

БИОМЕХАНИКА ОРАЛНИХ ИМПЛАНТАТА И НАДОКНАДА

Драгослав СТАМЕНКОВИЋ

Клиника за стоматолошку протетику, Стоматолошки факултет, Универзитет у Београду, Београд

КРАТАК САДРЖАЈ

Увод Уграђени имплантати су, у ствари, заменици природних зуба, па су, као и природни зуби, изложени деловању различитих сила. Данас ретко долази до одбацивања и лоше осеоинтеграције имплантата, јер се орални имплантати израђују од биокompatибилних материјала. Највећи број компликација последица су лоше планираног оптерећења имплантата.

Циљ рада Циљ рада је био да се прикаже оптимизација процеса планирања и уградње оралних имплантата и зубних надокнада која је заснована на анализи биомеханичких проблема у имплантологији.

Метод рада Да би се утврдио утицај броја viseћих чланова надокнаде, броја и микродизајна имплантата на напоне у имплантату и периимплантатном ткиву, израчунати су напон и деформације на виртуелном моделу (контролни модел) методом коначних елемената. Добијене вредности су послужиле као референтне у анализи резултата три експериментална модела.

Резултати Као и код контролног модела, и код експерименталних модела први имплантат трпи највеће оптерећење тамо где доминирају напони притиска, други трпи знатно мање напоне вуче, трећи мале напоне притиска, а четврти најмање напоне вуче. Вредности напона и деформација су истог предзнака, али апсолутне вредности зависе од броја viseћих чланова, микродизајна и броја уграђених имплантата.

Закључак Познавање биомеханике оралних имплантата и надокнада на њима омогућује правилну индикацију, добар избор имплантата и добар дизајн супраструктуре. Мере превенције костне ресорпције изазване биомеханичким факторима су: уградња што дужих и што ширих симетричних шраф-имплантата и имплантата у облику корена зуба, уградња имплантата чија је укупна површина сидрења повећана, избор довољно крутих материјала, правилно усмерење имплантата, смањење оклузивне површине надокнаде и лоцирање контактне тачке у центар.

Кључне речи: биомеханика; ендоосеални имплантати; метод коначних елемената; напон; деформација

УВОД

Орална имплантологија је област стоматологије која се бави надокнадом изгубљених зуба путем уградње имплантата у виличне кости. С клиничког аспекта, највећи значај имају зубни ендоосеални имплантати који се хируршки уграђују у кост резидуалног алвеоларног гребена горње или доње вилице ради израде зубне надокнаде.

Проблеми у откривању степена интегрисаности имплантата и процента директне везе с костним ткивом довели су до настанка дефиниција које се темеље на биомеханичким уместо на хистолошким критеријумима. Према наводима Албректсона (*Albrektsson*) и сарадника [1], осеоинтеграција је процес постизања клинички асимптоматске круте фиксације алопластичног материјала у кост, тј. везе анкилотичног типа која добро подноси функционална оптерећења. Имплантат не показује мобилност јер осеоинтеграција доводи до ригидне фиксације, која обезбеђује стабилно упориште имплантату, као и контролисану дистрибуцију оптерећења преко изузетно отпорног имплантатно-костног међуспоја. Открићем осеоинтеграције и дефинисањем услова који је омогућавају, ендоосеална имплантација унапређена је у ефикасан терапијски метод, с предвидљивим исходом и продуженим веком имплантата и зубне надокнаде у функцији.

Од свих фактора који одређују успех осеоинтеграције, избор површине градивног материјала имплантата и биомеханика остављају највише простора за даљи развој и напредак у имплантологији.

Силе у оралној имплантологији

Уграђени имплантати са надокнадама су, у ствари, заменици природних зуба, па су, као и природни зуби, изложени деловању различитих сила. Данас ретко долази до одбацивања и лоше осеоинтеграције имплантата јер се орални имплантати израђују од биокompatибилних материјала. Компликације (преломи имплантата, периимплантати и др.) често настају услед лоше планираног оптерећења имплантата (Слика 1).

Да ли ће нека сила бити у функцији физиолошке стимулације периимплантатног костног ткива или ће довести до патолошких промена – зависи од неколико фактора. При анализи дејства сила треба водити рачуна о њеним следећим обележјима: интензитету, трајању, правцу и нападној тачки.

Интензитет и трајање силе припадају групи квантитативних особина силе. Најјаче силе делују у централној оклузији, па је мерење тих сила и најважније. У централној оклузији зуби долазе у контакте у терминалном стадијуму жвакања и током гутања, а ти



СЛИКА 1. Ортопантомографски снимак пацијента код којег је скинут горњи мост с десне стране услед ломљења имплантата.

FIGURE 1. OPT radiograph of a patient with the upper bridge on the right taken off because of implant fracture.

контакти трају релативно кратко. Најчешће се мери максимална вољна загрижајна сила, мада се у литератури могу наћи подаци о максималним силама које изазивају бол, силама по јединици површине, силама по оклузивној јединици и др. Ако се доња вилица посматра као једнокрака полука са ослонцем у зглобу, онда је јасно да је максимална вољна загрижајна сила највећа у регији молара ($600-1000\text{ N/mm}^2$) и смањује се прогресивно према регији секутића (200 N/mm^2) [2].

Способност прилагођавања периимплантатног костног ткива на силе различита је од организма до организма и зависи од квалитета везе кости и имплантата, старости и пола особе, општег стања здравља и времена оптерећења после уградње имплантата. Неуромишићна регулација такође може одиграти значајну улогу како у заштити, тако и у пропадању потпорних ткива имплантата [3, 4].

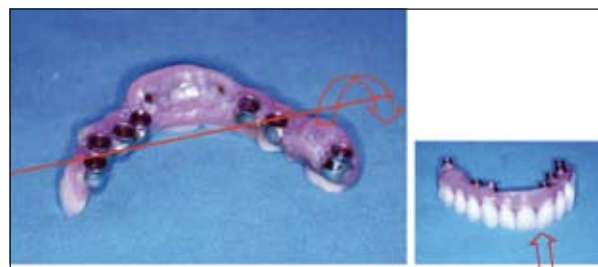
Правац и нападна тачка силе припадају групи квалитативних особина силе. Вертикалне силе оптерећују имплантат физиолошки ако сила делује дуж уздужне осовине имплантата. Будући да оклузивна површина надокнаде на имплантату није равна, већ се смењују вертикално и хоризонтално оријентисане површине, то ће сила која делује на косу раван бити разложена по принципу паралелограма на вертикалну и хоризонталну компоненту. Према томе, силе које делују на надокнаду се могу свести на деловање сила у две равни – вертикалној и хоризонталној, док смерова може бити више, мада је врло ретко то само један смер.

Вертикалну силу која делује дуж осовине имплантата прихвата велика површина периимплантатног костног ткива и у том смеру костно ткиво пружа највећи отпор. Ако, пак, сила делује под извесним углом на уздужну осовину вештачке крунице на имплантату, у гингивној трећини имплантата, на страни нападне тачке, долази до вуче, а на супротној страни до притиска. На врху имплантата ситуација је обрнута. Хоризонтална компонента силе је утолико већа уколико је нагиб косе равни већи, тј. квржица вештачке крунице виша. Хоризонталне силе се концентришу на мање површине, па услед тога и имају јаче дејство у односу на вертикалне силе. Костно ткиво може да компензује мале хоризонталне силе периимплантат-

но, али када хоризонталне силе превазиђу индивидуалну границу оптерећења, долази до нежељених реакција у периимплантатном костном ткиву, где доминира разградња кости. Особа реагује болно и на силе од 20 N ако силе делују у хоризонталној равни, док у вертикалној равни силе апексног смера изазивају бол тек дејством сила 10 пута већег интензитета (више од 200 N).

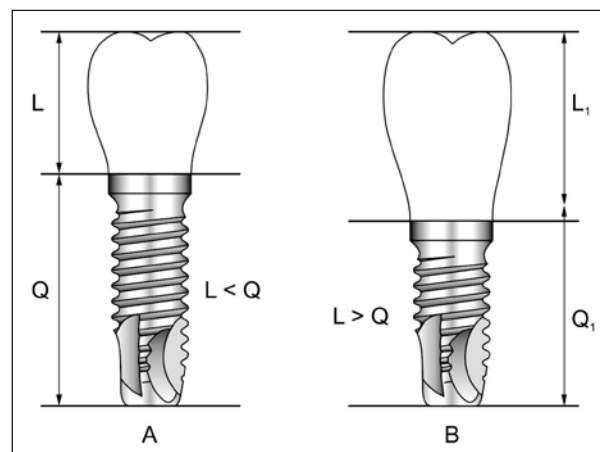
Нападна тачка силе игра значајну улогу код особе са природним зубиком, али још значајнију код особе са зубним надокнадама на имплантатима. Нападна тачка оклузивних сила у подручју бочних зуба лежи на оклузивним површинама, а код предњих зуба на оралној површини горњих зуба или вестибулној површини доњих зуба (Слика 2).

Сила чија је нападна тачка под углом на осовину зуба формира у односу на тело имплантата момент силе, при чему је он једнак производу силе и крака силе (полуге). Као крак силе може се сматрати клиничка круна, а као крак терета тело имплантата у кости (Слика 3). У стварности је све то много компликованије јер, услед начина везивања имплантата и кости, обртну тачку при хоризонталном оптерећењу не би требало тражити у врату имплантата већ у његовој доњој трећини. Ако је нападна тачка силе, на пример, сечивна ивица, онда је крак силе дужи, па је услед



СЛИКА 2. Једнокомадни фиксни мост на имплантатима. Када је нападна тачка силе на инцизалним ивицама секутића, момент силе зависи од интензитета силе и закривљености лука.

FIGURE 2. One-piece bridge supported by implants. When the point of force is on the incisal edge of the anterior teeth, the moment of force depends on the force intensity and twist of curve.



СЛИКА 3. Биомеханички повољан (А) и неповољан (В) однос крака силе (клиничка круна) и крака терета (тело имплантата у кости).

FIGURE 3. Biomechanically favourable (A) and biomechanically unfavourable (B) relation between clinical crown and implant body.

тога и дејство силе на периимплантатно костно ткиво веће, за разлику од ситуације када је нападна тачка силе ближе гингиви [3, 5]. Сложеност проблема је утолико већа јер се сва наведена својства силе мењају променом нападне тачке силе на зуб.

Познавање понашања имплантата и периимплантатног костног ткива при оптерећењу од великог је значаја за избор имплантата и план лечења крзубих и безубих особа. Силе у имплантологији се могу мерити (*in vitro* и *in vivo*) и анализирати експериментално (фотоеластична мерења) и теоријски компјутерском симулацијом (методом коначних елемената). Мерења оптерећења имплантата *in vivo* и *in vitro* предмет су многих истраживања. Истраживања Јемта (*Jemt*) и сарадника [6], Рихтера (*Richter*) [7] и Мерицке-Штернове (*Mericske-Stern*) и Геринга (*Geering*) [8] дају прилично поуздане податке, јер су обављена мерењем трансдуктора директно на имплантату, без подизања вертикалне димензије оклузије. Резултати који су добијени су врло прецизни и слажу се с резултатима добијеним експерименталним мерењима и теоријским анализама.

У оралној имплантологији метод коначних елемената је неприкосновен за анализу напона и деформација имплантата и периимплантатног костног ткива при оптерећењу. Овим методом се имплантати и периимплантатно костно ткиво претварају у замишљени скуп геометријских елемената у виду линије, површине и запремине, којима се тело приказује као виртуелни модел за даљу анализу. Када се измоделира виртуелни модел, дефинишу се гранични услови ослањања и одговарајућа оптерећења. Као резултат ове компјутерске симулације добија се потпуна слика напонских стања у сваком коначном елементу, односно у потпуној структури. Поред напонских стања, добијају се и померања у сваком чвору дефинисане мреже коначних елемената. У биомедицинским наукама закључци донесени на основу резултата добијених методом коначних елемената не могу се сматрати коначним. Ове резултате је неопходно потврдити клиничким испитивањима.

Дејство сила на имплантате и периимплантатно костно ткиво

На имплантате и периимплантатно костно ткиво преко супраструктура делују силе изазивајући напон. Унутрашњи напон (који стварају међумолекулске силе) је по интензитету једнак спољњем напону (који стварају силе оптерећења), само је супротног смера. Природа напона, с једне стране, зависи од интензитета, правца и тачке деловања силе, а с друге од величине, облика и материјала имплантата [9, 10].

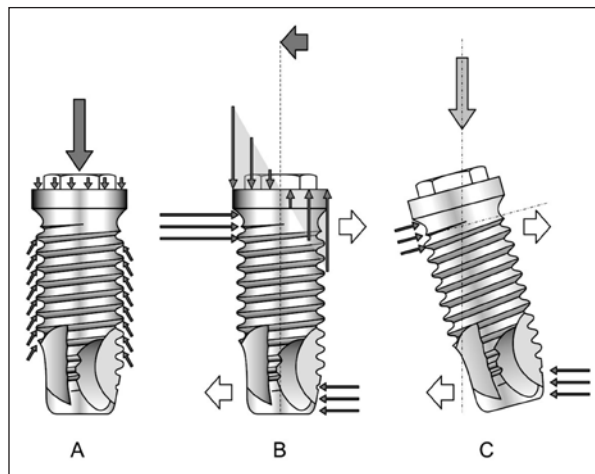
У зависности од поменутих фактора, имплантат и периимплантатно костно ткиво се могу различито оптерећивати, па се тако, сходно врсти оптерећења, могу разликовати три основна типа напона: ком-

пресија, истезање и смицање. Кост је најотпорнија на силе компресије, мање је отпорна на силе истезања, а неотпорна је на силе смицања. Подаци из литературе кажу да је отпорност кости на вертикалан притисак 193 MPa , на истезање 133 MPa , док је отпорност на смицање 68 MPa [11]. Сила под углом смањује отпорност кости. Тако је, на пример, отпорност кости на силу која делује под углом од 30° у односу на вертикалу умањена за око 12% (за компресију), односно за око 25% (за истезање) [12]. С повећањем угла под којим сила делује смањује се отпорност кости. Најмању отпорност кост испољава при дејству хоризонталне силе.

Напони у телу имплантата који стварају компресију изазивају приљубљивање површине имплантата и површине његовог костног лежишта, помажући тако очување имплантатно-костног припоја. Аксијално оптерећење шраф-имплантата расподељује оптерећења на целу површину свог костног лежишта, при чему доминира компресија, те због тога даје најбоље резултате (Слика 4А). Напони у телу имплантата који стварају истезање и смицање теже да раздвоје површину имплантата од површине њеног костног припоја, разарајући имплантатно-костни припој. Оптерећење имплантата хоризонталном силом (Слика 4В) и оптерећење имплантата под углом у односу на његову осовину индукује силе компресије и силе истезања (Слика 4С).

Биомеханика надокнада на имплантатима

Надокнаде на имплантатима у функцији прихватају мастикаторне и друге силе, преносећи оптерећење



СЛИКА 4. Аксијално оптерећење имплантата изазива притисак као најповољнији вид оптерећења (А). Оптерећење имплантата хоризонталном силом изазива силе компресије и силе истезања (В). Оптерећење имплантата под углом изазива силе компресије и силе истезања. Силе истезања неповољно делују на имплантатно-костни припој (С).

FIGURE 4. Axial forces on the implant cause compression as the best form of load (A). Horizontal forces on the implant cause compression and tension (B). Forces operating under angle on the implant cause compression and tension. Tension has an unfavourable effect on the implant–bone tissue connection (C).

преко имплантата или имплантата и мукопериоста на величне кости. Крунице на уграђеним имплантатима представљају крути систем, па дејство сила на круницу не изазива њено померање већ стварање напона чија природа зависи од величине, правца и угла деловања силе с једне, односно од степена крутости, облика и површине с друге стране.

С биомеханичког аспекта, у теорији најповољнији материјали за имплантате били би материјали који су изоеластични са кости. Међутим, Маилат (*Mailath*) и сарадници [12] и Стаменковић и сарадници [13] су доказали да промена материјала (модула еластичности) не утиче значајно на целокупну слику насталих напона око имплантата. Познато је да се повећањем пречника имплантата повећава и његова крутост. Тако се, на пример, повећањем пречника за 30% крутост имплантата повећа пет пута [13]. Материјали изоеластични са кости најчешће су недовољно чврсти и не омогућавају најбољу обраду површине, па се због тога и не препоручују.

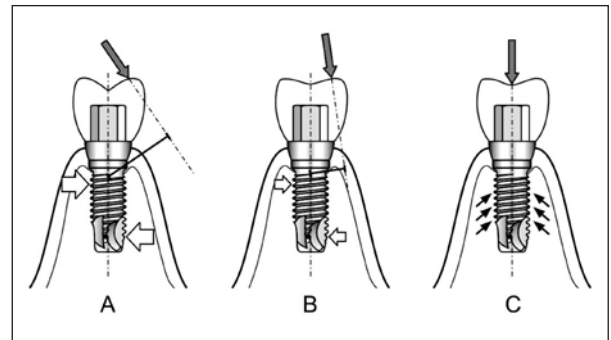
Напони који се стварају у периимплантатном костном ткиву услед оклузивних сила које се преносе преко зубне надокнаде и имплантата зависе и од облика имплантата. Листасти имплантати, у зависности од правца деловања силе, изазивају различите и врло неравномерно распоређене напоне у периимплантатном костном ткиву. С друге стране, симетрични шраф-имплантати и имплантати у облику корена зуба равномерније преносе силе на околно костно ткиво, без обзира на правац дејства силе. Због тога су, с биомеханичког аспекта, цилиндрични имплантати прихватљивији.

Површина имплантата је важна не само за уградњу имплантата у околно костно ткиво, већ и за пренос сила. За што равномерније распоређивање напона у периимплантатном костном ткиву неопходна је што већа површина имплантата. Површина имплантата се повећава плазмирањем, пескирањем, ласерским нагризањем или ласерским наношењем нанометарских депозита кристалних честица калцијум-фосфата и повећавањем димензије самог имплантата [9, 14-16]. Албректсон и сарадници [1] и Линде (*Lindhe*) и сарадници [17] су доказали директну зависност дужине имплантата и његове прогнозе. Имплантати краћи од 10 *mm* имају знатно лошију прогнозу од дужих имплантата.

Кост је најотпорнија на силе притиска. Због тога треба уградити имплантате и обликовати гризне површине фиксних надокнада тако да оне, преносећи оптерећење на периимплантатно костно ткиво, стварају силе компресије. Позиција имплантата треба да је паралелна с мастикаторним силама, док квржице зуба треба да су одговарајућег облика (Слика 5).

Биомеханика имплантатно носених мостова, поред крутости, облика и површине имплантата, зависи и од броја и распореда уграђених имплантата. На примеру трочланог моста с различитим бројем и различитом позицијом уграђених имплантата најбоље

се може показати оптерећеност имплантата. Мост израђен на два имплантата оптеретиће имплантате у потпуности (100%). Уколико се из анатомских или других разлога изради трочлани мост с једним вишећим чланом, онда ће, због великих момената сила, оптерећење имплантата бити много веће (око 200%). Трочлани мост израђен на три имплантата која су уграђена у линији знатно ће мање оптерећивати имплантате (око 67%). Када анатомски и други услови дозвољавају да се уграде три имплантата која међусобно заклапају површину, онда ће оптерећење имплантата бити 33% [10, 14]. Клиничке прогнозе су да ће најмање оптерећени имплантати имати и најдужи век трајања.



СЛИКА 5. Високе квржице стварају велике моменте сила који изазивају неповољне хоризонталне силе (А). Ниже квржице при латералним кретањима стварају мање моменте сила (В). Ниже квржице с равном површином у централној фоси стварају силе притиска у периимплантатном костном ткиву (С).

FIGURE 5. High cusps create big moments of force which produce unfavourable horizontal forces (A). Low cusps, during lateral movement, produce smaller moments of force (B). Low cusps, with flat surface in the central fossa, produce compression in the peri-implant hard tissue (C).

Код мешовито носених фиксних надокнада долази до напрезања надокнада, имплантата и костних структура у зависности од конструкционог решења надокнаде и нападне тачке силе. Основни биомеханички проблем мешовито носених мостова је различита покретљивост потпорних структура: једна котва је крута (анкилотична веза имплантата и кости), док је друга мобилна (физиолошко померање корена природног зуба унутар алвеоле). Фиксни мешовито носени мост (трајно се цементира за природни зуб и имплантатни носач) је крута конструкција чија оптерећења у функцији изазивају велика напрезања у зависности од нападне тачке. Напони у мешовито носеном мосту, имплантату и костном ткиву изазивају многе нежељене реакције: уништење периимплантатне кости, расцементирање крунице на природном носачу, пуцање керамике или испадање композитних фасета и, на крају, прелом имплантата. Због проблема насталих напрезањем ових конструкција, многи аутори препоручују израду условно мобилних мостова или израду потпуно имплантатно носених мостова.

ЦИЉ РАДА

Да ли се у безубој вилицы уграђује максималан број имплантата (где један имплантат носи једну круницу) или се уграђује мањи број имплантата, а зубне надокнаде се планирају са слободним дисталним члановима, да ли се уграђују имплантати с машински обрађеним или с плазмираним површинама – дилеме су сваког тима имплантолога. Због тога је основни циљ истраживања била оптимизација процеса планирања и уградње оралних имплантата и зубних надокнада која је заснована на анализи биомеханичких проблема у имплантологији. При том, посебно је било занимљиво утврдити утицај броја viseћих чланова зубне надокнаде на напоне и деформације имплантата, броја имплантата на напоне и деформације имплантата, те микродизајна имплантата на напоне и њихове деформације.

МЕТОД РАДА

Деловањем вертикалне или хоризонталне силе на супраструктури настају сложена напрезања у имплантату и периимплантатном костном ткиву која, у зависности од интензитета, правца и нападне тачке, стварају напон притиска или напон вуче. Да би се утврдио утицај броја viseћих чланова надокнаде, броја и микродизајна имплантата на напоне у имплантату и периимплантатном ткиву, израчунати су напон и деформације на контролном виртуелном моделу методом коначних елемената. Добијене вредности су послужиле као референтне у анализи резултата експерименталних виртуелних модела. Контролни виртуелни модел се састојао од четири титанска (*Titan*) имплантата, једнокомадне супраструктуре са по једним viseћим чланом на крајевима конструкције и дела мандибуле. Особине градивних материјала имплантата и кости важне за испитивање напона и деформација методом коначних елемената приказане су у табели 1.

ТАБЕЛА 1. Особине градивних материјала за имплантате и кости важне за испитивање напона и деформација методом коначних елемената.

TABLE 1. Characteristics of dental materials for implants and hard tissue important for the investigation of tension and deformation by finite element analysis.

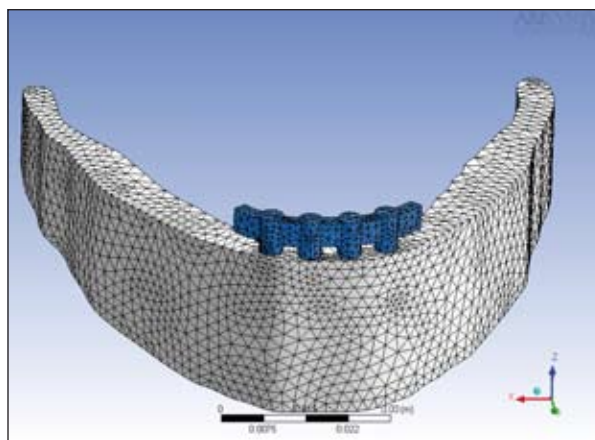
| Део Part | Материјал Material | Модул еластичности Elasticity module | Поасонов коэффициент Poisson coefficient |
|-------------------------------------|---|---|---|
| Имплантат* Implant* | Ti CP | 120 GPa | 0.36 |
| Имплантат** Implant** | Ti CP + керамика Ti CP + ceramic | 130 GPa | 0.31 |
| Кортикална кост Cortical bone | Кортикална кост Cortical bone | 15 GPa | 0.27 |

РЕЗУЛТАТИ

Деловањем вертикалне силе од 100 N или хоризонталне силе од 10 N на viseћи члан моста настају сложена напрезања у имплантату и периимплантатном ткиву. Једноставно речено, у имплантату број 1 (први до viseћег члана) се ствара напон притиска, у следећем имплантату (други до viseћег члана) ствара се врло неповољан напон вуче, у трећем имплантату врло мали напон притиска, док је четврти имплантат скоро без напона или се у њему стварају минимални напони вуче (Слике 6, 7a, 7b, 8a, 8b).

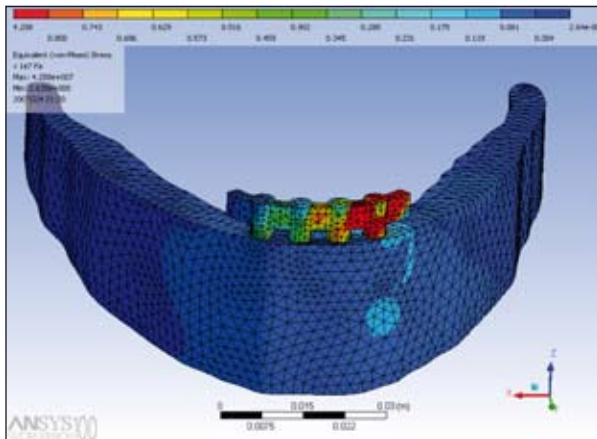
Имплантати, као тродимензионални модели, изложени су сложеном напонском стању (комбинована затезна и оптерећења притиска и сл.). Да би се напонско стање оваквих модела могло касније упоређивати са другим, сличним моделима који трпе исто или слично оптерећење као и основни модел, дефинисан је еквивалентни (упоредни, ефективни) напон σ_{ekv} , којим би било довољно напрегнути посматрани модел само у правцу једне осе, па да то у потпуности замени постојеће сложено напонско стање. Овако дефинисано еквивалентно напонско стање сада се може лако упоредити са граничном вредношћу напона за једноосно затегнути узорак направљен од истог материјала. Сви наши прорачуни се односе на еквивалентне напоне познате као Фон Мизесови еквивалентни напони.

Под истим условима дизајнирана су три експериментална (виртуелна) модела: модел број 2 су титански (*Titan*) имплантати плазмирани керамиком дебљине од 0,1 mm, модел број 3 је супраструктура моделована са два viseћа члана на оба краја моста, док модел број 4 чини шест уграђених имплантата и супраструктура као на контролном моделу.

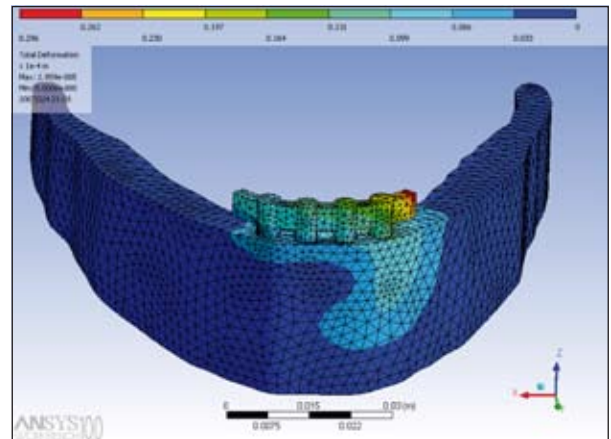


СЛИКА 6. Мрежа коначних елемената четири титанска имплантата, једнокомадна супраструктура са по једним viseћим чланом (8 mm) на крајевима конструкције и дела мандибуле. Број коначних елемената овог модела за прорачун је 36.176, а број чворова 21.870.

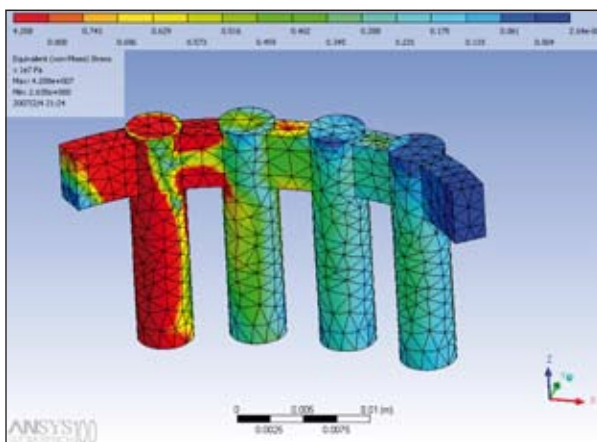
FIGURE 6. Finite-element model of four Titan implants, one-piece cantilevered superstructure (8 mm) on both sides of the superstructure and part of the mandible. The number of finite elements in this virtual model is 36,176, and the number of knots is 21,870.



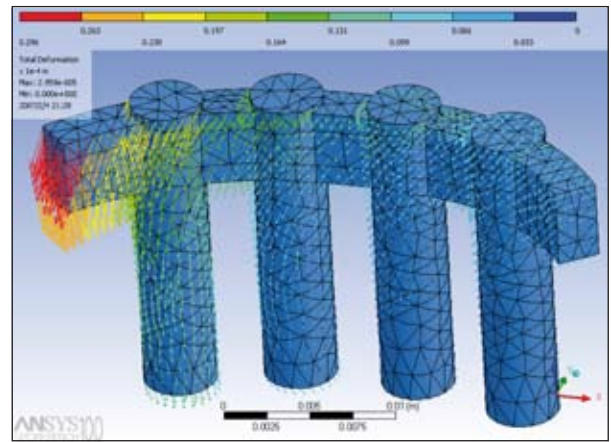
СЛИКА 7a. Еквивалентни напони на имплантатима и делу мандибуле.
FIGURE 7a. Equivalent tension on implants and part of the mandible.



СЛИКА 7b. Укупне деформације на имплантатима и делу мандибуле.
FIGURE 7b. Total deformation on implants and part of the mandible.



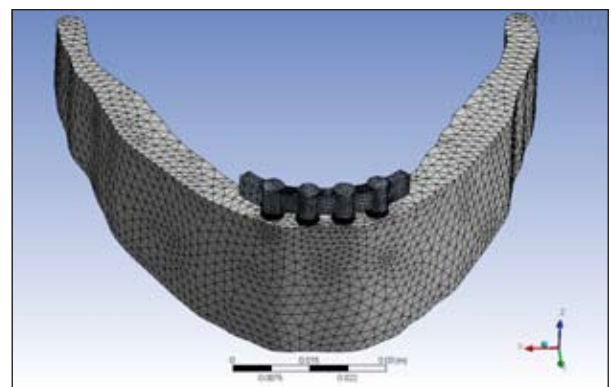
СЛИКА 8a. Еквивалентни напони на имплантатима. Први имплантат је оптерећен са $42,08 \text{ N/mm}^2$, други са $14,96 \text{ N/mm}^2$, трећи са $6,25 \text{ N/mm}^2$, а четврти са $4,19 \text{ N/mm}^2$.
FIGURE 8a. Equivalent tension on implants. The first implant is loaded with 42.08 N/mm^2 , the second with 14.96 N/mm^2 , the third with 6.25 N/mm^2 and the fourth with 4.19 N/mm^2 .



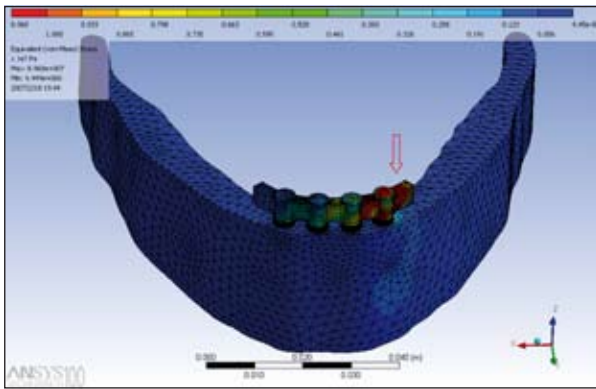
СЛИКА 8b. Укупна деформација имплантата. Максимална деформација првог имплантата је $0,029 \text{ mm}$. Од првог ка четвртном имплантату деформација је све мање.
FIGURE 8b. Total deformation on implants. The maximum deformation of the first implant is 0.029 mm . From the first to the fourth implant, the deformation decreases.

Модел број 2

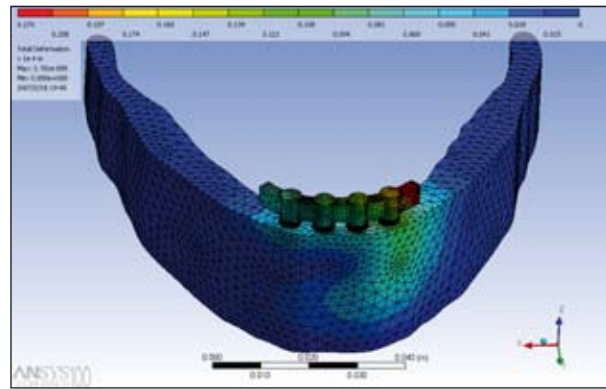
Параметри (модул еластичности и Поасонов коефицијент) синтероване керамике су различити од одговарајућих параметара за титан. Мрежа, напони и деформације имплантата израђених од титана плазмираног керамиком приказани су на сликама 9, 10a, 10b, 11a и 11b. Као и код контролног модела, први имплантат трпи највеће оптерећење где доминирају напони притиска, други трпи знатно мање напоне вуче, трећи мале напоне притиска, а четврти најмање напоне вуче. Вредности напона и деформација су овде истог предзнака, али су апсолутне вредности веће. Разлог за веће напоне а исте деформације је у сложеном материјалу (титан плазмиран керамиком). Титан, као жилавији материјал, трпи мање еквивалентне напоне и има мање деформације. С биомеханичког аспекта, титан је повољнији градивни материјал од титана плазмираног керамиком; обрнуто, с биолошког аспекта, сложени градивни материјали (титан-керамика) имају већу вредност.



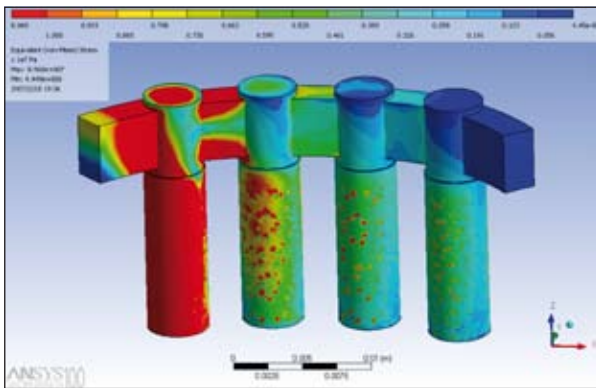
СЛИКА 9. Мрежа коначних елемената четири титанска имплантата обложена керамиком, једнокомадна супраструктура са по једним viseћим чланом (8 mm) на крајевима конструкције и дела мандибуле. Мрежа коначних елемената је овде знатно гушћа због танког слоја керамике. Број коначних елемената је 204.806 , а број чворова 110.724 .
FIGURE 9. Finite-element model of four Titan plasma-sprayed coating implants, one-piece cantilevered superstructure (8 mm) of the superstructure and part of the mandible. Finite-element model of this virtual model is more crowded because of thin layer of ceramic. The number of finite elements in this virtual model is $204,806$, and the number of knots is $110,724$.



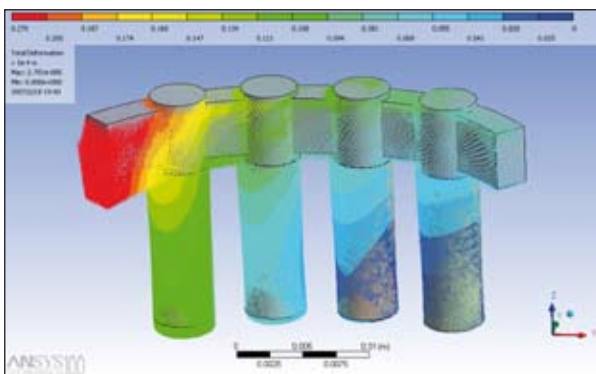
СЛИКА 10a. Еквивалентни напони на имплантатима и делу мандибуле.
FIGURE 10a. Equivalent tension on implants and part of the mandible.



СЛИКА 10b. Укупне деформације на имплантатима и делу мандибуле.
FIGURE 10b. Total deformation on implants and part of the mandible.



СЛИКА 11a. Еквивалентни напони на титанским имплантатима плазмираним керамиком. Први имплантат је оптерећен са $89,60 \text{ N/mm}^2$, други са $20,02 \text{ N/mm}^2$, трећи са $13,74 \text{ N/mm}^2$, а четврти са $9,05 \text{ N/mm}^2$.
FIGURE 11a. Equivalent tension on Titan plasma-sprayed coating implants. The first implant is loaded with 89.60 N/mm^2 , the second with 20.02 N/mm^2 , the third with 13.74 N/mm^2 and the fourth with 9.05 N/mm^2 .



СЛИКА 11b. Укупна деформација имплантата. Максимална деформација првог имплантата је $0,027 \text{ mm}$. Од првог ка четвртном имплантату деформација је све мање.
FIGURE 11b. Total deformation on implants. The maximum deformation of the first implant is 0.027 mm . From the first to the fourth implant, the deformation decreases.

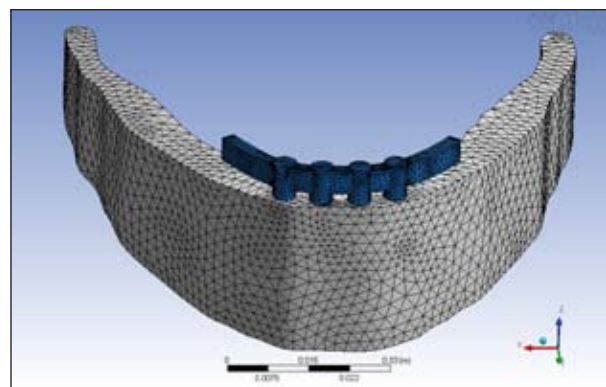
Модел број 3

Аналогна виртуелна оптерећења методом коначних елемената вршена су у истим условима, само је број висећих чланова био већи. Додавањем два ви-

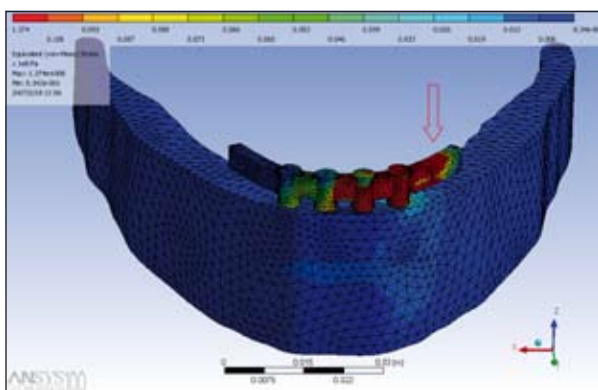
сећа члана са сваке стране (16 mm) стварају се силе истог предзнака на сваком имплантату, као и код случаја с једним висећим чланом, само је њихов интензитет већи. Ово се тумачи постојањем двоструко дуже полуге, јер је нападна тачка постављена дисталније, што све изазива веће моменте сила. Ова истраживања показују да највећа оптерећења трпи први имплантат (имплантат најближи нападној тачки силе), да следећи имплантат трпи знатно мање оптерећење (око 25% оптерећења првог имплантата, али су то врло неповољни напони истезања), док преостали имплантати трпе занемарљиво мала оптерећења (Слике 12, 13a, 13b, 14a, 14b).

Модел број 4

Напони који настају у имплантатима и периимплантатном костном ткиву под истим условима код шест уграђених имплантата незнатно се разликују (Слике 15, 16a, 16b, 17a, 17b). При оптерећењу истом силом и у истој нападној тачки стварају се следећи напони: у имплантату број 1 (први до висећег члана)

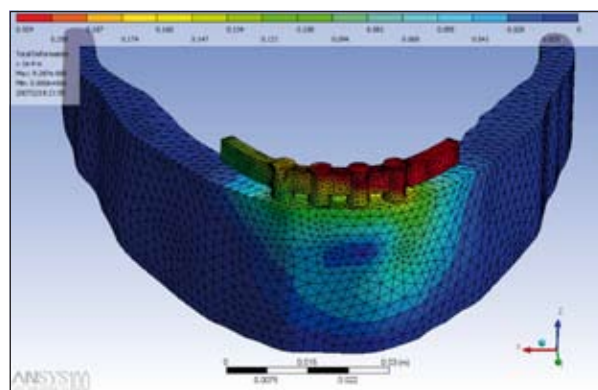


СЛИКА 12. Мрежа коначних елемената четири титанска имплантата, једнокомадна супраструктура са по два висећа члана (16 mm) на крајевима конструкције и дела мандибуле. Број коначних елемената овог модела је 58.262, а број чворова 36.056.
FIGURE 12. Finite-element model of four Titan implants, one-piece cantilevered superstructure (16 mm) on both sides of the superstructure and part of the mandible. The number of finite elements in this virtual model is 58,262, and the number of knots is 36,056.



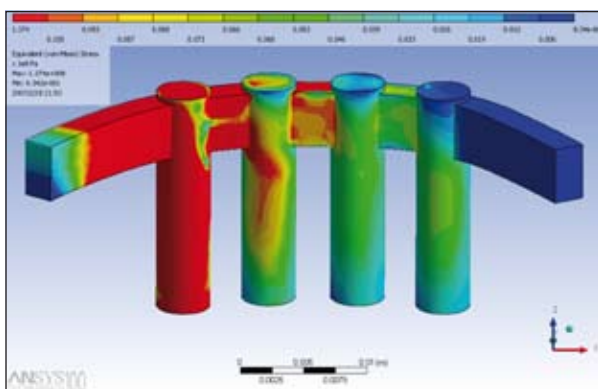
СЛИКА 13a. Еквивалентни напони на имплантатима и делу мандибуле.

FIGURE 13a. Equivalent tension on implants and part of the mandible.



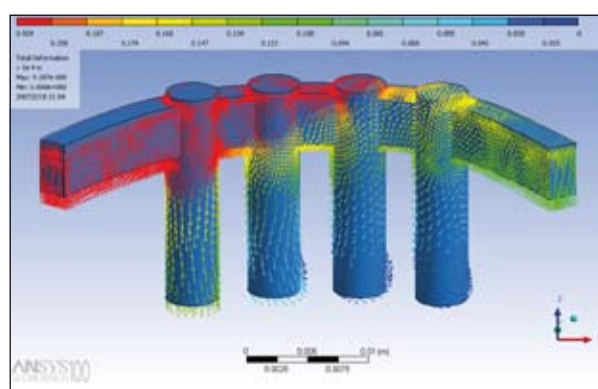
СЛИКА 13b. Укупне деформације на имплантатима и делу мандибуле.

FIGURE 13b. Total deformation on implants and part of the mandible.



СЛИКА 14a. Еквивалентни напони на имплантатима. Први имплантат је оптерећен са $137,40 \text{ N/mm}^2$, други са $34,04 \text{ N/mm}^2$, трећи са $15,92 \text{ N/mm}^2$, а четврти са $7,46 \text{ N/mm}^2$.

FIGURE 14a. Equivalent tension on implants. The first implant is loaded with 137.40 N/mm^2 , the second with 34.04 N/mm^2 , the third with 15.92 N/mm^2 and fourth with 7.46 N/mm^2 .



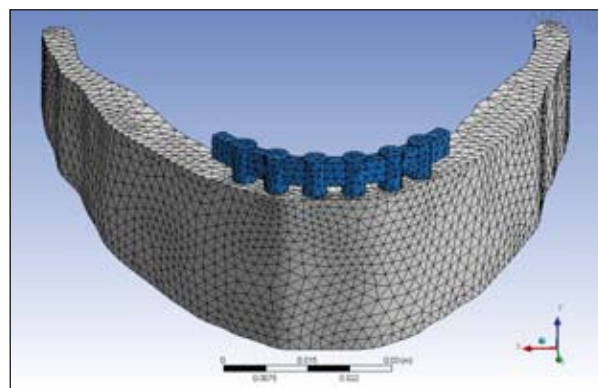
СЛИКА 14b. Укупна деформација имплантата. Максимална деформација првог имплантата је $0,093 \text{ mm}$. Од првог ка четвртном имплантату деформација је све мање.

FIGURE 14b. Total deformation on implants. The maximum deformation of the first implant is 0.093 mm . From the first to the fourth implant, the deformation decreases.

ствара се напон притиска, у следећа два имплантата (други и трећи до висећег члана) напони вуче, у четвртном и петом имплантату мали напони притиска, а у шестом веома мали напони вуче.

ДИСКУСИЈА

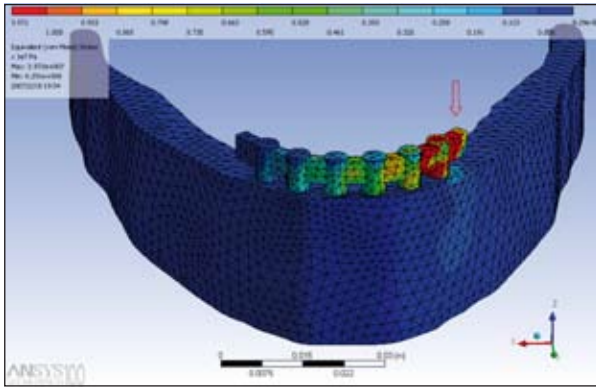
Поређењем вредности еквивалентних напона и укупних деформација у случајевима са четири и шест имплантата може се закључити да је уградња четири имплантата оправдана. Да ли ће лекар уградити четири или шест имплантата сада зависи од других захтева, а не само од биомеханичких услова. Варирањем параметара који утичу на напоне у имплантату може се израчунати сила која доводи до ломљења имплантата. Математички се може доказати који су то најкрући системи, односно материјали. Избор већих имплантата често је ограничен анатомским условима, а избор материјала биолошком прихватљивошћу, па растеређење имплантата треба тражити у равномерном оптерећењу имплантата и правилним дизајном супраструктура.



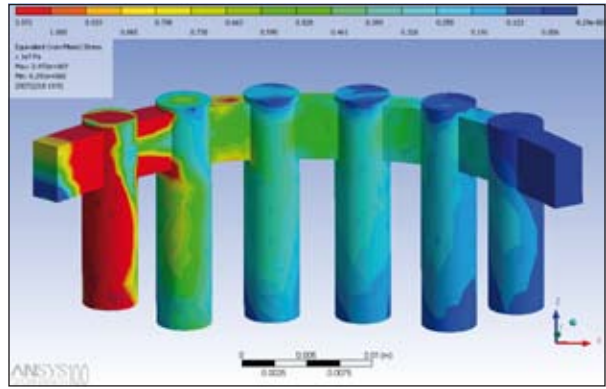
СЛИКА 15. Мрежа коначних елемената шест титанских имплантата, једнокомодна супраструктура са по једним висећим чланом (8 mm) на крајевима конструкције и дела мандибуле. Број коначних елемената је $35,524$, а број чворова $21,192$.

FIGURE 15. Finite-element model of six Titan implants, one-piece cantilevered superstructure (8 mm) on both sides of the superstructure and part of the mandible. The number of finite elements in this virtual model is $35,524$, and the number of knots is $21,192$.

До истих закључака се долази и анализом упрошћеног статичког модела (Слика 18). Све силе у равнотежене када је укупни моменат свих сила једнак нули. Ако се претпостави да се дистални имплан-

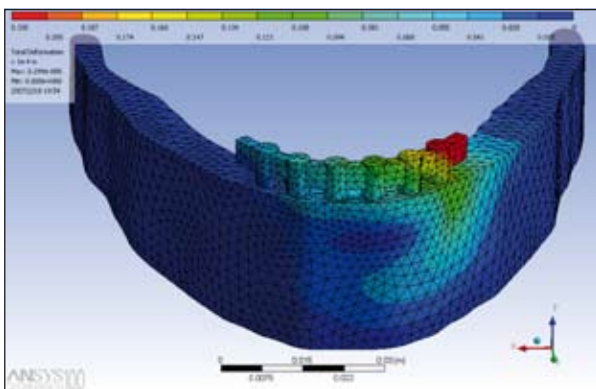


СЛИКА 16a. Еквивалентни напони на имплантатима и делу мандибуле.
FIGURE 16a. Equivalent tension on implants and part of the mandible.

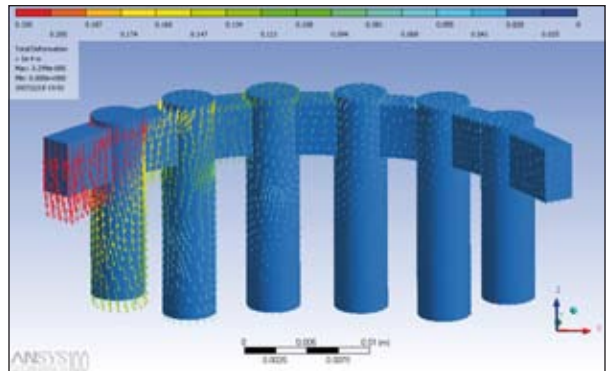


СЛИКА 17a. Еквивалентни напони на имплантатима. Први имплантат је оптерећен са $39,72 \text{ N/mm}^2$, други са $14,20 \text{ N/mm}^2$, трећи са $8,89 \text{ N/mm}^2$, четврти са $6,41 \text{ N/mm}^2$, пети са $4,35 \text{ N/mm}^2$, а шести са $3,13 \text{ N/mm}^2$.

FIGURE 17a. Equivalent tension on implants. The first implant is loaded with 39.72 N/mm^2 , the second with 14.20 N/mm^2 , the third with 8.89 N/mm^2 , the fourth with 6.41 N/mm^2 , the fifth with 4.35 N/mm^2 and the sixth with 3.13 N/mm^2 .



СЛИКА 16b. Укупне деформације на имплантатима и делу мандибуле.
FIGURE 16b. Total deformation on implants and part of the mandible.



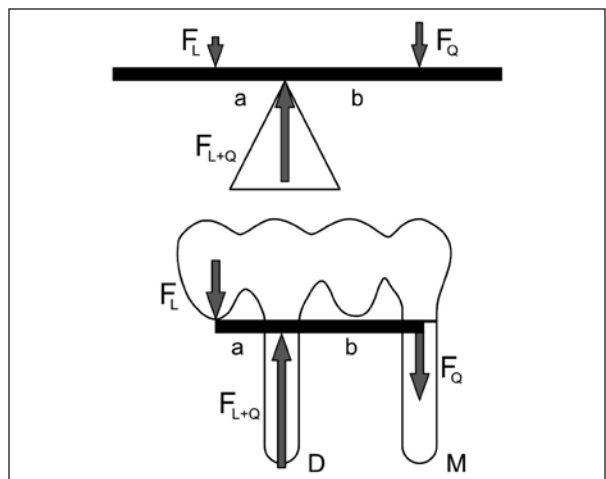
СЛИКА 17b. Укупна деформација имплантата. Максимална деформација првог имплантата је $0,033 \text{ mm}$. Од првог ка шестом имплантату деформација је све мање.

FIGURE 17b. Total deformation on implants. The maximum deformation of the first implant is 0.033 mm . From the first to the sixth implant, the deformation decreases.

тат понаша као тачка ослоњања, онда се силе које настају у имплантату могу упрошћено приказати на следећи начин: мезијални имплантат (M) трпи силе вуче које су једнаке производу крака силе (b) и силе реакције; дистални имплантат (D) трпи силе притиска које су једнаке производу крака силе (a) и силе акције. За израчунавање апсолутних вредности напона и деформација неопходно је знати вредности за модул еластичности и Поасонов (*Poisson*) коефицијент кости и титана. На основу ових израчунавања може се закључити да је код довољног броја уграђених имплантата могуће поставити највише два висећа члана ширине премолара.

Сви прорачуни су рађени на средње густој мрежи, на тродимензионалним моделима који су приближно репрезентовали објекте у прорачуну, док су параметри за материјал унети према подацима произвођача. Апроксимирањем зуба и имплантата у једноставније тродимензионалне моделе и цртањем мреже са мањим бројем коначних елемената добијају се резултати са већом грешком метода. Ови резултати се могу схватити као прелиминарни, јер указују на даљи ток прорачуна и касније цртање врло густе мреже коначних елемената.

Због своје специфичне везе са кости, имплантат, у поређењу са зубом, битно другачије преноси оптере-



СЛИКА 18. Имплантатно ношени мост са висећим чланом је у равнотежи када је збир момената сила који на њега делују једнак нули. Услед дејства силе F_L дистални имплантат (D) је под напонам притиска, а мезијални (M) под напонам истегања.

FIGURE 18. The cantilevered bridge supported by implants is in balance when the sum of the forces is equal to zero. Because of force F_L the distal implant (D) receives an intrusive, while the mesial implant receives an extrusive force (M).

ћење на околно костно ткиво. Сва ова оптерећења се преносе као вертикалне и хоризонталне силе, где моменти сила играју важну улогу.

Вредности за вертикалну физиолошку покретљивост зуба јако варирају у зависности од зуба и методологије мерења, а могу бити између 10 μm и 50 μm при оптерећењу зуба од 500 N. Иако се за уграђени имплантат каже да је анкилотички везан за кост, под дејством вертикалне силе (500 N) имплантат се утискује у кост за 3-5 μm [9]. Хоризонтална физиолошка покретљивост природних зуба је 60-110 μm , док имплантати показују хоризонталну покретљивост 10-12 μm [9]. Већина аутора сматра да су ово значајне разлике у вертикалној и хоризонталној покретљивости зуба и имплантата и да те разлике представљају основни биомеханички проблем код мешовито ношених мостова [9, 18-20]. То је и био основни разлог зашто су у овом раду разматране само имплантатно ношене зубне надокнаде.

У превенцији костне ресорпције изазване биомеханичким факторима силе би требало преносити што је могуће равномерније, а да при том притисак не прелази 2,5 MPa [5, 9, 21-23]. Разуме се да се силе преносе на околно костно ткиво само преко површине имплантата интегрисане за кост. Што је већа површина имплантата интегрисана за кост, то ће и притисак при дејству силе истог интензитета бити мањи. Најбоље распоређене силе које стварају напоне притиска остварују се: 1) када постоје довољне количине кости (у случајевима недовољне количине кости неопходно је урадити аугментацију и на тај начин побољшати анатомске услове) [5, 9, 17]; 2) када су уграђени што дужи и што шири имплантати (имплантати краћи од 10 mm имају знатно лошију прогнозу) [1, 17]; 3) када је предност дата симетричним шраф-имплантатима и имплантатима у облику корена зуба без оштрих ивица и оштрих врхова [5, 9]; 4) када је укупна површина сидрења повећана плазирањем, пескирањем или ласерским нагризањем површине имплантата [9, 14-16]; 5) када су изабрани материјали за имплантате довољно крути (модул еластичности од најмање 100 GPa) [11, 13]; 6) када је обезбеђен анкилотички припој кости уз површину имплантата избором биоадхезивног материјала; отпорност на смицање и торзију међуспоја кости и плазмираног титана (велика површинска енергија и мали угао квашења) двоструко је већа од отпорности међуспоја кости и машински обрађеног титана [9, 14-16]; 7) када је имплантат при уградњи правилно усмерен [5, 9, 11]; 8) када су смањене оклузивне површине надокнаде, а контактне тачке централно лоциране [5, 17, 20, 23].

ЗАКЉУЧАК

Познавање биомеханике оралних имплантата и надокнада на њима омогућује правилну индикацију, добар избор имплантата и добар дизајн супраструкту-

ре. Мастикаторне и друге силе требало би преносити што је могуће равномерније, а да при том притисак не прелази 2,5 MPa . Да би се спречиле костне ресорпције изазване биомеханичким факторима, требало би уградити што дуже и што шире симетричне шраф-имплантате и имплантате у облику корена зуба, уградити имплантате чија је укупна површина сидрења повећана, изабрати довољно круте материјале (модул еластичности од најмање 100 GPa), правилно усмерити имплантат, смањити оклузивну површину надокнаде и лоцирати контактне тачке у центар.

ЛИТЕРАТУРА

- Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Kasemo B, Larsson K. The interface zone of inorganic implants in vivo: Titanium implants in bone. *Ann Biomed Eng* 1983; 11:1-27.
- Hobkirk JA, Watson RM, Searson LJ. *Introducing Dental Implants*. London: Churchill Livingstone; 2003.
- Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4:241-7.
- Warren-Bidez M, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Impl* 1992; 18:264-74.
- Spiekermann H. *Color Atlas of Dental Medicine, Implantology*. Stuttgart: Thieme; 1995. p.81-91.
- Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral & Maxillofac Impl* 1991; 6:413-7.
- Richter E-J. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral & Maxillofacial Impl* 1995; 10:99-108.
- Mericske-Stern R, Geering AH. Masticatory ability and the need for prosthetic treatment. In: Owall B, et al, editors. *Prosthodontics, Principles and Management Strategies*. Barcelona: Mosby; 1996. p.111-124.
- Mailath-Pokorny G, Solar P. Biomechanics of endosseous implants. In: Watzek G, editor. *Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects*. Chicago: Quintessence; 1995. p.291-317.
- Weinberg IA. *Atlas of Tooth- and Implant-Supported Prosthodontics*. Chicago: Quintessence; 2003. p.48-84.
- Misch K. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby; 1993.
- Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M. Die Knochenresorption an der Eintrittsstelle osseointegrierter Implantate – ein biomechanisches Phänomen, Eine Finite-Elemente-Studie. *Z Stomatol* 1989; 86:207-16.
- Stamenković D, Leković V, Špadijer A. Savremeni aspekti primene materijala u oralnoj implantologiji. In: Stamenković D, et al. *Gradivni stomatološki materijali – dostignuća i perspektive*. Beograd: Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu; 2007. p.131-150.
- Stamenković D, Todorović A, Balać I. Practical guidance of implant-prosthetic based on biomechanical principles. 9th Congress of the BaSS, Ohrid, 2004.
- Jingade R, Rudraprasad IV, Sangur R. Biomechanics of dental implants, A FEM study. *J Indian Prosth Soc* 2005; 5:18-22.
- Rangert B. Practical guidance based on biomechanical principles. In: Palacci P, Ericsson I, Engstrand P, Rangert B, editors. *Optimal Implant Positioning & Soft Tissue Management for the Branemark System*. Chicago: Quintessence; 1995. p.21-33.
- Lindhe J, Karring T, Lang P. *Klinička parodontologija i dentalna implantologija*. Zagreb: Nakladni zavod Globus; 2005.
- Knoell AC, Grenoble DE. The role of biomechanics in oral implantology. *J Biomed Mat Res* 2004; 8:435-43.
- Rangert B, Krogh P, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fractures. A retrospective clinical analysis. *Int J Oral & Maxillofac Impl* 1995; 10:326-34.
- Stamenković D, Grbović A. Metod konačnih elemenata u ispitivanju gradivnih stomatoloških materijala. In: Stamenković D, et al. *Gradivni stomatološki materijali – dostignuća i perspektive*. Beograd: Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu; 2007. p.83-108.

21. Carvalho L, Ramos A, Simoes JA. Finite element analysis of a dental implant system with an elastomeric stress barrier. Summer Bioengineering Conference, Florida, 2003.
22. Lang L, Kang B, Wang R-F, Lang B. Finite element analysis to determinate implant preload. J Prosth Dent 2003; 90:539-45.
23. Glantz P, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. Periodontology 2000; 17:119-24.

THE BIOMECHANICS OF DENTAL IMPLANTS AND DENTURES

Dragoslav STAMENKOVIĆ

Clinic for Prosthodontics, School of Dentistry, University of Belgrade, Belgrade

INTRODUCTION Osseointegrated implants are actually replacements for natural teeth, and, like natural teeth, they are exposed to various forces. Rejection and bad osseointegration of implants rarely occur today because oral implants are made from biocompatible materials. Most complications are a consequence of badly planned implant loading.

OBJECTIVE The aim of this work was the optimization of the process of planning and inserting oral implants and dentures based on the analysis of the biomechanical problems in implantology.

METHOD In order to determine the influence of the number of cantilevered superstructures, the number of implants and implant microdesign on tensions within the implant and in the peri-implant tissue, a calculation of tensions and deformations was made in a virtual model (control model) using the finite elements analysis. The obtained values served as reference values in the analysis of the results from three experimental models.

RESULTS In the control model, as well as in the experimental models, the first implant bears the heaviest load with dominant contraction tensions, the second one carries significantly weaker straining tensions, the third one carries weak contraction tensions and the fourth one the weakest straining tensions. The values of tensions and deformations have the same

sign (-/+), but the absolute values depend on the number of cantilevered superstructures, implant microdesign and the number of inserted implants.

CONCLUSION Knowing the biomechanics of oral implants and the dentures on them allows for proper indication, a good choice of implants and good superstructure design. The prevention measures for bone resorption caused by biomechanical factors are: insertion of symmetrical screw implants and root-shaped cylindrical implants as long and as wide as possible, insertion of implants with the total supporting area expanded, choosing materials that are rigid enough, the right direction of implants, narrowing of the denture occlusal surfaces and location of the contact point at the centre.

Key words: biomechanics; endosseous implants; finite element analysis; stress; deformation

Dragoslav STAMENKOVIĆ
Klinika za stomatološku protetiku
Stomatološki fakultet
Rankeova 4, 11000 Beograd
Tel.: 011 2685 288
E-mails: dragstam@yubc.net; dekan@stomf.bg.ac.yu