

Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу



Назив студијског програма: Машинско инжењерство

Ниво студија: Основне академске студије

Модул: Примењена механика и аутоматско управљање

Предмет: Компјутерски подржано инжењерство

Број индекса: 132/2010

Милан Љ. Бојовић

Структурна анализа конфигурације плоче за
фиксирање и напрсле тибије током зарастања
завршни рад

Комисија за преглед и одбрану:

1. Др Гордана Јовичић - ментор

2. _____

3. _____

Датум одбране: _____

Оцена: _____

У оквиру овог завршног рада кандидат треба да:

Упознати се са материјалном структуром коштаног ткива дугих костију. Анализирати механизме лома дугих костију и принципе зарастања. Дати приказ типова импланта који се користе за зарастање тибије. Формирати 3D модел плочице за фиксирање напрсле тибије са могућношћу њене параметризације. Урадити структурну анализу контактеног модела плоча-напрсла тибија током зарастања. При моделирању тибије усвојити ортотропна материјална својства.

Препоручена литература:

[1] Suk-Hun Kim, Seung-Hwan Chang, Ho-Joong Jung, *The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues*, School of Mechanical Engineering, Chung-Ang University, 221, Huksuk-Dong, Dongjak-Gu, Seoul 156-756, Republic of Korea 2010.

[2] Hyun-Jun Kim, Suk-Hun Kim, Seung-Hwan Chang, *Finite element analysis using interfragmentary strain theory for the fracture healing process to which composite bone plates are applied*, School of Mechanical Engineering, Chung-Ang University 221, Huksuk-Dong, Dongjak-Gu, Seoul 156-756, Republic of Korea 2011.

Крагујевац, септембар 2013

ментор:

др Гордана Јовичић

Пре свега, захваљујем се професорки, др Гордани Јовичић, као ментору, на прилици да заврши рад радим под њеним надзором и са њеном стручном помоћи као и на подршци током израде.

Захваљујем се Владимиру Милановићу и Снежани Вуловић на њиховим саветима током израде модела за анализу МКЕ.

Резиме

У раду је извршена параметризација склопа кости са плочицом и вијцима, при чему су кости моделиране поједностављеном цилиндричном геометријом, где су одвојено моделирана кортикална и трабекуларана кост како би се за њих задала различита материјална својства и тиме представила стварна кост. Након параметризације извршена је анализа у порграмском пакету FEMAP, у коме је аутоматски генерисана мрежа како би се модел спремио за анализу методом коначних елемената. У програму је, између осталог, било потребно дефинисати материјале костију и плочице од нерђајућег челика, дефинисати контакте између модела, задати оптерећења и ограничења модела. Симулација је поновљена више пута са параметрима који су се мењали током периода од шестнес недеља док је посматрано зарастање кости.

Abstract

This paper shows the parametrization of bone join with a plate and screws, with bones being modeled by simplified cylindrical geometry, where the cortical and trabecular bones have been modeled separately so that different material properties could be applied and a real bone could be represented. After parametrization the analysis was conducted in a software pack FEMAP, where the mesh was automatically generated to prepare the model for the finite element method analysis. In the program, among other things, it was necessary to define bone and stainless steel plate materials, to define contacts between the models, to define strains and constraints of the model. The simulation was repeated several times having the parameters change during the period of sixteen weeks in which the bone healing was observed.

Садржај

1. Увод	1
2. Кост	2
2.1. Анатомија кости.....	2
2.1.1. Формирање хематома и инфламација.....	4
2.1.2. Формирање гранулационог ткива	4
2.1.3. Мембранозна и енхонрална осификација.....	4
2.1.4. Ремоделирање	4
2.2. Контактно нарастање	5
2.3. Нарастање при постојању зазора	5
2.4. Реакција кости на механичка напрезања.....	6
2.5. Међуфрагментални притисак	6
2.6. Амортизација напона (Stress Shielding)	7
2.7. Типови фрактура.....	7
3. Систем плочице и вијака	9
3.1. Вијци.....	9
3.1.1. Самоурезујући вијци	9
3.1.2. Стандардни вијци.....	10
3.1.3. Вијци са самоосигуравајућом главом.....	10
3.2. Плочице.....	10
3.2.1. Динамичке компресионе плочице (DCP)	11
3.2.2. Динамичке компресионе плочице са малом контактоном површином (LC-DCP)	11
3.2.3. Самоосигуравајуће компресионе плочице (LCP).....	12
3.2.4. Плочица бисерни низ (SOP).....	12
3.2.5. Фиксин плочица (Fixin).....	13
3.2.6. Напредна самоосигуравајућа плочица (ALPS)	13
4. Параметарско моделирање	15
4.1. Релационе зависности	17
4.2. Зависност „родитељ - дете“	17
5. Димензије плочице и тибије	19
6. Поступак параметризације модела	22
6.1. Учитавање параметара	23
6.2. Моделирање плоче и повезивање параметара.....	25
7. Структурна анализа модела у програмском пакету FEMAP V10.3.0	29

7.1. Кораци за дефинисање модела у FEMAP-у:.....	29
7.2. Задавање карактеристика материјала и избор типа коначног елемента	31
8. Закључак	44
Литература	46

Ова страница је намерно остављена празна

1. Увод

Разумевање процеса зарастања кости и принципа фиксирања се драстично повећало последњих педесет година. У зависности од методе фиксирања, кости могу зацељивати стабилно и нестабилно. Код нестабилног, фрактура почиње да зацељује спонтано, формирајући испупчен калус око места прелома. Уколико се кост остави да зацељује на овај начин, може проћи између шест и девет година до потпуног завршетка процеса зарастања. Фрактуре које зарастају под стабилним, крутим фиксирањем смањују време зарастања на приближно осамнест месеци.

Да би се убрзало зарастање, мора се деловати силом на кост, како би се ограничило њено кретање. Када се фиксатори (елементи за фиксирање кости, попут плоче и вијака) користе за стабилизовање фрактура кости, битно је да крутост коришћених елемената буде приближна крутости кости. Према Волфовом закону, кост мења своја механичка својства током живота како би се прилагодила оптерећењима која делују из окружења. Како фиксатори апсорбују већину оптерећења кости током периода док су постављени може доћи до редуковања густине кости (ефекат познат као „stress shielding“).

За стабилизацију фрактура код животиња и људи користе се плочице са вијцима. Користећи бедрену (femur) и гољеничну (tibia) кост као моделе, развијено је више принципа фиксирања. Сваки од тих система састоји се од плочице која премошћује зазор између костију и одговарајућих вијака који причвршћавају плочицу за кост. Ти системи варирају у димензијама плочица, геометрији, врсти вијака, броју вијака који се постављају, материјалу плочица и истрајности система напрегнутог статичким или цикличним напрезањима. Користећи упрошћени модел кости са задатим зазором места фрактуре, параметризована је плочица након чега је систем напрегнут аксијалном силом како би се одредила напрезања плочице методом коначних елемената.

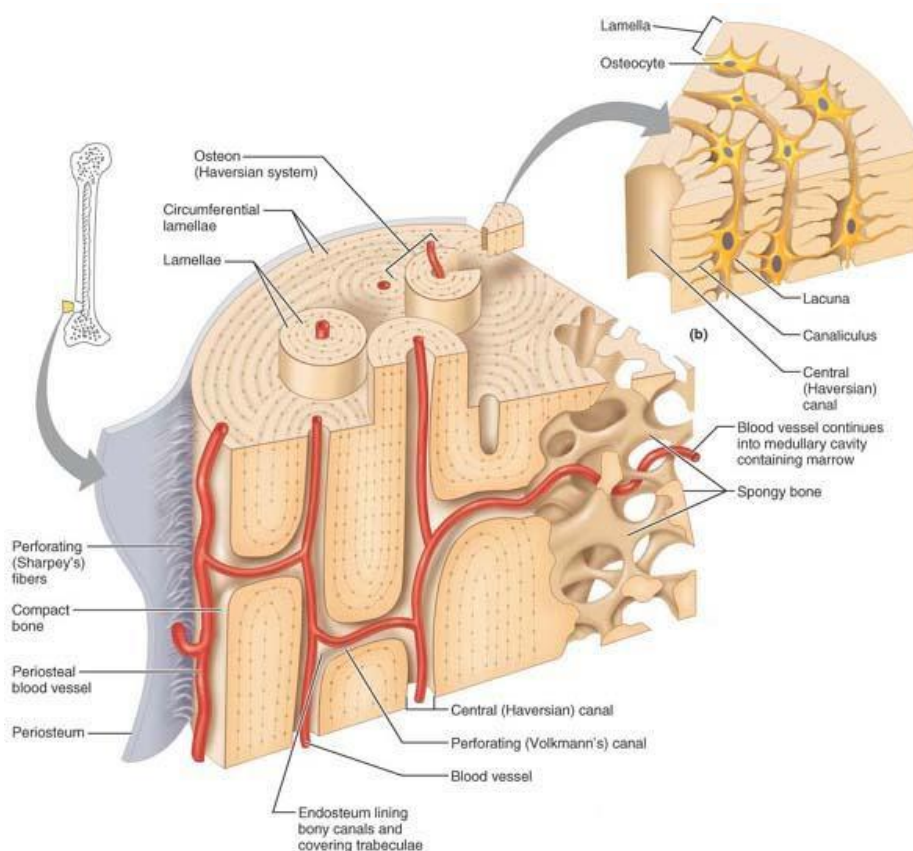
2. Кост

Кости обухватају више ткива, крвних судова и хемијских структура и служе као крут скелет за мишиће и такође штите унутрашње органе од ударних сила. Фрактура кости обично не настаје услед уобичајених дневних активности, осим уколико не долази до интезивних напрезања дужи временски период при чему може доћи до настанка микроскопских оштећења. Уколико је брзина настанка таквих микроскопских оштећења већа од брзине регенерације кости може доћи до појаве фрактуре.

2.1. Анатомија кости

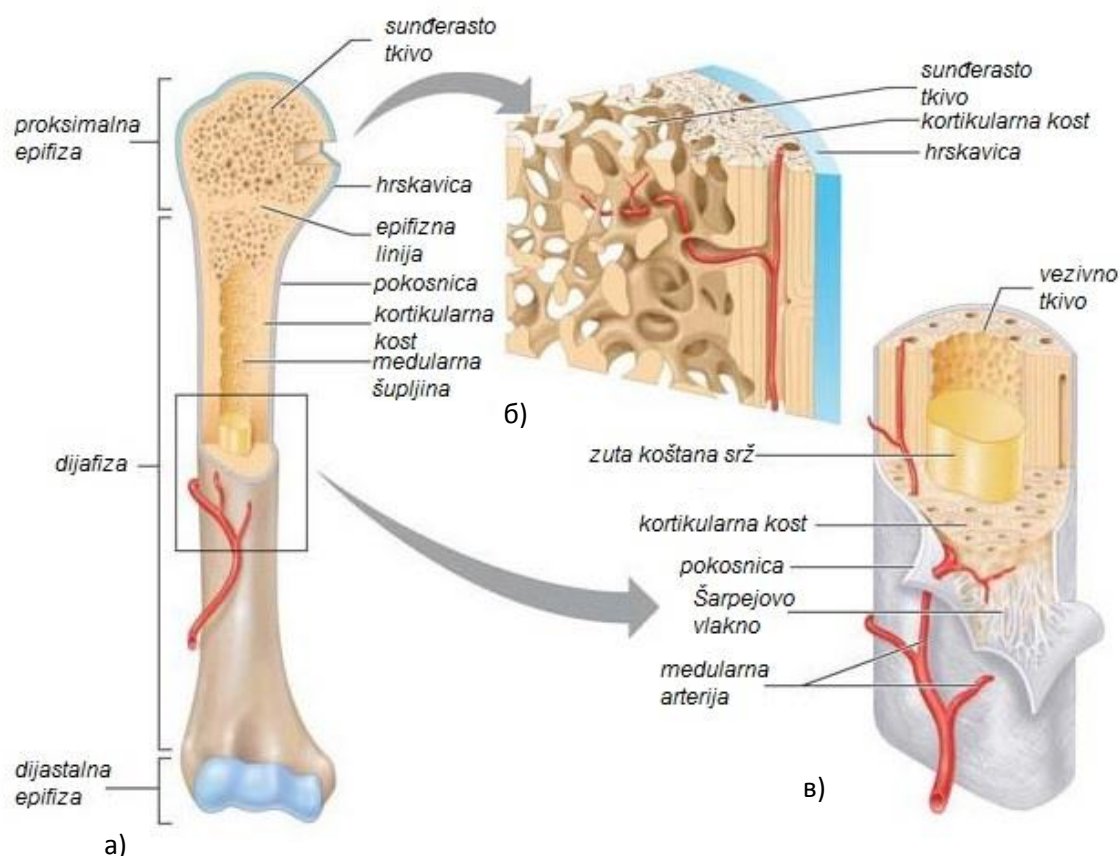
Структура кости се може посматрати на више нивоа. Док је коштано ткиво доминантно у структури кости, постоји више структура на микроскопском и хемијском нивоу (Rüedi, T.P., et al., 2007). На макроскопском нивоу главни фактори који утичу на чврстоћу кости су густина кости и оријентација трабекуларне структуре.

Постоје два главна типа структуре кости: кортикална и трабекуларна (cancellous). Кортикална структура представља спољашњи слој кости, може бити окарактерисана као полу крта, са механичким својствима који зависе од оријентације влакана тј. ортотропна структура.



Слика 1. Микроскопска анатомија кости

Трабекуларна кост садржи високо порозну структуру и представља унутрашњост кости. Поре су повезане и испуњене коштаном сржи, која чини 75-95% запремине кости. Трабекуларна кост има другачија механичка својства у поређењу са кортикалном кости. Структура, густина, чврстоћа и модули кортикалне кости су значајно већи у односу на трабекуларну кост. Чврстоћа и крутост су два основна механичка својства кости. Крутост је изражена модулом еластичности и представља потребни напон за еластично деформисање кости. Механичка својства дуге кости одређена у радовима (Wirtz DC et al., 2000) и (Yildiz H et al., 2001) дата су у табели 1.



Слика 2. Анатомија дуге кости а) структура дуге кости б) структура трабекуларне и кортикалне кости в) унутрашњост дуге кости

Када на кост делује напрезање веће од максималне затезне чврстоће, настаје фрактура. Фрактура је дефинисана као прекид континуитета кости на макро или микро ниво. У зависности од релативне стабилности, фрактуре могу зацељивати индиректно или директно.

Нестабилно зацељивање фрактуре је индиректно и окарактерисана је формирањем калуса као међу фазе пре настанка чврсте кости. На овај начин зацељују и нетретиране фрактуре као и нестабилно постављена унутрашња и спољашња фиксирања. Количина произведеног калуса обрнуто је пропорционална стабилности фрактуре. Мање стабилна фрактура резултује повећаним формирањем калуса и обрнуто (Jahagirdar, R. et al., 2009), што је диктирано међуфрагменталним притиском (еквивалентно деформацији која настаје на месту фрактуре кости). Формирање кости и

калуса није могуће уколико је међуфрагментални притисак већи од 2% (погледати поглавље 2.5.).

Да би савладали валике међуфрагменталне притиске мишићи који окружују кост се контракују и притежу кост како би примакли крајеве поломљене кости.

Зарастање кости може се поделити у четири фазе:

- Формирање хематома и инфламација
- Формирање меког калуса (гранулационог ткива)
- Формирање чврстог калуса (мембранозна и енхонрална осификација)
- Фаза ремоделирања

2.1.1. Формирање хематома и инфламација

Код прелома кости, поред оштећења њених делова оштећено је и околно меко ткиво. Мишићи и крвни судови, око прелома су раздери и повређени, а праћени су и прекидом васкуларних елемената кости и медуларне шупљине, што има за последицу настајања крварења између преломљених крајева кости и у околини, где се после једног часа налазе крв и хематом. Због крварења из преломљених крајева кости, у њима на извесном одстојању од линије прелома престаје циркулација крви, настаје исхемија (стање у организму изазвано локалним прекидом крвотока, у којем поједина ткива не примају довољну количину кисеоника из крви због нарушене циркулације).

2.1.2. Формирање гранулационог ткива

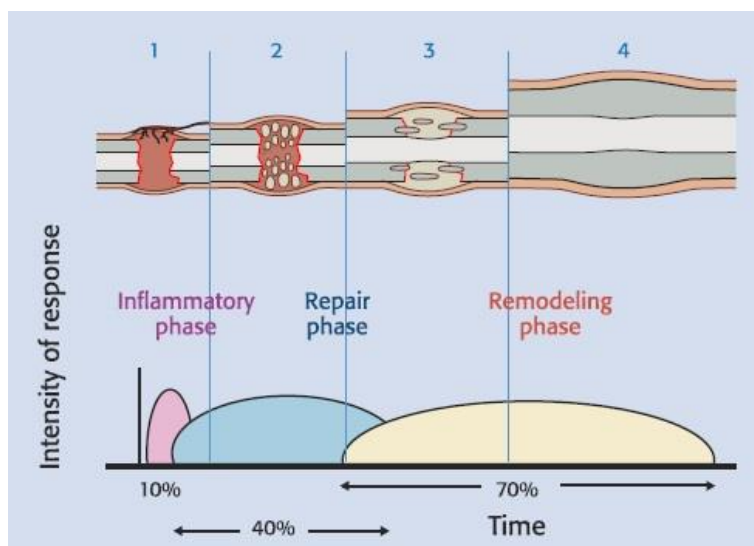
У периоду од 4-5 дана после прелома очуване ћелије се размножавају и почињу да стварају хрскавицу.

2.1.3. Мембранозна и енхонрална осификација

Након шест до седам дана у новоствореном ткиву таложи се више калцијума него обично. Привремени калус прелази преко места прелома и спаја преломљене крајеве кости. Он расте углавном до пете недеље после повреде. У централном делу калуса се ствара кост, док се у спољашњем делу прво образује хрскавица. Ако крвни судови продру ову хрскавицу, она ће се преобразити у кост.

2.1.4. Ремоделирање

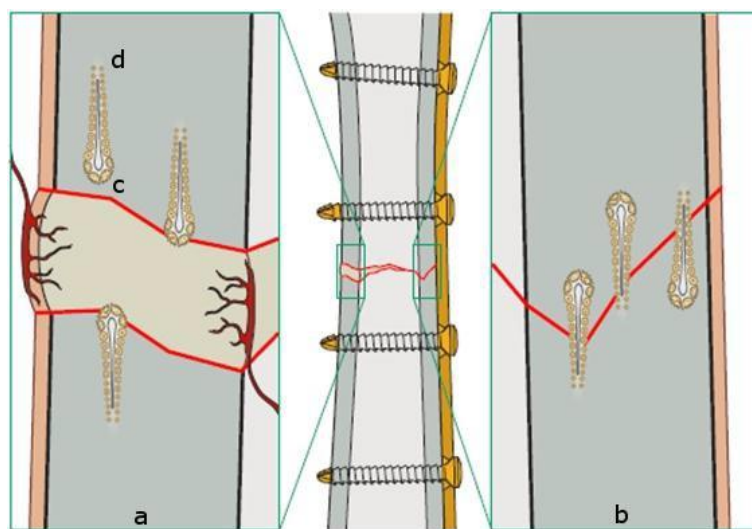
Свеже формирана кост на месту прелома се ремоделира. Незрела, неламеларна кост са неоријентисаним трабекуларним структурама замењује се зрелом ламеларном кости, коју карактерише густа структура. Ремоделирање је повезано са механичким силама које делују на кост у складу са Волфовим законом. Калцијум у овом процесу помаже да се поново образује „тврда кост“, која се постепено у току неколико месеци или година из новоствореног везивног ткива, под дејством статичког оптерећења, адаптира и ремоделира у зрелу кост.



Слика 3. Фазно време зарастања

2.2. Контактна зарастање

Контактна зарастање (Слика 4. б) стабилних фрактура настаје када је зазор између крајева кости мањи од $0,01\text{mm}$ и међуфрагментни напон мањи од 2% (погледати поглавље 2.5.). На слици 4. приказани су остеокласти који су поравњани у правцу пукотине (с) и они чине главу, док остеобласти чине реп (d). Остеокласти напредују и стварају шупљине које остеобласти попуњавају чиме кост директно ураста (Rüedi, T.P., et al., 2007). Овај процес при крутом фиксирању кости започиње и до три недеље после операције. Брзина овога процеса је од $50\text{--}100\text{ }\mu\text{m}/\text{дану}$.



Слика 4. Фрактурна пукотина фиксиране кости

2.3. Зарастање при постојању зазора

Директно зарастање при зазорима (Слика 4. а) између $800\mu\text{m}$ до 1mm дешава се под сличним процесом као и контактна зарастање са разликом да слојеви које стварају остеобласти су слабији због своје оријентације. Регенерација из Хаверзијанових канала започине три до осам недеља након операције када се остеокласти формирају на

Структурна анализа конф. плоче за фиксирање и напрсле тибије током зарастања крајевима кости и почну са стварањем жљебова на кости. Током времена те шупљине остеобласти попуњавају, чиме се структура кости регенерише.

2.4. Реакција кости на механичка напрезања

Примарна функција кости је да задржи крутост и одоли деформацијама услед напрезања од мишића и спољашњих сила. Та би задржала своју крутост, чврстоћа кости може порасти са повећањем коштане масе, променом геометрије ради прерасподеле напрезања или променом микроструктуре кроз Хаверзијаново ремоделирање. Начин оптерећења, трајање оптерећења, интензитет и спољашњи фактори директно су одговорни за промену кости. Комбинација тих унутрашњих и спољашњих фактора утиче на промену механичких својстава кости као одговор на напрезања. Кост је вискоеластичан материјал који реагује различито на механичка напрезања у зависности од интензитета.

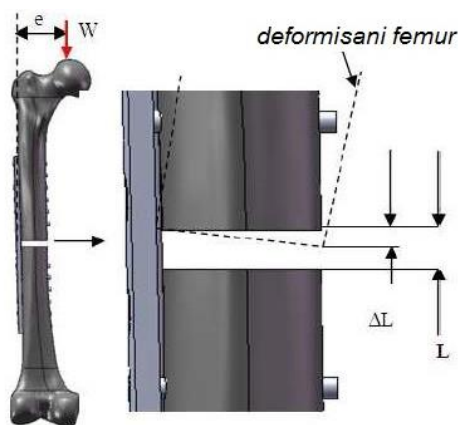
2.5. Међуфрагментални притисак

У већини случајева, кост може да регенерише своја материјална својства након претрпљене фрактуре. Међутим, механичко окружење има критичну улогу у формирању и развоју ткива током зарастања кости. Као што је већ речено, постоје два принципа зарастања, индиректно и директно која зависе од механичког окружења.

До директне регенерације долази када се фрактура хирушким путем круто фиксира, чиме се излаже међуфрагменталном притиску, што се најчешће постиже током хирушког захвата ексцентричним постављањем вијака и/или компресионим плочицама. При оваквим околностима кост зараста међумембранским окоштавањем, без формирања међуфазног калуса.

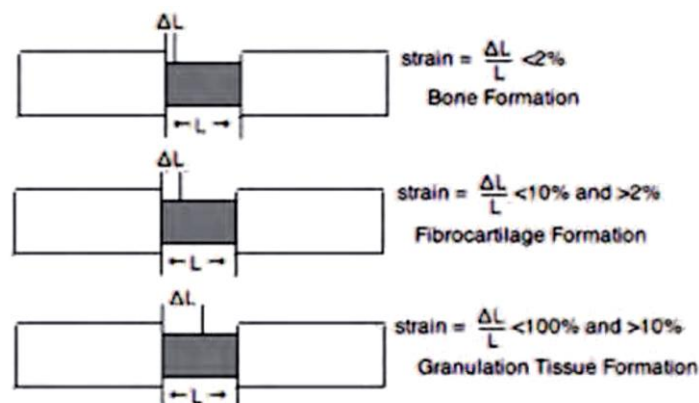
Индиректно регенерисање фрактуре настаје при релативној стабилности или када постоји одређено међуфрагментално померања или притисак. Кост се регенерише формирањем калуса, који мења механичка својства и геометрију места фрактуре.

Међуфрагментални притисак је битан параметар приликом зарастања кости (Pegen et al., 1979, Comiskey et al., 2010). Дефинисан је као однос прираштаја дужине зазора, након што је фрактура фиксирана, односно постављено оптерећење и почетне дужине зазора.



Слика 5. Деформација фрактуре фемура

Ткива имају различите толеранције на притисак. Примењени међуфрагментни притисак мора бити мањег интензитета од толеранције притиска за дато ткиво. Према (Peren et al., 1979) напрезања испод 2% дозвољавају директну регенерацију кости, притисци испод 10% дозвољавају индиректну регенерацију и између 10% и 100% доводе до формирања грануларног ткива и не спајања.



Слика 6. Формирање ткива према међуфрагментном притиску фрактурног зазора

2.6. Амортизација напона (Stress Shielding)

Као што је описано Вулфовим закон, механичка напрезања кости стимулишу зачетак зарастања Хаверзијановог ремоделирања. Приликом примене крутих фиксирања уочен је проблем који се јавља након уклањања плочице, где је долазило до настанка нових фрактура. Та последица је приписана атрофирању кости као резултат прерасподеле преноса напрезања, при чему склоп плочице и вијака преноси велику већину напрезања, а не кост (Cordey, J. et al.). Овај феномен је назван „Stress Shielding“.

Амортизација напона је честа код примене круто фиксираних система и резултује губитком коштане масе у околини где је била постављена плоча са вијцима (Ramakrishna, K. et al., 2004). Када се на фрактур примени система са плочицом, он се састоји од напрсле кости, плочице за фиксирање и вијака за притезање плочице. Свака од ових компонената може имати други модул еластичности. Када се на систем делује напрезањем, „крућа“ компонента ће преносити већа оптерећења, због тога се јавља амортизација напона.

2.7. Типови фрактура

Прекид континуитета кости представља фрактуру. Према стању континуитета кости преломи се деле на:

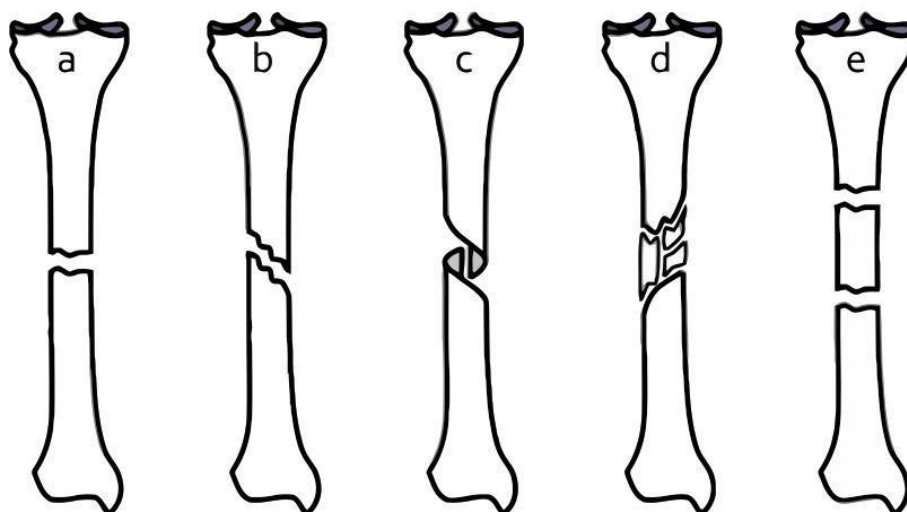
- Потпуни прелом, који се карактерише потпуним прекидом континуитета кости у целој њеној дебљини или целој њеној дужини.
- Непотпуни или инкомплетни прелом, код кога кост или хрскавица није потпуно прекинута. Он се може манифестовати у три основна облика:
 1. напрснуће, залом (делимични прекид континуитета кости у његовој дебљини)

2. одлом (откинуће дела кости, најчешће испупченог дела кости)
3. пукотина (прекид континуитета кости у коме је кост деломично преломљена у њеној дужини, при чему је првобитни облик кости очуван).

Према тежини преломи могу бити:

- Прости преломи или напрснућа (фисуре), без одвајања преломљених сегмената костију. У ову групу спадају и преломи код којих постоји одвајање и два фрагмента кости, али у основи су оне у контакту са базом са могућношћу мање дислокације или често без ње (Levine, R.S. et. al.).
- Сложени или сегментарни преломи карактеришу се оштећењем кости на два или више места. Такав прелом је двоструки или вишеструки. Најчешће се јављају на дугим костима удова. Код пада са висине на екстремитете могу настати сложени преломи на разним нивоима. При томе услед продирања оштрих крајева вишеструко поломљених костију кроз мека ткива и кожу ови преломи могу бити и отворени.

Сложени преломи могу бити даље подељени у пет група: попречни, угаони, спирални, више ситних прелома и сегментни.



Слика 7. Типови фрактура: а)попречни, б)угаони, с)спирални, d) више ситних прелома и е)сегментни.

3. Систем плочице и вијака

Вијци и плочице се користе да би се остварио спој два или више фрагментна краја фрактуре. У зависности од типа фрактуре, примењују се одговарајуће плочице како би се обезбедило потребно фиксирање. Плочице могу бити причвршћене стандардним или самоосигуравајућим вијцима. Различити типови вијака могу се користити да би се плочица причврстила за кост. Вијци могу бити за кортикалну или трабекуларну кост, са самоурезујућим или стандардним навојем, који могу бити са или без самоосигуравајуће главе. Постоје два типа плочица које се могу применити: конвенционалне и самофиксирајуће.

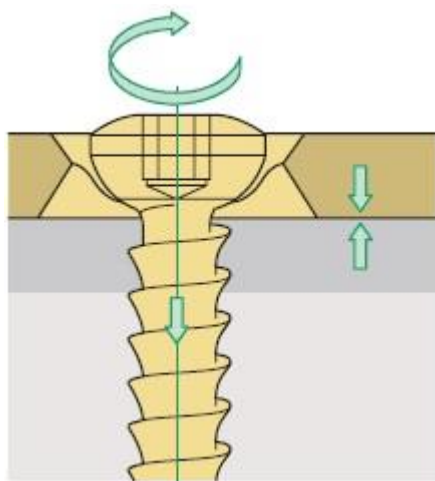
У овом раду анализирана је конвенционална плочица од нерђајућег челика.

3.1. Вијци

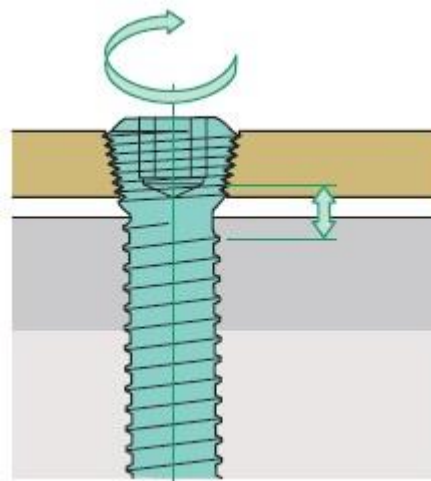
Стандардни (Слика 8.) или вијци са самоосигуравајућом главом (Слика 9.) могу се бирати у зависности од врсте плочице која се користи за фиксирање фрактуре. Стандардни вијци су прихваћени за постављање у кортикаларне и трабекуларне кости. Трабекуларни вијци имају релативно танко језгро са широким навојем, док кортикални вијци имају танко језгро са плитким навојем. Кортикуларни вијци се користе углавном за непотпуне преломе.

3.1.1. Самоурезујући вијци

Овај тип вијака је конструисан да се поставе у кост након што је отвор пробушен. Самоурезујући вијци урезају навој у кост док се причвршћују. Ови вијци могу се уклонити и поново поставити, најбоље их је користити само једном, јер при уклањању могу нарушити претходни навој и оштетити плочицу.



Слика 8. Стандардни вијак



Слика 9. Самоосигуравајући вијак

3.1.2. Стандардни вијци

Користе се код конвенционалних плочица и када је предвиђено заменити или померити вијак током процеса зарастања. Након бушења отвора у кости урезају се одговарајући навој у зависности од вијака који се користи. Стандардни вијци се могу заменити и померити без страха да ће доћи до оштећења навоја.

3.1.3. Вијци са самоосигуравајућом главом

Могу имати стандардни или самоурезујући навој на телу вијка поред тога што имају нарезан навој на глави вијка. Глава вијака се причвршћује на отвор плочице, јер има различити пречник и корак навоја од тела вијка. Овај вијак остварује већу сигурност фиксирања и не ствара контактни притисак између плочице и кости. Ово је кључна карактеристика у спречавању поремећаја циркулације крви и крвних судова око места фрактуре. Поред тога, ова плочица се може поставити и под одређеним углом како би се омогућило боље остваривање круте везе, обезбеђивању положаја плочице.

У овом раду моделирани су стандардни вијци.

3.2. Плочице

Плочице су конструисане како би олакшале дејство једне или више утицајних сила, које делују на фиксирану фрактуру. Плочица могу смањити силу притисак, омогућити неутрализацију, премошћавање или подупирање. Аксијалне притисне силе стварају се или затезним уређајима или ексцентричним постављањем вијака. Овакво напрезање је уобичајено код једноставних трансверзалних фрактура или фрактура са малим закошењем. Ако се потпуни прелом фиксира са плочицом и вијцима на такав начин да не ствара никаква аксијална оптерећења, систем је тада у неутралном стању (Stiffler, K.S et al., 2004). Вијак са шестоугаоном главом може се употребити за фиксирање делова кости насталих вишестурким преломом, постављање плочице у неутралном стању одржава константним међуфрагментини притисак, спречавајући ротиције, савијање или тангенцијална напрезања фрагмената фрактуре (Rüedi, T.P., et al., 2007). Плочица може функционисати као подупирач код фрактура испод епофизе како би спречила померање фрагмената кости приликом деловања притисних сила (Rüedi, T.P., et al., 2007). Плочица може служити за премошћавање када је потребно позиционирати фрагменте код више ситних прелома, одржавајући правилну дужину кости и потребно поравњање зглобова приликом фиксирања крајева фрагмената, спречавајући аксијалну деформацију као последицу савијања. Када се плочица изложи напрезањима услед сила тежине, битно је да се у меканом ткиву које окружује фрагменте одржи константна циркулација крви, јер се успех зарастања кости знован на формирању прелазног калуса.

3.2.1. Динамичке компресионе плочице (DCP)

Су први пут представљене 1969. год. и имале су јединствену геометрију отвора за вијке која је дозвољавала аксијално напрезање ексцентричним постављањем вијака и израђиване су од нерђајућег челика. Успех зарастања кости употребом ове плочице зависио је од трења између плочице и кости како би се одржала крута веза. Ова плочица може да олакша зарастање смањењем притисне силе, неутрализацијом, премошћавањем или подупирањем.



Слика 10. Динамичке компресионе плочице

Скорашња истраживања указују да примена динамичке компресионе плочице (слика 10.) може имати негативне утицаје на зарастање кости. Употребом оваквих система долази до ремећења протока крви испод плочице, због притисних сила које настају приликом притезања плочице, што доводи до успореног зарастања.

3.2.2. Динамичке компресионе плочице са малом контактоном површином (LC-DCP)

Динамичке компресионе плочице са малом контактоном површином приказане су на слици 11. Представљају напредовање DCP система, израђују се од нерђајућег челика и титанијума. LC-DCP је развијена како би се смањио део контактнoг притиска код DCP система. Оваква геометрија омогућила је смањење контактнoг притиска за 50% у поређењу са применом DCP (DeTora, M. et. al.), чиме је побољшано довођење крви и урастање крвних судова испод плочице. Издубљена геометрија доње површине плочице омогућава равномерније распоређивање напона у плочици и олакшано постављање плочице. Када се користи као пудупирач, у плочици настају мале еластичне деформације чиме се умањује вредности максималног напона у зонама повећане концентрације.



Слика 11. Динамичке компресионе плочице са малом контактоном површином

3.2.3. Самоосигуравајуће компресионе плочице (LCP)

Су јединствени импланти (Слика 12.) који имају предности над LC-DCP јер не ремете крвне судове и елиминишу контактне силе плочице и кости. Ово је постигнуто употребом вијака са самоосигуравајућом главом. Мада за фиксирање ове плочице могу се користити и стандардни вијци. Једна половина отвора за вијке је конструисана за стндардне вијке чијом употребом ова плочица постаје LC-DCP, док друга половина је намењена за вијке са самоосигуравајућом главом, који имају већи пречник језгра. Њихова употреба повећава напоне на савијање и смицање док расподељује напон на већу површину кости. Употребом вијака са самоосигуравајућом главом омогућено је мање прецизно постављање плочице због веће угаоне стабилности коју плочица има.



Слика 12. Самоосигуравајуће компресионе плочице

3.2.4. Плочица бисерни низ (SOP)

Ово је новија плочица од нерђајућег челика (Слика 13.), користи се и код људи и код животиња. Иако има мању површину плоче у поређењу са претходним плочицама, она се фиксира на исти начин употребом вијака. Отвори у сферним „бисерима“ плочице имају уразан навој који је исти као навој на вијцима. Приликом причвршћивања вијака на плочицу и у кост, плочица не долази у контакт са костима. SOP систем је сличан LCP систему јер ни он не додирује кост чиме се отклања штетно дејство притисне силе на развој крвних судова и циркулације крви на месту фрактуре. SOP систем се састоји од цилиндричних међуелемената који спајају сфере и који имају већи момент инерције од претходних плочица због њихове геометрије. Међуелементи су пречника 5mm, док су сфере 8mm за све дужине плочица. Цилиндричне компоненте плочице омогућавају ротирање сферних елемената, како би се плочица прилагодила облику кости.



Слика 13. Плочица бисерни низ

3.2.5. Фиксин плочица (Fixin)

Је нова врста самоосигуравајуће плочице (Слика 14.) која има постављену чауру између порвшине кости и отвора плочице. Причвршћивањем вијака у кост ствара се трење између конуса чаура који се налази у отвору вијака и главе вијка. Затезањем вијак остварује се круто фиксирање плочице. Чауре су од титанијума због лакшег уклањања импланта јер може доћи до компликација попут хладног заваривања, оштећења новоја или оштећења вијка.

Фиксин плочица је направљена од нерђајућег челика са отворима за титанијумске чауре. Вијци који се користе су уобичајено од нерђајућег челика, самоурезујући и користе се за самоосигуравање плочице. Имају већи пречник језгра како би обезбедили већу издржљивост при савијању и смицајним напонима, при чему се побољшава и расподела напона кроз кост. Глава вијака је коничног облика који одговара отвору титанијумске чауре, омогућавајући стабилност при порасту контактнoг трења, микро заваривању или елестичним деформацијама.



Слика 14. Фиксин плочица

3.2.6. Напредна самоосигуравајућа плочица (ALPS)

Је нови систем за фиксирање фрактуре који има равномерно распоређене моменте инерције дуж целе плочице, због изабране геометрије, где је отвор за вијак већи од дела плочице који их спаја. Профил ове плочице такође омогућава побољшан проток крви на месту фрактуре у поређењу са стандардним плочицама, због минималног контакта плочице и кости. Ребраста геометрија и титанијум утичу на смањење времена зарастања због минималних додирних површина. Отвори за вијке на плочици омогућавају постављање стандардних вијака по угловима у одређеном интервалу или постаљање саоосигуравајућив вијака под фиксним угловима.



Слика 15. Напредна самоосигуравајућа плочица

Механизам самоосигуравања плочице функционише на основу везе навоја унутар отвора плочице и навоја на глави самоосигуравајућег вијка. У почетку прчвршћавања

Структурна анализа конф. плоче за фиксирање и напрсле тибције током зарастања

тело вијка улази у кост, а примицање плочице ка кости започиње тек када шири крај главе вијка дође у контакт са отвором на плочици. Притезање плочице и њено фиксирање почиње када навоји отвора и главе вијка дођу у везу, чиме се остварује крути спој плочице, вијка и кости.



Слика 16. Постављање самоосигуравајућег вијак

4. Параметарско моделирање

Поступак параметризације модела извршен је у програмском пакету CATIA V5. Програм је развила компанија Dassault Systems у раним осамдесетим годинама прошлог века. Програм је првобитно био намењен за конструисање авиона, али се данас различитим индустиским гранама. CATIA (Computer Aided Three-Dimensional Interactive Application - рачунарско (компјутерско) вођена тридимензионална интерактивна примена) је тридимензионални рачунарски програм за рачунарско пројектовање и техничко конструисање. Суштински конструктивни процес CATIA-програма обухвата тродимензионално моделирање и из њих генерисање двадимензионалних цртежа и планова.

Све геометријске, инжењерске, технолошке и производне карактеристике модела чувају се као променљиве, односно параметри модела.

Параметри могу бити:

- Системски
- Кориснички

Системске параметре задаје CAD/CAM систем аутоматски на основу интерне дефиниције моделске форме. Називи параметара зависе од система до система, али се могу променити и ускладити са потребама корисника. Формирани су тако да једнозначно дефинише сваку моделску форму.

Понекад системски параметри нису довољни или нису у потпуности погодни за примену у конкретном инжењерском проблему. Тада корисник уводи нове параметре сагласно потребама. Такви параметри се називају кориснички параметри. Сваки параметар има своју вредност која припада одређеној категорији: целобројна, реална, знакована, логичка, физичка (маса, време, густин, притисак...), геометријска (дужина, угао, полупречник...) и сл.

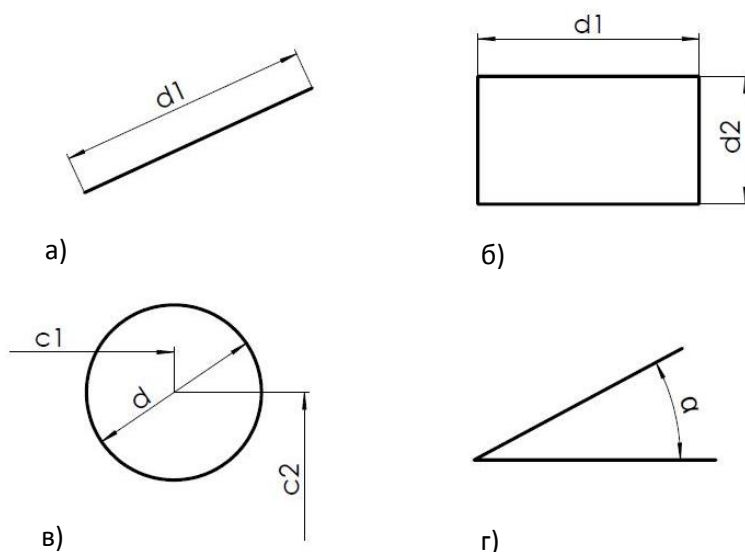
Вредности параметара се задају:

- Системски, што значи да их сам CAD/CAM програмски пакет аутоматски задаје приликом скицирања или дефинисања, сагласно уграђеном систему јединица; („унутрашњу“) јединицу CAD/CAM програмског пакета корисник може, сходно својим потребама, прогласити за милиметар, центиметар или неку другу јединицу мера.
- Директно, уношењем одговарајућих вредности на захтев CAD/CAM система или читавањем из базе података
- Индиректно, путем функцијоналних, односно реалционих зависности

Тип и број параметара који дефинишу једну моделску форму зависи од врсте типске форме која се формира као и од параметра основног профила. На пример, дуж је

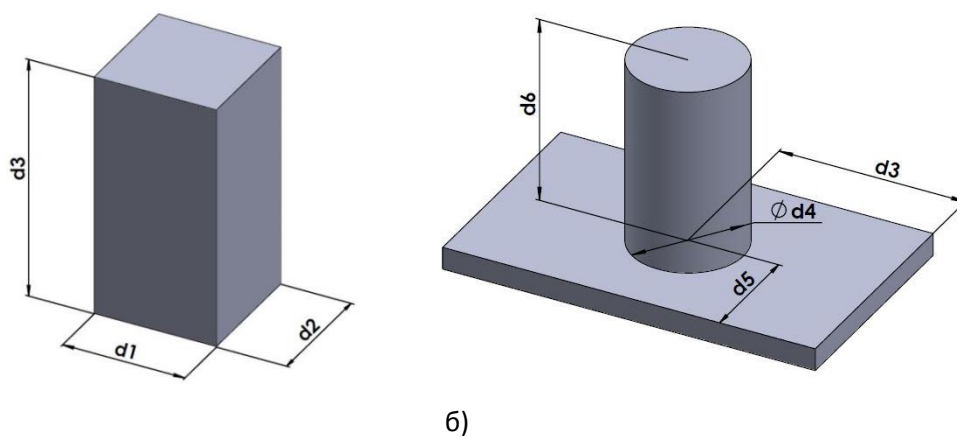
одређена својом дужином (Слика 17.а), правоугаоник са два дужинска параметра (Слика 17. б), кружница координатама центра и пречником (Слика 17.в), угао својим параметром (Слика 17.г). То значи да моделска форма облика правоугаоне призме има три параметра: два која дефинишу основини профил и један који дефинише висину призме (Слика 18.а). Цилиндара или ваљак имају четири параметра: две координате центра, пречник и висину (Слика 18.б) (Јовичић, 2012).

Уколико се геометријском моделу додели материјал, као физичка моделска форма, тада се аутоматски додељују и параметри који описују моделску форму материјала, као што су: затезна чврстоћа, модул еластичности, густина и сл. Ти параметри могу се користити, на пример, у инжењерским прорачунима (Јовичић, 2012).



Слика 17. Примери параметара основних профила (скица) моделских форми: а) дуж, б) правоугаоник, в) кружница г) угао

Вредности параметара геометрије профила моделских форми задају се системски одмах након скицирања, с тим што их конструктор по потреби може променити. Штавише могућности промене вредности параметара у било ком тренутку развоја производа и порцеса представља једну од најважнијих предности ове технике моделирања.



Слика 18. Примери параметара моделски форми: а) правоугаона призма, б) ваљак

За генерисање просторног облика моделске форме на основу скице потребно је директно задати вредност барем још једног параметра на захтев CAD система. Директно задавање врши конструктор уношењем тражене вредности или преусмеравањем уноса на одређену базу података. Међутим, један број вредности параметара може се задати и индиректно путем одговарајуће функционалне, односно релационе зависности којом је дефинисана вредност једног параметра у зависности од других параметара.

Могућност промене вредности параметара у било ком тренутку током процеса моделирања представља једну од најважнијих предности параметарског моделирања. При том, нарочиту пажњу треба обратити на начин и редослед задавања параметара модела да би се, касније, током модификације очувала основна намера конструктора и суштина конструкције производа.

4.1. Релационе зависности

Задржавање димензионих односа између појединих елемената профила моделских форми, као у оквиру модела, остварује се задавањем (експлицитних) функционалних, односно релационих зависности. Релацијама се дефинишу вредности зависно променљивих параметара модела на основу независно променљивих параметара. Извор зависно и независно променљивих параметара и типа, односно облика релације или функције, условљен је конкретним захтевима конструкције и искуством конструктора. Суштина модела описује се релационом зависношћу.

4.2. Зависност „родитељ - дете“

Запреминско („solid“) моделирање је кумулативан процес, током кога се поједине моделске форме јављају, односно креирају, пред других, оне које су формиране као следбеници својих претходника геометријски и/или димензионе су од њих зависне.

Зависност одређена редоследом формирања моделских форми или склапања делова у (под)сколоп и њиховим међусобном порвезаношћу назива се однос „родитељ-дете“.

Однос „родитељ-дете“ („parent – child relationship“) међу моделским формама које образује модел дела, као и међу деловима од којих се формира склоп, од велике је важности приликом запреминског моделирања производа. Модификација „родитељске“ моделске форме директно изазива прилагођавање свих моделских форми типа „дете“ док се обрнуто не дешава, тиме моделске форме типа „дете“ рефлектују промене „родитељских“ моделских форми, што се, јасно, одражава и на геометрију читавог модела. Стога посебну пажњу треба обратити на димензије (величину, као и начин задавања приликом скицирања профила) „родитељске“ моделске форме да би се учињене модификације правилно извршиле у целом моделу.

„Родитељске“ моделске форме могу постојати без „деце“, али не и обрнуто – моделске форме типа „дете“ не могу се налазити у моделу без својих „родитеља“. На пример, отвор је моделска форма типа „дете“, а моделска форма на којој се налази је типа „родитељ“ (Слика 17.а). Брисањем отвора из стабла модела неће се избрисати цилиндрична моделска форма (Слика 17.б), иако ће нестати све моделске форме за коју је отвор „родитељ“ (заобљење ивице). Међутим, брисањем цилиндар аутоматски повлачи и

брисање отвора и свих осталих „наследника“ (Слика 17.в). Слично, заобљена ивица је „дете“ у односу на моделску форму отвор. Брисањем заобљења отвор остаје (Слика 17.г), али уклањањем отвора из модела, као „родитељске“ моделске форме, повлачи и уклањање заобљења на ивицама отвора (Слика 17.б).

За однос „родитељ-дете“, међу моделским формама запреминског модела производа, од пресуден важности су:

- редослед формирања моделских форми, и
- међусобна повезаност моделских форми у моделу

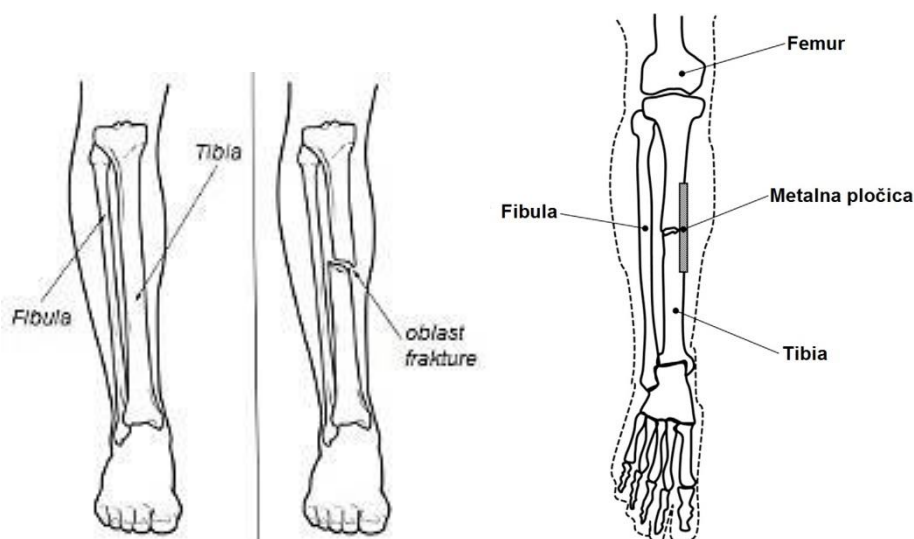
Стога је од самог почетака моделирања неопходно правилно разрадити концепцију модела (производа) да би се у потпуности рефлектовале суштинске намере пројектанта, као и да би се искористиле све предности савременог приступа 3D моделирању производа, заснованог на примени моделских форми и њиховом параметарским опису.

Принцип параметарског моделирања и зависност „родитељ-дете“ међу моделским формама веома су уско повезани, на пример, променом вредности дужине врата машинског елемента са слике 17 врши се промена положаја песнице (Слика 18). С' обзиром да је цилиндрична моделска форма песнице „дете“ у односу на цилиндричну моделску форму врат, која је „родитељ“, мора да прати промене извршене над „родитељом“, јер је приликом моделирања позиционирана у односу на врх „родитеља“. Све друге карактеристике „детета“ (у овом случају, дужина и пречник типске форме, као и припадајуће јој типске форме отвор, заобљење и оборене ивице) су задржане.

Очигледно, да је утицај зависности „родитељ-дете“ у случају димензионих модификација „родитељске“ моделске форме у тесној вези са принципом параметарског моделирања на коме су засновани савремени CAD/CAM системи.

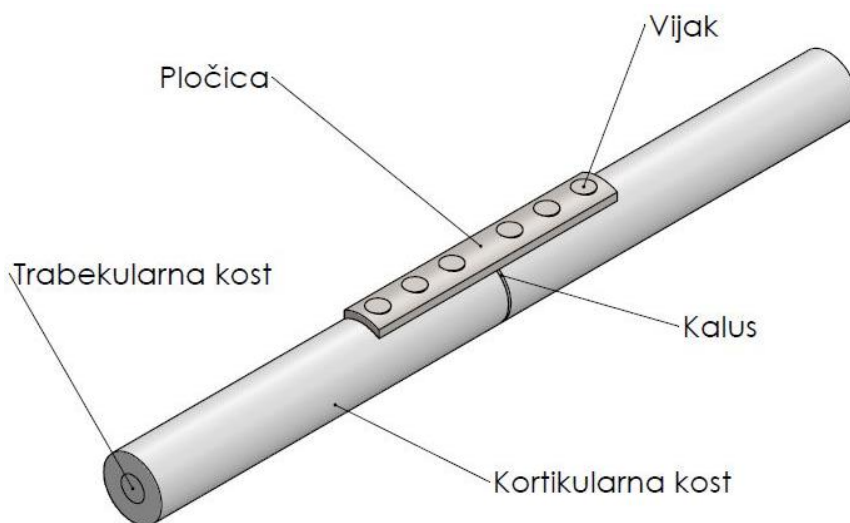
5. Димензије плочице и тибије

Тибија испитивана у овом раду (слика 19.) је једна од главних кости ноге за пренос тежине тела. Тибија преноси напрезања између стопала и фемура када човек хода или стоји. Спољашњи део тибије сачињен је од кортикална кости, а језгро од трабекуларне кости.



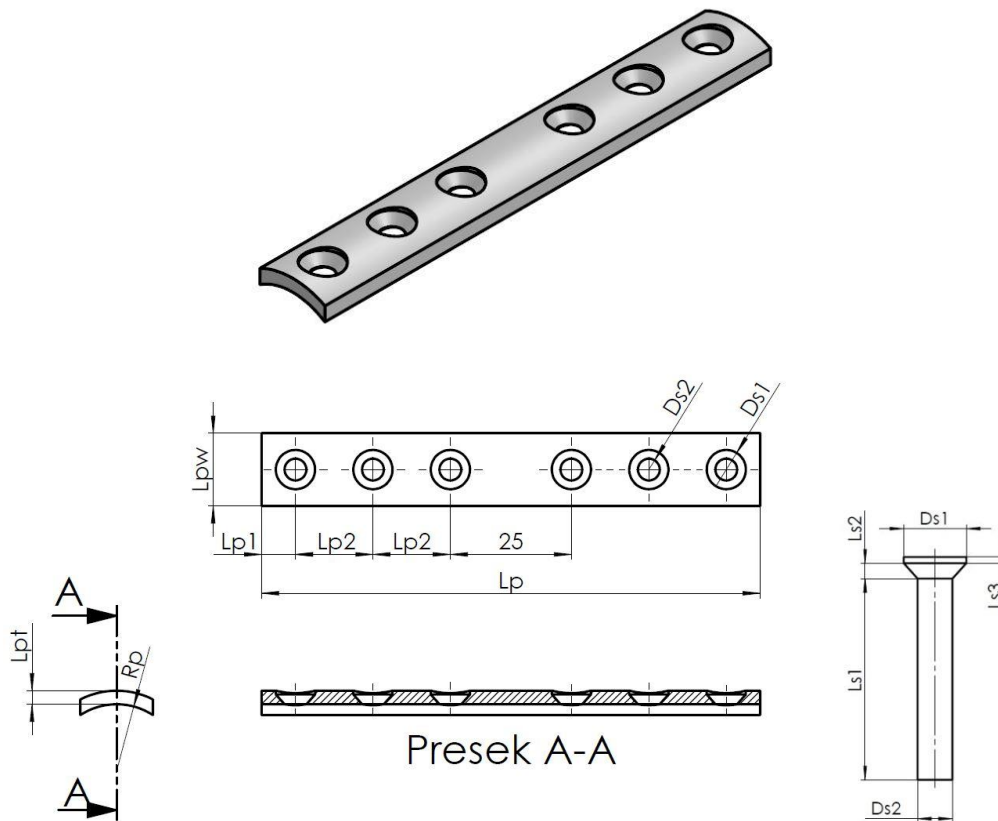
Слика 19. Фрактуре тибије фиксирана плочицом

Кост са фрактуром од 1mm је моделирана као хибридни цилиндар који се састоји од кортикалне и трабекуларне кости (Слика 20). Зазор између поломљене кости са пуни калусом који током периода зарастања очвршћује и мења своја механичка својства. Облик и параметризоване димензије стандардне плочице од нерђајућег челика приказани су на слици 21. То је најчешћи тип плочице који се користи при крутом и флексибилном фиксирању кости. Приказани склоп је моделиран да симулира попречни прелом кости.



Слика 20. Склоп моделиране тибије са плочицом и вијцима

Упрошћен параметризовани модел корикалене и трабекуларне кости приказана је на слици 22., а вредности коришћених параметара у табели 1. и 2.



Слика 21. Облик и параметризоване димензије плочице и вијка

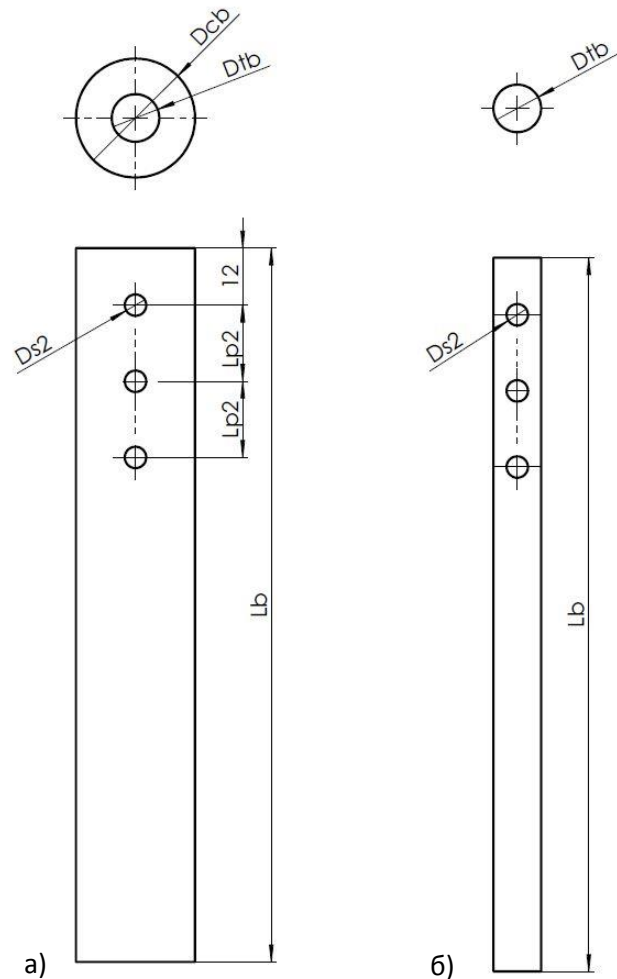
$L_p(\text{mm})$	$L_{p1}(\text{mm})$	$L_{p2}(\text{mm})$	$L_{pw}(\text{mm})$	$L_{pt}(\text{mm})$	$D_{s1}(\text{mm})$	$D_{s2}(\text{mm})$	$R_p(\text{mm})$
103	7	16	15	3,8	8,1	4,5	13,7

Табела 1. Параметри за дефинисање плоче

Dcb(mm)	Dtb(mm)	Lb(mm)	Ls1(mm)	Ls2(mm)	Ls3(mm)	C(mm)
25	10	150	2	26	0,8	1

Табела 2. Остали коришћени параметри

Димензије пречника кости су задате позивајући се на претходне радове Yildiz H. et al., 2001.



Слика 22. Параметризоване димензије кости а) кориткална кост б) трабекуларана кост

6. Поступак параметризације модела

Постоје два приступа параметарског моделирања у програмском пакету CATIA:

- први, чешће коришћени прати следећи поредак: формирање моделских форми на основу задатих или познатих вредности, именовање појединачних параметара, задавање тих параметара на моделу, па на основу дефинисаних параметара генерисање табеле фамилије делова.
- други, подразумева прво дефинисање табеле фамилије делова, затим позивање параметара из те претходно дефинисане табеле у софтверу, па формирање моделских форми директним позивањем параметара из табеле који се налазе у стаблу модела.

Суштинска разлика између ова два приступа је у начину задавања потребних параметара за параметризацију. Предности првог приступа се огледају у томе што он обезбеђује појединачно дефинисање параметара, чиме се смањују вероватноћа настанка грешке у том кораку ка параметризацији целог модела, али уједно и захтева више времена јер се параметри појединачно дефинишу. Док, други приступ омогућава задавање параметара у виду табеле у софтверу попут Microsoft Excel, који је намењен за рад са табелама, чиме се параметри који су унапред познати брже задају, такође уколико је потребно изменити више параметре знатно је лакше то урадити у табели.

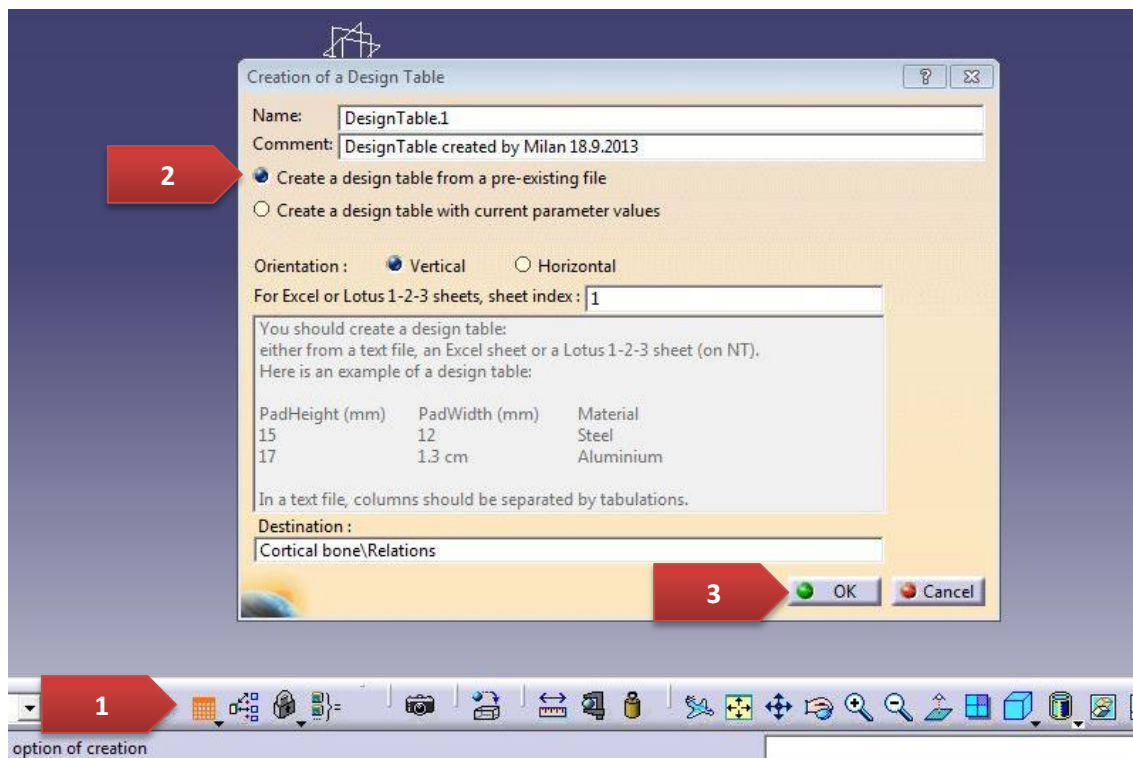
Проширивање табеле може се лако извршити накнадним уписивањем додатних сетова параметара у новим редовима, које можемо касније позвати у софтверу чиме добијамо нове кориговане моделе.

Како су, коришћени модели у овоме раду поједностављени реални модели кости, њихова параметризација је једноставна због њихове једноставне геометрије. Кости су моделиране пуним и шупљим кружним профилима који репрезентују различите материјална својства унутрашњег и спољашњег дела кости.

6.1. Учитавање параметара

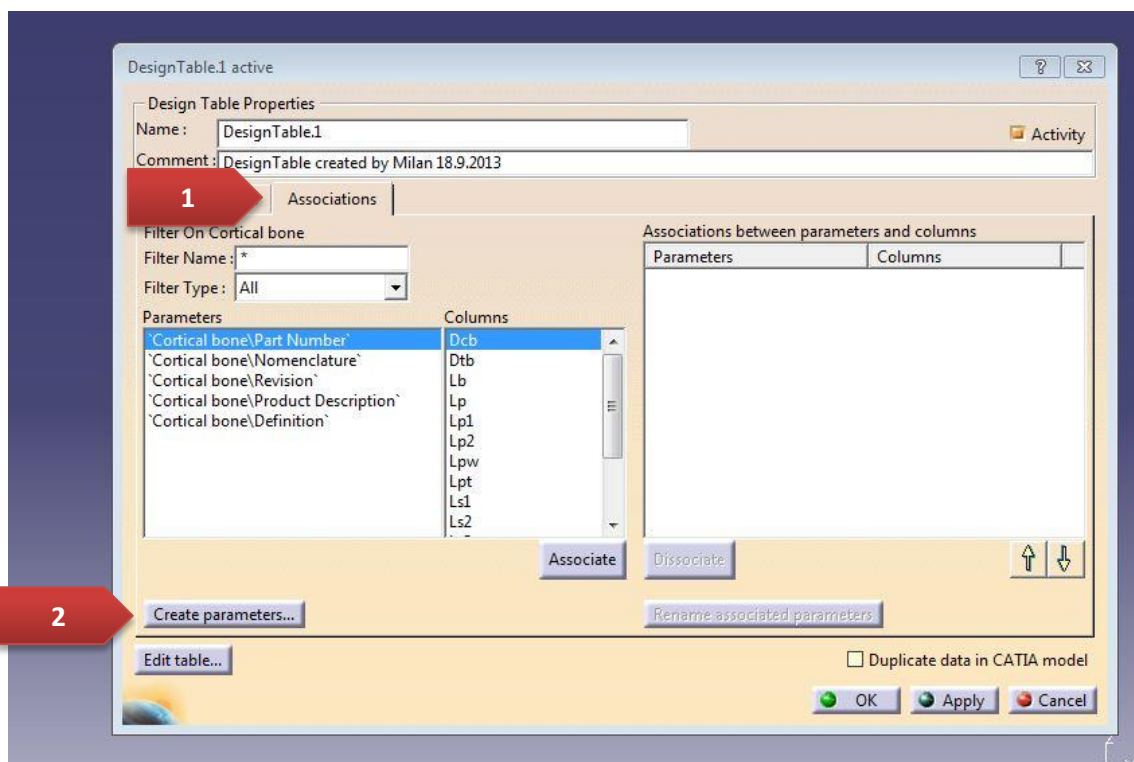
Након стартовања софтвера CATIA потребно је ући у радно окружење за моделирање, то се врши кликом на Start->Mechanical Design->Part Design у коме ће бити параметризоване моделске форме.

Прво је потребно учитати параметре из табеле фамилије делова које смо дефинисали у софтверу Microsoft Excel (табела 1. и 2.), то се врши кликом на Design Table (Слика 23.), потврђивањем ове команде са ОК отвара се прозор у коме је потребно пронаћи фајл у коме су сачувани параметри.



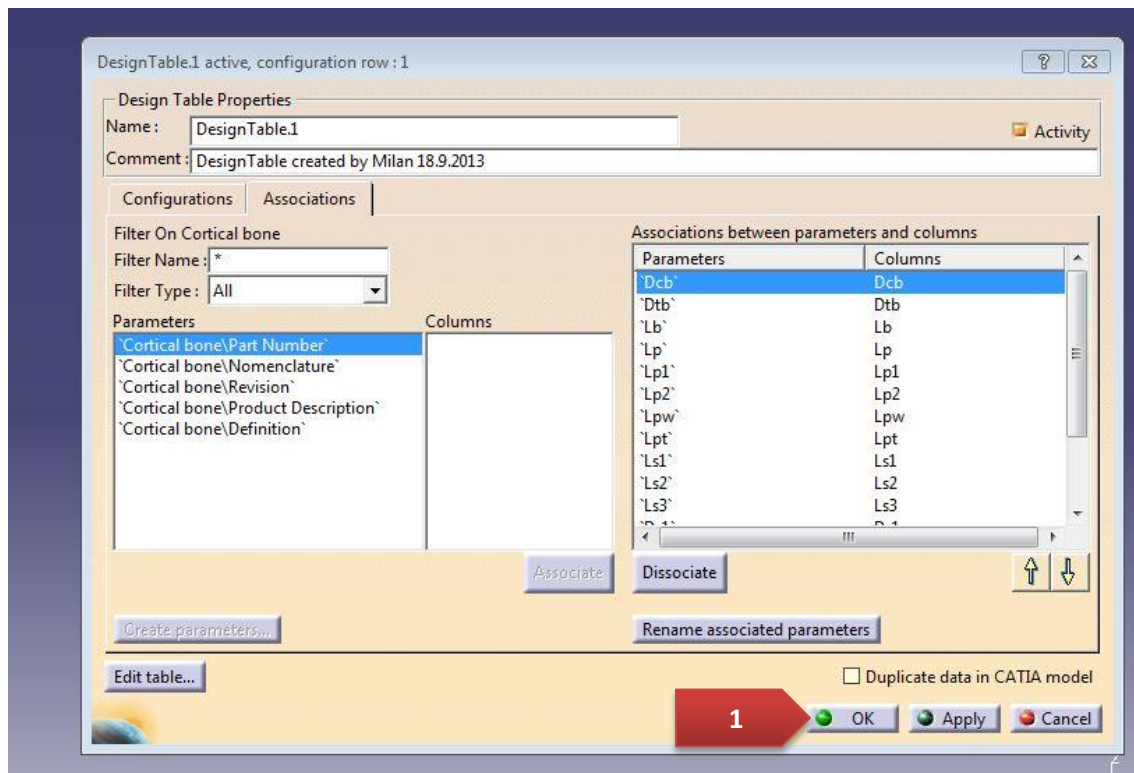
Слика 23. Поступак учитавања параметара из дефинисане табеле

На слици 24. приказан је следећи корак за учитавање параметара, у коме је потребно селектовати параметре у картици Associations, након избора параметара кликом на Create parameters отвориће се нови прозор у коме је потребно потврдити креирање нових параметара (Слика 24.)



Слика 24. Избор параметара

Након потврде, изабрани параметри су приказани на слици 25., затварањем овог прозора са ОК они ће бити учитани у програм и биће видљиви у стаблу модела.

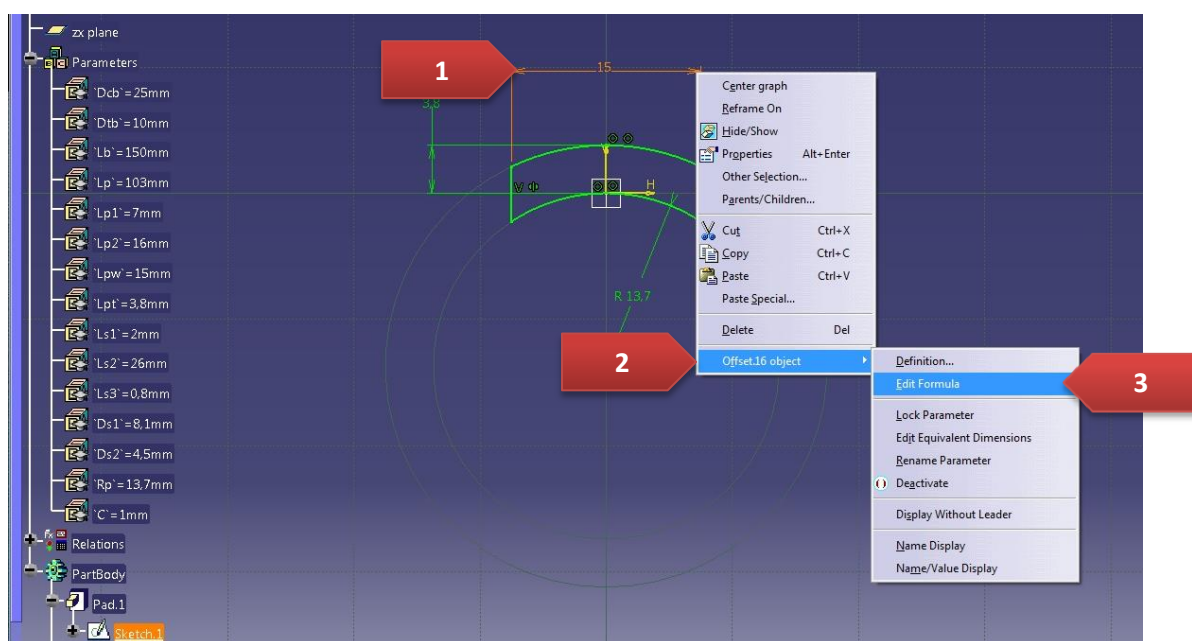


Слика 25. Креирање нових параметара из табеле

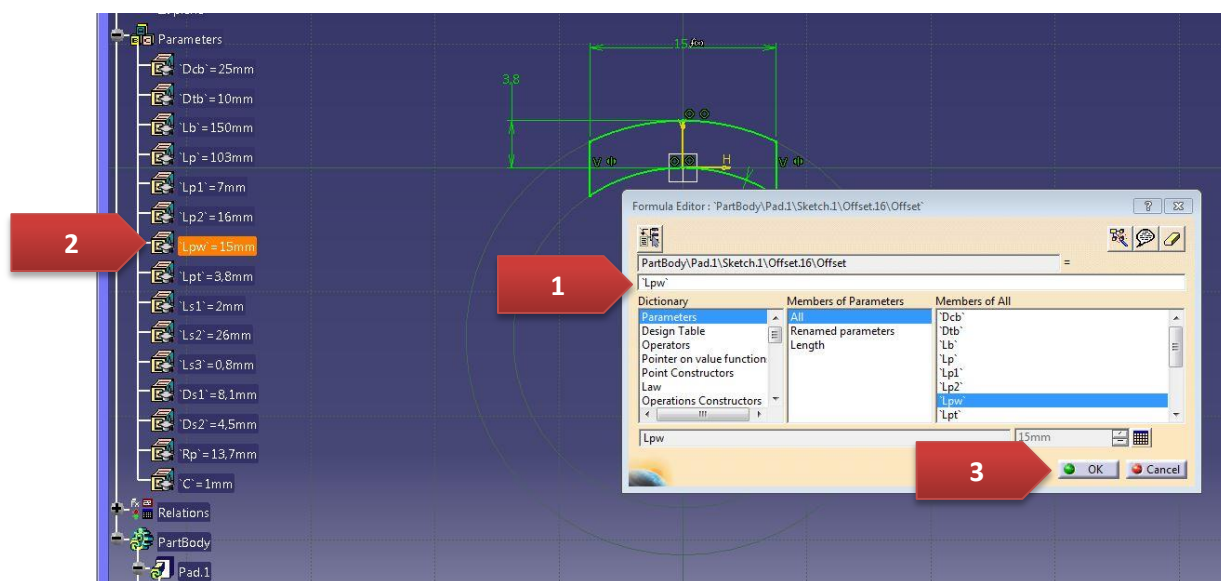
На овај начин је завршено учитавање параметара и сада се они могу позивати приликом дефинисања модела. Како су компоненте склопа једноставне геометрије, у наставку је приказан поступак параметризације само плоче као сложенијег дела склопа.

6.2. Моделирање плоче и повезивање параметара

Најпре је дефинисана скица (Слика 26.), у овом случају са тачним димензијама, а након извршено повезивање димензија и параметара. Димензије не морају да буду тачно задате на скици за повезивање како су оне већ дефинисане унутар параметара. Повезивање се постиже десним кликом на жељену димензију (1) чиме се отвара падајући мени из кога се отвара нови подмени (2) у коме се бира Edit Formula (1). Након тога се отвара Formula Editor (Слика 27.) и бира се жељени параметар из стабла модела (2) који ће се појавити у пољу (1), чиме је завршено задавање параметара.

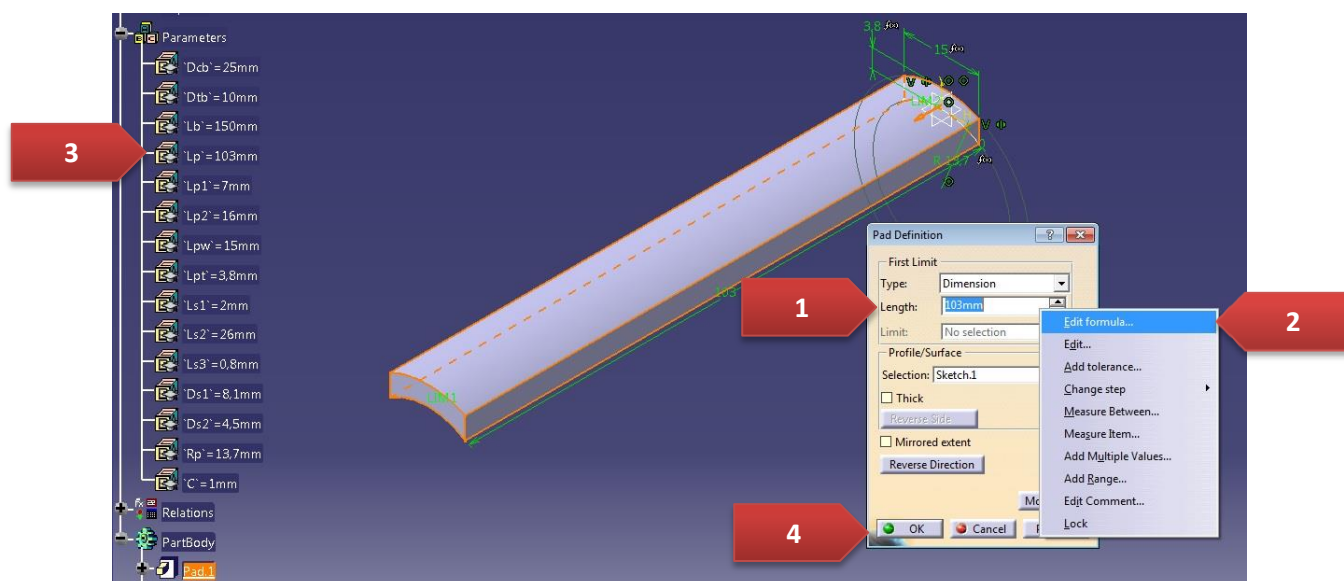


Слика 26. Покретање Formula Editor прозора



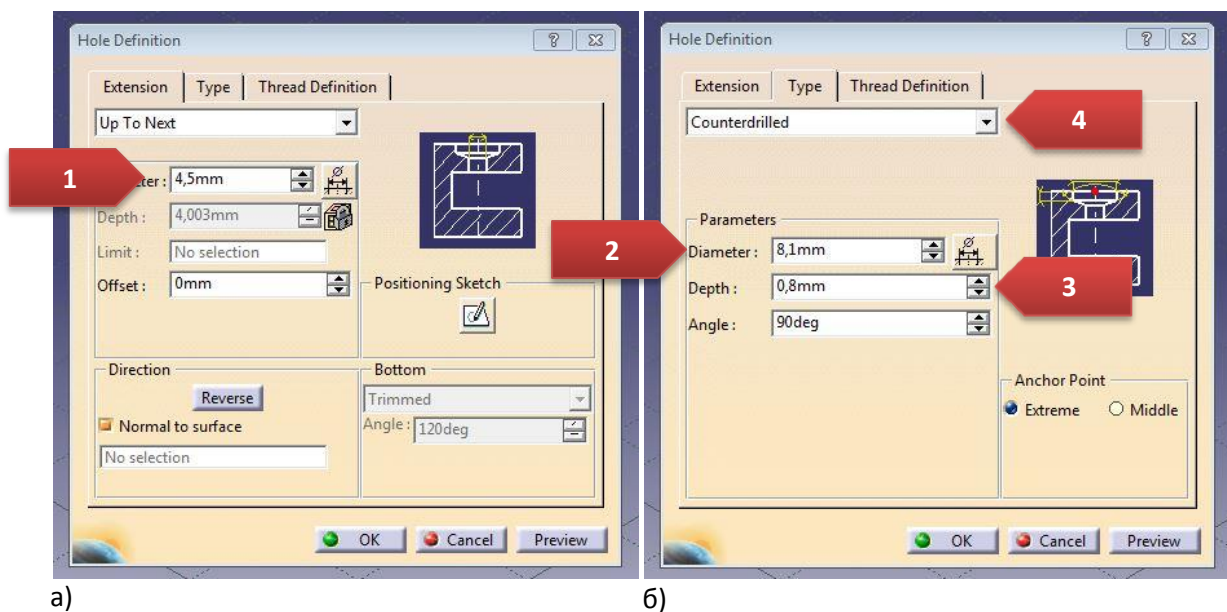
Слика 27. Задавање жељеног параметара

Након изласка из скице потребно је повезати параметре у Pad Definition прозор (Слика 28.) који се отвара покретањем команде Pad. У њему је потребно дефинисати дужину (1) пратећи кораке који су приказани на слици 27.

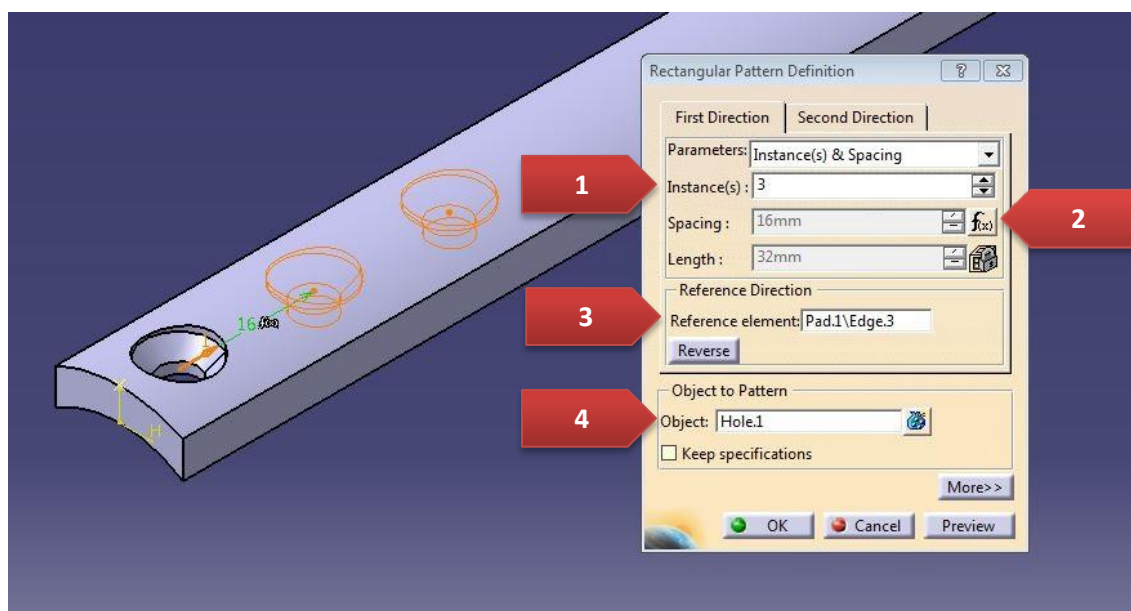


Слика 28. Повезивање параметре у Pad Definition прозору

Следеће, треба дефинисати отворе које постоје на моделу. Покретањем команде Hole отвара се прозор (Слика 29.) у коме се повезују следећи параметри: пречник отвора (1) у картици Extension (Слика 28.а), пречник упуштања (2), дубина упуштања (3) у картици Type (Слика 29.б) уз претходни избор профила отвора (4). То се врши према корацима показаним на слици 27. Битно је дефинисати и дубину рупе, како је реч о отвору бира се Up To Next. Као што се види на слици 30. сада имамо само један отвор, па покретањем команде Pattern умножићемо тај отвор 3 пута. У овом прозору потребно је дефинисати број умножака (1), а то је у овом случају три, њихово растојање (2) које је на слици већ дефинисано због чега је ово поље сиво са иконицом поред која указује да је вредност у томе пољу дефинисана параметром. Уколико се жели променити параметар то се може урадити кликом на поменути иконицу. За референтни елеменат (3) се може узети ивица модела како би се дефинисао правац умножавања отвора, у пољу Object (4) бира се фичер који се умножава. Потврдом са ОК завршава поступак умножавања отвора.

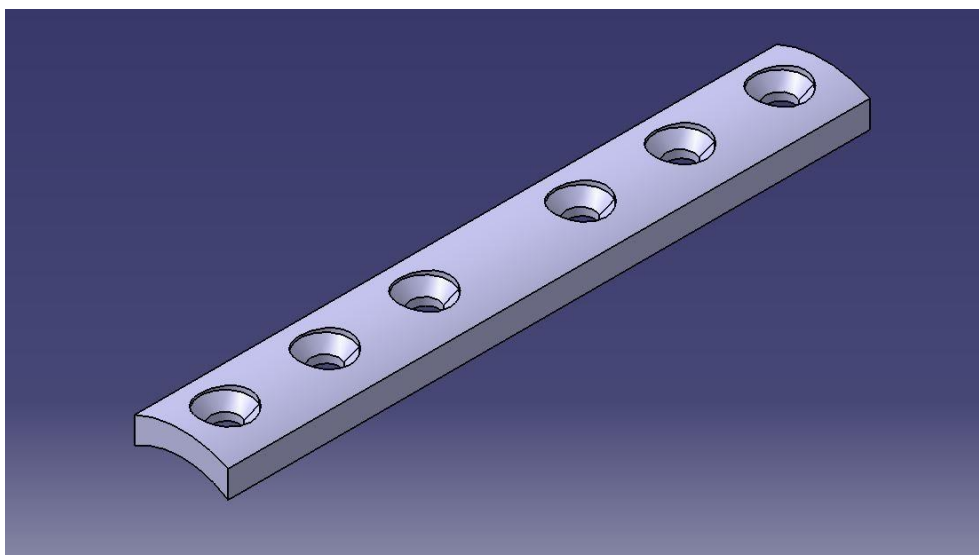


Слика 29. Повезивање параметара у Hole прозору



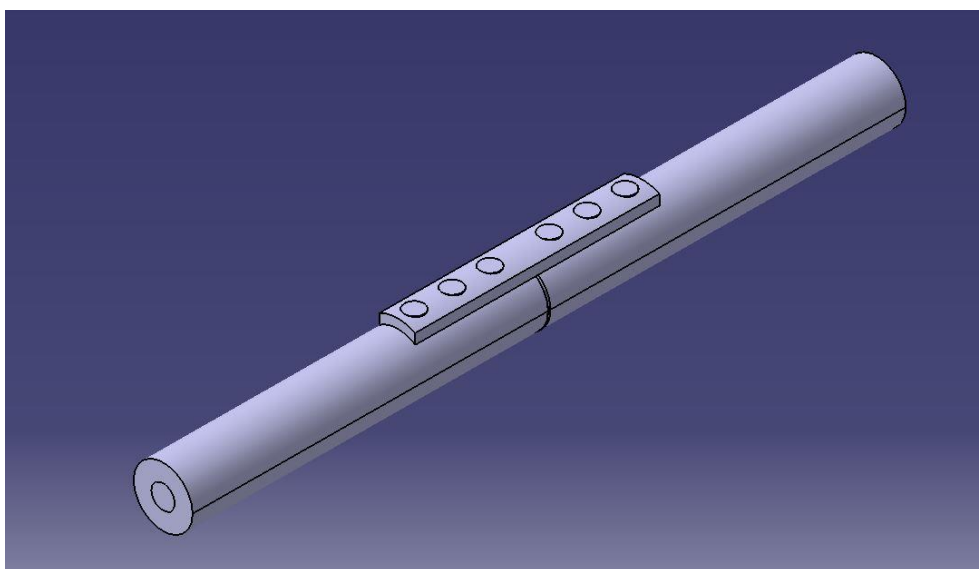
Слика 30. Повезивање параметре у Rectangular Pattern Definition прозору

Сада преостаје да се поступак израде отвора понови за другу страну плоче чиме ће се завршити са израдом модела. Како је овај поступак идентичан управо објашњеном јер су отвори симетрични готов модел је приказан на слици 31.



Слика 31. Модел плоче

Након моделирања и параметризације осталих делова, чија израда није приказана због њихове једноставности, врши се склапање модела како би се добио склоп који је приказан на слици 32.



Слика 32. Склоп упрошћеног модела кости са плочом и вијцима

7. Структурна анализа модела у програмском пакету FEMAP V10.3.0

FEMAP је програмски пакет за моделирање, пре- и пост-процесирање коначним елементима који омогућава извршавање различитих типова инжењерских анализа (напонских, температурних, динамичких). FEMAP обезбеђује аутоматску интеграцију која је неопходна да споји све аспекте анализе. Може се користити за креирање геометрије, а може увозити CAD или неку другу геометрију.

FEMAP располаже алатима за генерисање мреже коначних елемената као и за задавање одговарајућих оптерећења и граничних услова у циљу што тачнијег представљања реалних услова понашања анализираног модела. Може се користити за експортовање (извоз) улазних фајлова у преко 20 програмских пакета за анализу коначним елементима. FEMAP може да чита резултате из различитих програма за анализу. Различити типови алата које поседује веома су погодни за визуализацију и представљање резултата.

Модел МКЕ је у најбољем случају, апроксимациа физичке структуре. Тачност резултата модела МКЕ су онолико добри колико је квалитетна дефинисана мрежа, тачна својства и карактеристике задатих материјала и реалност задатих граничних услова модела.

Поступак дефинисања модела у програмском пакету Femap V10.3.0 и припреме за анализу је веома опширан, тако да је у даљем тексту наведена листа потребни корака за потпуно дефинисање свих аспеката модела, а затим и детаљно објашњени поједини поступци и команде које су од значаја за његово правилно функционисање и што реалније опонашање стварних веза и својстава костију.

7.1. Кораци за дефинисање модела у FEMAP-у:

- убацивање геометрије (File>Import>Geometry..)
- дефинисање потребних материјала (Model>Material..)
- дефинисање својстава и карактеристика геометрије (Model>Property..)
- повезивање карактеристика са геометријским телима склопа (десни клик на солид у стаблу>Attributes..)
- дефинисање карактеристика за конекторе (Connect>Connection Property..)
- аутоматско генерисање веза контактних површина (Connect>Automatic..)
- дефинисање додатних зона за остваривање веза (Connect>Connection Region..)
- дефинисање додатних веза (Connect>Connector..)

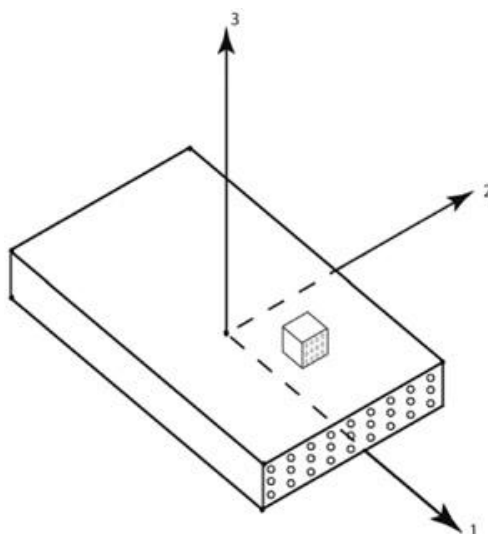
- повезивање својстава са одговарајућим конекторима (десни клик на конектор у стаблу>Select Property)
- генерисање мреже (Mesh>Geometry>Solids..)
- дефинисање паукове мреже на површинама вијака (Custom Tools>Meshing>Spider Surfaces)
- дефинисање нових својстава за елеменат греде (Model>Property..)
- креирање елемената греде између паукових мрежа вијака (Model>Element..)
- креирање новог сета оптерећења за задавање преднапрезања вијака (Model>Load>Create/Manage Set..)
- задавање предоптерећења на елементе греде вијака (Model>Load>Bolt Preload..)
- креирање новог сета за задавање аксијалног оптерећења модела (Model>Load>Create/Manage Set..)
- задавање аксијалне силе на површину (Model>Load>On Surface..)
- креирање новог сета са оптерећењима (Model>Constraint>Create/Manage Set..)
- постављање фиксираних површина (Model>Constraint>On Surface..)
- креирање сета за анализу (Model>Analysis..)
- задавање граничних услова унутар анализе
- покретање анализе
- приказ резултата (View>Select..)



Слика 33. Ограничења и оптерећења модела

7.2. Задавање карактеристика материјала и избор типа коначног елемента

Изотропни материјали, представљају хомогене материјале чија су физичко-механичка својства једнака у свим правцима, док код ортотропних материјала (Слика 34.) који такође имају својство хомогености, физичко-механичка својства једнака су само у одређеним правцима влакана. Дефинисање изотропних материјала у Femap-у крајње је једноставно, па је у наставку приказано задавање само ортотропних материјала, јер је потребно задати такав материјал за коритуларни део кости.



Слика 34. Осе за дефинисање ортотропног материјала

Кости се састоје од кортикалног и трабекуларног дела, њихова механичка својства су дата у радовима (Wirtz DC et al., 2000) и (Yildiz H et al., 2001). Механичка својства кости приказана су у табели 3.

Материјал	Јангов модул еластичности (МПа)	Модул смицања (МПа)	Поасонов коефицијент
Нерђајући челик	$1,91 \cdot 10^5$	$7,423 \cdot 10^6$	0,3
Кортикалан кост	$E_1 = 1,84 \cdot 10^4$	$G_{12} = 3,6 \cdot 10^3$	$\nu_{12} = 0,12$
	$E_2 = 7 \cdot 10^3$	$G_{23} = 2,4 \cdot 10^3$	$\nu_{23} = 0,37$
	$E_3 = 8,5 \cdot 10^3$	$G_{13} = 5 \cdot 10^3$	$\nu_{13} = 0,14$
Трабекуларна кост	$1,061 \cdot 10^3$	$4,4 \cdot 10^2$	0,225

Табела 3. Механичка својства материјала за плочу и кост

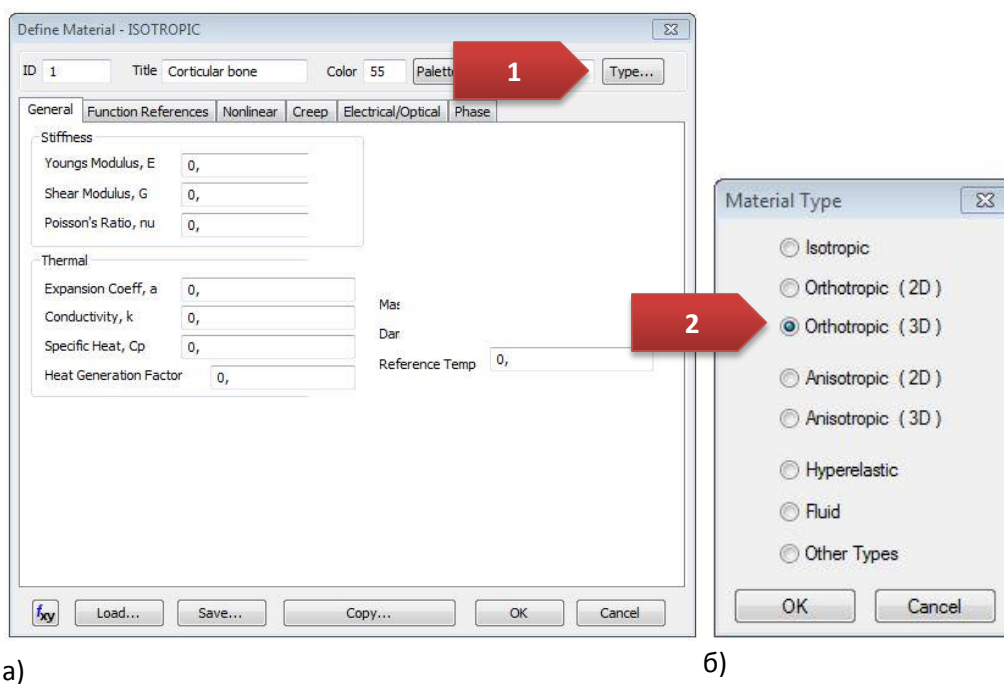
Добро је познато да је ткиво које се формира на месту фрактуре подложно механичком стимулансу и постоји више теорија које објашњавају корелацију између механичког напрезања и развоја коштаног ткива. Механичка својства калуса измерена у раду (Gardner and Stoll, 2000) приказана су у табели 4. Након операције постојало је само меко грануларно ткиво ($E = 0,02$ МПа) на месту фрактуре. Мерања су вршена у интервалима од четири недеље након операције.

Период зарастања	Јангов модул еластичности (МПа)
0 недеља (одмах након операције)	0,02
4 недеље након операције	0,19
8 недеља након операције	28
12 недеља након операције	30,6
16 недеља након перације	75

Табела 4. Модули еластичносит калусе према периоду зарастања

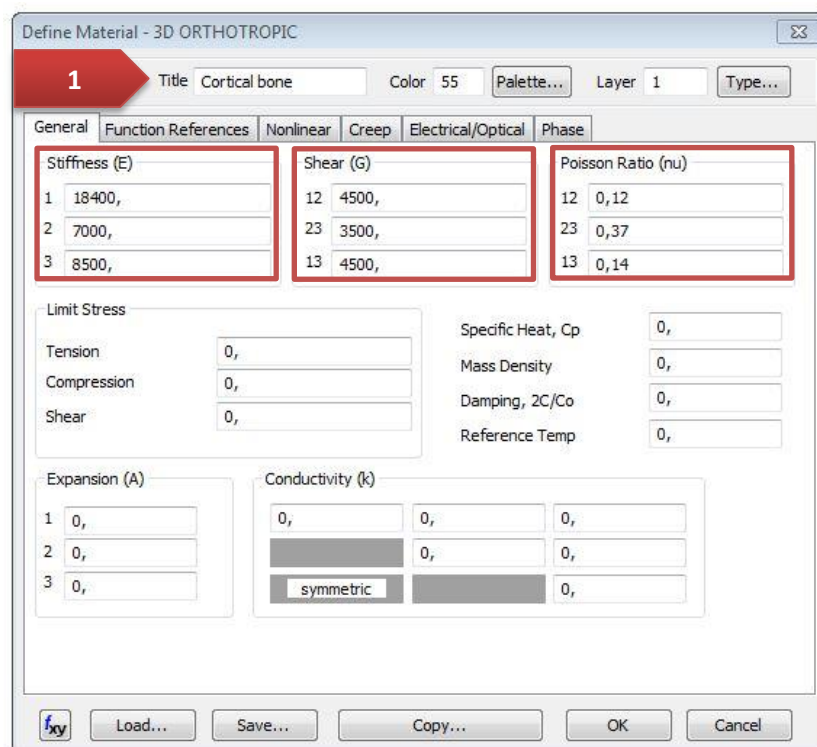
Model>Material...

Се покреће како би се дефинисао ортотропни материјал након чега се отвара прозор (Слици 35.а) из кога се кликом на Type (1) отвара прозор (Слика 35.б) у коме бирамо ортотропни материјал (2).



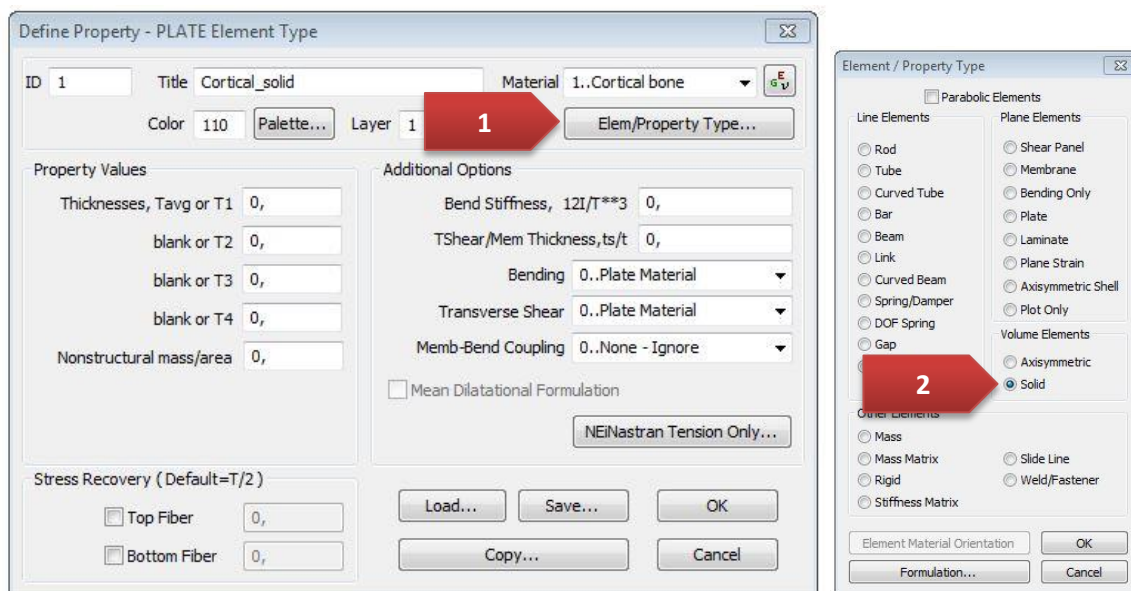
Слика 35. Дефинисање ортотропног материјала

Веома је битно напоменути да, како су својства различита за различите правце, мора се водити рачуна приликом уношења вредности да Јангови модули еластичности и Поасонови коефицијенти буду задати за одговарајуће осе, што зависи од положаја модела у односу на оријентацију координатног система. На слици 36. приказане су унете вредности материјала за кортикуларни део кости. Од велике је користи и тачно дефинисање материјала (Слика 36.1), како би се спречиле грешке касније у раду приликом одређивања карактеристика елемената који ће се повезати са геометријом.



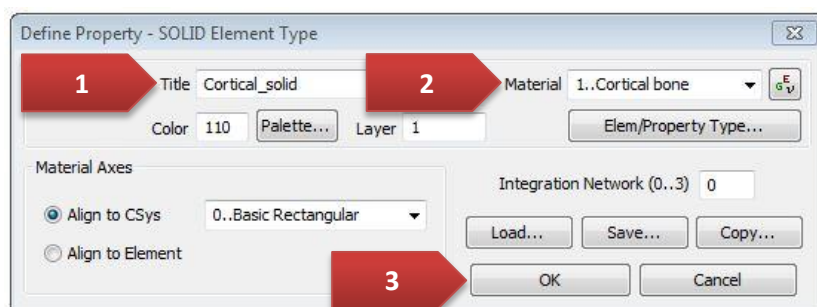
Слика 36. Вредности ортотропног материјала кости (у МПа)

За дефинисање карактеристика елемената (Слика 37.) прво је потребно изабрати тип елемената (Слика 37.1) што је у овом случају чврсто тело односно солид (Слика 37.2)



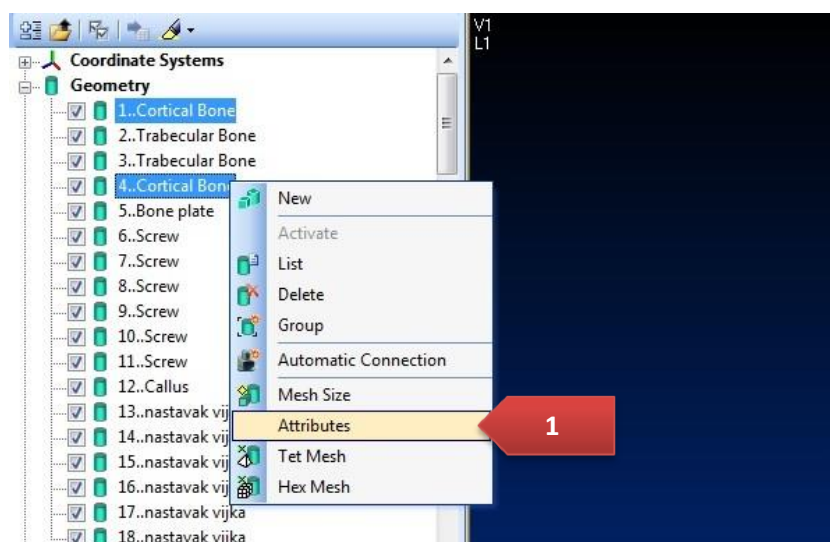
Слика 37. Избор типа коначног елемента

Након чега је још потребно задати назив карактеристике елемента (Слика 38.1) и изабрати претходно дефинисани материјала (Слика 38.2) што је у овом случају материјал кортикалног дела кости.

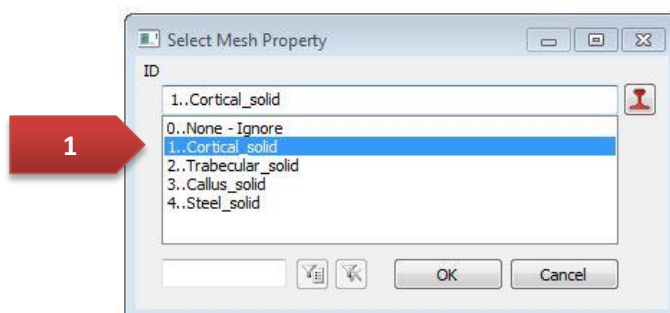


Слика 38. Избор материјала карактеристике елемента

Сада када су дефинисани потребни материјали и карактеристике елемената, потребно је повезати геометрију са тим карактеристикама и материјалним својствима (Слика 39.). Након селектовања геометрије у стаблу, десним кликом бира се Attributes (1) који отвара нови прозор (Слика 40.) за избор карактеристике коју ће имати селектована геометрија, а с' тиме је наравно дефинисан и материјал, како се приликом креирања карактеристика мора изабрати један од материјала. За, на сликама селектовани кортикални део кости, бира се карактеристика под називом 1.Cortical_bone (Слика 40). Овај поступак се понавља за сва геометријска тела.



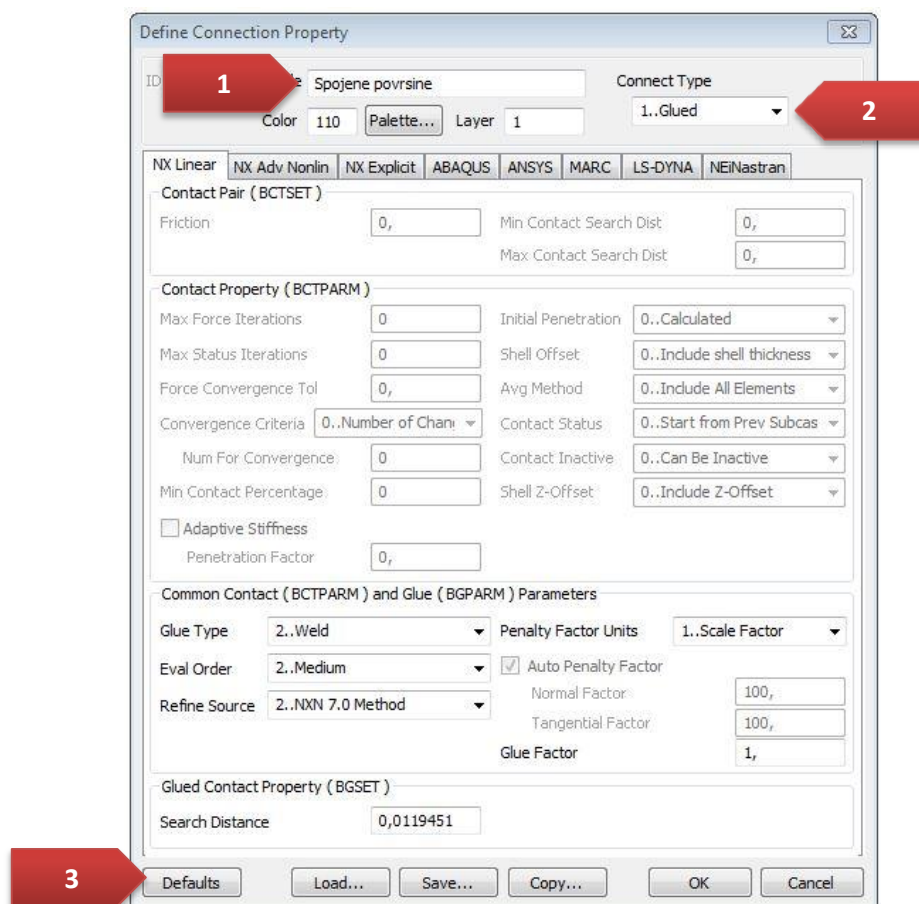
Слика 39. Повезивање карактеристика елемената са геометријом



Слика 40. Избор карактеристика геометрије за генерисање мреже

Connect>Connection Property...

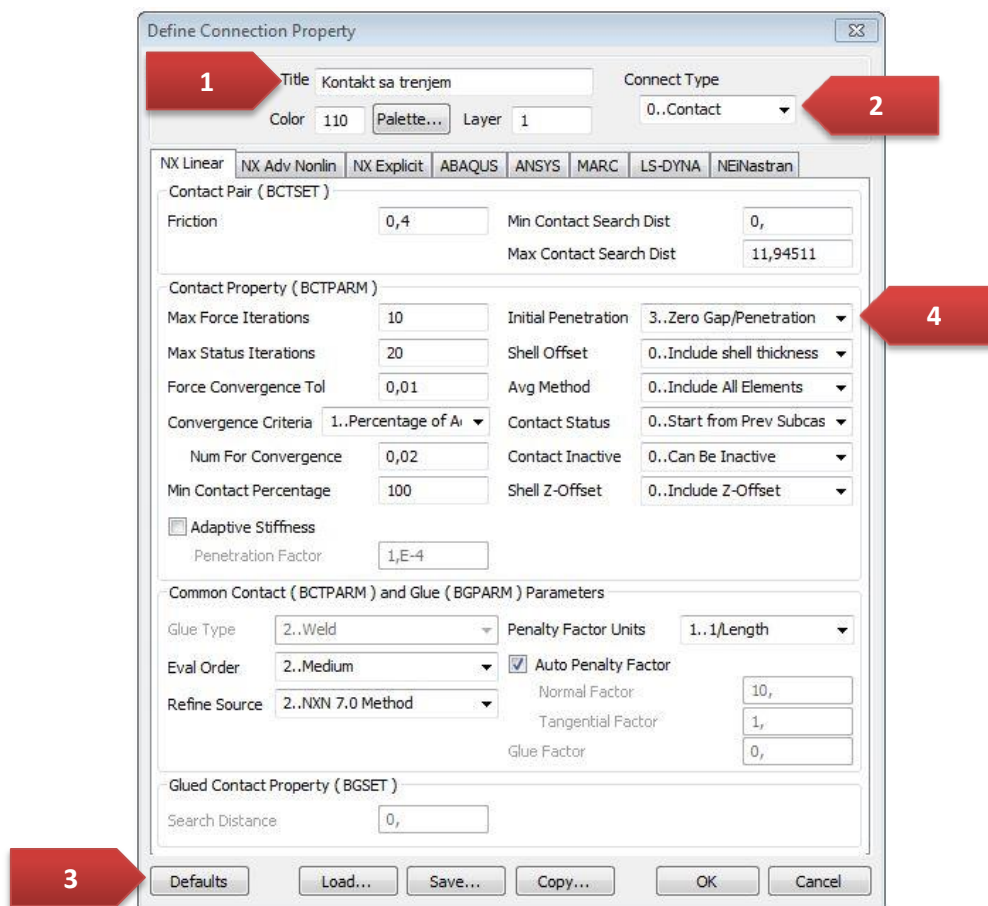
Покреће команду за дефинисање карактеристика конектора, који представљају својства контактних површина, односно њихову међусобну интеракцију. Контакти између два модела кости који представљају унутрашњи и спољашњи део кости су спојени у један модел дефинисањем карактеристика контакта (Слика 41.) као залепљене површине (2), а остали параметри имају дефолтне вредности (3).



Слика 41. Параметри за дефинисање карактеристике конектора споја

Карактеристике за површине које су у конатку (Слика 42.) моделиране су са задатим коефицијентом трења вредности 0,4, а остале вредности су дефолтне изузев параметра почетног продора (4). Ова карактеристика коришћена је код дефинисања конектора између плоче и кости и плоче и калуса.

Важно је напоменути правилно задавање параметра почетног продора (4) који контролише како Nastran дефинише почетни зазор или продор контактних елемената. У овоме пољу дефолтна је вредност 0. Calculated која користи вредност израчунату из координата мреже, у случају продора елемената моделу се задаје карактеристика пресованог споја, што чини да модел има непредвиђена напрезања. Како би се та грешка елиминисала параметар почетног продора се дефинише као нулти зазор/продор (2) што поставља елементе контакта у нулто растојање које је жељено за анализу овога модела.

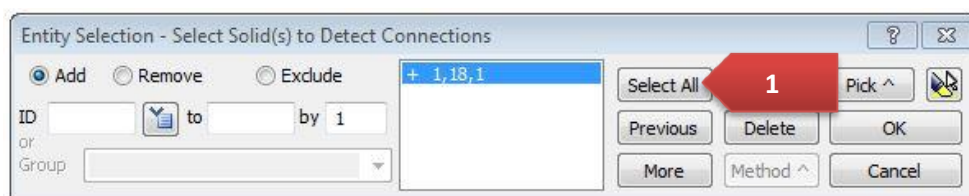


Слика 42. Параметри за дефинисање карактеристика конектора са трењем

Connect>Automatic...

Како би се добио што реалнији модел потребно је дефинисати контакте између модела у склопу. Како овај модел има велики број површина у контакту, за сваку од њих се морају дефинисати конеткори (везе) преко контактих регија. То се најлакше постиже аутоматским генерисањем и накнадним задавањем додатних конектора уколико је то потребно, као што је то случај у овом моделу.

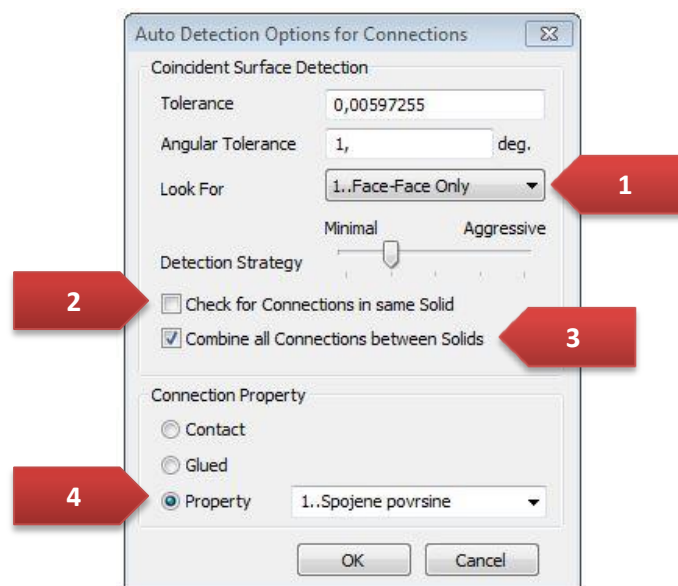
Након покретања команде потребно је селектовати геометрију између које желимо да детектујемо и задамо конекторе (Слика 43.), како желимо да одредимо контакте између свих модела у склопу селектовањемо све једноставним кликом на Select All (1).



Слика 43. Селектовање геометрије

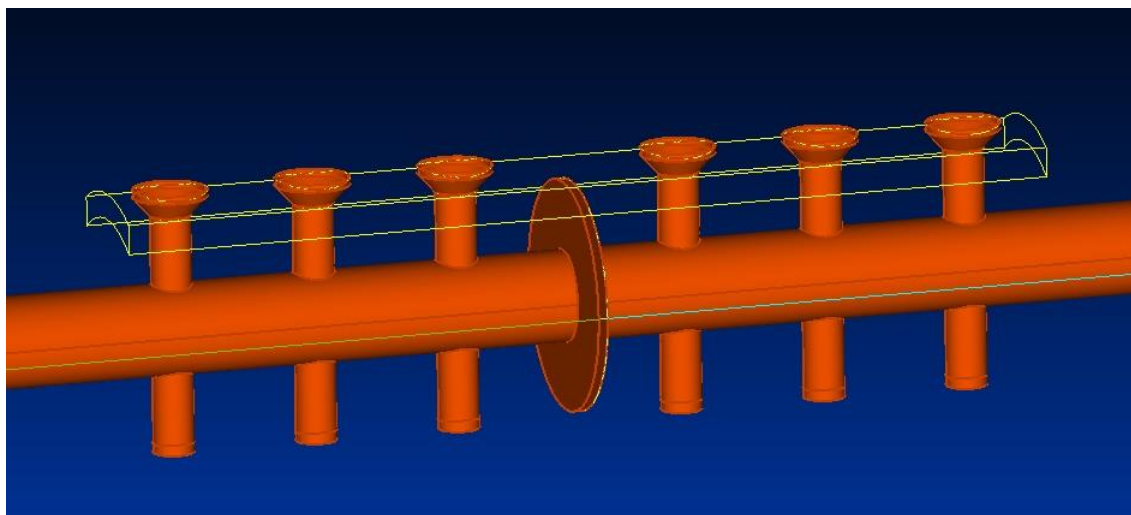
Сада је битно правилно дефисати параметре за детектовање површина у контакту (Слика 44.). Толеранција и угаона толеранција су дефолтне вредности које нису мењане, али зато потребно је изабрати опцију 1.Face-Face Only (1) чиме ће се детектовати само

Структурна анализа конф. плоче за фиксирање и напрсле тибије током зарастања површине које се поклапају. Како су геометријска тела хомогена једноделна нећемо проверавати контакте унутар солида, јер их нема (2). Уколико има више контактних места два тела њихови контакти биће дефинисани као један (3). Уколико су већ креиране карактеристике за конекторе овде се могу изабрати (4).



Слика 44. Одабир параметара за детекцију контактних површина

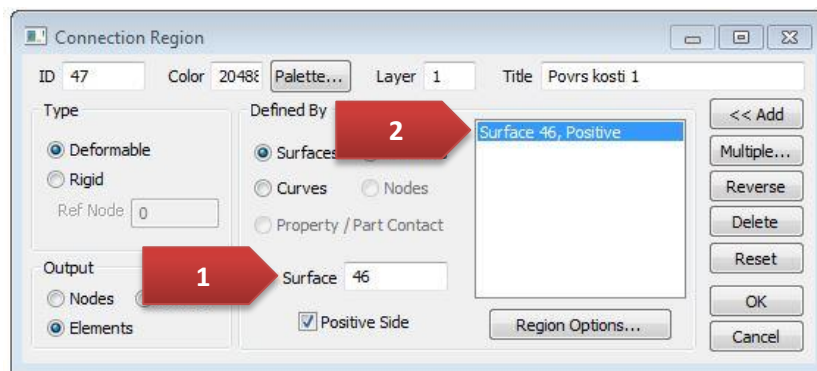
Резултат аутоматског генерисања је 46 контактних региона и 36 конектора што се види на слици 45 (означене површине представљају аутоматски генерисане контактне регије). Потребно је ручно дефинисати још четири контактна региона, за површину плоче, калуса и две површине кости који ће дефинисати три додатна конектора, између кости и плоче два (кост је раздвојена на пола па се мора два пута дефинисати контакт кости и плоче) и калуса и плоче један.



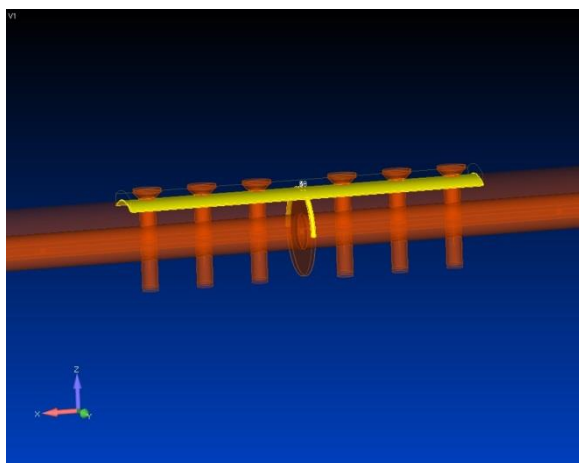
Слика 45. Аутоматски генерисани конектори

Connect>Connection Region...

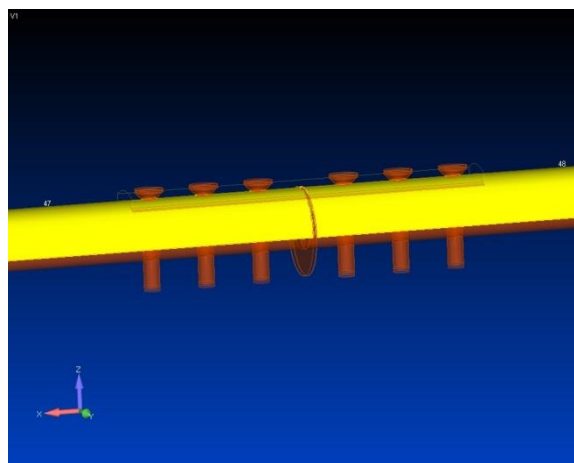
Покреће команду за дефинисање додатних контактних регигиона, који су потребни при креирању конектора. Селектовањем спољашне површине кости, са слике 46. видимо да је то површина нумерисана бројем 46, и потврђивањем са ОК добијамо нови контактни регион који је именован "Povrs kosti 1". Овај поступак понављамо за дефинисање преосталих потребних региона. На слици 47.а приказани су додати региони плоче и калуса, а на слици 47.б приказани су региони површина костију који су у контакту са плочом.



Слика 46 Креирање додатних регионаа



а)

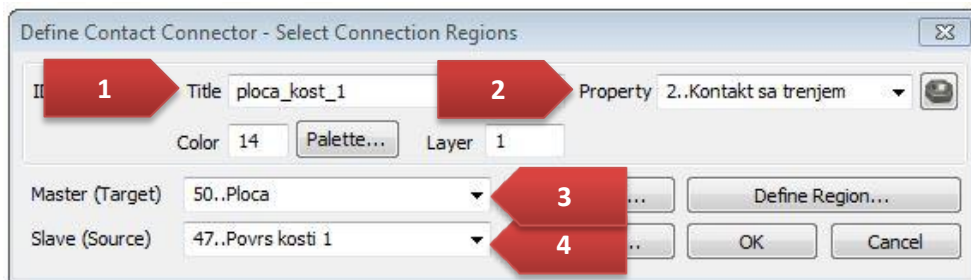


б)

Слика 47. Додати контактни региони а) плоче и калуса, б) површина кости

Connect>Connector...

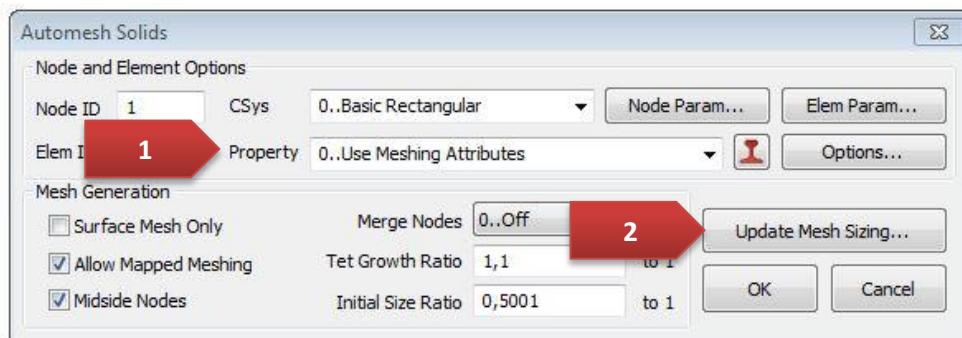
Покреће команду за дефинисање новог конекторе преко контактних региона (Слика 48.). Поред задавања назива (1) приликом креирања новог конектора, потребно је изабрати карактеристику контакта (2) која ће опонашати карактер контакта реалних елемената. Површине модела које су у контакту бирају се преко креираних контактних региона, регион плоче (3) и регион спољашње површи кости (4). Овим је дефинисана контактна веза између кости и плоче са задатим карактеристикама контакта.



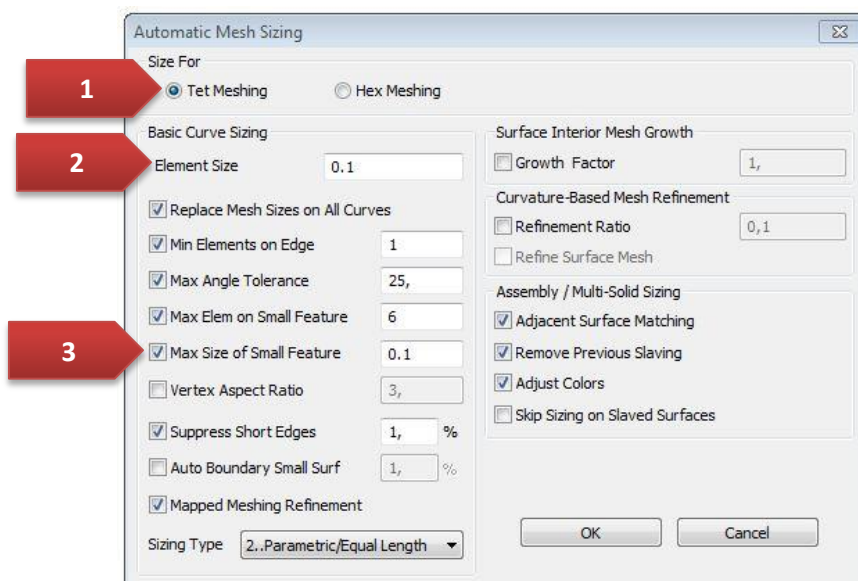
Слика 48. Дефинисање конектора

Mesh>Geometry>Solids..

Покретањем команде прво је потребно изабрати све моделе, након чега потврдом са ОК отвара се прозор приказан на слици 48. Пошто су карактеристике геометријских тела задате (слике 49. и 50.) и различите су за моделе у склопу, параметар карактеристика (1) у овом прозору остаће непромењен и показује да изабрана геометрија има више дефинисаних карактеристика. Следећи корак је дефинисање елемената мреже (2).



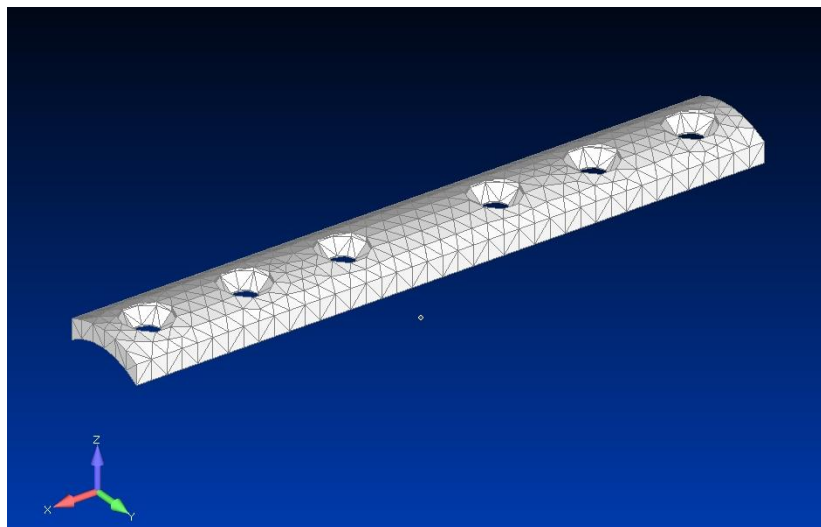
Слика 49. Параметри за аутоматско генерисање мреже



Слика 50. Параметри елемената мреже

За генерисање мреже коришћени су елементи тетраедарског облика, са минималном величином елемената од 1mm, што је вредност добијена методом

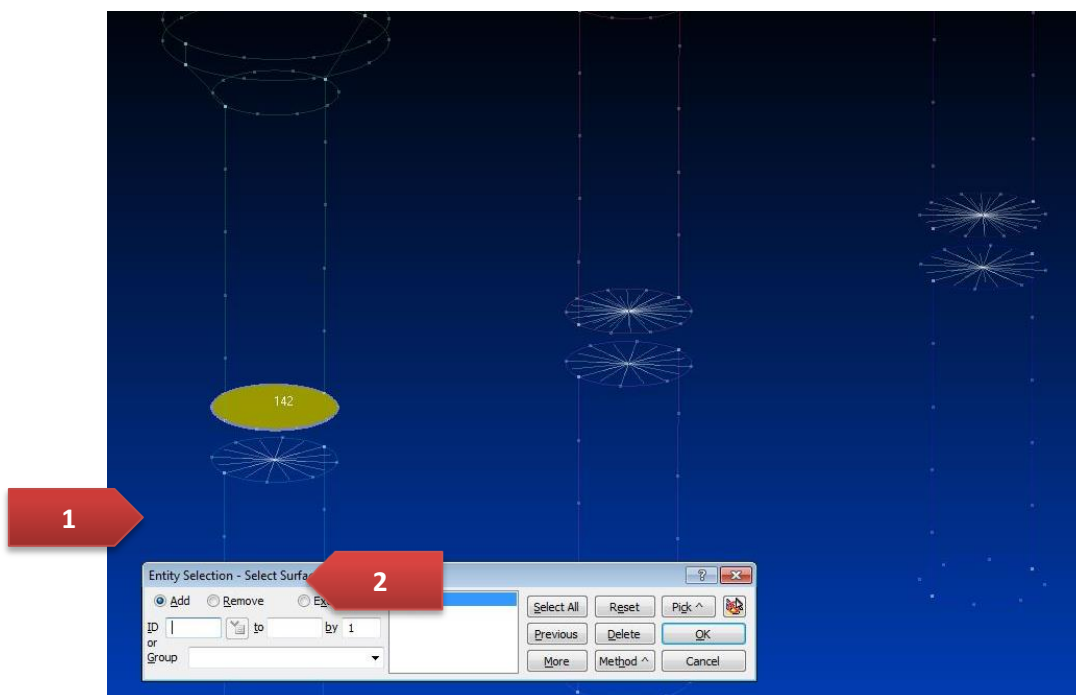
Структурна анализа конф. плоче за фиксирање и напрсле тибије током зарастања понављања и грешке (Suk-Hum Kim et al., 2010). Број елемената за плочу је износи 2838, за калус 535 и за вијак 470.



Слика 51. Изглед аутоматски генерисане мреже плочице

Custom Tools>Meshing>Spider Surfaces

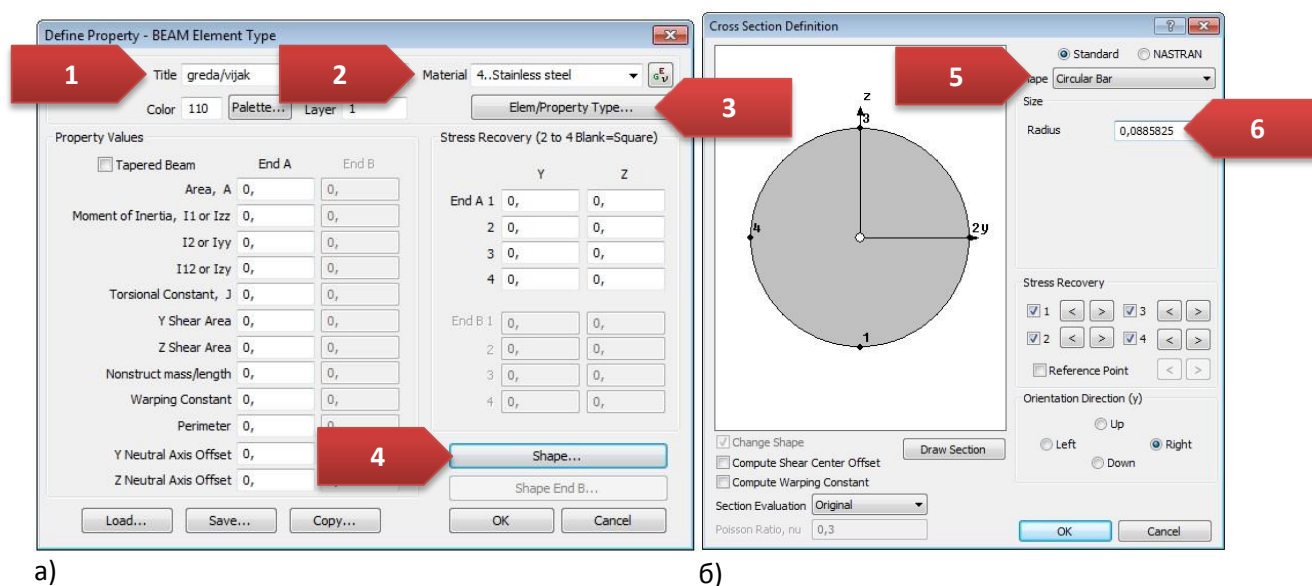
Покреће команду за дефинисиње круте (Spider-паукове) мреже на површини, која представља круту везу између изабраних чворова. Тиме се ефективно доводи у крут спој чворови елемената. У Femap-у задавање оптерећења вијака врши се креирањем елемената греде између две круте мреже и задавањем напрезања на греди која спајају два дела вијака у један и преносе оптерећење које доводи вијке у преднапрезање. На слици 52. приказан је поступак задавања круте мреже, који се врши селекцијом површине (1) након чега добијамо жељену мрежу (2).



Слика 52. Креирање паукове мреже на површинама пресека вијака

Model>Property..

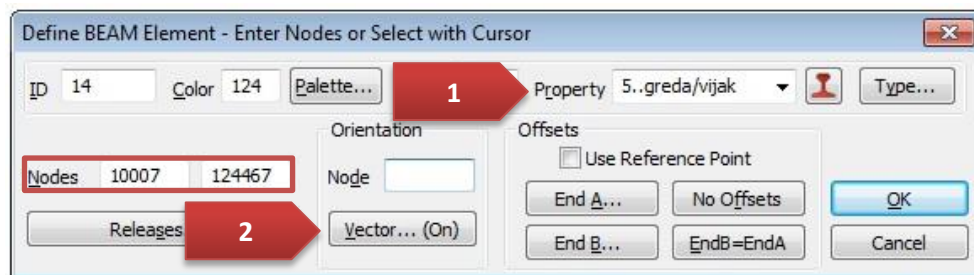
Креирати нову карактеристику за дефинисање елемента греде, који ће се поставити између две круте мреже дефинисане на вијцима. Материјал греде (2) је исти као и за вијке, за тип елемента бира се греда (3) и потребно је дефинисати облик, тј. попречни пресек греде (4), који је пун кружни пресек (5). Потребно је задати полупречник греде. Најсигурнији начин је директним мерењем растојања чворова на моделу за шта је корисна пречица Ctrl+D (којом се добија растојање између чворова. Међутим, битно је да чвор круте мреже који повезује остале чворове елемената буде у центру кружнице. Командом Modify>Move To>Node.. постављају се потребни чворови у центар једноставном селекцијом чвора и затим кружнице.



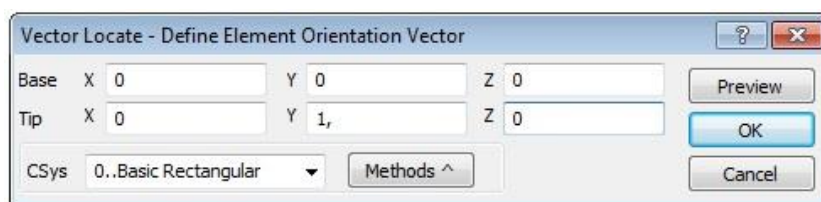
Слика 53. Креирање карактеристика греде

Model>Element..

Отвара прозор за задавање новог елемента, у коме бирамо карактеристику за елемент који дефинишемо (1). Селекујемо чворове између који постављамо греду и задајемо оријентациони вектор (2) који служи са оријентисање попречног пресека. На слици 53.6 види се оса „у” која представља оријентациони вектор, чијим дефинисањем постављамо попречни пресек. За оријентациони вектор довољно је задати јединични вектор „у” осе.

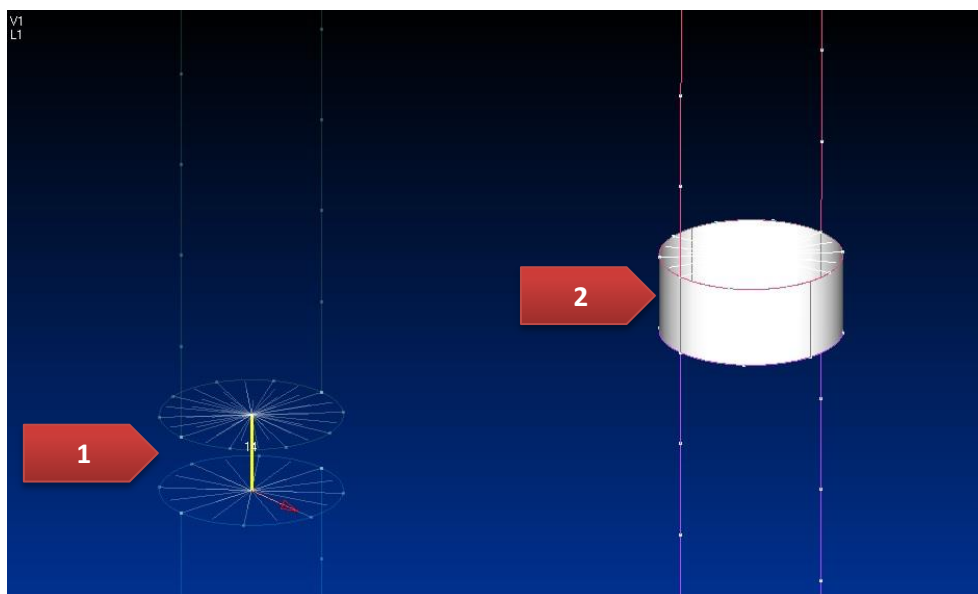


Слика 54. Дефинисање новог елемента греде



Слика 55. Дефинисање оријентационог вектора

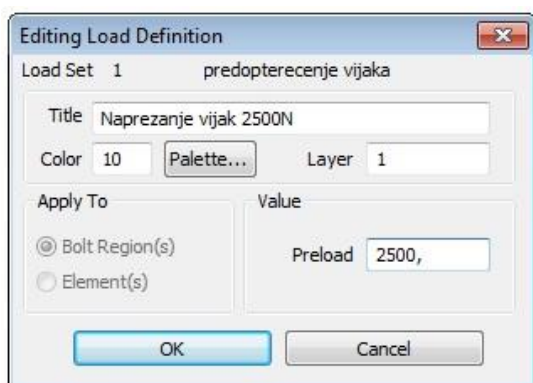
На слици 56. приказан је изглед задатог елемента греде (1) између пресека вијака и попречни пресек греде (2) са видљивим оријентационим вектором који је паралелан са осом „y”.



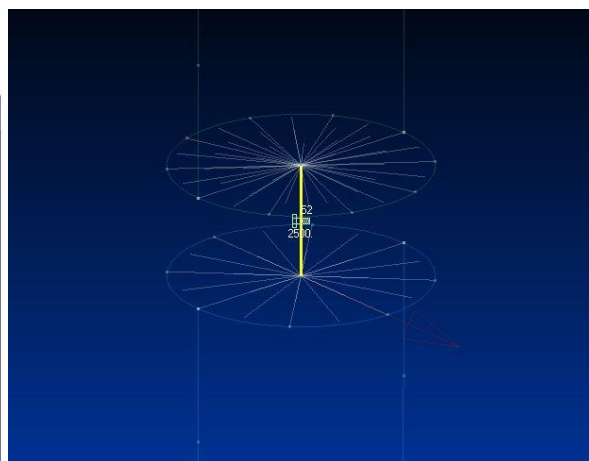
Слика 56. Дефинисани елементи греде

Model>Load>Bolt Preload..

Поступак дефинисања оптерећења је крајње једноставан. Потребно је задати силу предоптерећења вијака. Након креирања новог сета оптерећења који ће бити позван приликом задавања граничних улова за анализу. Засновано на раду (Parren et al., 2002) затезна сила вијак при постављању плоче на кост је у опсегу 2000-3000N. У овом раду задата је вредност од 2500N (Слика 57.а). На слици 57.б приказан је изглед модела након задатих преднапрезања вијака.



a)

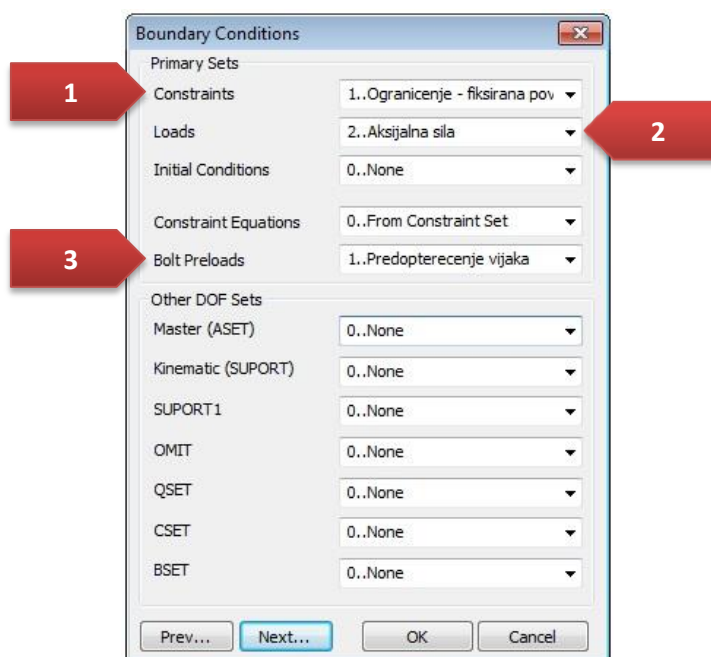


б)

Слика 57. Параметри силе вијака

Model>Analysis..

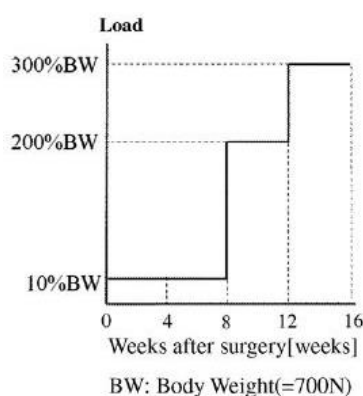
Креира се нови сет за анализу. За тип анализе бира се статичка анализа, након чега је потребно поставити граничне услове (Слика 58.). Претходно дефинисане сетове оптерећења и ограничења бирамо у одговарајућим пољима. Као оптерећење бирамо сет у коме је дефинисана аксијална сила (2) која делује на један крај кости, за преднапрезање вијака бира се сет у коме су задата напрезања која делују на елементе греде (3). Након чега се може покренути прорачун.



Слика 58. Постављање параметара граничних услова за анализу

8. Закључак

Модел је испитиван на аксијално истезање, где је сила задата на једном крају, док је други био фиксиран. Интезитет силе је постепено повећаван током времена зарастања. Пре осме недеље на модел је се деловало силом која је износила 10% телесне масе просечне особе, да би се симулирао ход пацијента уз употребу помагала. Под таквим околностима, претостављено је да повређена нога ретко додирује подлогу и само би преносила тежину мишића и друго меког ткива. После девете недеље пацијент може нормално да хода без употребе помагала и за тај период интезитет силе је повећан на 200% телесне тежине. После дванесте недеље ова вредност је повећана на 300% (Heitz S et al., 2007).

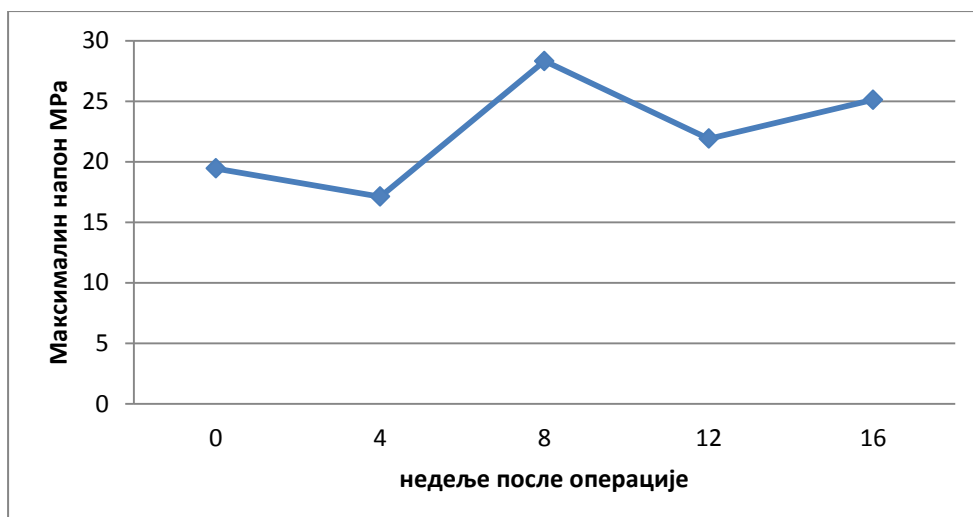


Слика 59. Распоред интезитета и оптерећења током зарастања кости

На слици 60. Приказане су максималне вредности оствареног напона током 16 недеља зарастања кости. Одмах после операције калус има мали модул еластичности јер је испуњен хематомом али током наредних недеља он очвршћује. Вредност напона у плочици после операције је нешто испод 20MPa при оптерећењу од 70N које је примењено на модел прве четири недеље. У четвртој недељи видимо да напон у плочици опада, разлог за то је повећавање модула еластичности калуса, па калус може да преноси нешто веће оптерећење. У осмој недељи долази до пораста оптерећења на 200% телесне тежине па и напон у плочици расте. Овај напон би био знатно већи уколико се не би узело у обзир да је модул еластичности калуса са 0,19MPa у четвртој недељи порастао на 28MPa у осмој, што показује да део аксијалног напрезања преноси и кост, а не само плочица.

Од осме до дванесте недеље оптерећење на моделу је непромењено али калус који је био хрскавица постаје новоформирана кост. Како крвни судови инвадирају у хрскавицу па због тога видимо поново опадање напона у плочици јер се вредност модула еластичности опет повећала.

У шестестој недељи примењено је оптерећење од 300% телесне масе што је изазвало поновни пораст напона у плочици.



Слика 60. Максималне вредности напона у плочици.

Из добијених резултата се види да напон у плочици током зарастања кости варира са трендом опадања током процеса зарастања. Место фрактуре које је после фиксације испуњене хематомом током шестнест недеља од калуса постаје мека ламинарна кост након чека се ремоделирањем формира кост, доводи до тога да тибиа преноси део оптерећења што доводи до смањеног оптерећења плочице.

Литература

- Adrian Jensen, Linear Contact Analysis: Demystified, with Femap V10.1.1 and Nastran 7.0, 2010
- Comiskey, D.P., B.J. MacDonald, W.T. McCartney, K. Synnott and J. O'Byrne. The role of interfragmentary strain on the rate of bone healing a new interpretation and mathematical model. J. Biomech., 43: 2830-2834. DOI:10.1016/j.jbiomech.2010.06.016 PMID: 20655536, 2010.
- Cordey, J., S.M. Perren, and S.G. Steinemann, Stress protection due to plates: myth or reality? A parametric analysis made using the composite beam theory. Injury, 2000. 31 Suppl 3:p.C1-13.
- DeTora, M. and K. Kraus, Mechanical testing of 3.5 mm locking and non-locking bone plates. Vet Comp Orthop Traumatol, 2008. 21(4): p. 318-22.
- Finite element analysis using interfragmentary strain theory for the fracture healing process to which composite bone plates are applied Hyun-Jun Kim, Suk-Hun Kim, Seung-Hwan Chang
- Gardner TN, Stoll T. The influence of mechanical stimulus on the pattern of tissue differentiation in a long bone fracture – an FEM study. J Biomech 2000;33:415–25.
- Heitz S, Gutierrez-Faarewik EM. Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach, Gait Posture 2007;26:279-88
- Jahagirdar, R. and B.E. Scammell, Principles of fracture healing and disorders of bone union. Surgery (Oxford), 2009. 27(2): p. 63-69.
- Јовичић Н. Компјутерски подржано инжењерство, скрипта у електронској форми, 2012
- Levine, R.S., Injury to the extremities. Accidental injury: biomechanics and prevention. Nahum AM, Melvin J, eds. New York: Springer-Verlag, 1993: p. 460-492.
- Perren S. Evolution of the internal fixation of long bone fractures, J Bone Joint Surg, 2002
- Ramakrishna, K., et al., Design of Fracture Fixation Plate for Necessary and Sufficient Bone Stress Shielding. JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing, 2004. 47(4): p. 1086-1094.
- Rüedi, T.P., et al., AO principles of fracture management. Vol. 1.: George Thieme Verlag. 2007.
- Stiffler, K.S., Internal fracture fixation. Clinical Techniques in Small Animal Practice, 2004. 19(3): p. 105-113.
- Wirtz DC, Schiffers N, Pandorf T, Radermacher K, Weichert D, Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FEsimulation of the proximal femur. J Biomech 2000;33(10):1325–30.
- Yildiz H., Erden S. An advanced structural desing for bone plate. In: Proceeding of 18th international society of biomechanics congress, Zurich, Switzerland, 2001