегло, развијене су две технике које се заснивају на безцементној фиксацији вештачког кука – методе које су нарочито интересантне са становишта металургије и науке о материјалима.

Једна метода заснива се на примени површинске порозности вештачког кука. Ако су поре одговарајуће величине (око 150 $\mu$ m), уз одговарајућу везу између пора, коштано ткиво ураста у порозни слој метала и тако остварује природну, чврсту везу ткива и металног импланта. Овај процес, тзв. остеоинтеграција, јавља се на изненађујуће великом броју металних и неметалних материјала. Међу њима, титан и његове легуре остварују како највећу чврстоћу споја, тако и највећу брзину остеоинтеграције у постоперативном периоду. Међутим, правилно развијену површину импланта није сасвим лако остварити. Обично се користе технике синтерованања или плазме да би се направила порозна површина. Ове технике, с друге стране, у великој мери поскупљују производњу. Истовремено, високо развијена површина носи са собом и друге проблеме као што су, рецимо, мања смицајна чврстоћа површинског слоја и опасност од контаминације. Шта, међутим, ако се овако, иначе идеално срастао имплант мора, из било ког разлога, извадити и заменити новим?

Хиљаде микроскопски ситних 'мостова' коштане масе сраслих у порозну поврчину импланта мора се једноставно – поломити. Ситуација коју би хирурзи ( и још више пацијенти) хтели по сваку цену да избегну. Зато избор материјала за израду вештачког кука у великој мери представља 'кваку 22' : с једне стране тражи се чврст спој а с друге једноставна, безболна измењивост кука. Контрадикција је, изгледа, решена када се сасвим случајно открило да вештачки кукови на бази титана остварују остеоинтеграцију чак и када немају порозну површину – већ довољна само храпава, пескирана површина. И не само то, пескирана површина вештачког кука остварује већу чврстоћу адхезије са коштаном ткивом у односу на плазмом пресвучену површину, слика 5. Бројни експерименти показали су да адхезија коштаног ткива и титанског имплатата потиче од извесне биоактивне, биоимитирајуће особине титана у људском организму. Другим речима, титански имплантати не само да су инертни у организму, већ их људски организам не препознаје као страног тела.



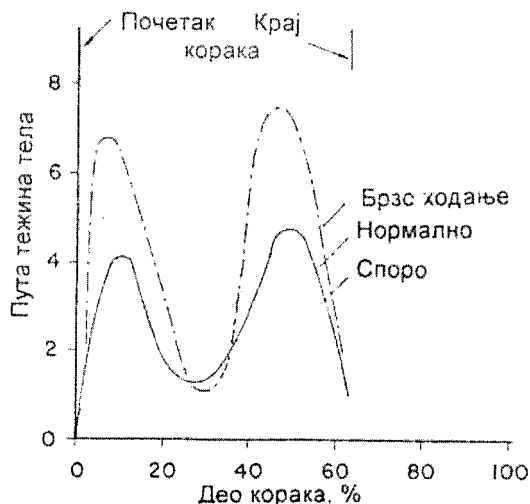
Слика 5 - Чврстоћа адхезије имплантат-коштано ткиво после операције (2)

До сада смо описали две особине титана које овај материјал чине најбољим избором за израду вештачких кукова. Модул еластичности и биоактивност су природне особине материјала, особине на које се не може битије утицати и једини задатак инжењера је да их сачува у току производње (пре свега пажљивом контролом хемијског састава). Шта је, међутим, са класичним металуршким особинама материјала – чврстоћом и жиљавошћу? Каквим напрезањима је изложен имплантиран вештачки кук?

Табела 2 - Максималне силе које делују на кук током различитих активности [3]

Активност	Напрезање пута тежина тела
Лагано ходање	4.9
Нормално ходање	4.9
Брзо ходање	7.6
Пењање уз степенице	7.2
Низ степенице	7.1

У табели 2 приказане су оријентационе вредности притисног напрезања које делује на вештачки кук. Уз просечну тежину од 80 кг., при нормалном ходању, то је скромних 400 кг. (У случају једног од аутора овог текста, и целих пола тоне). Чак и при великим оперећењима, као што су брзо ходање или пењање уз степенице, оптерећење не прелази 600-700 кг. Очигледно да са становишта чврстоће материјала ове силе не би требало да представљају проблем. Међутим, као што смо већ рекли, ходање је циклично, динамичко напрезање. Слика 6 приказује промену сила током једног корака: од 1,5 до 4 тежине тела (за нормално ходање) тј. до 7 за брзо ходање. Ако један корак траје, рецимо, једну секунду, и ако се задржимо на нормалном ходању, онда, уз просечних 80 кг. тежине, имамо циклусе оптерећења од  $\approx 120$  до 320 кг. у периоду од 0,3 секунде. Ако пацијент пешачи бар 500 метара дневно, онда имамо класичан пример нискоцикличног замора. Нашу анализу замора материјала можемо представити на следећи начин:  $(120-320 \text{ кг}/0,3 \text{ секунде}) \times 500-1000$  (број корака током дана)  $\times 365$  (дана у години)  $\times$  број година (сматра се задовољавајућим бар 10 година). У механичком смислу, дакле, отпорност према нискоцикличном замору представља критичну особину материјала за израду вештачког кука.

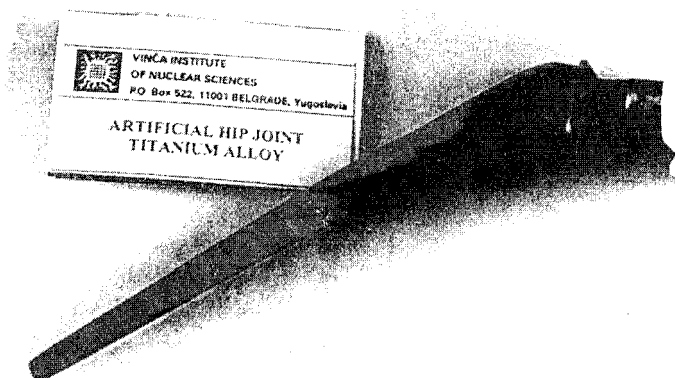


Слика 6 - Динамичка напрезања на куку током једног корака (2)

## КАКО?

У претходном делу текста смо се углавном служили радовима лекара – ортопеда коју су своје резултате користили да би што јасније дефинисали своје захтеве пред произвођачима вештачких кукова. Сада се, међутим, коначно и са олакшањем, враћамо на поље металургије. Како направити вештачки кук од легуре титана приказан на слици 7 – тежине

110 гр., чврстоће 900 МПа, отпоран на стварање и раст заморне прскотине, правилно обрађене површине и, наравно, цене која није скупља од увозне? И без лаичког оптерећења да то што направимо треба неко годинама да носи у свом телу.



*Слика 7 - Вештачки кук од легуре Ti-6Al-4V добијен поступком прецизног ливења*

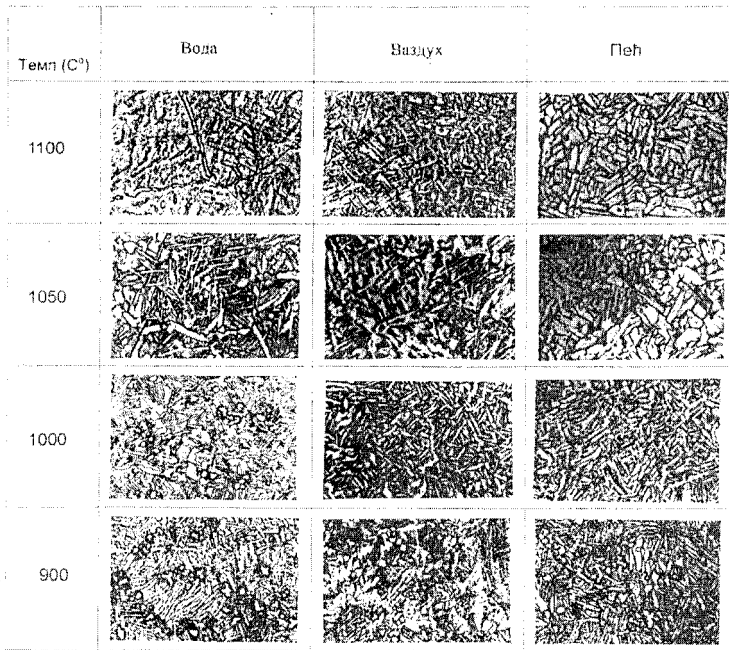
Један од могућих начина за израду титанског вештачког кука је, упркос свим противљењима инжењера металургије, машинска обрада (1). Брзе, компјутеризоване машине, уз квалитетне полуфабрикате и мали број запослених радника чине овај поступак ипак конкурентним, нарочито када су у питању мале серије. Друга могућност је ковање (2,3). Има мишљења да је термомеханичка прерада титана и његових легура једна од најлепших области у металургији. Велики број различитих термо-механичких режима, могућност да се чак и малим захватима утиче на микроструктуру и особине, чврстоћу и жилавост, чине ковање правим избором за израду свих 'одговорних делова'. Када бисмо могли да бирамо технологију, изабрали бисмо ковање за израду вештачких кукова. С друге стране, посебну врсту инжењерског изазова представља могућност израде вештачких кукова од титана поступком прецизног ливења. Овим поступком се иначе производе кукови од легуре CoCrMo (комохром), али је ова легура предвиђена за употребу у ливеном стању. Титан и његове легуре нису типично 'ливачки материјали'. Ливење ових материјала и њихова употреба у ливеном стању представља, у техничком погледу, не баш савим мали проблем: висока температура топљења, велика реактивност у течном стању и неповољна микроструктура одливака која се мора кориговати термичком обрадом. Није нам циљ да детаљно описујемо технологију прецизног ливења титана. Она се, уосталом само незнатно, у финесама, разликује од стандардних техника прецизног ливења, рецимо комохрома, нерђајућег челика или суперлегура. Описаћемо укратко само нека, по нашем искуству 'критична места' ове технологије.



Топљење – Хемијска стабилност титана, толико хваљена када је материјал у чврстом стању, потпуно нестаје при преласку у течно стање. Истопљени титан врло брзо гради хемијска једињења са свим елементима периодног система. Зато избор лонаца за топљење представља први и најважнији корак у овој технологији. (Аутори овог текста имали су, у фази освајања технологије, велики број хаварија, ‘цурења’ и ‘мечки’. Срећна околност је била да су радили у лабораторијским условима, са малим количинама титана, тако да су штете биле минималне). У литератури се наводе керамички, метални и графитни лонци (4). Наше искуство говори да графитни лонци представљају добар компромис између цене и квалитета одливака. Међутим, ‘тајна’ топљења титана, према нашем искуству, налази се у – брзини топљења: брзо загревање до тачке топљења, минимално прегревање и брзо изливање. Ако се процес правилно води лонци могу да издже већи број ливења. Интересантно је напоменути да мерење температуре представља доста велики проблем. Оптички пирометри дају доста непоуздане податке (већ  $\pm 10^{\circ}$  може да буде критично), док с друге стране потапајући термопарови реагују са ливом. У целом овом послу искуство и занатска вештина ливца, његов ‘осећај’ за дешавања у лонцу, представљају један од битнијих фактора.

Ливење – Керамичке шкољке за ливење суперлегура модификоване су тако да могу да издрже уливање течног титана. Вишеслојне шкољке модификоване су тзв. примарним слојем на бази цирконијума и једног органског везива на бази титана. Њихова улога је да инхибирају, успоре реакцију течног метала са шкољком. Порозна површина одливка указује на малу брзину очвршћавања. Међутим, при великим брзинама очвршћавања у материјалу се јавља унутрашња, солификациона порозност (4,5). Зато се параметри ливења морају емпиријски одредити као компромис између унутрашње порозности и квалитета површине. Дебљина и температура шкољке, као и температура и брзина ливења морају се прецизно одредити за сваки одливак.

Термичка обрада – Механичке особине ливеног титана су такве да би тешко могле задовољити напрезања којим су изложени вештачки кукови. Хомогенизација и корекција микроструктуре морају се извршити одговарајућом термичком обрадом. Детаљна анализа термичке обраде титана превазилази прегледни карактер овог рада, и заинтересовани читалац може је наћи у више него бројној литератури на ову тему. Приказаћемо, само као илустрацију великих могућности које пружа термичка обрада титана, микроструктуре добијене жарењем вештачких кукова на температурама 900 – 1100°C, слика 8. Очигледно је да, поред температуре, брзина хлађења има велики утицај на микроструктуру. Интересантно је све ове микроструктуре дају чврстоћу која задовољава захтеве вештачких кукова. А жилавост и замор? Да би смо овај рад учинили интересантнијим, намерно ово питање остављамо без одговора.



Слика 8 - Утицај температуре жарења и брзине хлађења на микроструктуру Ti-6Al-4V. Време жарења 1 сат. Увећање 200x

### ЛИТЕРАТУРА

- (1) J.Park, R.Lakes, Biomaterials, Plenum Press, New York, 1992.
- (2) Le Tritan et ses aliages, Memoir et Etudes Scientifique, No10, Octobre 1989.
- (3) D.F.Wiliams, Metals and Materials, january 1991.
- (4) J.S.Stubenrauch, Ph-Thesiss, Aachen, 1989.
- (5) M.Peters, C.Leyens, J.Kumpfert, Titan und Titanlegierung, DGM, Koln, 1996.