УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ

ФАКУЛТЕТ МЕДИЦИНСКИХ НАУКА

Мирко Микић

ЗНАЧАЈ КОРЕЛАЦИЈЕ АНАЛИЗЕ ГУСТИНЕ КОСТИ И ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ КОД ИЗБОРА ДИЗАЈНА ДЕНТАЛНИХ ИМПЛАНТАТА

Докторска дисертација

Ментор: др сци. мед. Зоран Влаховић, ванредни професор

Крагујевац, 2020. године

ИДЕТИФИКАЦИОНА СТРАНИЦА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

I Аутор
Име и презиме: Мирко Микић
Датум и место рођења:10.08.1987. Беране, Црна Гора
Садашње запослење: Сарадник у настави, Медицински факултет Подгорица, студијски програм Стоматологија, Универзитет Црне Горе
II Докторска дисертација
Наслов: Значај корелације анализе густине кости и примарне стабилности код избора дизајна денталних имплантата
Број страница: 112
Број слика: 33
Број библиографских података: 174
Установа и место где је рад израђен: Факултет медицинских наука, Универзитет у Крагујевцу, ЈЗУ Клинички центар Црне Горе, ПЗУ ”В-дентал центар” Подгорица
Научна област (УДК): медицина
Ментор: Проф. др Зоран Влаховић
III Оцена и одбрана
Датум пријаве теме: 05.04.2018. године
Број одлуке и датум прихватања теме докторске дисертације: IV-03-182/13 од 12.03.2019. године
Комисија за оцену научне заснованости теме и испуњености услова кандидата: 1. Доц. др Драган Газивода, доцент Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Орална хирургија, председник; 2. Доц. др Радмила Обрадовић, доцент Медицинског факултета Универзитета у Нишу за ужу научну област Орална медицина и пародонтологија, члан; 3. Доц. др Марија Бубало, доцент Медицинског факултета Војномедицинске академије Универзитета одбране у Београду за ужу научну област Орална хирургија, члан.
Комисија за оцену и одбрану докторске/уметничке дисертације: 1. Доц. др Марија Бубало, доцент Медицинског факултета Војномедицинске академије Универзитета одбране у Београду за ужу научну област Орална хирургија, председница; 2. Проф. др Зоран Лазић редовни професор Медицинског факултета Војномедицинске академије Универзитета одбране у Београду за ужу научну област Орална хирургија, члан; 3. Доц. др Мирослав Васовић, доцент Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Орална хирургија, члан.
Датум одбране дисертације:

САЖЕТАК

УВОД: Осеоинтеграција представља предуслов успјеха имплантатне терапије. Квалитет и квантитет кости, дизајн имплантата и хируршка техника уградње, су најзначајнији фактори који утичу на примарну стабилност имплантата која представља предуслов осеоинтеграције.

МЕТОДОЛОГИЈА: У разрешењу постављених циљева спроведена је експериментална студија на материјалу животињског поријекла: говеђем фемуру и свињским ребрима и клиничка проспективна експеримантална студија на људима, са недостатком једног зуба у бочној регији индикованих за уградњу имплантата. У овој студији су коришћене двије врсте имлантата: самоурезујући (Bredent-Narrow SKY) и неурезујући (Nobel Replace – Conical Connection) истих димензија.

РЕЗУЛТАТИ: Резултати експерименталне студије су показали статистички значајну повезаност густине кости изражене у HU јединицама и примарне стабилности самоурезујућих и неурезујућих денталних имплантата изражене у ISQ јединицама у костима говеђег фемура и самоурезујућих имплантата и костима свињског ребра. Није било статистички значајне повезаности неурезујућих денталних имплантата у костима свињског ребра. Самоурезујући и неурезујући имплантати нијесу показали статистички значајност у примарној стабилности у костима различитог квалитета. У клиничкој студији је доказано да постоји статистички значајна јака позитивна повезаност између густине кости изражене у HU јединицама измјерене у софтверу CBCT апарата и примарне стабилности денталних имплантата изражених у ISQ јединицама;

ЗАКЉУЧАК: Анализом густине коштаног ткива CBCT сниимка у софтверу апарата израженом у HU јединицама може се предвидјети степен примарне стабилности самоурезујућих и неурезујућих денталних имплантата у костима густине D1, D2 и самоурезујућих денталних имлантата у костима слабијег квалитета густине D4. Степен примарне стабилности неурезујућих денталних имплантата у костима слабијег квалитета D4 не може се предвидјети. Више вриједности HU повезане су са вишим вредностима ISQ.

КЉУЧНЕ РЕЧИ: Густина кости, CBCT, примарна стабилност, осеоинтеграција, дентални имплантати

ABSTRACT

INTRODUCTION: Osseointegration stands as a prerequisite for the success of implant therapy. Bone quality and quantity, implant design, and surgical technique represent the most important factors influencing the primary stability of the implant, which is a prerequisite for osseointegration.

METHODOLOGY: In order to solve the set objectives, an experimental study was conducted on a material of animal origin: bovine femur and pig ribs and a clinical prospective experimental study on humans, lacking one tooth in the lateral region indicated for implant placement. Two types of implants were used in this study: self-tapping (Bredent-Narrow SKY) and non self-tapping (Nobel Replace - Conical Connection) of the same dimensions.

RESULTS: Results of the experimental study showed a statistically significant correlation between bone density expressed in HU units and primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants expressed in ISQ units in bovine femur bones and self-tapping implants and pig rib bones. There was no statistically significant correlation between non-self-tapping dental implants in pig rib bones. Self-tapping and non-self tapping implants did not show statistical significance in primary stability in bones of different quality. In a clinical study, it was demonstrated that there is a statistically significant strong positive correlation between bone density expressed in HU units measured in CBCT apparatus software and primary stability of dental implants expressed in ISQ units;

CONCLUSION: The analysis of bone density from CBCT images in the software of the apparatus expressed in HU units can be used to predict the degree of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants in bones of density D1, D2 and self-tapping dental implants in bones of lower quality D4. The degree of primary stability of non self-tapping dental implants in bones of lower quality D4 cannot be predicted. Higher HU values are associated with higher ISQ values.

KEY WORDS: Bone density, CBCT, primary stability, osseointegration, dental implants

ЗАХВАЛНИЦА

Захваљујем се свим учитељима, пријатељима и колегама који су ме подржавали у изради докторске дисертације.

Неизмјерну захвалност дугујем ментору, проф. др Зорану Влаховићу, који ми је импресиван узор и инспирација на мом стручном, научном и животном путу. Захваљујући несебичном преношењу знања и изузетној посвећености и сарадњи, израда ове докторске дисертације је била задовољство.

Захвалан проф. др Милети Голубовићу на безрезервној помоћи и доприносу овом истраживању и мом научном путу.

Највећу захвалност дугујем својој породици, мајки Весни, супрузи Нини и сину Милошу на безрезервној љубави, подршци и вјери у сваки мој избор којима и посвећујем овај рад.

САДРЖАЈ

1. УВОД 1
1.1 ОСЕОИНТЕГРАЦИЈА 3
1.2 АЛВЕОЛАРНА КОСТ 5
1.2.1 ГУСТИНА КОСТИ 7
1.2.2 КЛАСИФИКАЦИЈА ГУСТИНЕ КОСТИ 7
1.2.3 ПРОЦЈЕНА КВАЛИТЕТА КОСТИ 9
1.3 КОМПЈУТЕРИЗОВАНА ТОМОГРАФИЈА КОНУСНИХ ЗРАКА (*CBCT*) 12
1.3.1 ПРИНЦИП РАДА *CBCT*-А 12
1.3.2 КВАЛИТЕТ *CBCT* ПРИКАЗА 15
1.3.3 ОГРАНИЧЕЊА CBCT-а 18
1.3.4 ПРИМЈЕНА CBCT-а 22
1.4 ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА 26
1.5 СТАБИЛНОСТ ИМПЛАНТАТА 30
1.5.1 МЈЕРЕЊЕ ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ 33
1.5.2 МЕТОДА АНАЛИЗЕ РЕЗОНАНТНЕ ФРЕКВЕНЦИЈЕ 34
2. ЦИЉЕВИ И ХИПОТЕЗЕ 38
2.1 ЦИЉЕВИ СТУДИЈЕ 39
2.2 ХИПОТЕЗА СТУДИЈЕ 40
3. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ 41
3.1 ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА СТУДИЈА НА МАТЕРИЈАЛУ АНИМАЛНОГ ПОРИЈЕКЛА 42
3.1.1 ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ АНИМАЛНИ МОДЕЛИ 42
3.1.2 ПОСТУПАК РАДИОГРАФСКЕ И ПАТОХИСТОЛОШКЕ ВЕРИФИКАЦИЈЕ ГУСТИНЕ КОСТИ 43
3.1.3 ИМПЛАНТАТИ КОРИШЋЕНИ У СТУДИЈИ 47
3.1.4 ИЗРАДА ИНДИВИДУАЛНОГ СТЕНТА 48
3.1.5 РАДИОГРАФСКА АНАЛИЗА ГУСТИНЕ КОСТИ 50
3.1.6 ПОСТУПАК ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ УГРАДЊЕ ИМПЛАНТАТА 53

3.1.7 ПОСТУПАК МЈЕРЕЊА ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ 54
3.2 КЛИНИЧКА ПРОСПЕКТИВНА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА СТУДИЈА НА ЉУДИМА 56
3.2.1 КРИТЕРИЈУМИ ЗА УКЉУЧЕЊЕ У СТУДИЈУ 56
3.2.2 КРИТЕРИЈУМИ ЗА ИСКЉУЧЕЊЕ ИЗ СТУДИЈЕ 56
3.2.3 ПРЕИМПЛАНТОЛОШКА ПРИПРЕМА И ПЛАНИРАЊЕ. 57
3.2.3.1 РАДИОГРАФСКА АНАЛИЗА 57
3.2.3.2 ДИЗАЈНИРАЊЕ И ИЗРАДА ХИРУРШКОГ СЕТА 58
3.2.4 ХИРУРШКИ ПОСТУПАК УГРАДЊЕ ИМПЛАНТАТА 60
3.2.5 МЈЕРЕЊЕ ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ ИМПЛАНТАТА 62
3.3 СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА 64
4. РЕЗУЛТАТИ 66
4.1 РЕЗУЛТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ СТУДИЈЕ НА МАТЕРИЈАЛУ ЖИВОТИЊСКОГ ПОРИЈЕКЛА 67
4.2 РЕЗУЛТАТИ КЛИНИЧКЕ ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ СТУДИЈЕ НА ЉУДИМА 76
5. ДИСКУСИЈА 85
5.1 ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА СТУДИЈА НА МАТЕРИЈАЛУ ЖИВОТИЊСКОГ ПОРИЈЕКЛА 86
5.2 КЛИНИЧКА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА СТУДИЈА НА ЉУДИМА 91
6. ЗАКЉУЧАК 94
7. ЛИТЕРАТУРА 97

1. УВОД

Најчешћи разлози губитка зуба су каријес и пародонтопатија. Замјена недостајућих зуба, како са здравственог тако и са психосоцијалног аспекта, веома је важна за пацијента. (1-5)

Имплантатна терапија у циљу замјене недостајућих зуба се успјешно примјењује више од 50 година и препозната је као ефикасан избор лијечења. Увођење осеинтегришућих титанијумских имплантата у терапију 1965. године довело је до експанзивног развоја имплантологије. (6) Бројна истраживања показала су да се имплантолошка терапија сматра предвидљивим видом стоматолошке терапије са веома високом стопом успјеха у просјеку око 90–95%. Проценти успјешности се разликују у зависности од регије вилице у којој је уграђен имплантат, хируршке технике уградње, врсте имплантата, стабилности имплантата, оклузалног оптерећења и других фактора повезаних са здравственим статусом пацијента и његовим навикама. (7-12)

Подаци да је приближна стопа успјеха имплантатне терапије у вилицама различита и да у предњој регији мандибуле износи до 98% успјешности, а у бочним регијама максиле се креће од 85-90% нам указују на значајан утицај квалитета и волумена коштаног тегмента на успјех имплантатне терапије. (13-19)

Један од најважнијих фактора и предуслова постизања осеоинтеграције, а самим тим и успјеха имплантатне терапије је стабилност имплантата која зависи од квалитета кости на мјесту уградње, дизајна имплантата и хируршке технике уградње. (20, 21).

Са већим вриједностима густине кости (*HU*) и већом примарном стабилношћу имплантата мјереним у *ISQ* јединицама, *Hausfield* јединице се могу користити као дијагностички параметар за процјену могуће стабилности имплантата. (22)

1.1 ОСЕОИНТЕГРАЦИЈА

Уградња имплантата представља хируршку процедуру уградње надокнаде, израђене од материјала небиолошког поријекла, у жива ткива организма. (23)
Имплантати се хируршким путем уграђују у алвеоларну кост која представља високоспецијализовани тип минерализованог везивног ткива. Непосредно након што је имплантат уграђен у виличну кост, пери-имплантатна кост пролази кроз различите фазе хистолошке промјене. Као одговор коштаног ткива на насталу некрозу приликом препарације за уградњу имплантата између имплантата и потпорног коштаног ткива може доћи до:

1. формирања фиброзног ткива;
2. опстанка некротичног ткива без репарације и
3. формирања новог коштаног ткива. (23-27)

Осеоинтеграција представља термин који се односи на формирање директне везе између имплантата и кости без интерпорирања везивног ткива и представља предуслов постизаања успјеха имплантатне терапије. (28)

Појам осеоинтеграција се први пут појављује у литератури у педесетим годиманама прошлог вијека. Шведски професор *Brånemark* је током експерименталне студије на кунићима проучавајући проток крви у костима при коришћењу титанијумских имплантатних комора открио да се кост толико интегрисала у имплантат да се он не може уклонити без прелома, а тај спој је дефинисао као ”осеоинтеграција”. (29)
У почетку је остеинтеграција била ријетко прихваћена као одржив третман, али данас је она основа модерне стоматолошке имплантологије и ортопедске протетске хирургије. (30)

Осеоинтеграција је дефинисана као директна структурална и функционална веза између површине имплантата и виталне кости. (31) Имплантат се сматра осеоинтегресираним

када нема прогресивног релативног помјерања између имплантата и кости са којом има директан контакт. (32)

Zarb и Albrektsson (1991) дефинишу осеоинтеграцију као процес током којег се ствара асимптоматска крута веза и одржава се у костима током функционалног оптерећења. (33) *Schroeder и сар.* су увели термин „функционална анкилоза“ да опишу круту фиксацију имплантата са виличном кости и навели да је „нова кост створена директно на површини имплантата, под условом да се користи правилна минимално трауматска уградња имплантата и да имплантат показује примарну стабилност“. (34,35)

У пракси то значи да у осеоинтеграцији постоји механизам за учвршћивање помоћу којег се невиталне компоненте могу поуздано и предвидљиво уградити у виталну кост и да се то сидриште може задржати под функционалним оптерећењем. (33) Осеоинтеграција, дефинисана као директна структурална и функционална веза између виталне кости и површине имплантата, кључна је за стабилност имплантата и сматра се предусловом за уградљу имплантата и дугорочног клиничког успјеха ендосеалних зубних имплантата. (33)

Фактори који имају утицаја на успостављање поуздане осеоинтеграције су: биокомпатибилност материјала од којег је израђен имплантат, дизајн имплантата, површински услови (површина имплантата), стање кости и хируршка техника уградње имплантата. (36,37)

Клинички показатељи успјешне осеоинтеграције су: да приликом клиничког тестирања имплантат није мобилан, да је имплантација асимптоматска и да је карактерише одсуство трајних знакова и симптома (бол, инфекција и други), да је стабилни ниво кости (годишња стопа губитка кости треба да буде мања од 0,2 мм након прве године у функцији), да дође до повећања минерализације новоформиране кости на површини имплантата, да су околна мека ткива здрава и да нема радиолуцентности око имплантата. (36)

Да би се стекли одговарајући услови за осеоинтеграцију (или функционалну анкилозу), имплантат мора показати исправну почетну фиксацију (примарну стабилност) након уградње. Ова почетна или примарна стабилност резултат је контактног односа или трења који се успоставља између имплантата и минерализоване кости (често компактне кости) на мјесту уградње. (38)

Фактори од којих зависи вриједност примарне стабилности имплантата су:

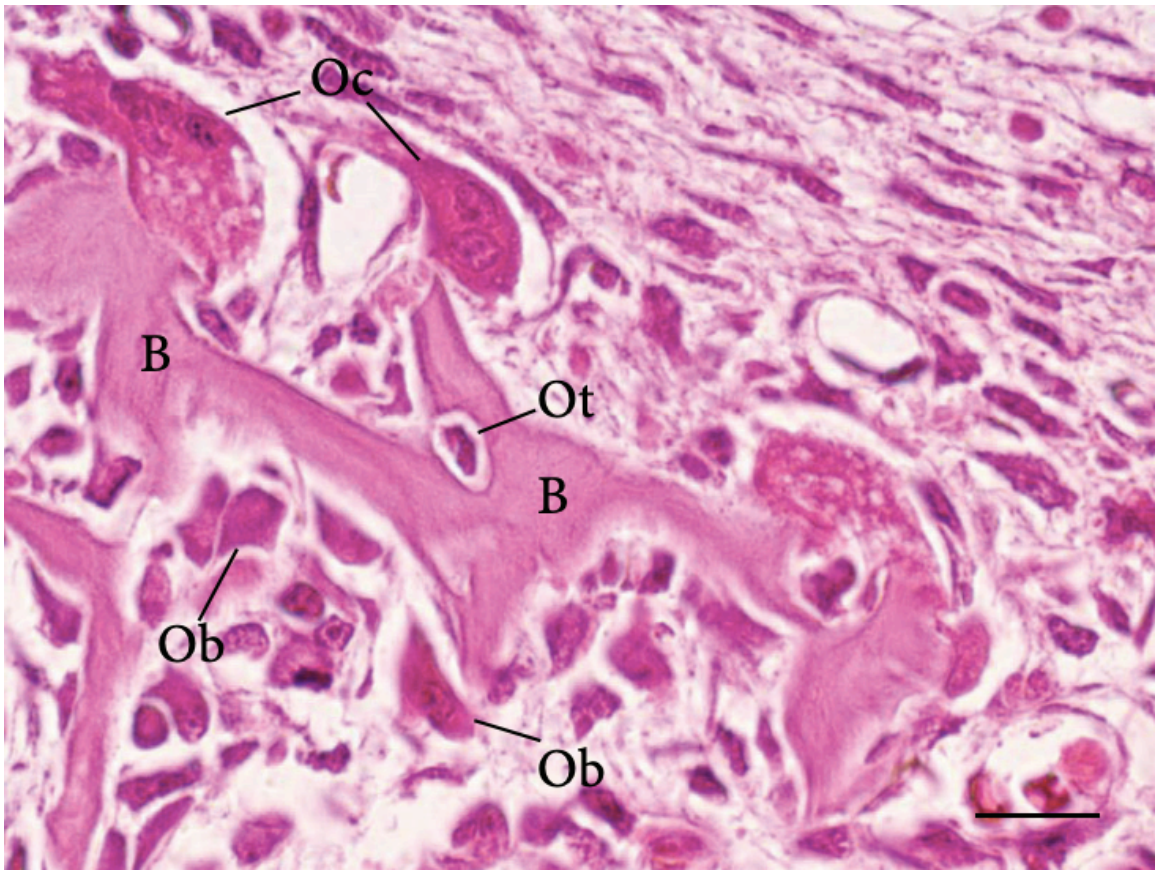
- квантитет и квалитет коштаног ткива на мјесту уградње имплантата,
- дизајн имплантата и
- хируршка техника уградње. (39)

1.2. АЛВЕОЛАРНА КОСТ

Дио горње и доње вилице у којем су смјештени коријенови зуба представља алвеоларну кост. Развија се ницањем и растом зуба. Након губитка зуба долази до ресорпције. Представља минерализовано потпорно ткиво састављено од компактне и спонгиозне кости. Основу спонгиозне кости чине трабекуле (коштане гредице) и коштано-сржни простори. Трабекуле су дебље, а коштано-сржни простори мањи код гушће компактне односно кортикалне кости. (40-44)

Зрело коштано ткиво грађено је од коштаног матрикса и ћелија остеоцита, остеобласта и остеокласта. Основне, зреле и најбројније ћелије коштаног ткива су остеоцити који настају из остеобласта и одговорни су за одржавање коштаног ткива.

Коштану структуру континуирано реконструишу остеокласти који се ресорбују кост и остеобласти који формирају кости, а који су регулисани остеоцитима. Остеоцити делују као механорецептори коштаних молекула који производе сигнале који утичу на остеобластичне и / или остеокластичне активности. (Слика 1.1) (44,45,49)



Слика 1.1 Хистолошки препарат кости *(H&E X 200)* на којем су приказани: Ot- остеоцити; B – коштане трабекуле; Ob – остеобласти;

Да су остеоцити ћелије од којих зависи густина коштаног матрикса и да екпериментално изазивање апоптозе доводи до коштане ресорпције доказали су *Gu G* и сарадници 2005. (46) Физиолошким процесима ремоделације годишње се губи од 4 до 10% остецита.(47) Остеоцитни број преставља јединицу мјере остеоцита. (48)

1.2.1 ГУСТИНА КОСТИ

Квалитет костију је заједнички израз који се односи на механичка својства, архитектуру, степен минерализације коштаног матрикса и хемијски састав и структуру коштаних минералних материја, као и на својства ремоделирања кости.

Квантитет и квалитет кости су важни фактори који имају утицаја на: (50-52)

1. План терапије;
2. Брзину обртног момента код препарације за уградњу имплантата;
3. Проток и интензитет хлађења током препарације лежишта;
4. Одабир дизајна имплантата са предвидљивом стопом успјеха;
5. Одабир површине имплантата за предвидљиву осеоинтеграцију;
6. Хируршку технику уградње имплантата;
7. Протокол зарастања (енг. *submerged/open*);
8. Период зарастања (осеоинтеграције) за имплантат;
9. Број имплантата потребних да подрже протетске надокнаде;
10. Примарна стабилност имплантата;
11. Одабир протокола - имедијатно / рано / одложено / прогресивно-оптерећење кости.

1.2.2 КЛАСИФИКАЦИЈА ГУСТИНЕ КОСТИ

У клиничкој имплантолошкој пракси постоји квантитативна и квалитативна разлика у густини кости како између пацијената тако и између различитих регија горње и доње вилице код истог пацијента. Ова урођена карактеристика пацијената довела је клиничаре током година до употребе различитих модалитета, у покушају да се класификује, па чак и предвиди квалитет костију појединих пацијената.

Прву класификацију кости у имплантологији публиковао је *Linkow* 1970. године гдје је густину кости подијелио на три категорије. (Табела 1.1) (53)

Табела 1.1 Класификација кости по *Linkow-u*

Густина	Опис
Класа I	Овај идеалан тип кости састоји се од равномјерно распоређених трабекула с малим међућелијским просторима;
Klasa II	Кост има нешто веће међућелијске просторе са мањом количином густе уједначене кости.
Klasa III	Између трабекула костију постоје велики међућелијски простори испуњени меким ткивом

Закључио је да су имплантати уграђени у кост III класе покретљиви и да ова класа кости није погодна за уградњу имплантата. Кост II класе била је задовољавајућа за имплантате, а кост I класе била је врло задовољавајућа за имплантатну терапију.

Најчешће коришћена класификација кости је класификација по *Lekholm-u i Zarb-u* из 1985. године. Према овој класификација кост је подијељена на четири типа, а заснована је на радиолошкој процјени односа компактне и спонгиозне кости и субјективном, тактилном, осјећају током уградње имплантата. (Табела 1.2) (54)

Табела 1.2 Класификација кости по *Lekholm-u i Zarb-u*

Густина – Тип (Енг. Qualitu, Q)	Опис
Q1	Хомогену компактну кост
Q2	Широки слој компакте који окружује језгро густе спонгиозне кости
Q3	Танак слој компакте који окружује густу спонгиозну кост
Q4	Танак слој компакте који окружује растреситу спонгиозну кост

На основу макроскопских карактеристика компактне и спонгиозне кости *Misch* је 1988. године предложио класификацију кости у четири категорије.(Табела 1.3) (55)

Табела 1.3 Класификација кости по *Misch-у*

Густина	Опис
D1	Густа компактна кост
D2	Густа или порозна шира компактна кост на гребену и груба трабекуларна кост унутар
D3	Танак порозни компактни гребен и фина трабекуларна кост унутар
D4	Компактне кости готово да нема, фина трабекуларна кост чини највећи дио запремине кости.

1.2.3. ПРОЦЈЕНА КВАЛИТЕТА КОСТИ

Густина кости је значајан предиктор успјеха имплантатне терапије (56). Због тога је евалуација густине коштаног ткива саставни дио преимплантолошког клиничког и радиографског испитивања.

У литартури постоји велики број метода које се могу користити за процјену густине кости: Радиограмометрија (енг. *Radiogrammetry (RG))* (57), техника расипања гама зрака (енг. *Compton scattering technique*) (58), Радиографска фотодензитометрија (56), једноенергетска апсорпциометрија фотона (енгл. *Single-energy photon absorptiometry, SPA*) (56), двоенергетска апсорпцијометрија фотона (енгл. *Dual-energy photon absorptiometry, DPA*) (59), анализа активације неутрона (54), двоенергетска апсорпцијометрија X-зрака (енгл. *Dual-energy X-ray absorptiometry, DEXA*) (60), анализа ортопантомограма (61), тактилна перцепција (62, 63) и хистолошка анализа (64, 65). Хистолошка анализа густине кости

сматра се најбољом биолошком методом за процјену густине коштаног узорка, али овај приступ није примењив у имплантолошкој клиничкој пракси. (64,65) Примјена методе тактилне перцепције током препарације мјеста за уградњу имплантата је субјективна и не може се стандардизовати у клиничкој пракси. Такође, остале наведене методе за процјену густине кости пацијената у имплантологији нијесу за клиничку примјену.

Методе које омогућавају тродимензионални радиолошки приказ алвеоларних наставака горње и доње вилице: компјутеризована томографија (енг. *Computed tomography, CT*), компјутеризована томографија конусних зрака (енг. *Cone Beam Computer Tomography – CBCT*) представљају методе избора за анализу густине кости у преимплантолошкој фази. (66)

Почетак примјене компјутеризоване томографије датира од 1972. када је *Hounsfield* представио нову технику снимања која се назива компјутеризовано аксијално попречно скенирање.(67) Од тада су се брзо развијале у усавршавале нове врсте уређаја и техника у радиологији, а посебно ониих које се користе у медицинске и у последње вријеме у оралне и максилофацијалне сврхе.

Радиографске методе у имплантологији могу да обухвате 3 различита начина снимања: конвенционалну спиралну компјутерску томографија (*Computed Tomography CT)*, спирална вишеслојна компјутеризовану томографија (енг. *Multi-slice Computed Tomography, MSCT*) и компјутеризована томографија конусних зрака (енг. *Cone Beam Computer Tomography – CBCT*). Њихова супериорност у снимању над обичним рендгенским сликама приписује се њиховој способности да производе слике попречног пресјека дуж лукова. Софтверска анализа ових приказа омогућава увид у детаље о коштаној морфологији и димензијама костију, као и локализацији виталних структура које су све кључне за планирање имплантата. (68,69)

Иако су *CT* скенери били доступни за медицинску употребу од 1973. године, тек 1987. године ова технологија се почела примјењивати у имплантологији за преоперативно

квантитативно процењивање пацијената којима је потребна имплантолошка терапија. Од тада је употреба и усавршавање компјутеризоване томогрифије у имплантологији непркидно расла.(70)

За разлику од класификација заснованих на субјективној процјени датих критеријума, ро *Linkowu*, (53) Mischu (54) i Lekholmu i Zarbu (55), *Misch u Kircos* (Табела 1.4) (71) су 1999. године, а *Northon i Gamble* (Табела 1.5) (72) 2001. године су предложили класификацију густине кости на основу *CT* снимака уз употребу интерактивног софтвера при чему се на основу објективног и квантитативног резултата израженог у *Hounsfield* јединицама (енг. *Hounsfield units - HU*) добијају подаци о квалитету кости на мјесту будућег лежишта имплантата.

HU јединица представља квалитативну мјеру радиолуценције различитих ткива на CT-у. Hu скала се креће од – 1000 (ваздух), преко 0 (вода) до + 1000 (кост), при чему вриједност ове јединице зависи од густине ткива кроз које X зраци пролазе.

Табела 1.4. Класификација густине кости изражена у *HU* према *Mischu u Kircosu*

Густина	Вриједност HU	Локализација
D1	>1250	Мандибула – предња регија
D2	850-1250	Мандибула – предња и бочна регија; Максила – предња регија
D3	350-850	Мандибула – бочна регија; Максила – предња и бочна регија
D4	150-350	Максила - бочна регија

Табела 1.5. Класификација густине кости изражена у *HU* према *Nortonu i Gemblu*

Тип /Квалитет (енг. Quality, Q) (*Lekholm i Zarb*)	**Вриједност HU (Norton i Gamble)**	**Локализација**
Q1	> 850	Мандибула – предња регија
Q2/3	+ 500 до +850	Мандибула –бочна регија; Максила – предња регија
Q4	0 до +500	Максила –бочна регија
Q4*	< 0	Регија тубера

1.3 КОМПЈУТЕРИЗОВАНА ТОМОГРАФИЈА КОНУСНИХ ЗРАКА (*CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY - CBCT*)

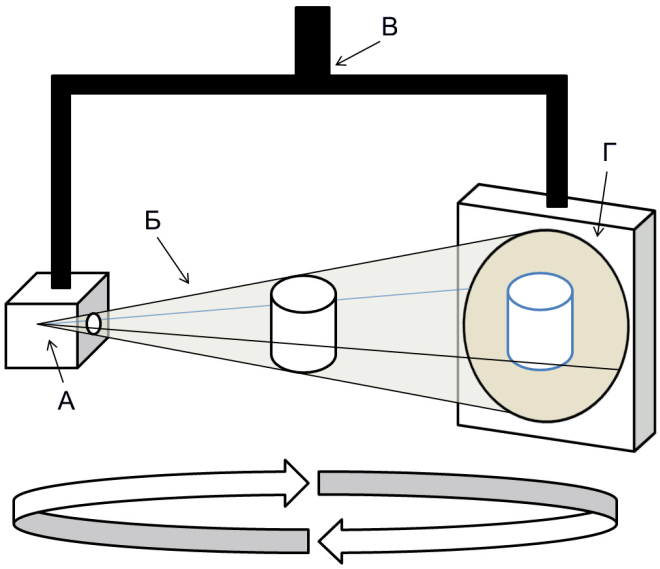
У преимплантолошкој фази, фази планирања, неопходно је користити радиолошку дијагностику која омогућава тродимензионални приказ имплантолошки индиковане регије. Компјутеризована томографија конусних зрака (енг. *Cone Beam Computer Tomography – CBCT*) представља специјално конструисани стоматолошки рендген уређај који примјењује конично усмјерене рендгенске зраке и дводимензионални детектор те различите софтверске могућности за компјутерску обраду слике. Први *CBCT* уређај представљен је крајем деведесетих година (*NewTom 9000, QR, Verona*). (73, 74)

1.3.1. ПРИНЦИП РАДА *CBCT*-а

За разлику од конвенционалих CT-а, код CBCT-а извор јонизујућег зрачења има облик дивергентног конуса или купе и усмјерен је кроз центар регије интереса (енг. *POI – Point of interest*) ка детектору X-зрачења који се налази на супротној страни. (Слика 1.2) У току

кружења извора и детектора око главе пацијента, долази до великог броја експозиција. Детектор бјележи вишеструке (150-650) узастопне 2D планарне пројекције објекта снимања. Дводимензионалне базичне пројекције се брзо реконструишу у волуметријски сет података. Базични снимци се обрађују, коригује се видљивост и геометрија снимака и примењују се алгоритми за реконструкцију. (75)

По завршеној реконструкцији, CBCT снимци се могу гледати као пресјеци у све 3 равни простора (аксијалној, сагиталној и коронарној).



Слика 1.2 Илустовани приказ принципа рада *CBCT*-а: А) Извор РТГ зрака, Б) Конусни сноп РТГ зрака, В) Оса ротације, Г) Детектор

Принцип рада CBCT уређаја темељи се на мјерењу атенуације рендгенских зрака који се проласком кроз различите врсте ткива различито апсорбују. Проласком кроз различита ткива зрачење слаби због апсорпције и расипања рендгенских зрака. Детектори након мјерења претварају зраке у електричне сигнале. Софтвер рачунара на основу података добијених из детектора синтетише слику. Синтетисану слику чине матрикс слике и њен волумни елемент (воксел) унутар којег се ствара елемент слике пиксел. Воксел је тродимензионалан, а пиксел дводимензионалан. (75)

Дигитални радиографски системи електронски региструје X-зраке, чији се интензитет не смањује проласком кроз ткива пацијента. Ови снимци се састоје од пиксела поређаних у редове и колоне 2D решетке или матрикса. Сваки пиксел има специфичну физичку квадратну димензију (величина пиксела), интензитет који је сразмјеран степену атенуације и локацију у оквиру матрикса. У дигиталној радиографији, боја пиксела је сива, а интензитети од црне до бијеле су подијељени у оквиру спектра вриједности сивих нијанси (Енг. *Greyscale*) са 256 нијанси у сликама од 8 bit-а, 4096 нијанси у сликама од 12 bit-а или 65636 нијанси у сликама од 16 bit-а. Свјетлост, или вриједност боје сивих нијанси, представља густину X-зрака одговарајућих структура. (76)

Код реконструкције слике, сваки пихел има своју нумеричку вриједност која је везана са линеарним атенуационим коефицијентом. Код реконструкције слике прво се рачуна атенуациони коефицијент за сваки воксел, па се одатле трансформише у одговарајућу вриједност пиксела. Апсорпцијске вриједности, односно распони степена слабљења изражавају се апсорпцијским коефицијентом у *Hounsfield* јединицама *HU* или *CT* бројем. Сваком елементу слике на темељу коефицијента атенуације додјељује се једна нијанса сиве скале. (Слика 1.3)

Слика 1.3 Веза воксела са атенуационим коефицијентом (μ) и веза атенуационог коефицијента са CT бројем

Вода се користи као референтни материјал. По дефиниције CT број за воду је нула. Материјали или ткива који имају већи атенуациони коефицијент од воде имају позитивне CT бројеве и обрнуто. CT број за кост може износити од 300 до 1900 HU. (77)

1.3.2 КВАЛИТЕТ *CBCT* ПРИКАЗА

Сваки *CBCT* систем посједује софтвер који користи сложене математичке алгоритме за реконструкцију базичних података у искористиви формат, односно 3D слику за дијагностику и планирање терапије. Способности алгоритама да отклоне расијану радијацију и артефакте и направе разлику између ткива различите густине највише утиче на квалитет реконструисане запремине. Подаци у *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)* формату добијени од једног *CBCT* уређаја, реконструисани софтверима који користе различите алгоритме, даће слике различитог квалитета и резолуције. (78)

Резолуција, уопштено, представља основну мјеру оштрине неке слике и дефинише се као број пиксела по екрану. Да би се прецизно дефинисала резолуција неке слике, посебно је важна просторна или угаона резолуција. Она се дефинише као могућност уређаја да формира одређену слику, односно да детектује ситне детаље у оквиру одређеног објекта, односно представља најмање растојање између двије различите структуре објекта снимања. Резолуциона моћ неког уређаја представља могућности уређаја да врло прецизно раздвоји конкретне тачке одређеног објекта и када се оне налазе на релативно малом угаоном растојању. На резолуцију *CBCT* скенера утичу величина воксела, ”видно поље” (Енг. *Field of view* - *FOV*) и вријеме скенирања. (79)

Величина воксела представља димензију елемената у које се дијели запремина и обично се изражава у милиметрима или микромилиметрима. На величину воксела утичу: величина матрице, видно поље (*FOV*) и дебљина слајса (одговара дубини воксела). *CBCT* скенери за детекцију X-зрака користе детекторе који обезбеђују резолуцију изотропних

воксела између 0,07mm и 0,4mm, што превазилази већину ковенционалних *CT* скенера у погледу просторне резолуције. (80, 81) *CBCT* користи 2D детектор и иста резолуција се добија како за лонгитудиналне (правац уздужне осовине тијела), тако и за латералне (трансверзални правац) пресјеке, што даје изотропне вокселе. Коронарна мултипланарна реконструкција *CBCT* података има исту резолуцију као и аксијални пресјеци. (80)

Сваком вокселу додељује се вриједност која представља густину објекта у границама одређеним атенуацијом фотона који пролазе кроз њега. Један воксел може приказати само једну вриједност сиве скале тј. може имати само једну вриједност CT броја. Често је величина воксела већа од објекта или његове густине. То се најчешће дешава на маргини ткива или на граници два ткива различите густине. Уколико се објекти (густина ткива) у појединачном вокселу разликују, у оквиру процеса „упросјечавања запремине" за нијансу сиве пиксела користиће се просјечна густина комплетног садржаја воксела. Дјелимично упросјечавање запремине јавља се када је селектована резолуција воксела већа од просторне или контрастне резолуције објекта снимања, односно када X-зраци пролазе кроз дјелове објекта који се не налазе у *POI*. У том случају не може се израчунати коефицијент праве линеарне атенуације, па пиксел не представља реално ткиво или границу, него израчунату просечну атенуацију материјала у оквиру воксела, односно просјек различитих вриједности *CT* бројева. Најефикаснији начин за смањење дјелимичног упросечавања запремине је смањење величина воксела. Међутим, постоји компромис када се користе воксели мањих величина, јер су за њих потребне више дозе зрачења и више су склони шуму. Граница резолуције одређена је на 80 μm воксела. Смањењем величине воксела долази до повећања шума слике. (81,82)

Поред употребе воксела мањих димензија у циљу повећања прецизности Хоунсфиелд-овог броја развијају се алгоритми који покушавају да ријеше проблем процјене коефицијента линеарне атенуације за предјеле који нису у потпуности снимљени. (82)
Границе реконструисане слике могу имати степеничасти изглед или бити представљене пикселима истог интензитета. Ови артефакти чешћи су код скенера са малим *FOV*-ом, као и приликом снимања предјела који се брзо мијењају у три равни. *FOV* се односи на

анатомско подручје пацијента које ће бити снимано. *CBCT* уређаји се у зависности од произвођача тј. од детектора и геометрије рендгенског снопа, могу класификовати као уређаји са малим или ограниченим, средњим и великим *FOV*-ом. (Слика 1.4)

Слика 1.4. Схематски приказ видног поља *(FOV)* различитих димензија *CBCT* уређаја (*Scanora 3Dx, Sorodex, Finland*)

На квалитет слике сиве скале утиче и дубина bit-а *CBCT* система. Тренутно доступни системи варирају између 12. и 16. bit-не палете сивих тонова. Обзиром да људско око види сиве тонове до 10 bit-не сиве скале, а доступни монитори приказују опсег од 8 до 10 bit-а поставља се питање потребе за приказивањем вриједности већих од 10 bit-а. (83) Међутим, треба узети у обзир да софтвер за реконструкцију користи повећану дубину бита како би побољшао примарне и секундарне реконструкције, што даје јаснији и боље дефинисани 3D објекат. Прегледом различитих вриједности сивих тонова забележених током скенирања, клиничар може боље да визуализује објекат. Суштински, софтвер дозвољава употребу додатних сивих нијанси забележених у току скенирања, без обзира на ограничења ока или монитора.(84)

1.3.3 ОГРАНИЧЕЊА CBCT-а

Данашњи *CBCT* скенери дају одличне 3D приказе високе резолуције, уз релативно ниску дозу зрачења. Међутим, као последица саме природе процеса прикупљања података и реконструкције некада се јављају артефакти који смањују вриједност снимака и могу да доведу до непрецизне или погрешне дијагнозе. (Табела 1.6) На јасноћу *CBCT* снимака утиче присуство артефаката, „шум” слике или лош контраст меких ткива. Без обзира да ли говоримо о CT или CBCT скенерима, артефакт је било каква деформација или грешка на слици која није повезана са објектом снимања. Дефинише се и како систематска дискрепанца између вриједности Хоунсфиелд јединица у реконструисаној слици и коефицијената праве атенуације објекта. (85, 86)

Табела 1.6. Подјела артефаката према поријеклу и клинички и технички поступци sa минимализовање и/или избјегавање ефеката артефаката на *CBCT*-у

ПОРИЈЕКЛО АРТЕФАКАТА	АРТЕФАКТ	ПОСТУПЦИ ЗА ИЗБЈЕГАВАЊЕ И МИНИМАЛИЗОВАЊЕ ЕФЕКАТА АРТЕФАКАТА
	"Отврдљавање" снопа (Енг. *Hardening*) **- Артефакт шољице (Енг. *Cuppling*)** **- Линије и тамне траке**	- употреба филтера, корекција калибрацијом и корекција софтвером; - различито позиционирање пацијента, нагињање рендгенске цијеви и правилан одабир *FOV*-а
	Ефекат парцијалне запремине	- одабиром тањих пресјека и - генерисањем дебљих слојева спајањем неколико тањих
ФИЗИЧКО	**Недеовољан број фотона који стиже до детектора**	- развој технике аутоматске модулације јачине струје и адаптивне филтрације
	Недовољан број базичних пројекција (Енг. *Undersampling*)	- подешавање скенера у циљу прикупљања максималаног броја базичних пројекција

	Метални предмети	У циљу искључења металног објекта из поља снимања примјењује се: - уклањање металних предмета прије снимања; - промјена угла цијеви, величине FOV-а или положаја пацијента; Када се метални објекат не може избјећи примјењује се: - повећање електричног потенцијала (може повећати продорност X-зрака), - одабир танких пресјека - употребом специјалних софтвера и алгоритама за корекцију приликом реконструкције слике.
ПАЦИЈЕНТ	**Помјерање пацијента**	- фиксирање или седирање пацијента и - скраћење времена снимања .
	Непотпуне пројекције	

СКЕНЕР	**Конусни X зрак** **- дјелимично упросјечавање запремине (Енг. *partial volume averaging*);** **- границе реконструисане слике могу имати степеничасти изглед или бити представљене пикселима истог интензитета** **- недовољно велики узорак базичних пројекција**	- селектовање најмањег доступног воксела снимања; - алгоритми за процењивање коефицијената линеарне атенуације за дјелове који нису у потпуности снимљени -позиционирањем *POI* поред хоризонталне равни снопа X-зрака и колимацијом зрака у адекватни *FOV*

У току прикупљања података *CBCT* скенером, због геометрије конусног зрака, долази до зрачења велике запремине за сваку базичну пројекцију. Као резултат тога велики број фотона улази у интеракцију путем атенуације и доводи до расејања радијације у свим правцима, што бележе пиксели детектора. Међутим, то не оцртава праву атенуацију објекта који се налази на специфичној путањи снопа X зрака. Ова додатна нелинеарна атенуација X-зрака назива се „шум”. 2D детектори који бјележе велики дио те атенуације доприносе деградацији слике, односно шуму. Коефицијент расејања према примарној радијацији износи око 0,01 за CT скенере са појединачним снопом и око 0,4-2,0 за *CBCT* скенере. Проблеми се такође јављају на нивоу детектора и алгоритама. (85)

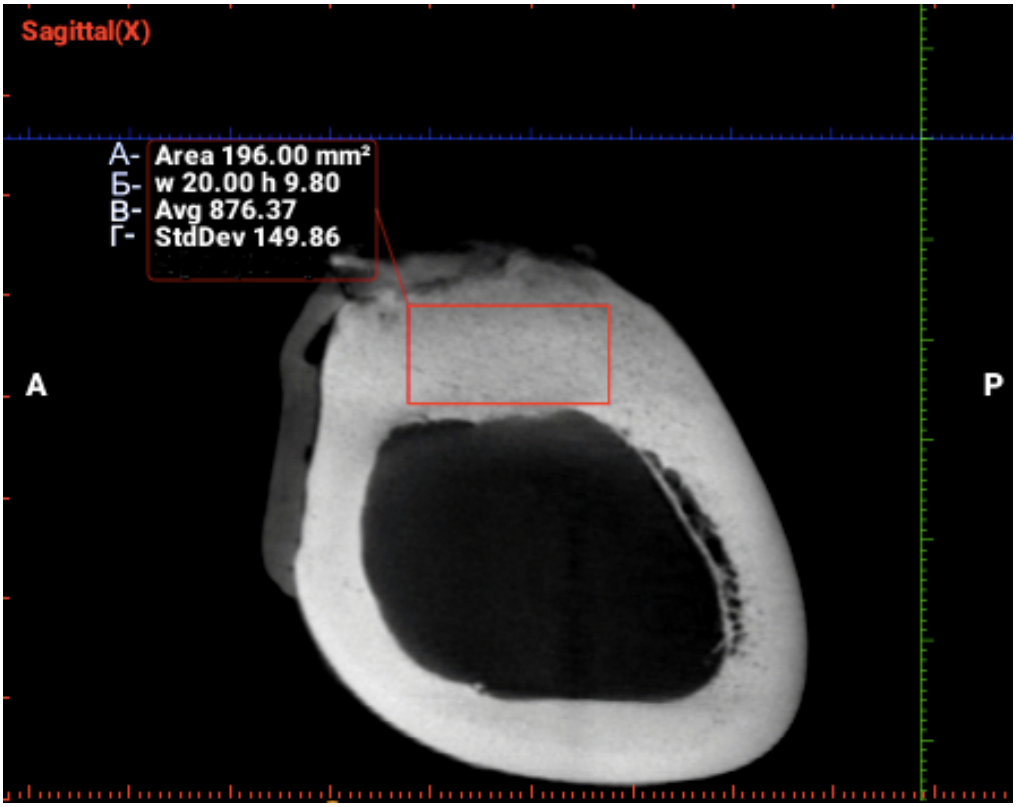
Контрастну резолуцију *CBCT*-а ограничавају три фактора. Расејана радијација повећава могућност појаве шума и значајан је фактор смањења контраста *CBCT* система. Поред тога, дивергенција снопа доводи до појаве великих варијација и израженог смањења

интензитета X-зрака на путу од катоде (извор), преко објекта снимања (који их апсорбује), до аноде (детектор), што повећава коефицијент сигнал-шум. Такође, плочасти детектори имају ограничену могућност одговора на X-зраке који до њих стижу.
Иако ове појаве смањују дијагностички квалитет *CBCT* скенера за процену меких ткива, нове технологије и *CBCT* апарати превазилазе ова ограничења.(85)

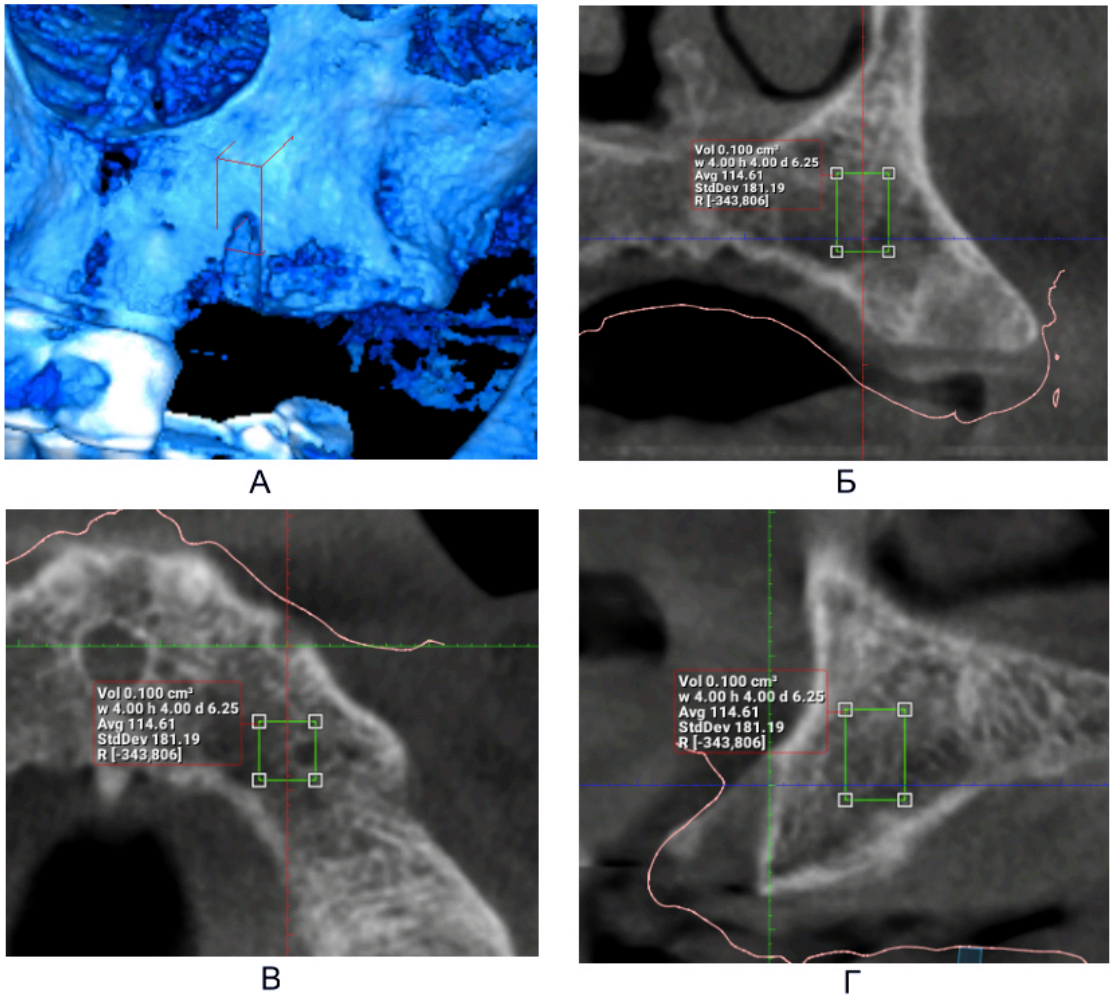
1.3.4 ПРИМЈЕНА CBCT-а

Адекватан радиолошки приказ током планирања мора да обезбиједи квалитетан приказ и омогући реалну анализу и мјерења горње и доње вилице. Квантитативна мјерења су неопходна код избора имплантата, а укључују мјерења ширине, висине и буко-оралног нагиба алвеоларних гребенова. Неопходно је прецизно анализирати удаљеност и позицију анатомских елемената те присуство евентуалних аномалија и патолошких промјена. Квалитативна мјерења, мјерења густине кости се могу процијенити и визуелно и нумерички приказати савременим денталним приказима Компјутеризованом томографијом (*CT*) и Компјутеризована томографија конусних зрака (*CBCT*).(87-92)
CBCT прикази садрже слике високе просторне резолуције са величином воксела реконструисаних *CBCT* података у распону између 0,07 и 0,4 mm.
Воксел малих величина могу бити дијагностички корисни за случајеве у којима су приказане мале структуре. Варијација се такође примећује када је у питању тачност сегментације. Ово је важан фактор код интегрисаног виртуелног планирања, укључујући моделе костију вилица, израду радиографских и хируршких водича. (93, 94) Зависно од *CBCT*-а, ниво тачности од 200 μm требао би бити изводљив, али се могу примијетити и одступања. (95)

Приликом преимплантатне припреме софтвер омогућава приказ средњих вриједности *HU* у одређеној равни (Слика 1.5) или у задатом цилиндру (Слика 1.6). Приказ средњих вриједности густине кости изражен у HU јединицама у задатој равни представља средњу вриједност *HU* јединица задате површине и ”дубине” пресјека (воксела).

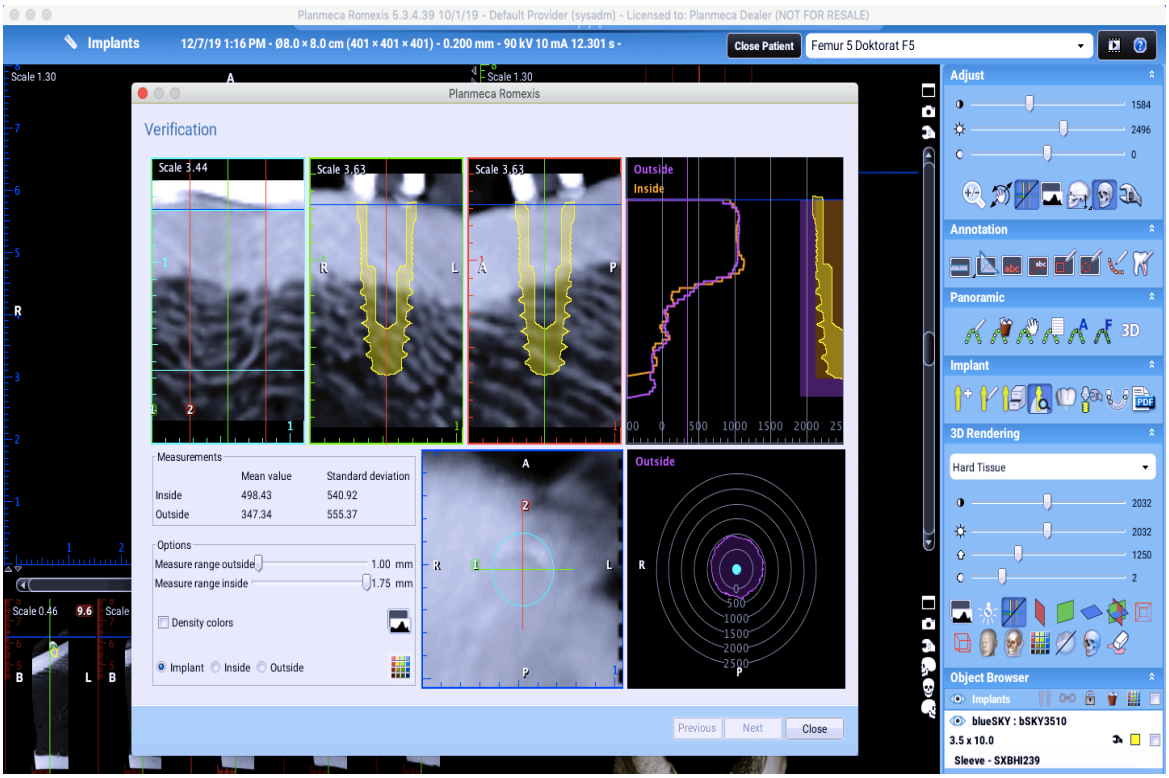


Слика 1.5 Приказ просјечне густине кости задате површине у сагиталној равни гдје је: А – задата површина; Б- ширина и висина задатог поља; В – Просјечна густина кости изражена у *HU* јединицама; Г – стандардна девијација.



Слика 1.6 Приказ анализе просјечне густине кости у задатом тродимензионалном волумену: А- 3D приказ; Б – панорамски пресјек; В – аксијални пресјек и Г – сагитални пресјек.

Клиничару је софтверски омогућен приказ средњих вројености *HU* јединица у задатом цилидру тј. у виртуелно позиционираном имплантату и око њега у зависности од задатих параметара. (Слика 1.7)



Слика 1.7. Приказ средњих вриједности *HU* у преимплантолошкој фази у задатом цилиндру тј. унутар и 1mm око виртуелно постављеног денталног имплантата димензија 3,5 x 10mm

Предности *CBCT*-а у односу на *CT* се огледају у мањој дози зрачења коју пацијент прими приликом експозиције, једноставнијом инсталацијом и нижом цијеном апарата и главни су допринос брзом развоју (87) Од свог увођења на тржиште *CBCT* експоненцијално расте са више од 85 различитих *CBCT* модела који су лако доступни. (95)

CBCT омогућава мултипланарни приказ сниманог региона максилофацијалне регије, тродимензионалну реконструкцију у промјеру 1:1, приказ реалних мјерних димензија и омогућава мјерење густине кости. Такође, омогућава виртуелно постављање импланта, одабир адекватног имплантата доступног на тржишту и конструисање водича за навигациону имплантологију. Поред у литератури описаних недостатака данас се

радиолошка анализа на *CBCT*-у сматра методом избора у преимплантолошкој фази. (87-89,95)

Поред доказаних варијација у добијеним вриједностима *HU* на *CBCT*-u и *CT*-u (96,97), у новије вријеме постоји све већи број истраживања који за евалуацију густине кости примјењује софтверскз анализу густине кости помућу *CBCT*-а (98-101)

1.4 ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА

Како дизајн, облик и димензије имплантата могу измијенити хируршке исходе (примарну стабилност, компресији костију) као и биомеханичке параметре (расподјелу силе током оклузијске функције), развијени су различити дизајни комерцијално доступних имплантатних система који имају за циљ да пруже што оптималнију имплантатну терапију пацијентима. У односу на изглед, локализацију и хируршку технику уградње подијељени су на: ендосеалне, трансденталне, трансосеалне, субпериостеалне и интрамукозне имплантате. (102)

Ендосеални имплантати су најчешће облика коријена зуба и у имплантологији су заступљени у више од 95% случајева.
Имплантатни системи се међусобно разликују по макродизајну – изгледу имплантата и микродизајну – карактристикама површине имплантата и материјалу од којег су израђени.

Макродизајн имплантата се односи и на облик и дизајн навоја као и геометрију, угао, нагиб, дубину, дебљину (ширину) и међусобни размак навоја. Најважнија улога макродизајна је обезбјеђивање адекватне стабилности након уградње али и обезбјеђивање интеркције с коштаним ткивом кроз осеоинтеграцију. (103-108)
Површина имплантата, односно микро-дизајн, је током развоја имплантологије претрпјела бројне модификације. У почетку је основна била полирана површина. Међутим, истраживања су показала да је остеобластна активност много израженија на храпавој површини у односу на полирану па су циљу постизања храпавости, површине имплантата

третиране распршивањем плазмом (титанијумом, калцијум-фосфатом или хидроксиапатитом), пјескарењем, нагризањем кисјелином, анодизацијом, ласером итд. (107)

На основу дизајна површине имплантата подијељени су на:

1. Имплантати без навоја (енг. *Non-threaded implants*)

Ова врста ендосеалних имплантата нема навоје дуж тијела. Предности имплантата без навоја се огледају у већој површини тијела имплантата као и већем проценату контакта имплантата и околног коштаног ткива. Ови имплантати захтијевају веома осјетљиву технику уградње и са њима је могуће практиковати само конвенционални, двофазни, протокол уградње што им ограничава индикације. (108)

2. Имплантати са навојима (енг. *Threaded implants*)

Ови имплантати су најчешће коришћени и садрже наавоје дуж тијела имплантата. Карактеришу се једноставнијом уградњом, већом примарном стабилношћу чак и у костима слабије густине, избором различитих протокола уградње и сл. што им даје предност у индикацијама за разлику од имплантата без навоја. (107,108)

На основу дизајна тијела имплантата подијељени су на:

1. Паралелни имплантати (енг. *Parallel body implants*)

Тијела ових имплантата су готово паралелна, без коничног сужења на врху. Најзначајнија предност ове врсте имплантата у односну на конусне имплантате истих димензија је већа контактна површина. Недостатак ових имплантата је веома осјетљива техника уградње. (109-111)

2. Конусни имплантати (енг. *Tapered body implants*)

Тијело овог имплантата се конично сужава ка врху. Ови имплантати захитевају минималну препарацију и постижу високу примарну стабилност чак и код костију слабе густине. Недостатак ових имплантата је њихова мања контактна површина у поређењу са паралелним имплантатима сличног пречника.(109-112)

На основу дизајна навоја имплантати су подијељени на:

1. Имплантати са навојима облика квадрата или латиничног слова У (U) - неурезујући

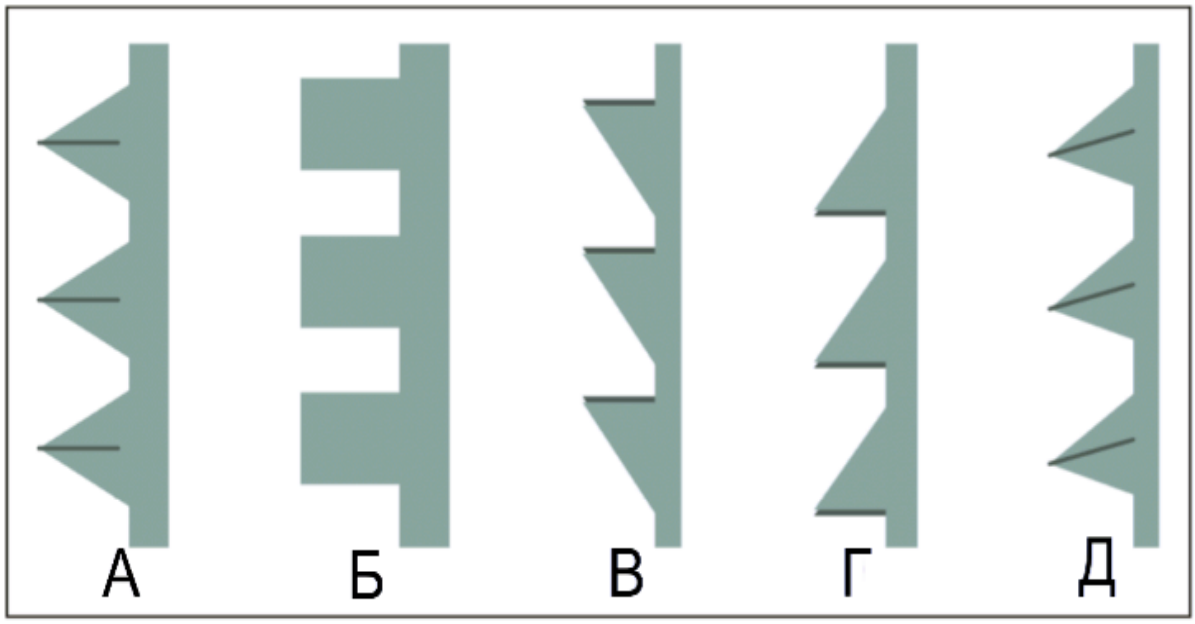
Ови навоји повећавају површину тијела, као и примарну стабилност имплантата. Недостатак ових имплантата је тај што се за израду навоја у припремљеном лежишту користи посебан формер (сјекач), посебно када се имплантат уграђује у кост велике густине.

2. Имплантати са оштрим навојима облика латиничног слова В (*V*) – самоурезујући

Ови оштри навоји су самоурезни и не захтијевају додатне инструменте за припрему мјеста за навоје у кости, јер су оштри и лако продиру кроз кост.

3. Дизајн имплантата са промјенљивим навојем (енг. *corticocancellous*)

Ови имплантати садрже оштре, самоурезујуће, дубоке навоје са већим нагибом (и више простора између два навоја) на апикалној трећини имплантата да би се удубио у припремљено лежиште и постигао високу примарну стабилност у отпорну кост. Даље, ови имплантати имају и плитке квадратне навоје у средишњој трећини тијела имплантата, које се лако уграђују у већ припремљена мјеста за навоје у кости помоћу апикалних дубоких навоја имплантата. Ови квадратни навоји бочно кондензују трабекуларну кост и побољшавају примарну стабилност имплантата. Крестални део ових имплантата има плитке микро-прстенове, који се лако смјештају у лежиште и не врше велики притисак на кост. На тај начин се спречава некроза костију услед притиска (Слика 1.8).(113,114)



Слика 1.8. Схематски приказ различитих облика навоја: А- оштри (V) навој; Б – квадратни (U) навој; В – потпорни навој; Г – обрнути потпорни навој; Д – спирални навој. (113)

У литератури постоје још и бројне подјеле ендосеалних имплантата: на основу врсте и дизајна везе тијела имплантата и супраструктура, на основу материјала од којег су израђени, на основу броја дјелова имплантата те различите подјеле на основу површине имплантата. (36,38)

Планирање имплантатне терапије има за циљ да повећа контактну површину имплантата са коштаним ткивом како би се обезбиједио добар контакт кости и имплантата (енг. *Bone – implant contact (BIC)*). На повећање ове површине утиче дужина, пречник и дизајн имплантата, као и карактеристике површине имплантата. У већини клиничких случајева оптимални контакт се може добити стандардним имплантатом. (37, 115)

Највећи број имплантатних система је од 4 mm до 20 mm дужине, а пречникаод 3 до 7 mm .(116, 117) Истраживања су показала да дужи имплантати гарантују бољу стопе успјеха и прогнозу, а да краћи имплантати имају статистички нижи ниво стопе успјеха услед

смањене стабилности, што се може објаснити и мањим коштаним контактом са имплантатом и мањом имплантатном површином. (118-120)

1.5 СТАБИЛНОСТ ИМПЛАНТАТА

Одсуство клиничке покретљивости имплантата након уградње представља стабилност имплантата. Постизање и одржавање стабилности имплантата су предуслови за успјешну осеоинтеграцију и клинички исход терапије денталним имплантатима. (121)

Стабилност имплантата се може подијелити на примарну и секундарну стабилност. Примарна стабилност односи се на механичко везивање имплантата у кости и одсуство микро-покрета, док се секундарна стабилност односи на успјешну осеоинтеграцију имплантата са околном кости. (122)

Постизање примарне стабилности, на чије вриједности утичу бројни фактори, а највише утицаја имају квалитет кости, дизајн имплантата и хируршка техника уградње, је од највеће важности током уградње имплантата. (Табела 1.7)

Табела 1.7 Утицај макродизајна и квалитета кости на вриједност примарне стабилности

ПРИМАРНА СТАБИЛНОСТ	ФАКТОР
	Добар квалитет костију
	Дужи имплантат
	Имплантат широког пречника
Повећава примарну стабилност	Имплантат са више навоја
	Мањи размак између навооја
	Дубоки навоји
	Оштрији угао навоја

	Лошији квалитет костију
	Кратки имплантат
	Имплант са уским пречником
Смањује примарну стабилност	Имплантати са мање навоја
	Већи размак између навоја
	Плитки навоји
	Тупљи угао навоја

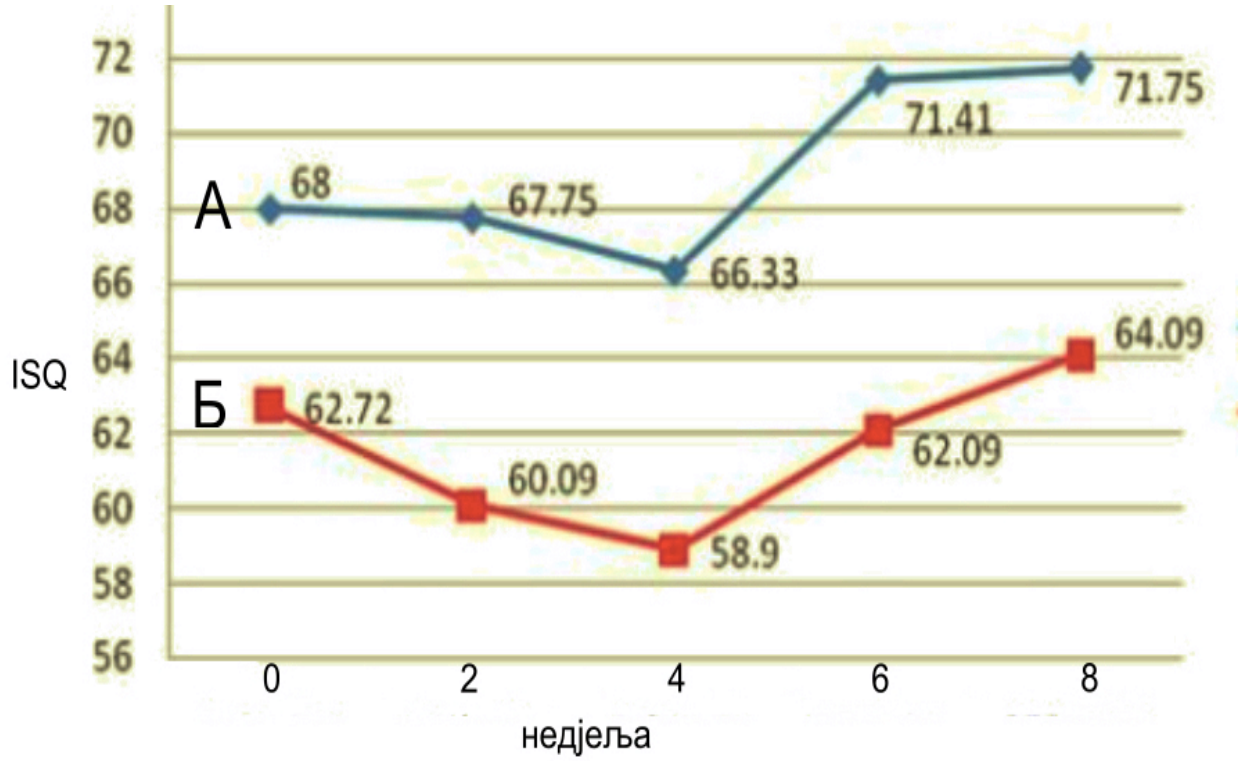
Веома значајан фактор за успјешну осеоинтеграцију представља чврста фиксација имплантата са кости домаћина. (123, 124) Након уградње имплантата, постоји контактна кост између имплантата и кости. Временом ће новоформирана кост попунити празнине у међупросторној зони и урасти у имплантат. Комплетни контакт са имплантатом и кости се ријетко дешава, а клинички посматрана осеоинтеграција одговара приближно 80% контакта са костима. Иако се сматра да је више од 60% контакта са имплантатом довољно за адекватну стабилност имплантата. (125)

Ако имплантат није довољно стабилан након уградње, могу се јавити микро-покрети. Уколико микропокрети пређу граничну вриједност од око 150μm тада може доћи до поремећаја нормалног процеса зарастања и формирања фиброзне инкапсулације, што резултира клиничком покретљивошћу и последичним неуспјехом терапије. (126,127)

Примарна или механичка стабилност имплантата је доказано биомеханчки феномен и карактерише се непостојањем мобилности имплантата у кости непосредно након уградње док је секундарна или биолошка стабилност имплантата резултат каскаде биолошких процеса попут коштане регенерације и ремоделације на нивоу споја имплантата и кости.
Пропорција механичке и биолошке компоненте имплантолошке стабилности варира током периода зарастања. Након уградње, стабилност имплантата је базирана искључиво на механичкој компоненти да би током периода зарастања дошло до сукцесивног смањења удјела механичке и повећања удјела биолошке компоненте. На крају, имплантолошка

стабилност успјешно осеоинтегрисаног имплантата базирана је искључиво на биолошкој компоненти.

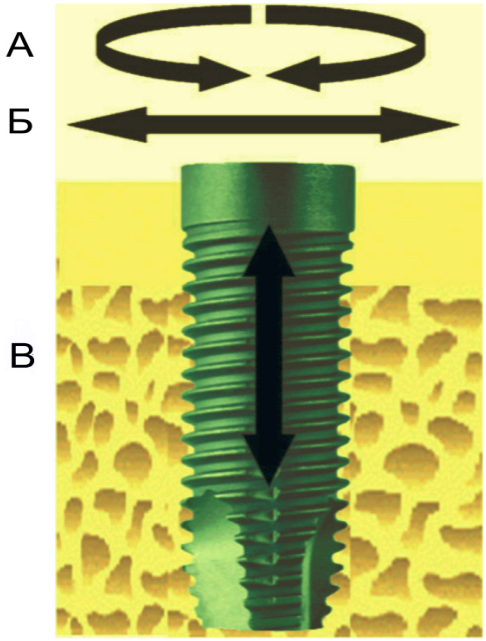
Вриједности секундарне стабилности повећавају се четири недеље након уградње имплантата, а око друге и треће недеље након уградње имплантата, очекује се најнижа вриједност стабилности имплантата. (Графикон 1.1) Секундарна стабилност зависи од примарне стабилности, процеса стварања кости и ремоделовања. (128-130)



Графикон 1.1 Приказ вриједности стабилности имплантата изражених у *ISQ* јединицама у мандибули (А) и максили (Б) (131)

1.5.1. МЈЕРЕЊЕ ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ

Током функције на имплантат дјелују аксијалне, бочне и ротационе силе. (Слика 1.9)



Слика 1.9 Схематски приказ дјеловања сила на имплатат А) ротационе; Б) бочне и В) аксијалне

Силе аксијалног оптерећења могу бити у екструзионом или интрузионом смјеру. Бочне силе на имплантат могу дјеловати из свих праваца око имплантата, док ротационе силе могу бити у смјеру завртања (смјер казаљки на сату) или одвртања (смјер супротан смјеру казаљки на сату). Резултат анализе стабилности имплантата у великој мјери зависи од врсте коришћеног теста и правца и врсте примијењене силе.(132-134)

У литератури постоји велики број различитих метода sa мјерење стабилности имплантата које можемо подијелити у двје групе: инвазивне и неинвазивне.

У инвазивне методе спадају: хистоморфометријска анализа, тензиони тест (тест бочног оптерећења), тест силе одвртања и тест силе извлачења. Ове методе су инвазивне и нису погодне за клиничку процјену.

Неинвазивне методе укључују: перкусиони тест, радиографска анализа, мјерење обртног момента силе током уградње импплантата, периотест и анализа резонантне фреквенције. Ове методе су неинвазивне и могу се користити у клиничкој процјени. Најширу примјену у клиничкој и експерименталној пракси има метода анализе резонантне фреквенције. (135, 136)

1.5.2. МЕТОДА АНАЛИЗЕ РЕЗОНАНТНЕ ФРЕКВЕНЦИЈЕ

Метода анализе резонантне фреквенције (RFA - Resonance Frequency Analysis) је први пут презентована 1996. године (*Meredith*) и представља неинвазивну дијагностичку методу која омогућава клиничко мјерење стабилности имплантата и праћење биолошког одговора ткива и осеоинтеграције у функцији времена. Метода анализе резонантне фреквенције користи софистицирану технологију са компјутерски базираним мјерењима резонантне фреквенције, коју одређују два параметра: степен густине кости на међуспоју имплантат - кост и ниво маргиналне алвеоларне кости око трансдуктора (137).

Ostell (*Integration diagnostics AB*, Гетеборг, Шведска) је представник RFA технике која је први пут тестирана 1996. године. Од појаве овог апарата до данас сталним усавршавањем су превазиђени недостаци који су отежавали рад у клиничкој пракси. Данас су у употреби апарати најновије генерације: *Osstell mentor, Osstell ISQ, Osstell IDx, Osstell Beacon* (*Integration diagnostics* AB, Гетеборг, Шведска). (Слика 1.10)

Слика 1.10 *Ostell* апарати: А) *Osstell mentor*, Б) *Ostell ISQ*, В) *Osstell IDx*, Г) *Osstell Beacon*

Апаратуру чине остел трансдуктор и остел анализатор који је повезан са персоналним рачунаром или је самосталан. Трансдуктор је или облика латиничног слова Л *(L)* (старија генерација уређаја) или облика завртња (енг. *Smartpeg*) и ушрафљивањем се чврсто позиционира на имплантат или његову супраструктуру (силом од 4 до 5 N/cm²), а састављен је од два пиезокерамичка трансдуктора. Високо енергетски импулс типа синусоидне пулсне осцилације континуирано ексцитира имплантат како би се регистровале механичке вибрације зоне међуспоја имплантата и кости. Активирањем апарата први електрични трансдуктор апликује ексцитациони сигнал растуће фреквенције од 5 до 15 *kHz* на имплантат. Други пиезокерамички елемент региструје одговор ултразвучне вибрације тј. фреквенцију резонанце имплантатно-коштаног међуспоја и

трансмитује створени сигнал до амплификатора који га појачава и анализатора који врши очитавање, процењује и упоређује са фреквенцијом оригиналног сигнала.

Измјерена амплитуда резонантне фреквенције приказује се нумерички и графички на анализатору, а њен максимум репрезентује стабилност имплантата квантификовану кроз *ISQ* јединице (*Implant stability quotient units*) тј. коефицијент стабилности имплантата. Добијена вриједност у *ISQ* јединицама је одраз крутости система трансдуктор - имплантат - кост и калибрационих параметара трансдуктора. Мјерена на скали од 0 *ISQ* (3500 *Hz*) до 100 *ISQ* јединица (8500 Hz), већа вриједност *ISQ* означава већу стабилност имплантата. (138-143).

Средње вриједности примарне стабилности у клиничким студијама крећу се око 70 *ISQ*. Вриједности примарне стабилности испод 50 *ISQ* према бројним студијама повезане су са неуспјехом имплантатне терапије. (96, 97, 144, 145)

За мјерење примарне стабилности методом анализе резонантне фреквенције поред *Ostell* уређаја у клиничкој пракси се последњих година користи и апарат *Penguin RFA* (*Integration Diagnostics AB*, Шведска). (Слика 1.11)

Слика 1.11 *Penguin RFA* (*Integration Diagnostics AB*, Шведска) уређај за мјерење примарне стабилности методом RFA

Penguin RFA систем се састоји од *Penguin* уређаја и *Multipeg* вибрацијске компоненте. Када се причврсти на имплантат, систем магнетним импулсима проузрокује вибрације *Multipeg*-а. *Penguin* очитава фреквенцију вибрације и претвара је у *ISQ* вриједност у распону од 1 до 99. Што је већа очитана вриједност, то је већа стабилност уграђеног имплантата. (146, 147)

2. ЦИЉЕВИ И ХИПОТЕЗЕ

2.1. ЦИЉЕВИ СТУДИЈЕ

Експериментална студија на материјалу животињског поријекла

1. Одредити повезаност између средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и патохистолошких карактеристика на узорцима свињских ребара

2. Одредити повезаност између средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и патохистолошких карактеристика на узорцима говеђег фемура

3. Одредити повезаност између средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и примарне стабилности самоурезујућих денталних имплантата одређене резонантно фреквентном анализом на узорцима свињских ребара;

4. Одредити повезаност између средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и примарне стабилности неурезујућих денталних имплантата одређене резонантно фреквентном анализом на узорцима свињских ребара;

5. Упоредити добијене вриједности примарне стабилности на самоурезујућим и неурезујућим имплантатима уграђеним на узорцима свињских ребара;

6. Одредити повезаност између средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и примарне стабилности самоурезујућих денталних имплантата одређене резонантно фреквентном анализом на узорцима говеђег фемура;

7. Одредити повезаност између средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и примарне стабилности неурезујућих денталних имплантата одређене резонантно фреквентном анализом на узорцима говеђег фемура;

8. Упоредити добијене вриједности примарне стабилности на самоурезујућим и неурезујућим имплантатима уграђеним на узорцима говеђег фемура;

Клиничка експериментална студија на људима

9. Одредити повезаност између средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и примарне стабилности денталних имплантата одређене резонантно фреквентном анализом код пацијената са недостатком једног зуба у бочној регији горње вилице;

10. Одредити повезаност између средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и примарне стабилности денталних имплантата одређене резонантно фреквентном анализом код пацијената са недостатком једног зуба у бочној регији доње вилице.

2.2 ХИПОТЕЗА СТУДИЈЕ

Анализом густине коштаног ткива *CBCT* снимка *(Cone Beam Computer Tomography)* у софтверу апарата израженом у Hausfield јединицама (енг. *Hausfield Units - HU)* може се предвидјети вриједност примарне стабилности имплантата, који је један од основних фактора успјешне осеоинтеграције и на тај начин планирати избор дизајна имлантата.

3. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ

У разрешењу постављених циљева спроведене су:

1. Експериментална студија на материјалу анималног поријекла;
2. Клиничка проспективна експериментална студија на људима.

3.1. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА СТУДИЈА НА МАТЕРИЈАЛУ АНИМАЛНОГ ПОРИЈЕКЛА

Експериментална студија на материјалу анималног поријекла састојала се из прве студије која је подразумијевала радиолошку анализу и патохистлошку верификацију материјала анималног поријекла и студије која је се бавила повезаношћу радиолошке анализе густине кости и примарне стабилности денталних имплантата различитог дизајна на материјалу анималног поријекла.

3.1.1 ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ АНИМАЛНИ МОДЕЛИ

У експерименталној студији коришћен је говеђи фемур као модел хумане доње вилице (густина кости *D1/D2*) и свињска ребра једнаке кортикалне дебљине од 2 mm, као коштани модел хумане горње вилице (густина кости *D3/D4*).

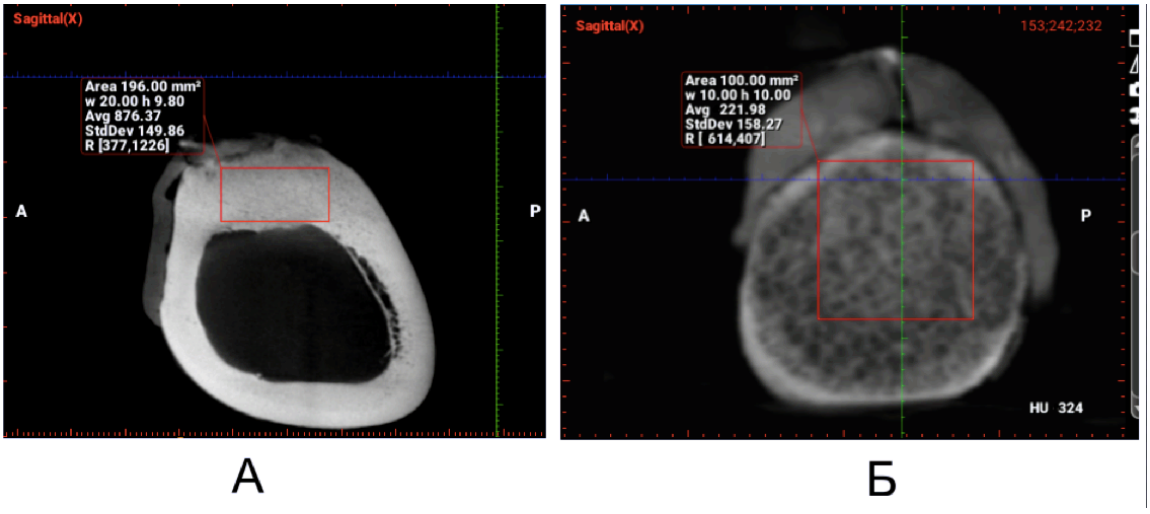
Сви узорци су добијени од експерименталних животиња - мужјака (због веће густине кости аналогне људској), шест мјесеци старих. Узорци су обезбијеђени из локалне кланице. У циљу очувања и минималних промјена физичких особина кости, узорци су спремани према упутствима успостављеним од стране *Sedline-a и Hirch-a*, што значи да је кост чувана влажна све вријеме, складиштена залеђена у сланом раствору на температури од - 10° C и коришћена у следеће 3-4 недеље. (140)
За потребе дијела студије која се односила на патохистолошку верификацију коришћено је укупно 50 узорака, по 25 узорака свињског ребра и говеђег фемура, а за потребе студије

повезаности радилошке анализе густине кости и примарне стабилности имплантата различитог дизајна коришћено је 20 узорака свињског ребра и 20 узорака говеђег фемура.

3.1.2 ПОСТУПАК РАДИОЛОШКЕ И ПАТОХИСТОЛОШКЕ ВЕРИФИКАЦИЈЕ

За потребе дијела експерименталне студије који се односи на радиолошку и патохистолошку верификацију кости припремљени су дјелови свињских ребара и говеђих фемура. Прије узимања исјечка кости за патохистолошку верификацију и израде *CBCT* снимака прецизно је маркирана свака кост како би површина попречног пресјека за софтверску анализу кости и исјечак за патохистолошку анализу били из истог дијела кости. Маркирање је обављено благим усијецањем кости у више тачака, како би усјеци били видљиви на *CBCT* снимку, а и макроскопски приликом првог реза код узимања исјечка.

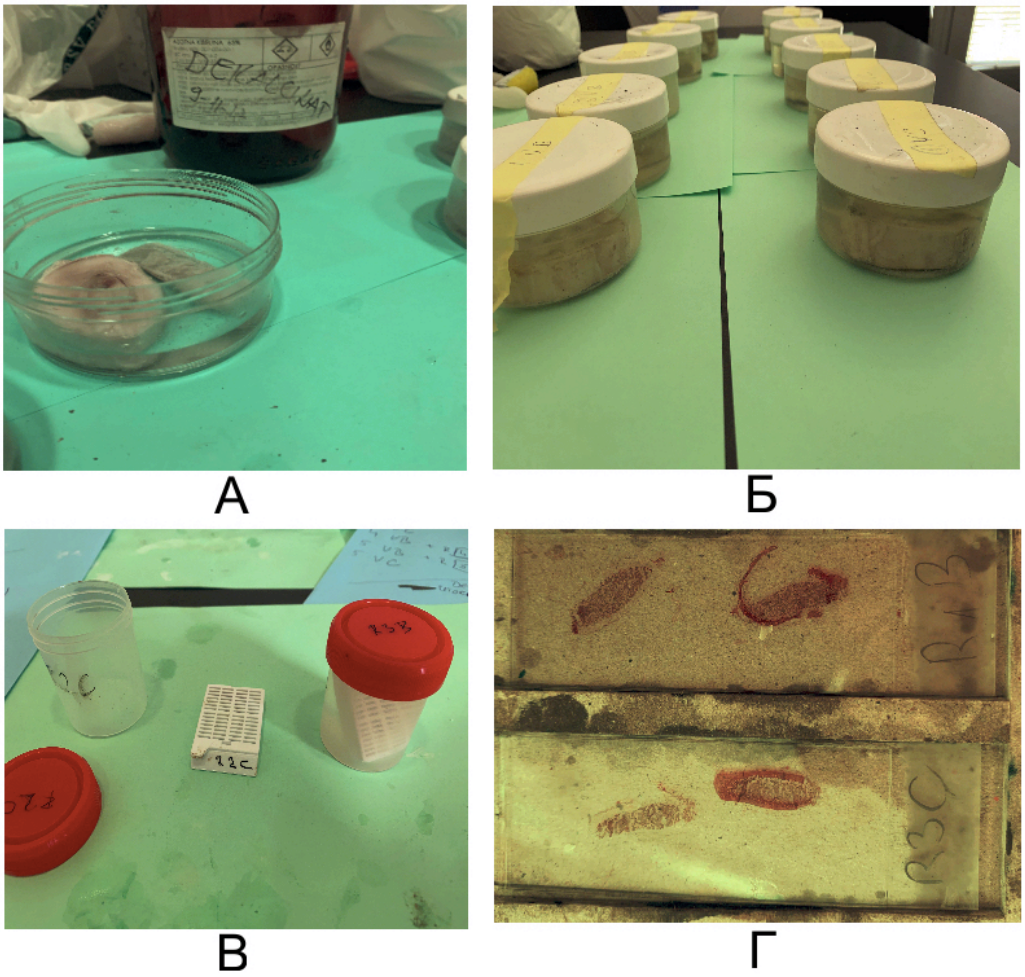
Урађени су *CBCT* снимци експерименталних костију. У софтверу *CBCT* апарата, Romexis (*Planmeca Romexis 5.3.4.39, Finland*) извршена је анализа густине кости површине попречног пресјека кости изражена у *Hounsfild* јединицама (Слика 3.1).



Слика 3.1 Софтверска анализа густине кости површине попречног пресјека А) говеђи фемур; Б) свињско ребро

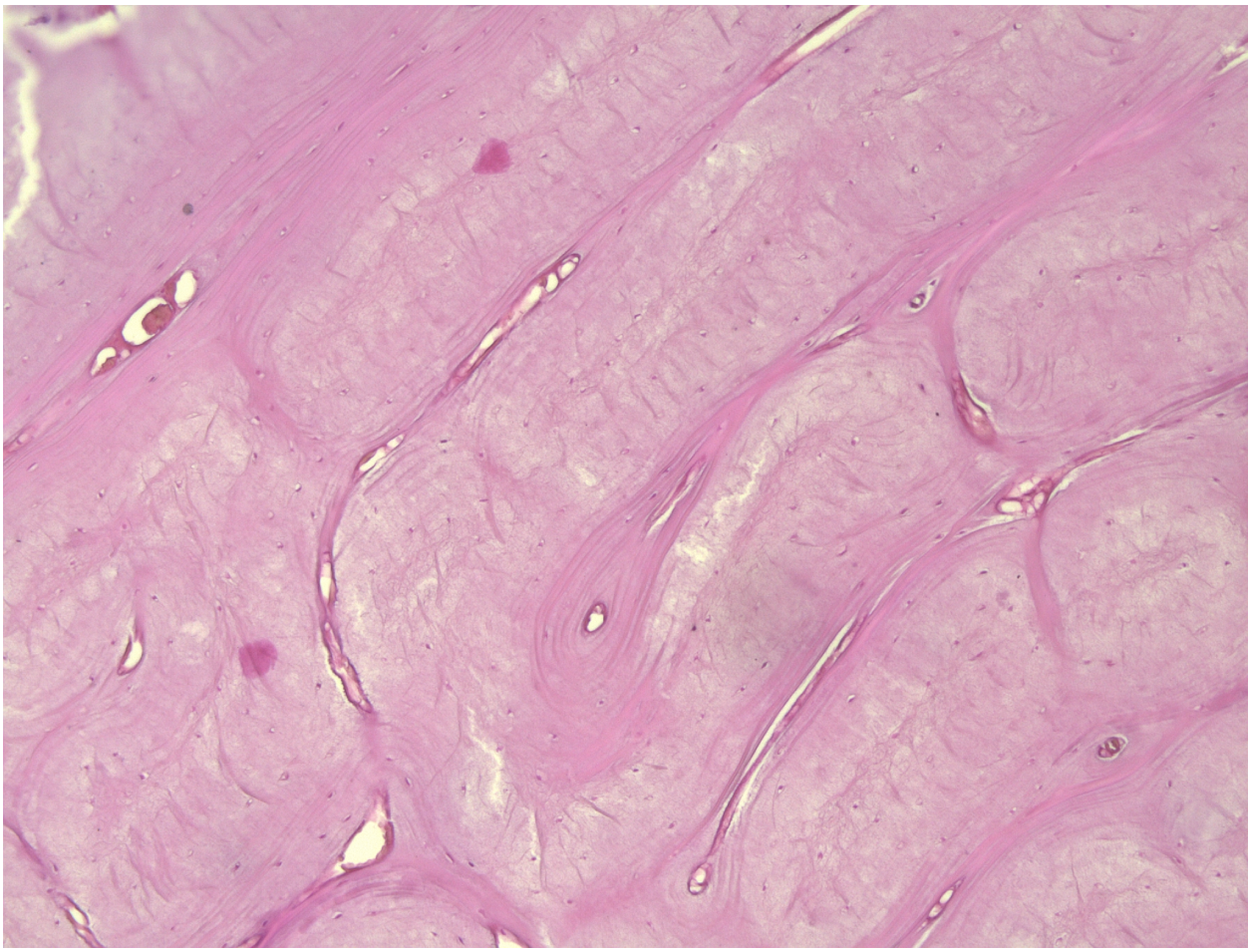
За потребе дијела студије која подразумијева патохистолошку анализу, препарати су припремани, анализирани и чувани према стандардним протоколима Одјељења sa патохистологију Клиничког Центра Црне Горе.

Декалцификована кост је резана по маркираним смјерницама. Ткивни исјечци су калупљени у парафинске блокове. Затим су резани и бојани хематоксилин-еозин (ХЕ) методом. након чега су дефинисати патохистолошке карактеристике, као и релевантни параметри. (Слика 3.2; Слика 3.3; Слика 3.4)

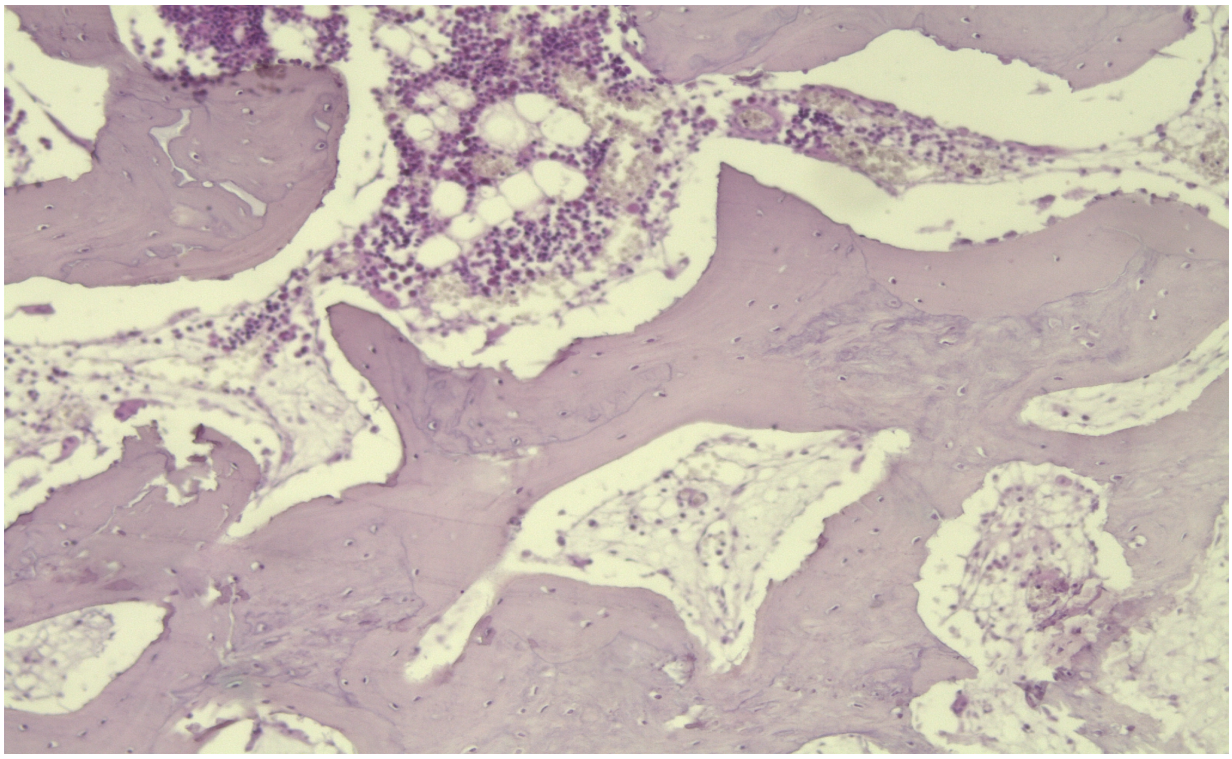


Слика 3.2. Поступак припреме препарата свињског ребра и говеђег фемура за патохистолошку анализу: А) Изрезани, маркирани и објележени анимални модели спремни sa декалцификацију; Б) Процес декалцификације; В) Калуп декалцификоване кости; Г) Макроскопски препарат кости (бојен ХЕ методом)

Након бојења хематоксилин-еозин (ХЕ) методом дефинисане су патохистолошке карактеристике, као и релевантни параметри. (Слика 3.3; Слика 3.4)

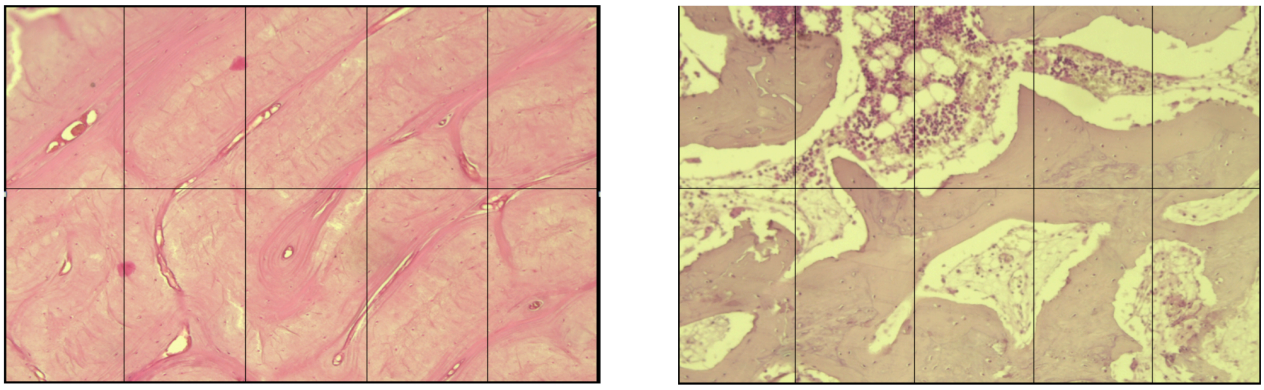


Слика 3.3. Патохистолошки препарат говеђех фемура *(H&E x 200)*



Слика 3.4 Патохистолошки препарат свињског ребра *(H&E x 200)*

На основу тога је извршена семиквантитативна анализа броја остеоцита, на 10 репрезентативних видних поља великог увећања микроскопа. На овај начин је свако поље је представљало површину од 2mm2. Остеоцитни број (*NOt/BAr*) је добијен у складу са стандардизованим морфометријским параметрима за кост (Слика 3.5). (144)



А Б

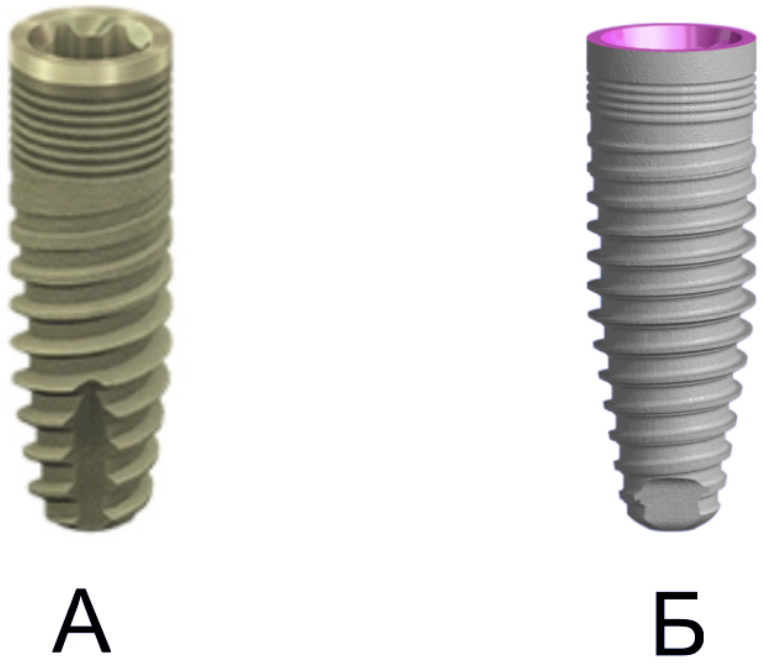
Слика 3.5. Патохистолошки препарат кости подијељен на 10 видних поља А) говеђи фемур; Б) свињско ребро

3.1.3 ИМПЛАНТАТИ КОРИШЋЕНИ У СТУДИЈИ

У експерименталном дијелу студије корићене су двије врсте имплантата:

- самоурезујући *Bredent Narrow SKY* (*Bredent®,* Њемачка) дентални имплантати димензија 3,5 x 10 mm и
- неурезујући *NobelReplace Conical Connection* (*Nobel Biocare,* Шведска) димензија 3,5 x 10 mm.

Коришћени су имплантати истих димензија, а различитог макродизајна навоја. Обије врсте импланта произвођачи препоручују за уградњу у костима различитог квалитета. (Слика 3.6)



Слика 3.6. Имплантати коришћени у студији: А) *Bredent Narrow SKY* 3,5 x10mm; Б) *NobelReplace Conical Connection* 3,5 x 10 mm

Bredent Narrow SKY се карактерише коничним, цилиндричним обликом имплантата, са двоструким самоурезујућим компресионим навојима.(141) *NobelReplace Conical Connection* се карактерише коничним обликом, са неагресивним, неурезујућим навојима. (142,143)

У овој експерименталној студији је коришћено 80 имплантата, 40 самоурезујућих и 40 неурезујућих имплантата.

3.1.4 ИЗРАДА ИНДИВИДУАЛНОГ СТЕНТА

За сваки дио узорака ребра и фемура који су коришћени у студији направљен је индивидуални стент или водич (енг. *guide*), од за то предвиђеног материјала (*3D Resin – Bredent, Germany*) са по двије вођице (енг. *sleeve*) за пилот борер дијаметра 2,25 mm.

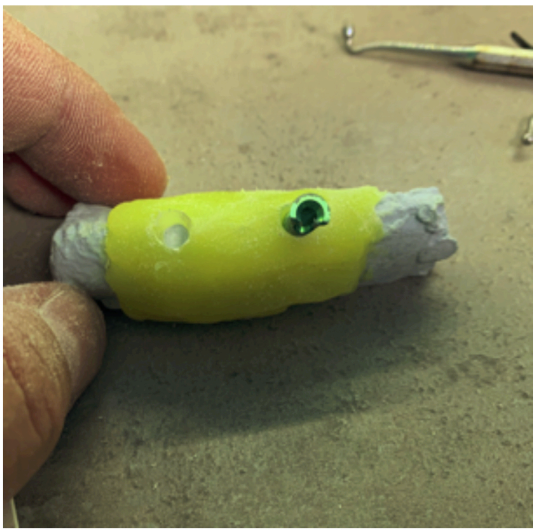
Материјал за експериментални дио студије, кости животињског поријекла су припремљене и димензионално прилагођене. Припремљени материјал, кости, су отиснуте кондензационим силиконима како би се добили радни модели, изливени од тврдог гипса, који су служили за израду водича (Слика 3.7).

А Б

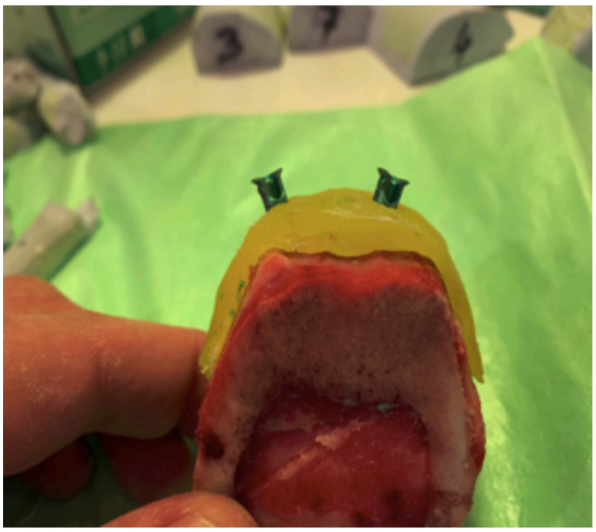
Слика 3.7 А) Отискивање костију; Б) Израда радних модела.

Водич је израђен од самовезујућег двокомпонетног акрилата *3D Resin – Bredent, Germany*, који је термо и димензионо стабилан и препоручује се за лабораторијску израду водича у навигационој имплантологији. Због одавања топлоте приликом везивања, израду водича је рађена индиректно на моделу, да би се избјегао евентуални утицај топлоте на површину кости.

На моделу је извршена препарација, фиксација и обиљежавање вођица. Затим је сваки водич са вођицама провјерен, обиљежен и фиксиран за кости. (Слика 3.8)



А



Б

Слика 3.8 А) Препарација и фиксација вођице (енг. *Sleeve*);
Б) Проба стента са вођицама

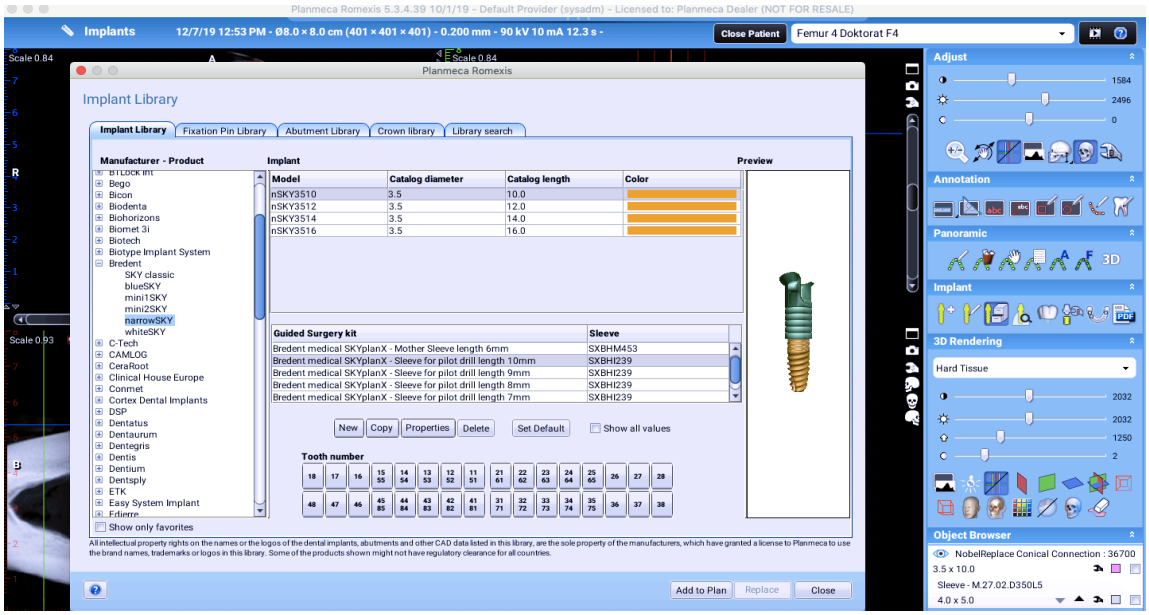
3.1.5 РАДИОГРАФСКА АНАЛИЗА ГУСТИНЕ КОСТИ

Експериментални материјал, дјелови свињских ребара и говеђих фемура, са припремљеним, фиксираним и објележеним вођицама су појединачно и под истим условима снимани на за то предвиђеном и прилагођеном постољу *CBCT* апарата *Planmeca 3D Promax – Finland* (Слика 3.9).

Слика 3.9 Поступак експерименталног снимања на апарату *Planmeca 3D Promax – Finland*

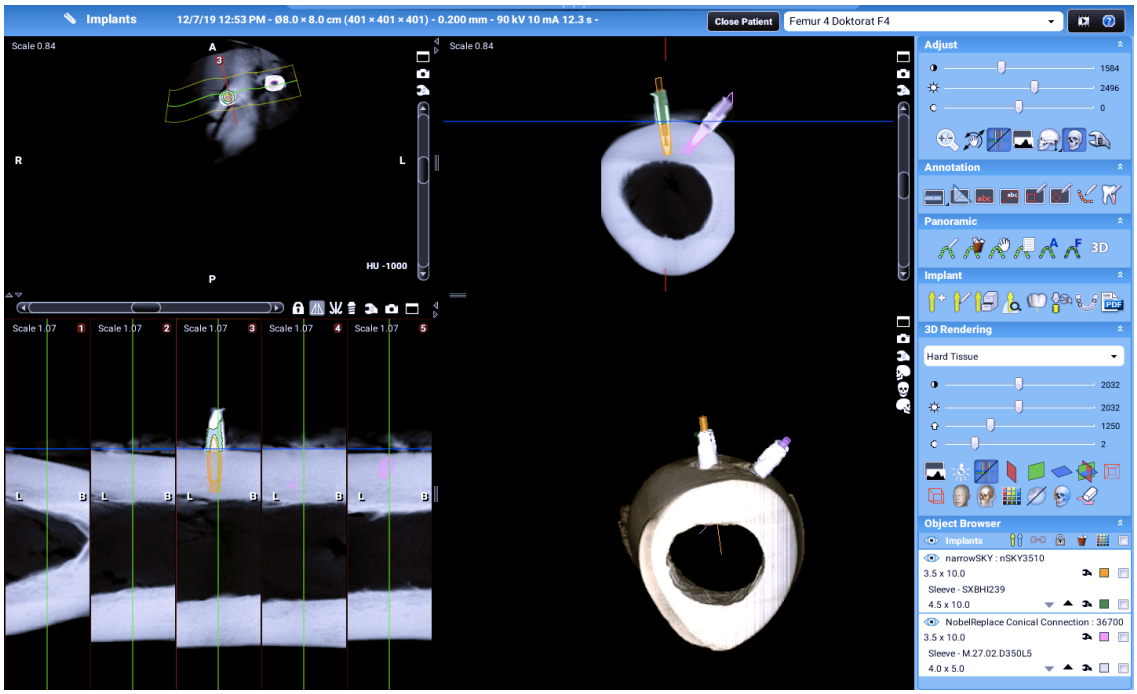
Тродимензионална реконструкција сниманих узорака је извршена у софтверу *Romexis (Planmeca Romexis 5.3.4.39, Finland) CBCT* апарата.

У софтверу *CBCT* апарата, из имплантатне базе су одабрани имплантати са вођицама, *Bredent Narrow SKY* и *NobelReplace Conical Connection* димензија 3.5x10 mm (Слика 3.10).



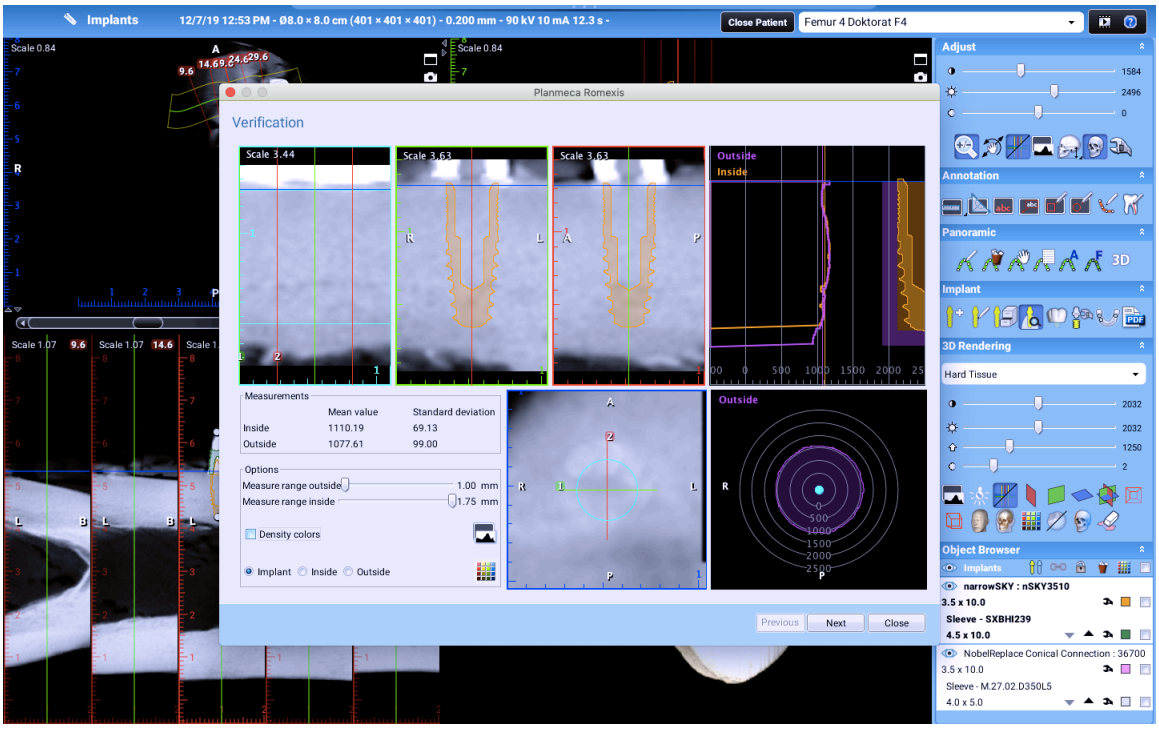
Слика 3.10 Приказ одабира имплантата и вођице из имплантатне базе софтвера

Одабрани имплантати су виртуелно постављени тако да се уздужна оса имплантата поклапа са осом и формом вођице (Слика 3.11).



Слика 3.11 Приказ виртуелно постављених имплантата

Након виртуелног позиционирања имплантата у програму су аутоматски добијене вриједности просјечне густине кости, изражену у *Hounsfield* јединицама у цилиндру тј. унутар виртуелног имплантата и 1mm у околној кости. За потребе истраживања коришћена је средња вриједност густине кости (Слика 3.12).



Слика 3.12 Софтверска евалуације волумена кости изражена у *HU*

3.1.6 ПОСТУПАК ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ УГРАДЊЕ ИМПЛАНТАТА

Након провјере позиције водича, експериментална кост је фиксирана и приступљено је експерименталној уградњи имплантата. Поступак је подразумијевао препарацију лежишта у кост и постављање имплантата у лежиште према упутствима произвођача и специјализованим имплантолошким хируршким сетовима *Bredent*® (Њемачка) и *Nobel Biocare* (Шведска) (Слика 3.13).

Слика 3.13 Имплантолошки сетови коришћени за уградњу имплантата *Bredent*® (лијево) *и Nobel Biocare* (десно)

Кроз вођице је вршена препарација пилот борером из сета за навигациону имплантологију до дубине 10 mm. Затим је препарација настављана без употребе водича, боренима за одговарајући тип кости и имплантатни систем (Слика 3.14).

А Б

Слика 3.14 Препарација кости за имплантатно лежиште: А) пилот борером кроз вођицу; Б) препарација након уклањања водича

Уграђени су по један *Bredent Narrow SKY* самоурезујући и *NobelReplace Conical Connection* неурезујући имплантат у сваки узорак говеђег фемура и свињског ребра. Имплантати су у лежиште постављени машински са одређеним обртним моментом од 35 N/cm2.

3.1.7 ПОСТУПАК МЈЕРЕЊА ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ

Након постављања оба имплантата извршено је мјерења примарне стабилности имплантата методом анализе резонантне фреквенције *(RFA), Osstell mentor* апаратом (*Integration Diagnostics AB*, Шведска).

На имплантат се, ручно постави и затегне, силом 4 до 5 Ncm, одговарајући *SmartPeg*, тип 49 за *Bredent Narrow SKY* и тип 60 за *NobelReplace Conical Connection*.
Сонда *Osstell mentor* апарата се, под правим углом и са одстојањем од 2-3 mm, поставља уз *SmartPeg*, у четири положаја букално, орално, мезијално и дистално. На врху апарата су два навоја. Након укључивања, први навој постаје магнет који побуђује магнет на

Smartpeg -у. Други навој региструје вибрацију коју произведе *Smartpeg*. Након кратког звука на регистратору апарата се очитава *ISQ* вриједност. У студији смо користили средњу вриједност *ISQ* добијену из четири различита правца (Слика 3.15).

Слика 3.15 Поступак мјерења примарне стабилности *Ostel mentor* апаратом

3.2. КЛИНИЧКА ПРОСПЕКТИВНА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА СТУДИЈА НА ЉУДИМА

Клиничка проспективна експериментална студија је обављена код 38 здравих пацијената, оба пола, са недостатком једног зуба у бочној регији без дефеката и аугментација, индикованих за уградњу имплантата под повољним условима.

Пацијенти, укључени у студију, су на основу претходно добијених потпуних информација о прехируршким и хируршким процедурама и евентулним компликацијама дали писмену сагласност за учешће у студији.

3.2.1 КРИТЕРИЈУМИ ЗА УКЉУЧЕЊЕ У СТУДИЈУ

Критеријуми за укључење у студију су били:

1. недостатак једног зуба у премоларној и/или моларној регији горње и/или доње вилице;
2. висина алвеоларног гребена ≥ 11mm, а ширина 6 ≤ mm;
3. санирани преостали зуби;
4. добра орална хигијена;
5. попуњен и потписан упитник о здравственом стању пацијента.

3.2.2 КРИТЕРИЈУМИ ЗА ИСКЉУЧЕЊЕ ИЗ СТУДИЈЕ

Критеријуми за искључење из студије су били:

1. здравствена стања контраиндикована за извођење хирушког поступка,
2. изражена атрофија алвеоларног гребена,
3. присуство парафункција и
4. лоша орална хигијена.

3.2.3 ПРЕИМПЛАНТОЛОШКА ПРИПРЕМА И ПЛАНИРАЊЕ

Процедуре преимплантолошке припреме и планирања су обухватале:

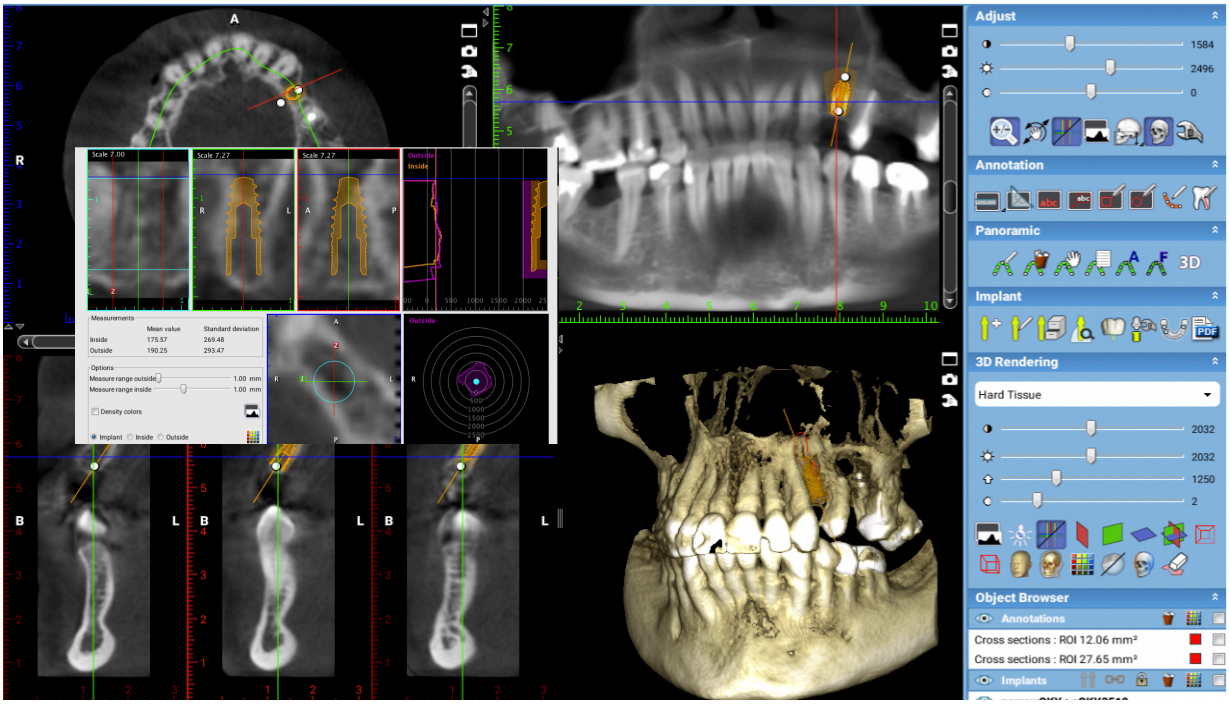
1. Анамнезу;
2. Клинички преглед;
3. Анализу студијског модела;
4. Радиографску анализу и планирање и
5. Дизајнирање и израда хируршког стента.

3.2.3.1 РАДИОГРАФСКА АНАЛИЗА И ПЛАНИРАЊЕ

За радиографску преимплантолошку анализу и планирању кориштена је Компјутеризована томографија конусних зрака (*CBCT*).

У преоперативној припреми, за сваког пацијента и под истим условима, а према упутству прозвођача је урађен *CBCT* снимак на апарату *Planmeca 3D Promax - Finland.* Мултипланарна реконструкција је извршена у софтверу *Romexis CBCT* апарата (*Planmeca Romexis 5.3.4.39, Finland*) гдје је урађена преимплантолошка анализа квантитета и квалитета кости и планаирање на мјесту будуће уградње имплантата.

Софтвер *CBCT* апарата пружа могућност анализе волумена густине коштаног ткива на месту виртуелно позиционираног имплантата. Имплантати су, вођени изгледом будућег протетског рада, виртуелно постављени на најоптималнијим мјестима у кости. Границе волумена коштаног ткива за анализу густине кости око виртуелно позиционираног имплантата су подешене да обухватају 1 mm дебљине кости око самог имплантата. Након завршеног подешавања граница волумена кости за анализу, аутоматски је добијена средња вриједност просјечне густине кости волумена, изражена у *Hounsfield* јединицама (Слика 3.16).

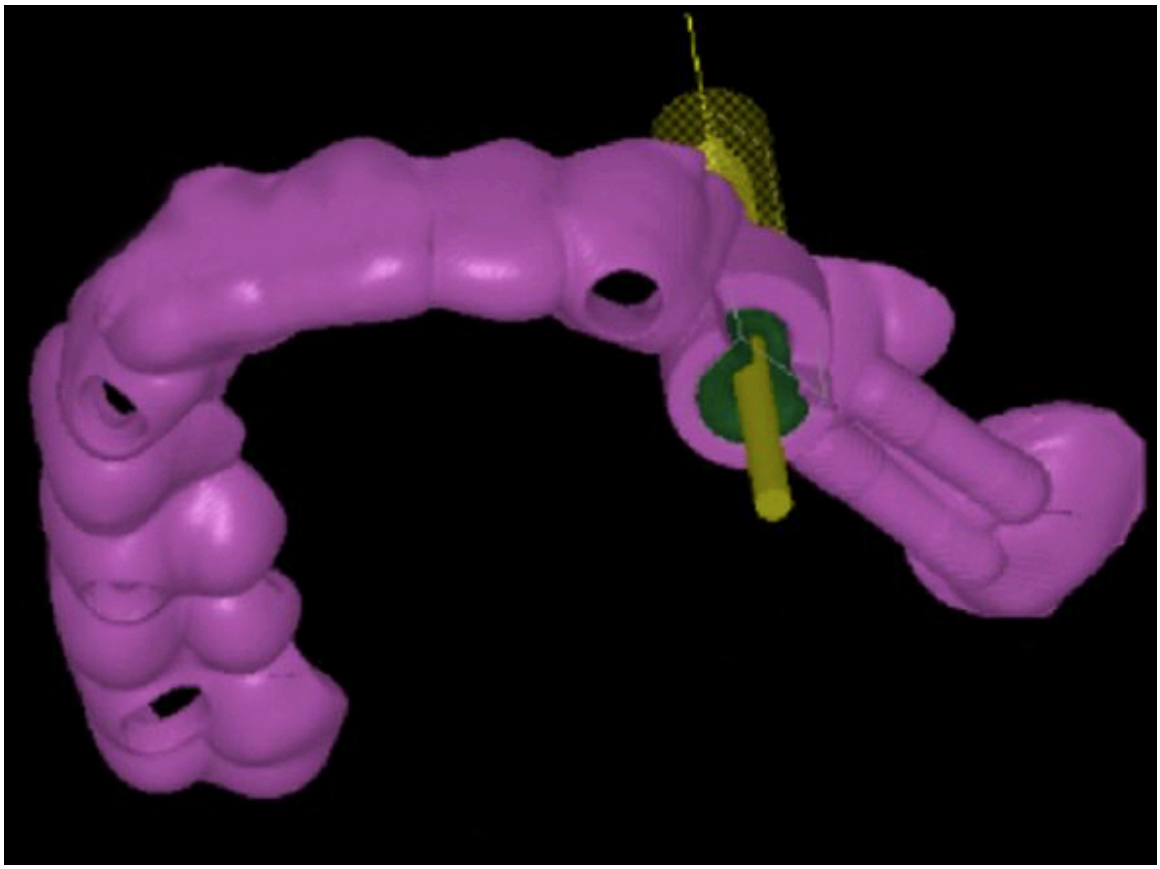


Слика 3.16 Поступак добијања средње вриједности просјечне густине волумена кости изражена у *HU* јединицама

3.2.3.2 ДИЗАЈНИРАЊЕ И ИЗРАДА ХИРУРШКОГ СТЕНТА

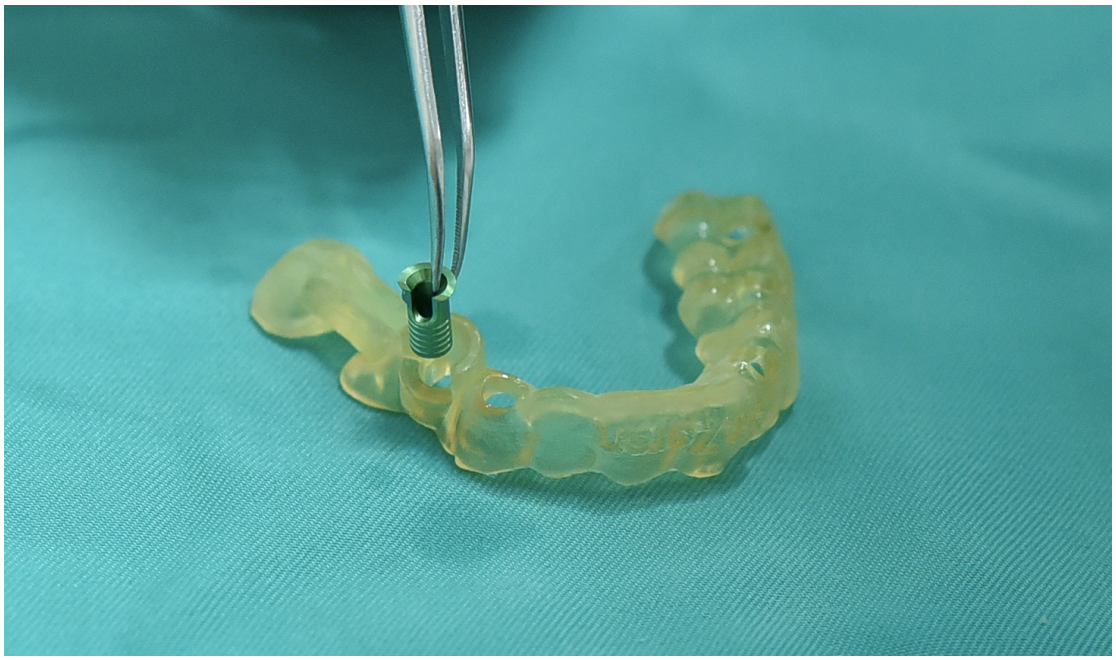
Након виртуелног постављања имплантата и анализе коштаног тегмента приступило се дизајнирању хируршког стента.

Софтвер CBCT aparata (*Planmeca Romexis 5.3.4.39, Finland*) садржи модул који омогућава дизајнирање хируршког стента за селектовано подручје. Стент се виртуелно креира да буде максимално стабилан. У софтверу је могуће направити релаксационе прозоре и уклонити непотребне дјелове будућег стента како би се омогућила несметана фиксација стента. (Слика 3.17)



Слика 3.17. Виртуелно дизајнирање хируршког стента

Фајл са дизајнираним стентом у *STL (*Енг. *Stereolithography)* формату је послат на 3D штампање. Прије хируршког поступка, извршена је проба готовог хируршког стента и уклоњени узроце евентуалне нестабилности у устима.(Слика 3.18)



Слика 3.18. Хируршки стент (Енг. *Guide*) са вођицом (Енг. *Sleeve*)

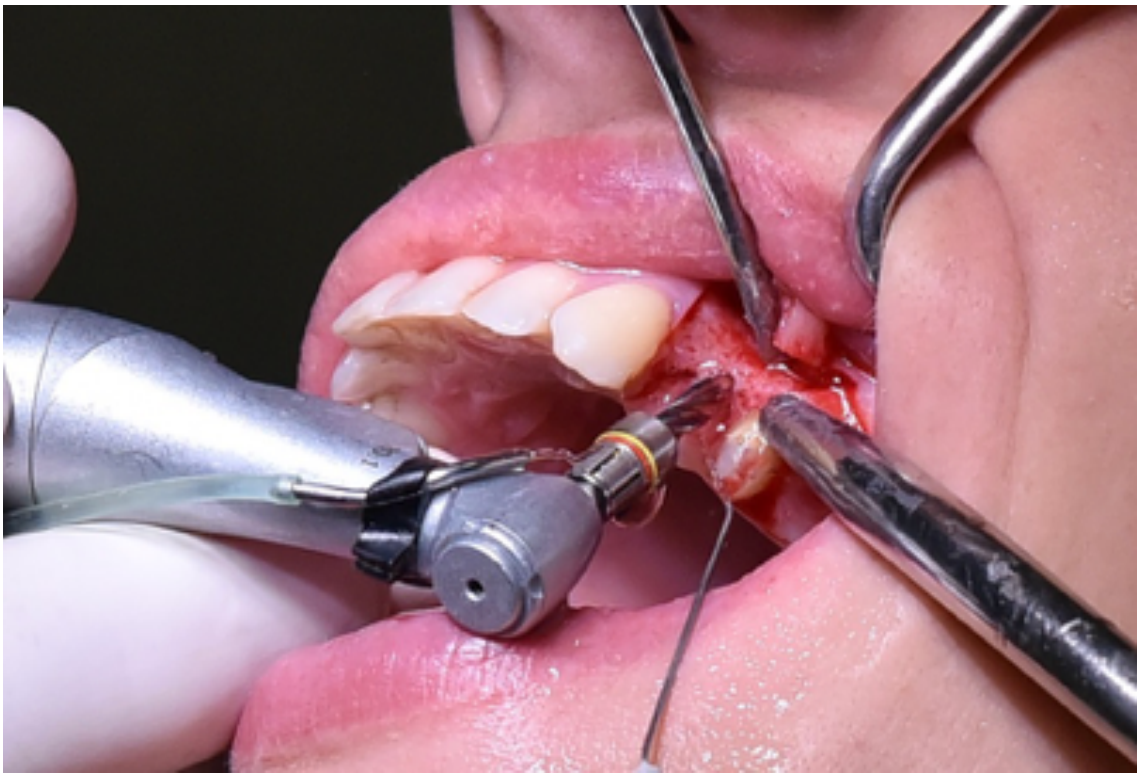
3.2.4. ХИРУРШКИ ПОСТУПАК УГРАДЊЕ ИМПЛАНТАТА

Код свих 38 пацијената са недостатком једног зуба, који су у складу са критеријумима одабрани за студију, уграђени су самоурезујући *Bredent Narrow SKY* (*Bredent®,* Њемачка) дентални имплантати димензија 3,5 x 10 mm.

Хируршки поступак уградње имплантата, након постављања хируршког стента, је подразумијевао препарацију пилот борером, кроз вођице стента, трансмукозно до дубине од 10 mm. (Слика3.19)

Слика 3.19. Препарација пилот борером кроз вођице стента

Затим се препарација наставља без употребе стента клсичном методом уз одизање мукопериосталног режња, борерима за одговарајући тип кости и имплантатни систем. (Слика 3.20). Поступак уградње имплантата спроведен је према стандардизованим упутствима произвођача и специјализованим имплантолошким хируршким сетом (*Bredent®,* Њемачка). Имплантати су у лежиште постављени машински са одређеним обртним моментом од 35 N/cm2.



Слика 3.20. Хируршки поступак уградње имплантата

3.2.5. МЈЕРЕЊЕ ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ ИМПЛАНТАТА

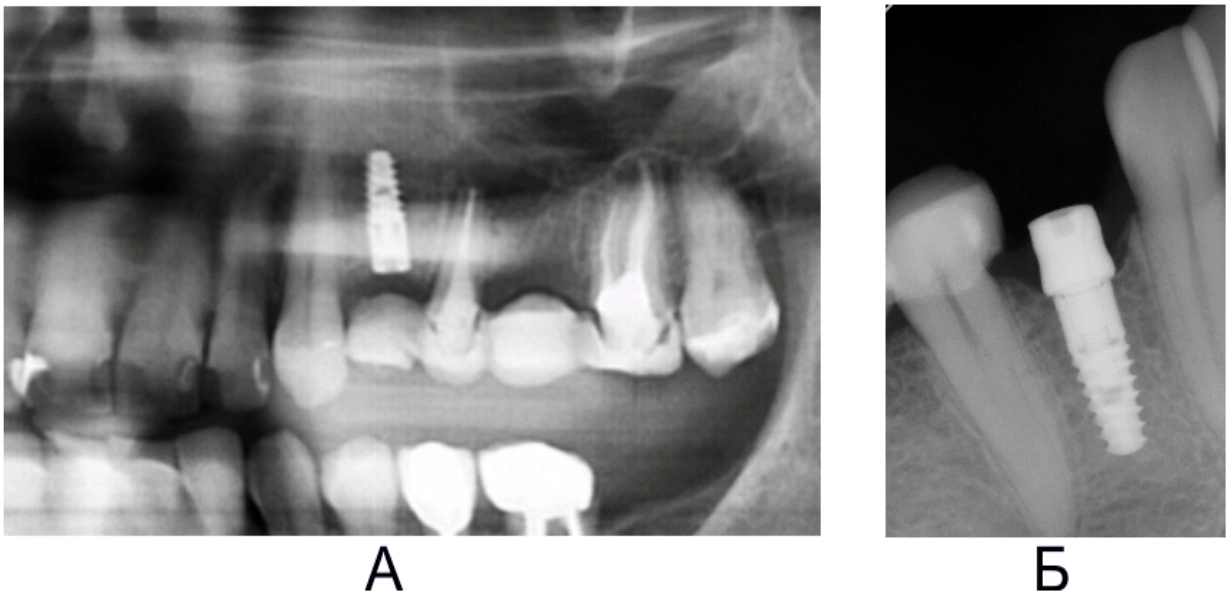
По пласирању имплантата у лежиште извршено је мјерење примарне стабилности имплантата методом анализе резонантне фреквенције (*RFA*), *Osstell mentor* апаратом (*Integration Diagnostics AB*, Гетеборг, Шведска).

Процедура *Osstell mentor* апаратом је сљедећа: на имплантат се постави одговарајуци *SmartPeg*, у овом случају *type 49* и ручно затегне преносником. Сонда *Osstell mentor* апарата се, под правим углом и са одстојањем од 2-3 mm, поставља уз *SmartPeg*, у четири (букално, орално, мезијално и дистално) или двије позиције уколико је клинички неизводљиво више (Слика 3.21).

Слика 3.21 Мјерење примарне стабилности *Osstell mentor* апаратом

Резултат изражен у *ISQ* јединицама је учитаван са екрана апарата, а за вриједност примарне стабилности имплантата је кориштена средња вредност добијених вриједности из различитих позиција.

Након завршеног поступка уградње имплантата за сваког пацијента је рађен контролни РТГ снимак. (Слика 3.22)



Слика 3.22. Контролни радиограм послије уградње денталних имплантата у А) горњој и Б) доњој вилици

3.3. СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА

За анализу примарних података коршћене су дескриптивне статистичке методе, методе за тестирање статистичких хипотеза, методе за испитивање повезаности и методе за испитивање односа исхода и потенцијалних предиктора. Зависно од типа варијабли дескрипција података је приказана као n (%) или as±sd.

Од метода за тестирање статистичких хипотеза коришћен је т-тест. За испитивање повезаности двије варијабле коришћен је *Pearson* коефицијент линеарне корелације. За испитивање односа ISQ и потенцијалних предиктора коришћена је линеарна регресија.

Статистичке хипотезе су тестиране на нивоу статистичке значајности од 0,05.

Добијени подаци су затим статистички обрађени како би се добила корелација између средње вриједности густине коштаног волумена и вриједности примарне стабилности уграђених имплантата.

У студији су вршена мјерења:

- Густине кости на основу *CBCT* снимака у *HU* јединицама;
- Примарна стабилност денталних имплантата у *ISQ* јединицама;
- Патохистолошке карактеристике кости изражена у остеоцитном броју (*NOt/BAr*).

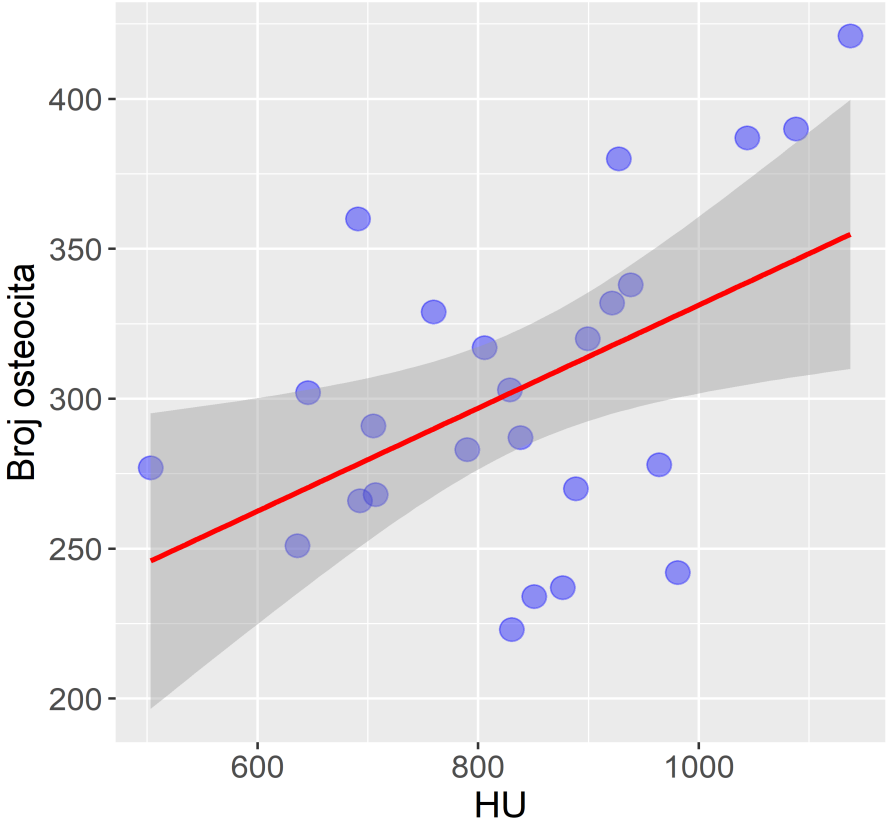
Истраживање је спроведено у Клиничком Центру Црне Горе, ПЗУ ”В-дентал центар” у Подгорици и Факултету медицинских наука у Крегујевцу. Истраживање је одобрено од стране Етичког комитета Клиничког Центра Црне Горе бр. 03/01-4536/1.

4. РЕЗУЛТАТИ

4.1 РЕЗУЛТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ СТУДИЈЕ НА МАТЕРИЈАЛУ ЖИВОТИЊСКОГ ПОРИЈЕКЛА

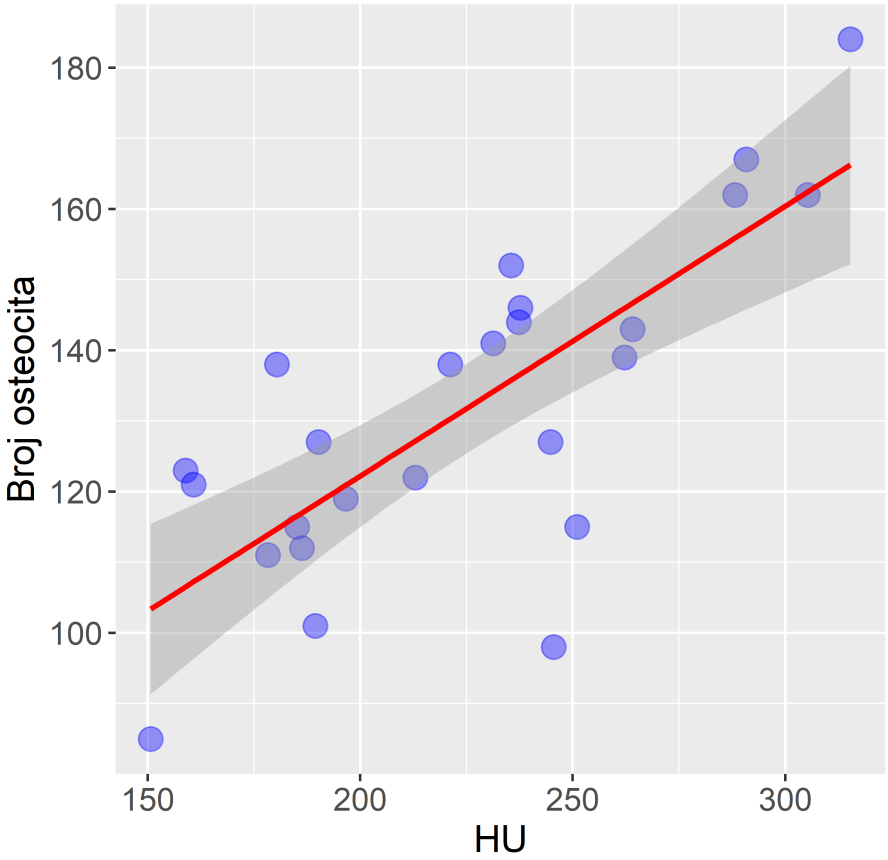
Дио експерименталне студија на материјалу животињског поријекла која је спроведена у циљу радиолошке и патохистолошке верификације густине кости је рађена је на 25 узорака (пресјека) говеђег фемура и 25 узорака свињског ребра.

У циљу утврђивања повезаности радиолошке анализе густине кости изражене у HU јединицама измјерених *CBCT* апаратом и патохистолошких карактеристика (броја остеоцита) на материјалу животињског поријекла, говеђем фемуру, добијени резултати потврђују да постоји статистички значајна осредња повезаност ових варијабли (r=0,482; p=0,015). (Графикон 4.1)



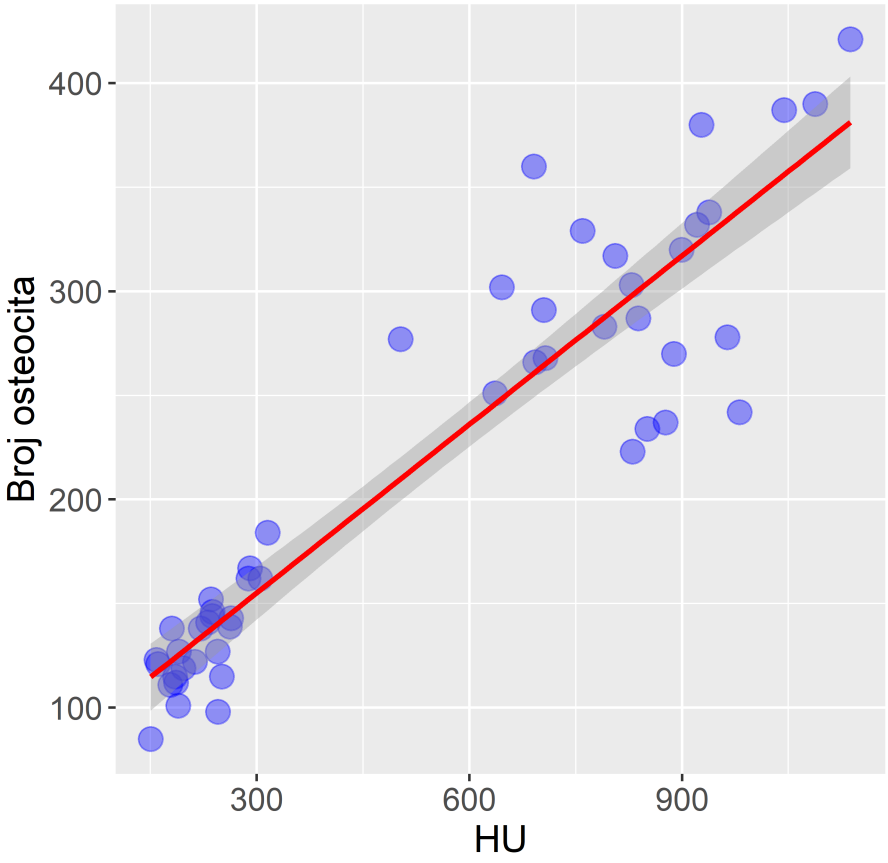
Графикон 4.1 Повезаност густине кости изражене у HU јединицама и броја остеоцита у говеђем фемуру

Добијени резултати потврђују значајну јаку статистичку повезаност густине кости изражене у HU јединицама и броја остеоцита, на материјалу животињског поријекла, свињском ребру (r=0,766; p<0,001). (Графикон 4.2.)



Графикон 4.2 Повезаност густине кости изражене у *HU* јединицама и броја остеоцита у свињском ребру

Резултати повезаности *HU* јединица и броја остеоцита укупно на свим испитиваним коштаним узорцима (говеђи фемур и свињско ребро) потврђују да постоји статистички значајна јака позитивна повезаност *HU* и броја остеоцита укупно *(r=0,926; p<0,001)*. Више вредности *HU* повезане су са вишим вриједностима броја остеоцита. (Графикон 4.3)



Графикон 4.3 Повезаност густине кости изражене у *HU* јединицама и броја остеоцита у свињском ребру

Након верификоване статистички значајне повезаности између *HU* јединица и патохистолошких катактеристика кости на материјалу животињског поријекла експертиментална студија на материјалу животињског поријекла, која је требала да утврди повезаност између густине кости изражене у HU јединицама и примарне стабилности денталних имплантата различитог дизајна је спроведена на 20 узорака свињских ребара и 20 узорака говеђих фемура у која су уграђивана по два имплантата. У овој студији је уграђено 40 самоурезујућих имплантата и 40 неурезујућих (50%).

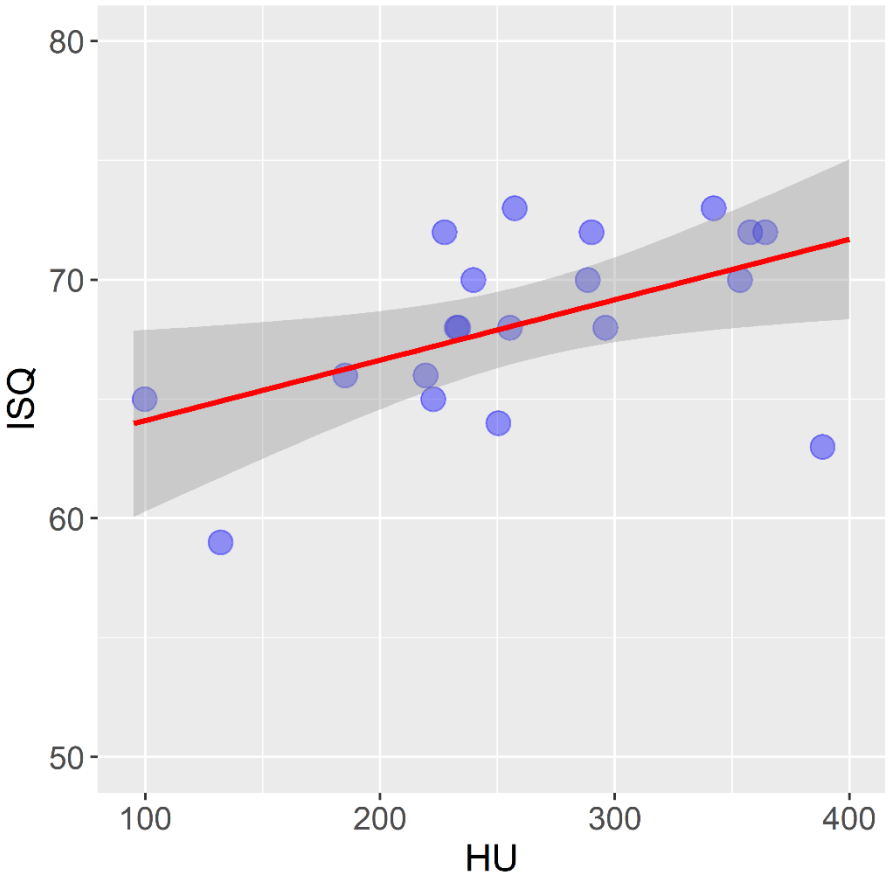
Дистрибуција средњих вриједности густине кости изражене у *Hounsfild* јединицама у односу на говеђи фемур и свињско ребро је приказана у Табели 4.1.

Табела 4.1 Приказ вриједности густине кости изражене у *HU* јединицама у односу на кост

HU	n	x̄	sd	med	min	max
говеђи фемур	40	851,8	193,0	827,2	422,9	1236,9
свињско ребро	40	255,7	66,1	254,1	99,7	388,6

Аритметичка средина и стандардна девијација густине кости изражене у *HU* јединицама у говеђем фемуру износила је 851,8±193,0, док је код свињског ребра износила 255,7±66,1, што је статистички значајна разлика ($t=18,478$; $p<0,001$).

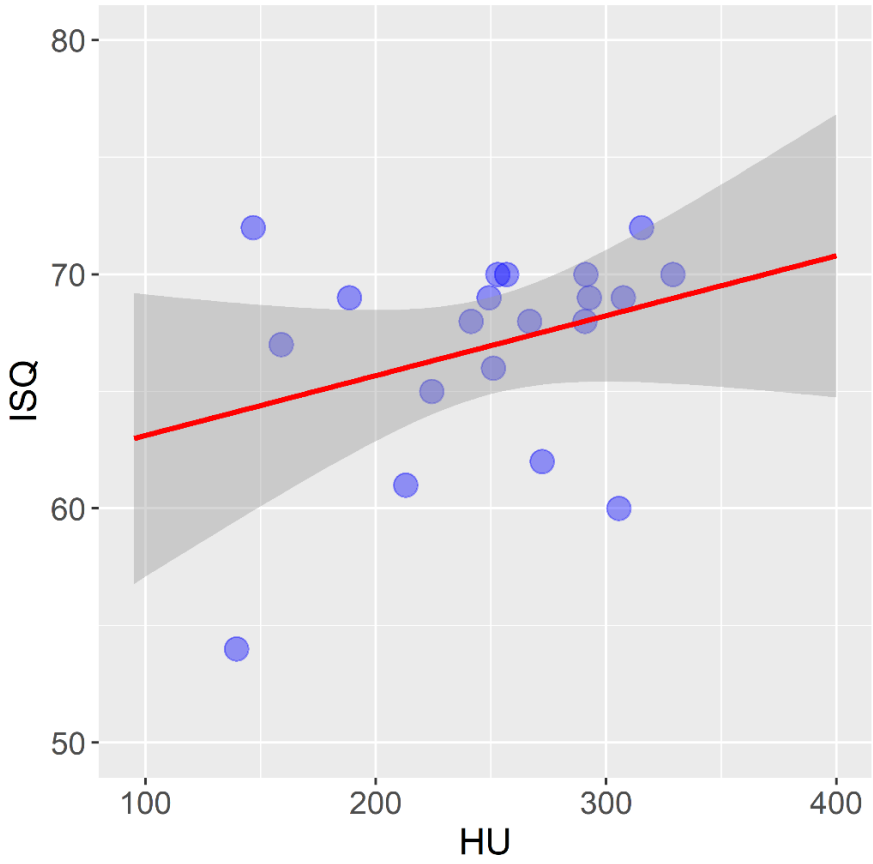
Повезаност средњих вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности самоурезујућих денталних имплантата уграђених у свињско ребро приказана је Графиконом 4.4



Графикон 4.4 Повезаност густине кости и примарне стабилности самоурезујућих имплантата код свињског ребра

Код самоурезујућих имплантата у свињском ребру, постоји статистички значајна осредња позитивна повезаност између густине кости изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности денталних имплантата изражене у ISQ јединицама (r=0,506; p=0,023).

Графиконом 4.5 је приказана повезаност средњих вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности неурезујућих денталних имплантата код свињског ребра.



Графикон 4.5 Повезаност густине кости и примарне стабилности неурезујућих имплантата код свињског ребра

Код неурезујућих имплантата у свињском ребру, не постоји статистички значајна повезаност између густине кости изражене у HU јединицама и примарне стабилности денталних имплантата изражене у ISQ jedinicama (r=0,318; p=0,172).

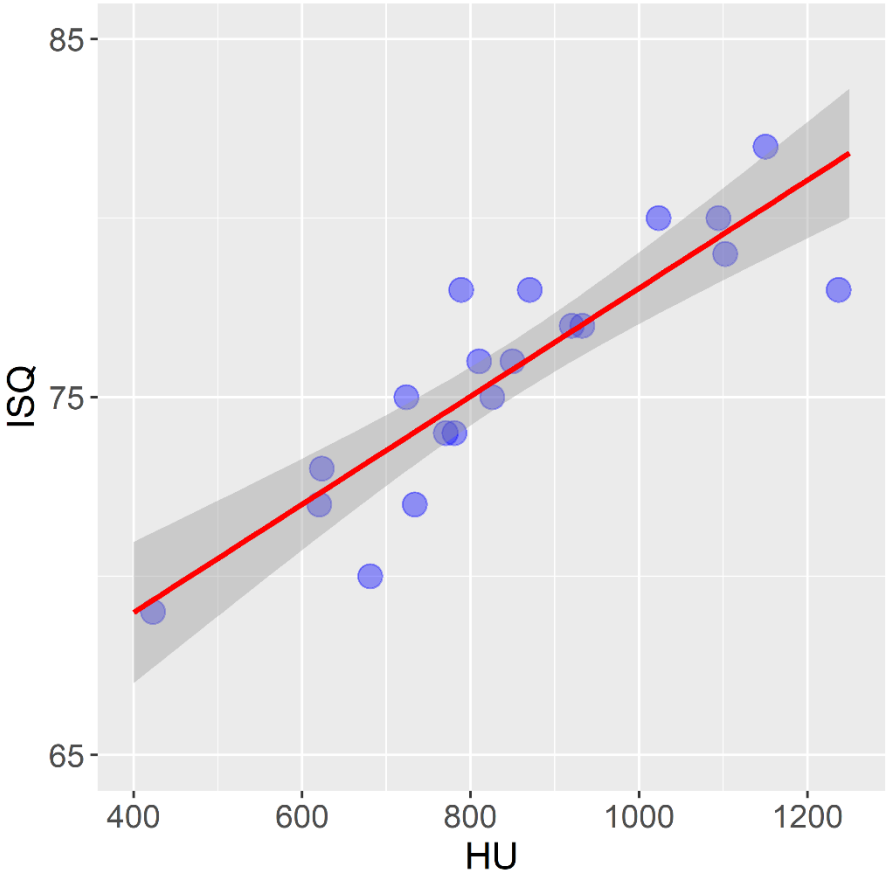
У Табели 4.2 дат је приказ вриједности примарне стабиности самоурезујућих и неурезујућих имплантата у свињском ребру.

Табела 4.2. Вриједност ISQ у свињском ребру у односу на врсту имплантата

ISQ	n	x̄	sd	med	min	max
самоурезујући	20	68,2	3,8	68,0	59,0	73,0
неурезујући	20	67,0	4,5	68,5	54,0	72,0

Аритметичка средина и стандардна девијација вриједности примарне стабилности самоурезујућих имплантата изражена у ISQ јединицама у свињском ребру износила је 68,2±3,8, док је код неурезујућег износила 67,0±4,5, што није статистички значајна разлика (t=0,947; p=0,350).

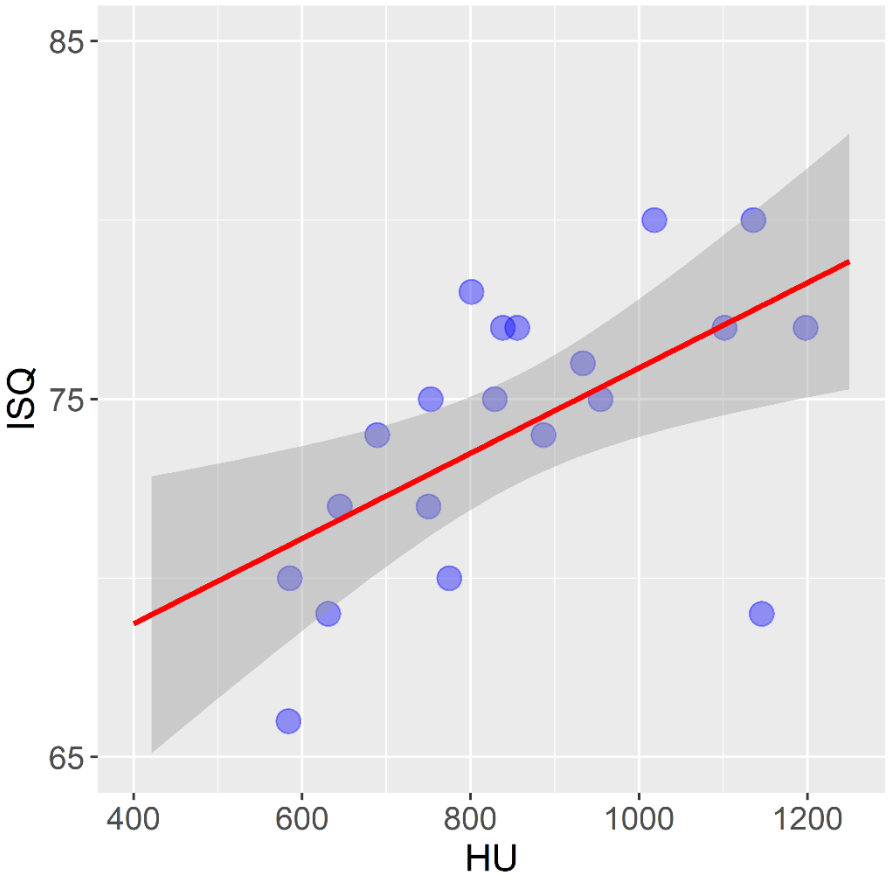
Средње вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и изражене у *HU* јединицама и њихова повезаност са примарном стабилношћу самоурезујућих денталних имплантата уграђених у говеђи фемур приказана је Графиконом 4.6.



Графикон 4.6 Повезаност густине кости и примарне стабилности самоурезујућих имплантата код говођег фемура

Код самоурезујућих имплантата уграђених у говеђи фемур, постоји статистички значајна јака позитивна повезаност између густине кости изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности имплантата изражене у *ISQ* јединицама (r=0,880; p<0,001).

На Графикону 4.7 је приказана повезаност средњих вриједности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности неурезујућих денталних имплантата код говеђег фемура.



Графикон 4.7 Повезаност густине кости и примарне стабилности неурезујућих имплантата код говеђег фемура

Код неурезујућих имплантата у говеђем фемуру, постоји статистички значајна осредња позитивна повезаност између густине кости изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности имплантата изражене у *ISQ* јединицама (r=0,584; p=0,007).

Вриједности примарне стабиности самоурезујућих и неурезујућих имплантата у говеђем фемуру су приказане у Табели 4.3

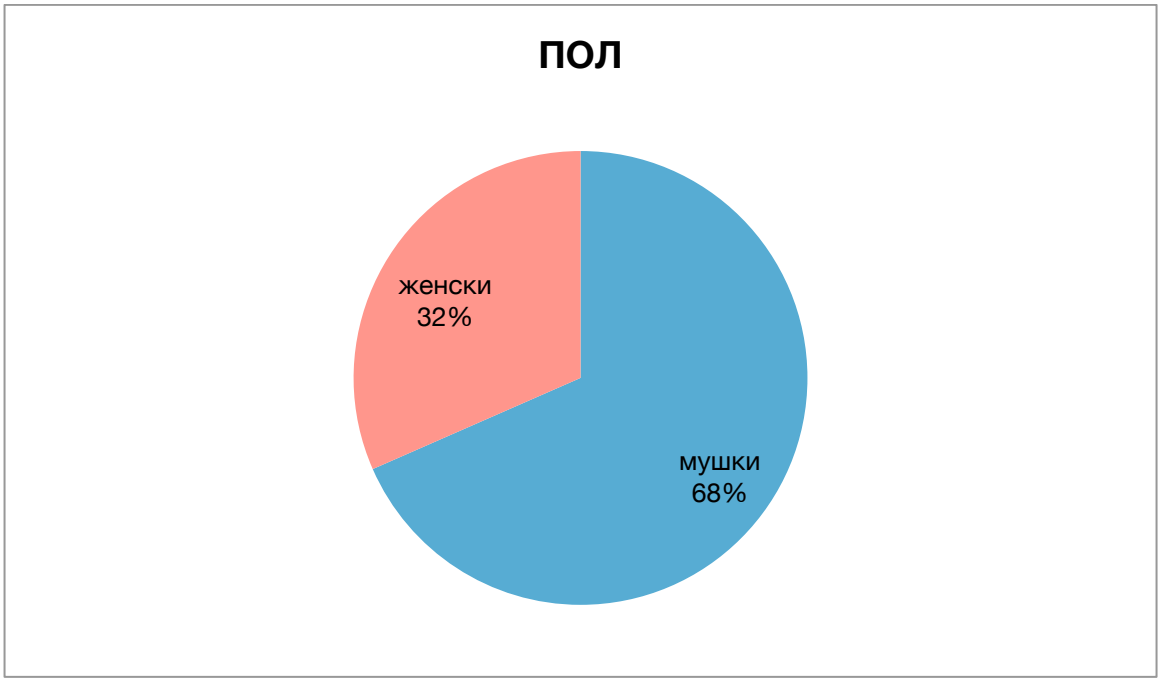
Табела 4.3 Вриједност *ISQ* у говеђем фемуру у односу на врсту имплантата

ISQ	n	x̄	sd	med	min	max
самоурезујући	20	75,8	3,4	76,0	69,0	82,0
неурезујући	20	74,2	3,9	75,0	66,0	80,0

Аритметичка средина и стандардна девијација примарне стабилности самоурезујућих имплантата у говеђем фемуру износила је 75,8±3,4 *ISQ*, док је код неурезујућих износила 74,2±3,9 *ISQ*, што није статистички значајна разлика (t=1,381; p=0,175).

4.2 РЕЗУЛТАТИ КЛИНИЧКЕ ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ СТУДИЈЕ НА ЉУДИМА

Од тридесет осам пацијената укључених у клиничку екпериментану студију на људима 68,4% пацијената је било мушког, а 31.6% женског пола (Графикон 4.8).



Графикон 4.8 Графички приказ дистрибуције испитаника према полу

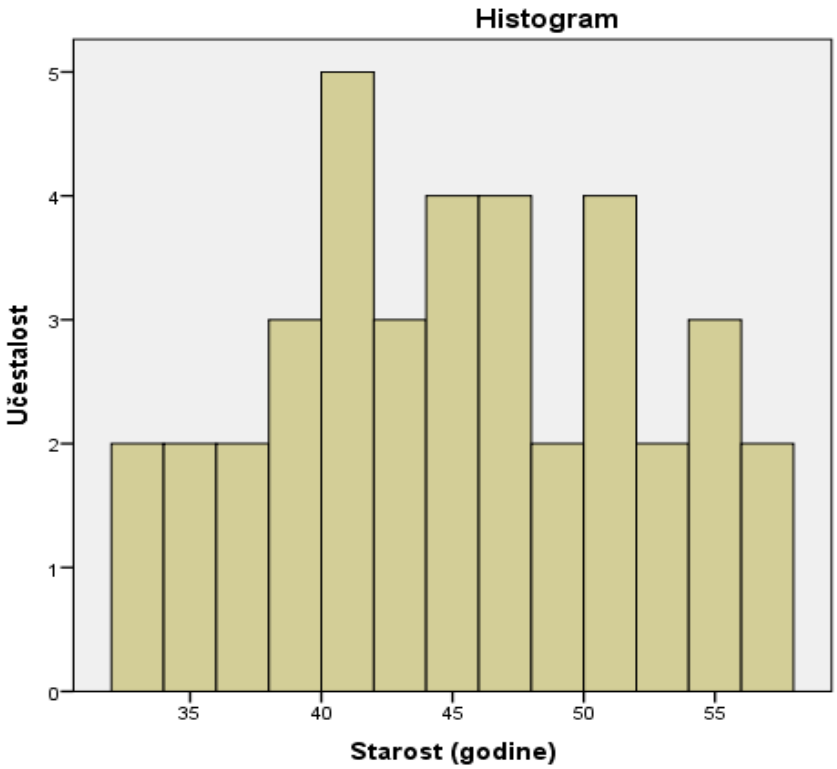
Уграђено је по 19 имплантата у бочној регији мандибуле и 19 у бочној регији максиле (50%).

Дистрибуција испитаника према полу и вилици у којој су уграђивани имплантати приказана је у Табели 4.4. Имплантате у мандибули имало је 78,9% мушког и 21,1% женског пола, док је импланте у максили имало 57,9% мушког и 42,1% женског пола, што није статистички значајна разлика (hi-квадрат=1,949; p=0,163).

Табела 4.4 Дистрибуција испитаника према полу и броју имплантата уграђених у вилицама

Пол	мандибула		максила		Укупно	
	n	%	n	%	n	%
мушки	15	78,9	11	57,9	26	68,4
женски	4	21,1	8	42,1	12	31,6
Укупно	19	100,0	19	100,0	38	100,0

Просјечна старост свих испитаника у истраживању износила је 44,6±6,8 година. Најмлађи испитаник имао је 33 а најстарији 57 година што је графички приказано Графиконом 4.9.



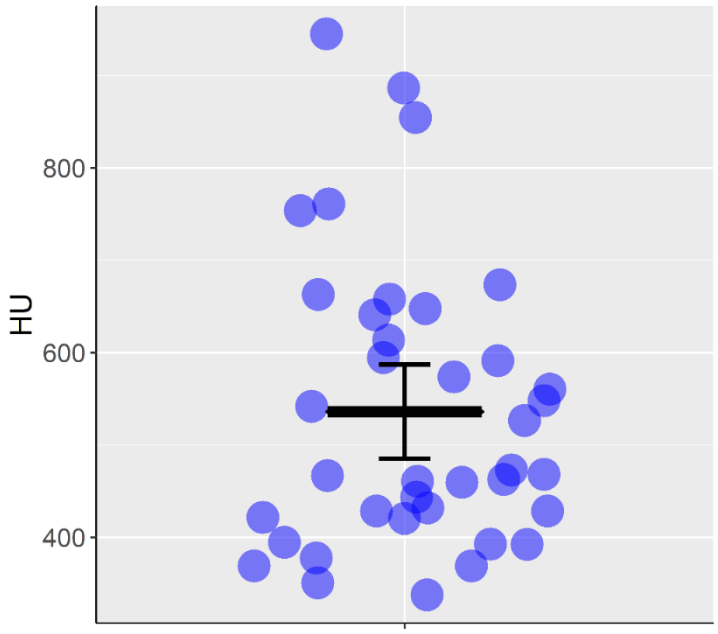
Графикон 4.9 Дистрибуција испитаника према старости

На основу подјеле испитаника на двије старосне групе, од укупног броја испитаника, у истраживању је 81,6% пацијената било испод 50 година старости, а 18,4% пацијената је било преко 50 година. (Табела 4.5)

Табела 4.5 Структура испитаника у истраживању према категоријама старости

Старост (године)	n	%
≤50	31	81,6
>50	7	18,4
Укупно	38	100,0

Аритметичка средина измјерене густине кости свих испитаника у истраживању износила је 536,2 HU (95% CI 485,1-587,2) (Графикон 4.10).



Графикон 4.10 Вриједности густине кости у истраживању изражене у *HU* јединицама

Разлика у густини кости између мандибуле и максиле представљена је у Табели 4.6

Табела 4.6 Густина кости испитаника у односу на вилицу

HU	n	x̄	sd	med	min	max
Мандибула	19	642,6	146,8	640,7	420,1	944,7
Максила	19	429,8	64,3	428,4	337,6	591,0

Аритметичка средина и стандардна девијација густине кости у мандибули износила је 642,6±146,8 *HU*, док је у максили износила 429,8±64,3 *HU*, што је статистички значајна разлика (t=5,789; p<0,001). У мандибули су нађене значајно више вриједности густине кости изражене у *HU* јединицама.

Различита дистрибуција густине кости у односу на пол приказана је у Табели 4.7.

Табела 4.7 Густина кости испитаника у односу на пол

HU	n	x̄	sd	med	min	max
мушки	26	585,3	157,5	575,6	392,5	944,7
женски	12	429,8	81,7	393,2	337,6	573,5

Аритметичка средина и стандардна девијација густине кости код мушкараца износила је 585,3±157,5 HU, док је код жена износила 429,8±81,7 HU, што је статистички значајна разлика (t=4,001; p<0,001). Мушкарци имају значајно више вредности HU.

У табели 4.8 приказани су резултати дистрибуције густине кости у односу на старосне категорије.

Табела 4.8 Густина кости испитаника у односу на старосну категорију

HU	n	x̄	sd	med	min	max
≤50	31	555,1	159,7	526,3	350,5	944,7
>50	7	452,3	105,4	443,2	337,6	594,4

Аритметичка средина и стандардна девијација густине кости код испитаника старости ≤50 година износила је 555,1±159,7, док је код испитаника старости >50 година износила 452,3±105,4, што није статистички значајна разлика (t=1,615; p=0,115).

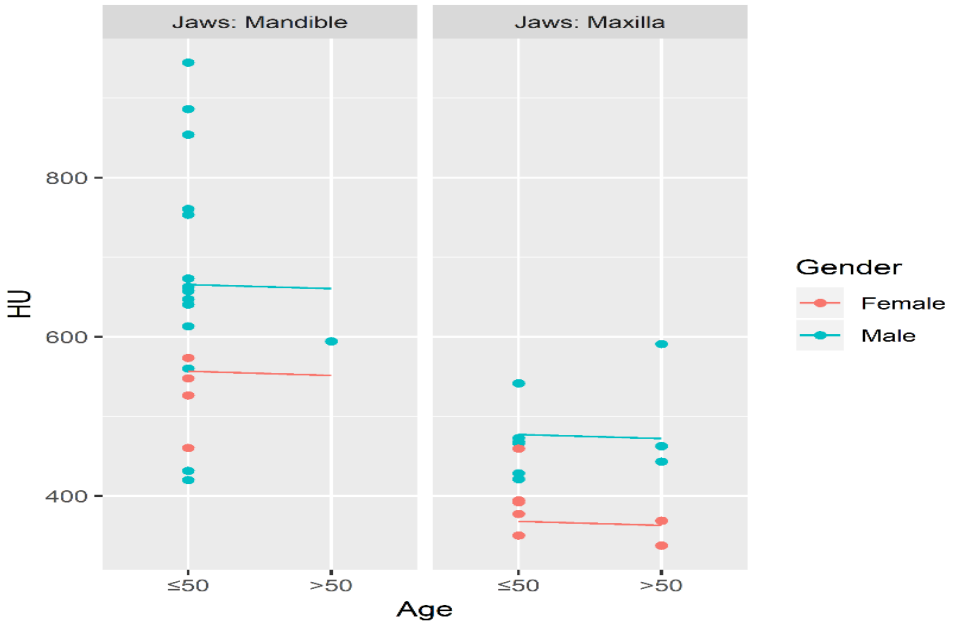
У модел мултиваријантне линеарне регресије са густином кости (HU) као зависном варијаблом укључени су они предиктори који су у моделу униваријантне линеарне регресије били статистички значајни на нивоу значајности од 0,05.

Модел садржи 2 предиктора наведених у Табели 4.9 који су упоређени на 38 испитаника. Читав модел (са свим предикторима) био је статистички значајан (п<0,001). Модел објашњава 59% варијансе зависне варијабле. Није постојала мултиколинеарност између предиктора.

У моделу мултиваријантне линеарне регресије статистички значајни предиктори виших вредности HU су: доња вилица (B=189,807; p<0,001) и мушки пол (B=109,268; p=0,005). (Графикон 4.11)

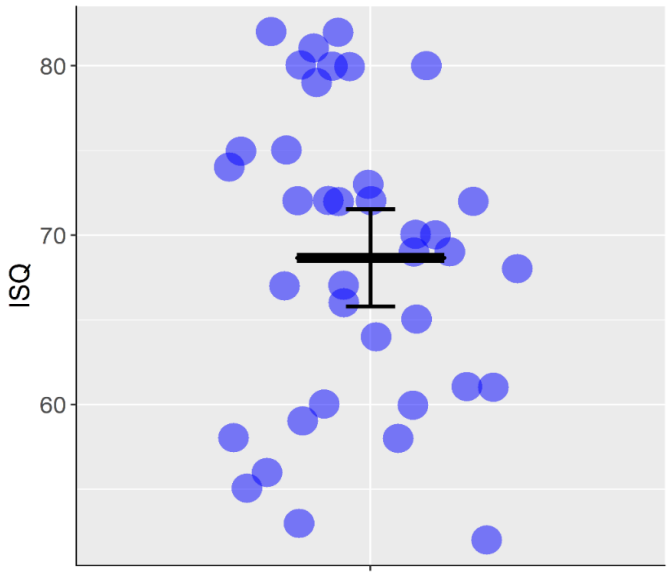
Табела 4.9 Линеарна регресија са *HU* као зависном варијаблом

Независне варијабле	Униваријантна линеарна регресија		Мултиваријантна линеарна регресија	
	B	p	B	p
Вилица (доња vs горња)	212,811	<0,001	189,807	<0,001
Пол (мушки vs женски)	155,503	0,003	109,268	0,005
Старост (до 50 vs више од 50)	102,747	0,115	-	-



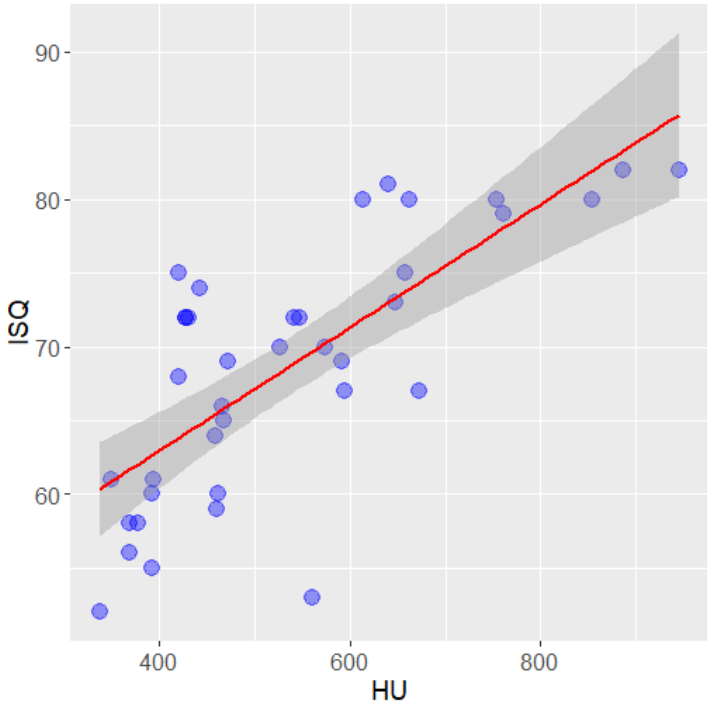
Графикон 4.11 Однос вилице, пола и старости на густину кости

Аритметичка средина примарне стабилности денталних имплантата, изражена у ISQ јединицама, свих испитаника у истраживању износила је 68,7 ISQ (95% CI 65,8-71,5).(Графикон 4.12)



Графикон 4.12 Вриједности примарне стабилности у истраживању изражене у ISQ јединицама

Постоји статистички значајна јака позитивна повезаност *HU* и *ISQ* (p=0,744, п<0,001). Више вредности HU повезане су са вишим вредностима *ISQ*. (Графикон 4.13)



Графикон 4.13 Повезаност густине кости и примарне стабилности денталних имплантата

Дистрибуција примарне стабилности денталних имплантата уграђених у различитим вилицама је приказана у Табели 4.10

Табела 4.10 Вриједности примарне стабилности у односу на вилицу

ISQ	n	x̄	sd	med	min	max
Мандибула	19	73,2	8,1	73,0	53,0	82,0
Максила	19	64,2	7,0	64,0	52,0	75,0

Аритметичка средина и стандардна девијација примарне стабилности денталних имплантата у мандибули износила је 73,2 ± 8,1 *ISQ*, док је у максили износила 64,2 ± 7,0 *ISQ*, што је статистички значајна разлика (t=3,673; p=0,001). У мандибули су нађене значајно више вредности *ISQ*.

Расподјела примарне стабилности денталних имплантата у односу на пол приказана је у Табели 4.11

Табела 4.11 Примарна стабилност денталних имплантата у односу на пол

ISQ	n	x̄	sd	med	min	max
мушки	26	71,8	7,9	72,0	53,0	82,0
женски	12	61,8	6,1	60,5	52,0	72,0

Аритметичка средина и стандардна девијација *ISQ* код мушкараца износила је 71,8±7,9, док је код жена износила 61,8±6,1, што је статистички значајна разлика (t=3,895; p<0,001). Дентални имплантати уграђени код особа мушког пола показују значајно више вредности примарне стабилности.

Дистрибуција вриједности примарне стабилности коју показују дентални имплантати уграђени код особа различитих старосних категорија приказана је у Табели 4.12

Табела 4.12 Примарна стабилност денталних имплантата у односу на старосне категорије

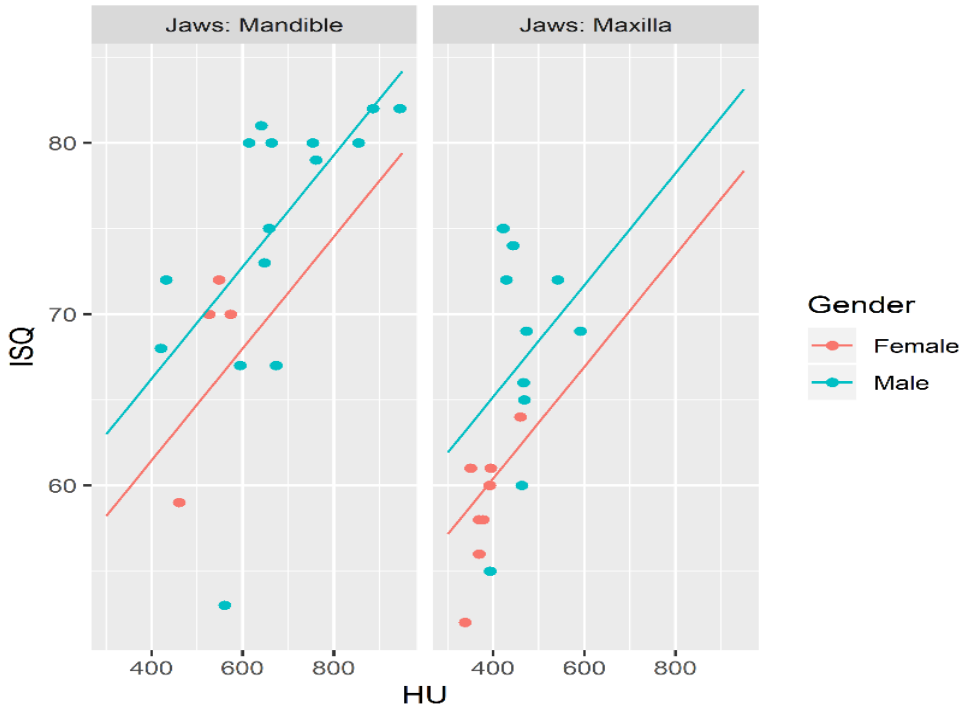
ISQ	n	x̄	sd	med	min	max
≤50	31	70,1	8,4	72,0	53,0	82,0
>50	7	62,3	7,9	60,0	52,0	74,0

Аритметичка средина и стандардна девијација *ISQ* код испитаника старости ≤50 година износила је 70,1±8,4, док је код испитаника старости >50 година износила 62,3±7,9, што није статистички значајна разлика (t2,252; p=0,031). Више вриједности примарне стабилности показују дентални имплантати уграђени код млађих испитаника.

У модел мултиваријантне линеарне регресије са *ISQ* као зависном варијаблом укључени су они предиктори који су у моделу униваријантне линеарне регресије били статистички значајни на нивоу значајности од 0,05.
Модел садржи 4 предиктора наведених у Табели 4.13 који су упоређени на 38 испитаника. Комплетан модел (са свим предикторима) био је статистички значајан (p<0,001). Модел објашњава 63% варијансе зависне варијабле. Није постојала мултиколинеарност између предиктора.
У моделу мултиваријантне линеарне регресије статистички значајни предиктори виших вредности *ISQ* су: мушки пол (B=4,669; p=0,047) и више вредности *HU* (B=0,032; p<0,001). (Графикон 4.14)

Табела 4.13 Линеарна регресија са ISQ као зависном варијаблом

Независне варијабле	Униваријантна линеарна регресија		Мултиваријантна линеарна регресија	
	B	p	B	p
Вилица (доња vs горња)	9,000	0,001	0,138	0,959
Пол (мушки vs женски)	10,096	<0,001	4,669	0,047
Старост (до 50 vs више од 50)	7,811	0,031	3,782	0,141
HU	0,042	<0,001	0,032	0,001



Графикон 4. 14 Однос предиктора и примарне стабилности

5. ДИСКУСИЈА

5.1 ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА СТУДИЈА НА МАТЕРИЈАЛУ ЖИВОТИЊСКОГ ПОРИЈЕКЛА

Имплантатна терапија у данашњој модерној стоматолошкој терапији представља терапију избора индиковану за све типове безубости. Развојем имплантологије и мултидисциплинарним медицинским приступом већина контраиндикација за имплантатну терапију је временом преведена из апсолутних у релативне, са тенденцијом смањивања компликација и повећањем стопе успјешности. Стопа успјешности имплантатне терапије, према највећем броју истраживања, креће се у распону од 90% до 95% успјешности. (7-19)

Фактори који утичу на успјешност имплантатне терапије су могобројни, а везани су најчешће за особине пацијента, тип имплантата и вјештине терапеута. (148-154)

Факторе који негативно утичу на успјех имплантатне терапије, а на које се може утицати, треба још у фази планирања препознати, а њихове недостатке надомјестити адекватним планом терапије.

Различита стопа успјешности имплантатне терапије у различитим регионима алвеоларнх наставака горње и доње вилице је услољена доказаном разликом у квалитету кости. Квалитет кости, поред дизајна имплантата и хируршке технике уградње представља важну детерминанту вриједности примарне стабилности имплантата која је основни предуслов успјешне осеоинтеграције и успјеха терапије.(50-52)

У преимплантолошкој припреми на основу адекватне и објективне процјене квалитета кости могуће је процијенити примарну стабилност будућег имплантата што може условити адекватан одабир плана терапије и осигурати успјешност. (155)

Добијени резултати дијела презентоване експерименталне студије који се односи на хистолошку верификацију густине кости измјерене на CBCT апарату и изражене у HU јединицама и повезаност са патохистолошки карактеристикама костију анималног поријекла, израженим остеоцитним бројем, показују јаку статистички значајну повезаност *(r=0,926)*.

У литератури постоји велики број радова који су истраживали хистоморфометријске карактеристике кости укључујући и густину остеоцита. Студије *Hobdell*- а и сар (1971), *Mullender* -а и сар (1996), и *Torres-Lagares* -а и сар (2010) које су се бавиле истраживањем повезаности густине и броја остеоцита са коштаном густином су показале резултате сличне нашој студији. (156-158) Студије *Aksoy*-а и сар (2009), *Díaz*–а и сар (2016) и *Uto*-а и сар (2017) рађене на основу дигиталне морфометрије, хистоморфометријским софтверима, такође потврђују позитивну корелацију између остеоцита и густине кости. (159-161)

Након добијања статистички значајне повезаности између *HU* јединица добијених *CBCT* апратом и патохистолошких карактеристика густине кости на материјалу анималног поријекла рађен је други дио експерименталне студије планиране за испитивање циљева који су и главни предмет ове дисертације. Наиме, уомам експерименталном дијелу ове студије који је рађен на материјалу животињског поријекла, свињским ребрима и говеђем фемуру, вршена је процјена утицаја густине кости на основу *CBCT* снимака на примарну стабилност код различитог дизајна денталних имплантата, самоурезујућих и неурезујућих.

Експанзиван развој радиолошке дијагностике и њена примјена у имплантологији омогућила је објективну преимплантолошку припрему и одабир оптималног плана терапије. Увођењем тродимензионалног мултипланарног приказа коштаног тегмента вилица, прво примјеном Компјутеризоване томографије (*CT*), а затим примјеном вишеслојне компјутеризоване томографије (*MSCT*) и примјеном компјутеризоване томографије конусних зрака (*CBCT*) у имплантолошку праксу омогућена је објективна квалитативна и квантитативна анализа кости. (73,74, 93, 98-101)

Евалуација квалитета густине кости и у експерименталном дијелу студије на костима животињског поријекла и у клиничком дијелу студије на људима је рађена на основу софтверске анализе *CBCT* снимака и изражена у *HU* јединицама. Валидност процјене густине кости изражене у *HU* јединицама на основу *CBCT* и *CT* снимака је била у фокусу бројних истраживања. *Armstrong* (2006) и *Arisan* и сар (2013) су указали да постоји разлика у вриједностима *HU* јединица код анализе материјала сниманог под истим условима на *CT*-у и *CBCT*-у. (74,162) У истраживањима за процјену густине кости изражену у HU јединицама данас срећемо и анализу *CT* снимака и анализу *CBCT* снимака као валидне методе за евалуацију густине кости и методе избора у преимплантолошкој фази. Због своје доступности, мање дозе зрачења и једноставнијом инсталацијом *CBCT* је заступљенија метода у стоматолошкој пракси. (73, 93, 162, 163)

У екпериментној студији, просјечне густине кости изражене у *HU* јединицама у говеђем фемуру, који је кориштен као модел хумане доње вилице, износила је 851,8 *HU*. Најнижа добијена просјечна вриједност густине кости говеђег фемура је износила 442,9 HU, а највиша износила 1236,9 HU. Све добијене вриједности одговарају квалитету кости класификованим у категорије D1 и D2 према *Misch-u* (90) и Q1, Q2/Q3 према *Nortonu i Gemblu* (91) које се према овим ауторима локализацијски могу наћи у алвеоларним наставцима доње вилице.

Просјечна густина кости у свињском ребру, које је кориштено као модел хумане горње вилице, је износила 255,7 *HU*. Минимална вриједност је износила 99,7 *HU*, а максимална 388,6 *HU*. Просјечна вриједност квалитета кости свињског ребра одговара квалитету кости класификованим у категорију D4 према *Misch-u* (90) и и Q4 према *Nortonu i Gemblu* (91) које се према овим ауторима локализацијски могу наћи у бочном региону горње вилице. Регистрована минимална вриједност просјечне густине кости на једном узорку свињског ребра без примјетног одступања примарне стабилности и макроскопски примјетне смањене чврстоће на том узорку, можемо објаснити, у литератури описаном, парцијалним волумним ефектом (енг. *Partial volume effect*). Када се у једном вокселу нађу различите врсте ткива, у овом случају мекоткивне шупљике и коштане гредице, са различитим

коефицијентима слабљења x – зрака некада то утиче на квалитет слике и може се добити нетачан налаз на *CT*-у или *CBCT*-у. (164)

Резултати представљене експерименталне студије нијесу показали значајну статистичку разлику примарне стабилности између самоурезујућих и неурезујућих имплантата у обије врсте коштаног ткива. До сличних резултата да нема значајне статистичке разлике дошли су *Bilhan* i sar. *(2015)* у *in vitro* студији испитујући повезаност примарне стабилности двије врсте имплантата у различитим врстама коштаног ткива. Резултати вриједности примарне стабилности у њиховој студији су нешто већи за обије врсте имплантата у односу на нашу студију, што се може објаснити употребом имплантата већег дијаметра и дужине. (165) *Falco* и сар. *(2018),* чија студија је, такође, рађена на материјалу животињског поријекла, показала је статистички значајну разлику примарне стабилности код самоурезујућих имплантата у односу на неурезујуће у костима слабије густине D4, док у осталим врстама костију није било значајније разлике.(166) Друга истраживања која су се бавила примарном стабилношћу имплантата различитог дизајна закључују да су главне детерминанте примарне стабилности густина кости и макродизајн имплантата те да се самоурезујући имплантати препоручују за кости слабије густине и имедијатну уградњу. (39, 96, 144,145, 112-116, 122)

Према резултатима презентоване екпериментане студије на свињским ребрима постоји статистички значајна осредња позитивна повезаност између густине кости изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности самоурезујућих денталних имплантата изражене у *ISQ* јединицама (r=0,506; p=0,023). Док код неурезујућих денталних имплантата у овој врсти кости није постојала статистички значајна разлика. *Isoda* и сар (2012) су у сличној *in vitro* студији на материјалу животињког поријекла доказали значајну позитивну повезаност између густине кости измјерене на *CBCT* апарату и примарне стабилности самоурезујућих денталних имплантата. (167) Сличне резултате о повезаности густине кости измјерене на *CBCT* апарату и примарне стабилности имплантата су објавили и *Möhlhenrich* и сар (2019). (168) Разлика у повезаности процјене густине кости и примарне стабилности код двије врсте имплантата у кости слабије густине може се објаснити у

макродизајну навоја. *Marquezan* и сар (2012) су у ревијском раду, анализирајући тринајест радова који су анализирали повезаност различитих фактора и примарне стабилности имплантата, извели закључак да самоурезујући имплантати са агресивнијим навојима показују бољу примарну стабилност у односу на неурезујуће денталне имплантате. (169)

Код самоурезујућих импланата уграђених у говеђи фемур, постоји статистички значајна јака, а код неурезујућих средње јака позитивна повезаност између густине кости изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности имплантата изражене у ISQ јединицама у презентованој студији. Позитивну корелацију густине кости изражене у *HU* јединицама и примарне стабилности имплантата објавили су *Fuleter-Tores* и сар (2001), *Isoda* и сар (2012) што се слаже са резултатима презентоване студије. (22,167)

5.2 КЛИНИЧКА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА СТУДИЈА НА ЉУДИМА

За анализу густине кости, у клиничком дијелу студије, је кориштена софтверска анализа на основу *CBCT* снимака.

Према класификацији *Nortona и Grmble-а* софтверски измјерена густина кости на мјесту планираном за уградњу имплантата која износи више од + 850 *HU* одговара Q1 квалитету кости према *Lekholmu и Zarbu* и карактеристична је за антериорни регион мандибуле. Густина кости између +500 и + 850 *HU* одговара *Q2* и *Q3* квалитету кости у постериорном региону мандибуле и антериорном максиле, док густина кости од 0 – 500 одговара *Q4* квалитету гости за постериорни регион максиле. (91)

Густина кости добијена софтверском анализом у презентованом истраживању у постериорном региону максиле износила је 429,8 *HU* што одговара квалитету кости *Q4*, а у постериорном региону мандибуле износила је 642,6 *HU* што одговара *Q2* и *Q3* квалитету кости који се према литературним подацима очекује у тим регионима.

Fuster-Torres и сар (2011), *Hiasa K* и сар (2011) и *Herekar M* и сар. (2014) су у резултатима објављених студија добили сличне или нешто више вриједности просјечне густине кости у максили и мандибули у односу на наше истраживање. Обзиром да је наше истраживање рађено у бочним регијама, сматрамо да нешто већа густина кости код ових аутора произилази из фронталних региона вилица или веће разлике у дистрибуцији полова пацијената. (22,170,171)

Просјечна вриједност густине кости, бочних регија, обије вилице измјерена на 38 пацијената износила је 536,16 *HU*. Презентовани резултати су слични резултатима добијеним у клиничкој студији *Fuster-Torres* и сар (2011) гдје је аритметичка средина просјечних густина кости у постериорним регијама максиле и мандибуле износила 568,5 *HU*. (22)

Према сличној клиничкој студији *Turkyilmaz* и сар (2007) рађеној на узорку од 108 пацијената добијени су резултати средње вриједности густине кости у постериорном

региону максиле 459 HU, односно у постериорном региону мандибуле 669 *HU*. Као и у презентованој студији уочена је значајна статистичка корелација између густине кости изражене у HU јединицама и примарне стабилности имплантата. Ови аутори закључују да вриједности густине костију из преоперативне анализе могу пружити објективну процјену квалитета костију, а значајне корелације између густине костију и параметара стабилности имплантата могу помоћи клиничарима да предвиде примарну стабилност прије уградње имплантата. (172)

У нашој студији, за мјерење примарне стабилности денталних имплантата и праћење биолошког одговора ткива и осеоинтеграције у функцији времена, је кориштена неизвазивна методе анализе резонантне фреквенције (енг. *RFA - Resonance Frequency Analysis*), *Ostell mentor* апаратом. Мјерење је вршено непосредно послије уградње имплантата, а просјечна примарна стаблиност имплантата непосредно послије уградње је износила 68,7 ISQ. Просјечна вриједност у мандибули је износила 73 *ISQ*, док је у максили износила 64 *ISQ*.

У нашем истраживању као модел мултиваријантне линеарне регресије са *ISQ* као зависном варијаблом укључени су они предиктори који су у моделу униваријантне линеарне регресије били статистички значајни. У моделу мултиваријантне линеарне регресије статистички значајни предиктори виших вредности *ISQ* су: мушки пол и више вриједности *HU*.
У клиничкој студији примарна стабилности измјерена одмах након уградње имплантата у постериорном региону мандибуле је износила 65 *ISQ*, док је у постериорном региону максиле износила 60 *ISQ*. (22)

У клиничкој студији *Tatli* и сар (2014) просјечна вриједност примарне стабилности у максили износи 72 ISQ док у мандибули износи 75,8 *ISQ*. (173)

Према клиничкој студији *Rokn* и сар (2011) рађеној на 125 пацијената код Q2 кости самоурезујући имплантати су показали већу примарну стабилност 73 *ISQ*, код типа кости

Q3 *ISQ* вриједност самоурезујућих је била 74, а код кости типа Q4 вриједност примарне стабилности имплантата је била 66 *ISQ*. (174)

У литератури присуство различитих резултата примарне стабилности денталних имплантата бројних клиничких студија можемо образложити различитим факторима који утичу на стабилност имплантата. Кориштени су имплантати различитог дизајна, кориштене су различите технике уградње и различити безуби региони који имају различит квалитет и квантитет кости.

Најзачајнији фактори који утичу на примарну стабилност имплантата су: дизајн имплантата, хируршка техника уградње, квалитет и квантитет кости. (103)

6. ЗАКЉУЧЦИ

На основу добијених резултата изведени су закључци:

1. Анализа густине коштаног ткива изражена у *hausfield* јединицама на основу CBCT апарата може се користити у процијени стварне густина у костима густине *D1, D2* и *Q1-Q3;*

2. Анализа густине коштаног ткива изражена у *hausfield* јединицама на основу CBCT апарата може се користити у процијени стварне густина у костима густине *D4* и *Q4;*

3. Анализом густине коштаног ткива *CBCT* сниимка у софтверу апарата израженом у *HU* јединицама може се предвидјети степен примарне стабилности самоурезујућих денталних имплантата у костима мање густине *D4* и *Q4*;

4. Анализом густине коштаног ткива *CBCT* сниимка у софтверу апарата израженом у *HU* јединицама не може се предвидјети степен примарне стабилности неурезујућих денталних имплантата у костима слабијег квалитета *D4* према *Misch*-u и и *Q4* према *Nortonu i Gemblu;*

5. Самоурезујући и неурезујући дентални имплантати уграђени у костима квалитета *D4* и *Q4* не показују значајну статистичку разлику у примарној стабилности;

6. Анализом густине коштаног ткива *CBCT* сниимка у софтверу апарата израженом у *hausfield* јединицама може се предвидјети степен примарне стабилности самоурезујућих денталних имплантата у костима густине *D1, D2* и *Q1-Q3;*

7. Анализом густине коштаног ткива *CBCT* сниимка у софтверу апарата израженом у *HU* јединицама може се предвидјети степен примарне стабилности неурезујућих денталних имплантата у костима густине *D1, D2* и *Q1-Q3;*
8. Самоурезујући и неурезујући дентални имплантати уграђени у костима квалитета *D1, D2* и *Q1-Q3* не показују значајну статистичку разлику у примарној стабилности;

9. У клиничкој студији је доказано да постоји статистички значајна јака позитивна повезаност између густине кости изражене у HU јединицама измјерене у софтверу *CBCT* апарата и примарне стабилности денталних имплантата изражених у *ISQ* јединицама;

10. Више вриједности *HU* повезане су са вишим вредностима *ISQ.*

7. Литература

1. Barbato PR et al. *Tooth loss and associated socioeconomic, demographic, and dental-care factors in Brazilian adults: An analysis of the Brazilian Oral Health Survey*, 2002-2003. Cad Saude Publica. 2007;23:1803–14.
2. Moreira CH, Zanatta FB, Antoniazzi R, Meneguetti PC, Rösing CK. *Criteria adopted by dentists to indicate the extraction of periodontally involved teeth.* J Appl Oral Sci. 2007;15:437–41.
3. Cahen PM, Frank RM, Turlot JC. *A survey of the reasons for dental extractions in France*. J Dent Res. Periodontol 2000. 2005;39:118–31.
4. Ong G, Yeo JF, Bhole S. *A survey of reasons for extraction of permanent teeth in Singapore*. Community Dent Oral Epidemiol. 1996;24:124–7.
5. Nuvvula S, Chava VK, Nuvvula S. *Primary culprit for tooth loss!!!* J Indian Soc Periodontol. 2016;20(2):222-4.
6. Adell R, Lehholm U, Rockler B, Branemark P.I. *A I5-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw* Int. J. Oral Surg, 1981: 10; 387-416.
7. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. *Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis.* Int J Prosthodont. 2017;30(3):219–237.
8. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. *Dental implants inserted in male versus female patients: a systematic review and meta-analysis*. J Oral Rehabil. 2015 Sep;42(9):709-22.
9. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. *Dental implants inserted in fresh extraction sockets versus healed sites: a systematic review and meta-analysis*. J Dent. 2015 Jan;43(1):16-41.
10. Mello CC et al. *Immediate implant placement into fresh extraction sockets versus delayed implants into healed sockets: A systematic review and meta-analysis*. Int J Oral Maxillofac Surg. 2017;46(9):1162-1177.
11. Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. *Timing of implant placement after tooth extraction: immediate, immediate-delayed or delayed implants? A Cochrane systematic review*. Eur J Oral Implantol. 2010;3(3):189-205.

12. Flanagan D *Bite force and dental implant treatment: a short review*. Med Devices (Auckl). 2017; 27;10:141-148.
13. Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. *The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review*. Implant Dent. 2016;25(6):829-838.
14. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Kirita T. *Micromotion analysis of different implant configuration, bone density, and crestal cortical bone thickness in immediately loaded mandibular full-arch implant restorations: A nonlinear finite element study.* Clin Implant Dent Relat Res. 2018; 20(1):43-49.
15. Tettamanti L et al. *Immediate loading implants: review of the critical aspects*. Oral Implantol (Rome). 2017;10(2):129-139.
16. Malik R, Garg R, Suresh DK, Chandna S. *Success or failure of a dental implant: its relationship to bone density: a case report of a failed implant*. J Contemp Dent Pract. 2010 Dec 1;11(6):E065-72.
17. Sugiura T et al. *The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis.* J Periodontal Implant Sci. 2016; 46(3):152-65.
18. Liaw K, Delfini RH, Abrahams JJ. *Dental Implant Complications.* Semin Ultrasound CT MR. 2015;36(5):427-33.
19. Helmy MHE, Alqutaibi AY, El-Ella AA, Shawky AF. *Effect of implant loading protocols on failure and marginal bone loss with unsplinted two-implant-supported mandibular overdentures: systematic review and meta-analysis*. Int J Oral Maxillofac Surg. 2018;47(5):642-650.
20. Heinemann F, Hasan I, Bourauel C, Biffar R, Mundt T. *Bone stability around dental implants: Treatment related factors*. Ann Anat. 2015. 199:3-8.
21. Xing G, Manon F, Guillaume H. *Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review* J R Soc Interface. 2019. 16 (156): 1-20.
22. Fuster-Torres MÁ, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D. *Relationships Between Bone Density Values from Cone Beam Computed Tomography, Maximum Insertion Torque, and Resonance Frequency Analysis at Implant Placement: A Pilot Study*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011. 26:1051-6.

23. Jurišić, M., et al. *Oralna implantologija.* Beograd: Stomatološki fakultet, 2006; 1:12-15.
24. Araújo MG, Silva CO, Souza AB, Sukekava F. *Socket healing with and without immediate implant placement*. Periodontol 2000. 2019;79(1):168-177.
25. Gil LF et al. *Bone Healing Around Dental Implants: Simplified vs Conventional Drilling Protocols at Speed of 400 rpm.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(2):329-336.
26. Li J et al. *Relationships among Bone Quality, Implant Osseointegration, and Wnt Signaling*. J Dent Res. 2017;96(7):822-831.
27. Kim DG et al. *Mechanical properties of bone tissues surrounding dental implant systems with different treatments and healing periods.* Clin Oral Investig. 2016;20(8):2211-2220.
28. Piarulli G, Rossi A, Zatti G. *Osseointegration in the elderly*. Aging Clin Exp Res. 2013;25 (1):59–60.
29. Brånemark P-I. *Vital microscopy of bone marrow in rabbit*. Scand J Clin Lab Invest 1959; 11(38):1–82.
30. Brånemark R, Brånemark P-I, Rydevik B, Myers RR *Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review*. J Rehabil Res Dev 2001; 38(2):175–181.
31. Brånemark P-I et al. *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period*. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132.
32. Brånemark P-I. *Osseointegration and its experimental studies. J Prosthetic Dentistry* 1983;50:399–410.
33. S.Anil, P.S. Anand, H. Alghamdi and J.A. Jansen (2011). Dental Implant Surface Enhancement and Osseointegration, Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4, InTech, Available from: http://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolvingpractice/dental-implant-surface-enhancement-and-osseointegration
34. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschichtoberflache. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 1976; 86:713-727.
35. Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter F. *Ueber die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkorper*. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 1978; 88:1051-105.
36. Ajay VS. et al. *Clinical Implantology*, Elsevier, 2013; 1:1-20.

37. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. *Biology of implant osseointegration*. J Musculoskelet Neuronal Interact. 2009;9(2):61-71.
38. Lang PN, Lindhe J. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*, John Wiley & Sons, Ltd, 2015; 5:100-110.
39. Al-Sabbagh M, Eldomiaty W, Khabbaz Y. *Can Osseointegration Be Achieved Without Primary Stability?* Dent Clin North Am. 2019 Jul;63(3):461-473.
40. Yao W, Dai W, Jiang JX, Lane NE. *Glucocorticoids and osteocyte autophagy.* Bone 2013; 54:279–84.
41. Parfitt AM. *Bone-forming cells in clinical conditions. In: Hall BK (ed.) Bone, Vol. 1: the osteoblast and osteocyte*. Boca Raton: Telford Press and CRC Press, 1990;351– 429.
42. Boyce BF, Xing L. *The RANKL/RANK/OPG pathway*. Curr Osteoporos Rep 2007;5:98–104.
43. Gu G, Mulari M, Peng Z, Hentunen T, Väänänen HK. *Apoptosis of osteocytes turns off the inhibition of osteoclasts and triggers local bone resorption*. Biochem Biophys Res Commun 2005;335:1095–101.
44. Javaheri B et al. *Phospho1 deficiency transiently modifies bone architecture yet produces consistent modification in osteocyte differentiation and vascular porosity with ageing.* Bone. 2015 Dec;81:277-291.
45. Capulli M., Paone R., Rucci N. *Osteoblast and osteocyte: games without frontiers. Archives of Biochemistry and Biophysics*. 2014;561:3–12.
46. Gu G et al. *Death of osteocytes turns off the inhibition of osteoclasts and triggers local bone resorption.* Biochem Biophys Res Commun. 2005 Oct 7;335(4):1095-101.
47. Hemmatian H, Bakker AD, Klein-Nulend J, van Lenthe GH. Aging, *Osteocytes, and Mechanotransduction.* Curr Osteoporos Rep. 2017; 15(5):401-411.
48. Parfitt MA et al. Bone *Histomorphometry: Standardization of Nomenclature, Symbols, and Units*. JBAM; 1987;2:595-610.
49. Zhu M et al. *Deletion of Rac in Mature Osteoclasts Causes Osteopetrosis, an Age-Dependent Change in Osteoclast Number, and a Reduced Number of Osteoblasts In Vivo* J Bone Miner Res. 2016 April ; 31(4): 864–873.

50. Malet J, Mora F, Bouchard P. *Implant Dentistry at a Glance*, A John Wiley & Sons, Ltd.,2012; 5: 16-20.
51. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. *Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis*. Eur J Oral Sci. 1998 ;106(3):721-64.
52. Ekfeldt, A. et al. *A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae.* Clinical Oral Implants Research 2001;12, 462– 467.
53. Linkow LI, Chercheve R: *Theories and techniques of oral implantology*, vol. I, St Louis, 1970, Mosby.
54. Lekholm U. Zarb Ga, Albrektsson T (eds). *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence, 1985;199-209.
55. Misch CE. *Bone character: second vital implant criterion.* Dent Today. 1988;7(5):39.
56. Punn KK, Wong FHW. *Importance of measurement of bone density in the management of osteoporosis*. Singapore Med J. 1990;31:390-396.
57. Kimmel PL. *Health and public policy committee: radiologic methods to evaluate bone mineral content (position paper).* Ann Intern Med. 1984;100:908-911.
58. Andresen J, Nielsen HE. *Assessment of bone mineral content and bone mass by non invasive radiologic methods*. Acta Radiol. 1986;27:609-617.
59. Solar P, Ulm CW, Thorton B, Matejka M. *Sex related differences in the bone mineral density of atropic mandibles*. J Prosthet Dent. 1994;71:345-349.
60. Devlin H, Horner K, Ledgerton D. *A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities.* J Prosthet Dent. 1998;79:323-327.
61. Epistatu D, Dumitru I, Pascutoi I, Oana G. *A study of interpreting bone density on panoramic X-rays.* Proc Rom Acad Series B. 2008;1e2:43e48.
62. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, Van Steenberghe D. *A biomechanical assessment of the rela- tion between the oral implant stability at insertion and sub-jective bone quality assessment.* J Clin Periodontol 2007; 34:359–366.
63. Ribeiro-Rotta RF, De Oliveira RC, Dias DR, Lindh C, Leles CR. *Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classifica- tion and primary stability.* Clin Oral Implants Res 2014; 25:47–53.

64. Ibrahim N et al. *Accuracy of trabecular bone microstructural measurement at planned dental implant sites using cone-beam CT datasets.* Clin Oral Implants Res. 2014;25(8):941-5.
65. González GR, Monje F. *The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: a histomorphometric analysis by micro-CT.* Clin Oral Implants Res. 2013;24(8):871-9.
66. Krolo I, Zadravec D. *Dentalna radiologija*, Medicinska naklada, Zagreb, 2016; 12:197-212.
67. Hounsfield G.N. *Computerized transverse axial scanning tomography. 1. Description of system.* Br.J. Radiol, 1973;46, 1016-1022.
68. Tsiklakis K.,et al. *Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT*. Eur J Radiol,2005; 56,413-7.
69. Bou SC. et al. *Absorbed doses from spiral CT and conventional spiral tomography: a phantom vs. cadaver study*. Clin Oral Implants Res, 2001; 12,473-8.
70. Schwarz M.S., Rothman S.L.G., Rhodes M.L., Chafetz N..Computed tomography: *Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery*. Int J Oral Maxillofac Implant. 1987;2,137–141.
71. Misch CE, Kircos LT. *Diagnostic imaging and techniques. In: Misch CE, ed. Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999:73-87.
72. Norton, R. M. & Gamble, C. *Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan.* Clinical Oral Implants Research 2001, 12, 79–84.
73. Omami G, Al Yafi F. *Should Cone Beam Computed Tomography Be Routinely Obtained in Implant Planning?* Dent Clin North Am. 2019 Jul;63(3):363-379.
74. Armstrong RT. *Acceptability of cone beam ct vs. multi-detector CT for 3D Anatomic model construction.* AAOMS 2006; 64: 37.
75. Lauc T. *3D diagnostic in orofacial medicine*. Medical Sciencies. 2012;38:127-52.
76. Halazonetis DJ. *From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans.* Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;127:627-37.

77. Patrick S, Birur NP, Gurushanth K, Raghavan AS, Gurudath S. *Comparison of gray values of cone-beam computed tomography with hounsfield units of multislice computed tomography: An in vitro study.* Indian J Dent Res. 2017.28(1):66-70.
78. Ning R, Tang X, Conover D. *X-Ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging.* Med Phys. 2004; 31:1195-1202.
79. Bechara B et al. *Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines.* Journal of Oral Science. 2012. 54(3), 227-232.
80. Farman AG, Scarfe WC. *The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*. Semin Orthod. 2009;15:2-13
81. Abramovitch K, Rice DD. *Basic Principles of Cone Beam Computed Tomography.* Dent Clin N Am. 2014; 58: 463–484.
82. Tanimoto H, Arai Y. *The effect of voxel size on image reconstruction in cone-beam computed tomography.* Oral Radiol. 2009; 25:149 – 153.
83. Kimke T, Tuytschaever T. *Increasing the number of gray shades in medical display systems—how much is enough?* J Digit Imaging. 2006;20:422-432
84. Molen AD. *Comparing Cone Beam Computed Tomography Systems from an Orthodontic Perspective. Semin Orthod. 2011;17:34-38*
85. Scarfe WC, Farman AG. *What is Cone-Beam CT and How Does it Work?* Dent Clin N Am. 2008;52:707–730.
86. Barrett JF, Keat N. *Artifacts in CT: Recognition and Avoidance.* Radiographics. 2004;24:1679-91.
87. Tsiklakis K.,et al. *Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT*. Eur J Radiol,2005; 56,413-7.
88. Bou SC. et al. *Absorbed doses from spiral CT and conventional spiral tomography: a phantom vs. cadaver study*. Clin Oral Implants Res, 2001; 12,473-8.
89. Schwarz M.S., Rothman S.L.G., Rhodes M.L., Chafetz N..Computed tomography: *Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery*. Int J Oral Maxillofac Implant. 1987;2,137–141.
90. Misch CE, Kircos LT. *Diagnostic imaging and techniques. In: Misch CE, ed. Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999:73-87.

91. Norton, R. M. & Gamble, C. *Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan.* Clinical Oral Implants Research 2001, 12, 79–84.
92. Jain S et al. *New evolution of cone-beam computed tomography in dentistry: Combining digital technologies* Imaging Science in Dentistry 2019; 49: 179-90.
93. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results.* Eur Radiol. 1998;8:1558–64.
94. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM *Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use*. BMC Oral Health. 2018; 15;18(1):88.
95. Quereshy FA, Savell TA, Palomo JM. *Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery*. J Oral Maxillofac Surg 2008; 66: 791–796.
96. Bogaerde LV, Pedretti G, Sennerby L, Meredith N. *Immediate/early function of Neoss implants placed in maxillas and posterior mandibles: An 18-month prospective case series study.* Clin Implant Dent Relat Res 2010;12:e83–e94.
97. Sennerby L, Andersson P, Verrocchi D, Viinamaki R. *One-year outcomes of Neoss bimodal implants. A prospective clinical, radiographic, and RFA study.* Clin Implant Dent Relat Res 2012;14:313–320.
98. Tantanapornkul W et al. *A comparative study of conebeam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 103: 253–259.
99. Osorio F, Perilla M, Doyle DJ, Palomo JM. *Cone beam computed tomography: an innovative tool for airway assessment.* Anesth Analg 2008; 106: 1803–1807.
100. Fokas G, Vaughn VM, Scarfe WC, Bornstein MM. *Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review.* Clin Oral Implants Res. 2018 16:393-415.

101. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results.* Eur Radiol. 1998;8:1558–64.

102. Gaviria L et al. *Current trends in dental implants* J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg 2014;40:50-60.

103. Andrade CL et al. *Biomechanical Behavior of the Dental Implant Macrodesign.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(2):264-270.

104. Lin CP et al. *Influence of thread shapes of custo made root-analogue implants on stress distribution of peri-implant bone: A three-dimensional finite element analysis* Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban. 2019; 18;51(6):1130-1137.

105. Naves MM et al. *Effect of Macrogeometry on the Surface Topography of Dental Implants.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(4):789-99.

106. Sanz-Martin I et al. *Hard and soft tissue integration of immediate and delayed implants with a modified coronal macrodesign: Histological, micro-CT and volumetric soft tissue changes from a pre-clinical in vivo study.* J Clin Periodontol. 2017; 44(8):842-853.

107. Bolind PK et al. *A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs*. Clin Oral Implants Res. 2005;16(4):447-55.

108. Geramizadeh M, Katoozian H, Amid R, Kadkhodazadeh M. Finite Element *Analysis of Dental Implants with and without Microthreads under Static and Dynamic Loading.* J Long Term Eff Med Implants. 2017;27(1):25-35.

109. Atieh MA, Alsabeeha N, Duncan WJ. *Stability of tapered and parallel-walled dental implants: A systematic review and meta-analysis*. Clin Implant Dent Relat Res. 2018;20(4):634-645.

110. Menicucci G et al. *Comparison of primary stability of straight-walled and tapered implants using an insertion torque device*. Int J Prosthodont. 2012;25(5):465-71.

111. Jokstad A, Ganeles J *Systematic review of clinical and patient-reported outcomes following oral rehabilitation on dental implants with a tapered compared to a non-tapered implant design*. Clin Oral Implants Res. 2018;29 Suppl 16:41-54.

112. Cochran D, Stavropoulos A, Obrecht M, Pippenger B, Dard M. *A Comparison of Tapered and Nontapered Implants in the Minipig.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31(6):1341-1347.

113. Abuhussein et al *Effect of thread pattern upon implant osseointegration* Clin. Oral Impl. Res. 2010; 21:129–136.

114. McCullough JJ, Klokkevold PR. *The effect of implant macro-thread design on implant stability in the early post-operative period: a randomized, controlled pilot study.* Clin Oral Implants Res. 2017;28(10):1218-1226.

115. Hsu JT et al. *Impacts of 3D bone-to- implant contact and implant diameter on primary stability of dental implant.* J Formos Med Assoc. 2017;116(8):582-590.

116. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. *Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review*. J Prosthet Dent 2005;94:377-81.

117. Searson LJ. *History and development of dental implants. In: Narim L, Wilson HF, eds. Implantology in general dental practice*. London, Chicago: Quintessence Publishing Co; 2005:19-41.

118. Lee CT, Chen YW, Starr JR, Chuang SK. *Survival analysis of wide dental implant: systematic review and meta-analysis.* Clin Oral Implants Res. 2016;27(10):1251-1264.

119. Iegami CM et al. *Survival rate of titanium-zirconium narrow diameter dental implants versus commercially pure titanium narrow diameter dental implants: A systematic review.* Clin Implant Dent Relat Res. 2017;19(6):1015-1022.

120. Marcello-Machado RM et al. *Mini-implants and narrow diameter implants as mandibular overdenture retainers: A systematic review and meta-analysis of clinical and radiographic outcomes.* J Oral Rehabil. 2018; 45(2):161-183.

121. Albrektsson T, Zarb GA. *Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance*. Int J Pros- thodont 1993: 6: 95–105.

122. Sennerby L, Meredith N. *Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications.* Periodontology 2000. 2008;47:51-66.

123. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, et al. *A long term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws.* Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:347-59.

124. Meyer U, et al. *Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants.* Biomaterials. 2004;25(10):1959-67.

125. Sennerby L, Ericson LE, Thomsen P, Lekholm U, Astrand P. *Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants.* Clin Oral Implants Res. 1991;2(3):103-11.

126. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. *Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature*. J Biomed Mater Res. 1998;43 (2):192–203.

127. Winter W, Klein D, Karl M. *Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations.* J Med Eng. 2013;2013:1–9.

128. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. *Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(3): 425-31.

129. Atsumi M, Park SH, Wang HL. *Methods used to assess implant stability: Current status.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22:743-54.

130. Grognard N, Verleye G, Mavreas D, Vande-Vannet B. *Updated secondary implant stability data of two dental implant systems. A retrospective cohort study.* J Clin Exp Dent. 2017;9(9):e1121-e1128.

131. Kanth Kl et al. *Determination of implant stability by resonance frequency analysis device during early healing period*. J NTR Univ Health Sci 2014;3:169-75.

132. Flanagan D. *Bite force and dental implant treatment: a short review.* Med Devices. 2017 ;10:141-148.

133. Isidor F. *Influence of forces on peri-implant bone.* Clin Oral Implants Res. 2006;17 Suppl 2:8-18.

134. Heinemann F et al. *Bone stability around dental implants: Treatment related factors*. Ann Anat. 2015 May;199:3-8.

135. Sachdeva A, Dhawan P, Sindwani S *Assessment of Implant Stability: Methods and Recent Advances*, BJMMR, 2016; 12(3): 1-10.

136. Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T. *Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants*. Clin Oral Implants Res 2008;19:214-218.

137. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. *Quantitative determination of the stability of the implant–tissue interface using resonance frequency analysis*. Clin Oral Implants Res. 1996;7(3):261–267.

138. Vlahović Z, Mihailović B, Lazić Z, Golubović M. *Comparative radiographic and resonance frequency analyses of the peri-implant tissue after dental implants placement using flap and flapless techniques: an experimental study on domestic pigs.* Vojnosanit. Pregl. 2013; 70:586-94.

139. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N *Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study.* Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(2):85-92.

140. González-Garcia R, Monje F, Moreno-Garcia C. *Predictability of the resonance frequency analysis in the survival of dental implants placed in the anterior non-atrophied edentulous mandible.* Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2011;16:664-669.

141. Petersson A, Sennerby L. *On standard calibration of ISQ transducer pegs.* Integration Diagnostics Update 2016;1:1-3.

142. Jaramillo R, et al. *Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices: Osstell Mentor and Osstell ISQ.* Implant Dent 2014;23:351- 356.

143. Karabuda ZC, Abdel-Haq J, Arisan V. *Stability, marginal bone loss and survival of standard and modified sand-blasted, acid-etched implants in bilateral edentulous spaces: A prospective 15-month evaluation*. Clin Oral Implants Res 2011;22:840–849.

144. Norton MR. *The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32(4):849-857.

145. Schliephake H et al. *Early loading of surface modified implants in the posterior mandible—5 year results of an open prospective non-controlled study.* J Clin Periodontol 2012;39:188–195.

146. Becker W, Hujoel P, Becker BE. *Resonance frequency analysis: Comparing two clinical instruments.* Clin Implant Dent Relat Res. 2018; 20(3):308-312.

147. Bural C, Dayan C, Geçkili O. *Initial Stability Measurements of Implants Using a New Magnetic Resonance Frequency Analyzer With Titanium Transducers: An Ex Vivo Study.* J Oral Implantol. 2020; 46(1):35-40.

148. Kim SH, Kim SJ, Lee KW, Han DH. *The effects of local factorson the survival rate of dental implants: A 19 year retrospective study*. J Korean Acad Prosthodont. 2010;48:28–40.

149. Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. *A 5-year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: A systematic review of randomized controlled clinical trials.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20:557–68.

150. Renouard F, Nisand D. *Impact of implant length and diameter on survival rates.* Clin Oral Implants Res. 2006;17:35–51.

151. Arsalanloo Z, Telchi R, Osgouie KG. *Optimum selection of the dental implants according to length and diameter parameters by FE Method in the anterior position.* Int J Biosci Biochem Bioinform. 2014;4:265–9.

152. Busenlechner D et al. *Long-term implant success at the academy for oral implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis*. J Periodontal Implant Sci. 2014;44:102–8.

153. Yesildal R et al. *Effect of implant diameter and length on stress distribution for titanium and zirconia implants by using finite element analysis (FEA)* Open Access Libr J. 2015;2:1–7.

154. Abraham HM, Philip JM, Jain AR, Venkatakrishnan CJ. *The effect of implant and abutment diameter on peri-implant bone stress: A three-dimensional finite element analysis*. J Oral Res Rev. 2016;8:49–52.

155. Gulsahi A. *Bone Quality Assessment for Dental Implants*. Implant Dent INTECH Open Access Publ. 2011;437–52.

156. Mullender MG et al *Osteocyte density changes in aging and osteoporosis* Bone. 1996 Feb;18(2):109-13.

157. Hobdell, M. H., and Howe, C. E. *Variation in bone matrix volume associated with osteocyte lacunae in mammalian and reptilian bone*. Israel J Med Sci 1971. 7:492-493;

158. Torres-Lagares D et al. *Structure and remodelling of the human parietal bone: an age and gender histomorphometric study.* J Craniomaxillofac Surg. 2010; 38(5):325-30

159. Díaz DH et al. *Sequential administration of alendronate and strontium ranelate: histomorphometry and bone biomechanics in ovariectomized animals.* Acta Odontol Latinoam. 2016; 29(2):168-177.

160. Uto Y et al. *Effects of mechanical repetitive load on bone quality around implants in rat maxillae*. PLoS One. 2017; 15;12(12):

161. Aksoy U, Eratalay K, Tözüm TF. *The possible association among bone density values, resonance frequency measurements, tactile sense, and histomorphometric evaluations of dental implant osteotomy sites: a preliminary study*. Implant Dent. 2009;18(4):316-25.

162. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Özdemir T. *Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray Density and Implant Stability.* Clin Implant Dent Relat Res. 2013;15(6):893–906.

163. Wada M et al. *The relationship between the bone characters obtained by CBCT and primary stability of the implants.* Int J Implant Dent. 2015;1(1):1-7

164. Molen AD. *Considerations in the use of cone-beamcomputed tomography for buccal bone measurements* American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2010; 137: (4) 130-135.

165. Bilhan H et al. *Comparison of the Primary Stability of Two Implant Designs in Two Different Bone Types: An In Vitro Study.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(5):1036-1040.

166. Falco A, Berardini M, Trisi P. *Correlation Between Implant Geometry, Implant Surface, Insertion Torque, and Primary Stability: In Vitro Biomechanical Analysis* Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33(4):824-830.

167. Isoda K et al. *Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants*. Clin Oral Implants Res. 2012;23(7):832-6.

168. Möhlhenrich SC. *Predicting primary stability of orthodontic mini-implants, according to position, screw-size, and bone quality, in the maxilla of aged patients: a cadaveric study*. Eur J Oral Sci. 2019;127(5):462-471.

169. Marquezan M et al. *Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review*. Clin Oral Implants Res. 2012 Jul;23(7):767-74.

170. Hiasa K et al *Preoperative Computer Tomography-Derived Bone Densities in Hounsfield Units at Implant Sites Acquired Primary Stability ISRN* Dent. 2011; 2011:61-5.

171. Herekar M et al *A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score.* J Prosthet Dent. 2014 Oct;112(4):805-10.

172. Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tozum TF. *Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants.* J Clin Periodontol 2007; 34: 716–722.

173. Tatli U et al. *Does Cone Beam Computed Tomography – Derived Bone Density Give Predictable Data About Stability Changes of Immediately Loaded Implants?: A 1-Year Resonance Frequency Follow-up Study,* The Journal of Craniofacial Surgery 2014; 25:293-299;

174. Rokn et. *al Evaluation of Stability Changes in Tapered and Parallel Wall Implants: A Human Clinical Trial,* Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, 2011; Vol. 8, No. 4: 186-200.

БИОГРАФИЈА

Мирко Микић је рођен 10.08.1987. године у Беранама, у Црној Гори, где је завршио Средњу медицинску школу, смер зубни техничар.
На Медицинском факултету у Подгорици, студијском програму Стоматологија, дипломирао је 2012. године с просечном оценом Ц 8,17 (осам, седамнаест).

Докторске академске студије на Факултету медицинских наука Универзитета у Крагујевцу из области Истраживања у стоматологији уписао је школске 2013/2014.
Специјалистичке студије на Факултету медицинских наука Универзитета у Крагујевцу из области Пародонтологија и орална медицина уписао је школске 2015/2016.

На Универзитету Црне Горе, Медицинском факултету у Подгорици, школске 2013/14 и 2014/15 је био ангажован као демонстратор на предмету Стоматолошка анестезија. Од 2016. године ангажован је као сарадник у настави на предмету Радиологија (Специјална стоматолошка радиологија) и предмету Ургентна стања у стоматологији гдје и данас ради.
На Универзитету Источно Сарајево, Медицинском факултету у Фочи, студијском програму стоматологија школске 2017/18 је ангажован као консултант-сарадник на предмету Основи радиологије (Специјална стоматолошка радиологија).

Хонорарно је ангажован у општим стоматолошким ординацијама ПЗУ ”Family dent” у Подгорици и ПЗУ ”V&M-DENT” у Беранама.
Аутор је и коаутор више стручних и научно-истраживачких радова из стоматологије.

БИБЛИОГРАФИЈА

1.Радови објављени у научним часописима међународног значаја (категорија М20)

- Arsić Z, Jovanović R, Đorđević A, Sehalić M. Marjanović D, **Mikić M,** Vlahović Z, Mladenović R *Clinical and microbiological effects of photodynamic therapy applied in non-surgical treatment of periodontitis* Vojnosanitetski pregled (2020); Online First June, 2020. DOI: https://doi.org/10.2298/VSP200304060A; (M23)
- **Mikić M** et al *Correlation of CBCT analysis derived bone density parameters with primary implant stability – A clinical study* Vojnosanitetski pregled (2019); Online First November, 2019. DOI: https://doi.org/10.2298/VSP190902134M; (M23)

2.Радови објављени у научним часописима националног значаја (категорија М50)

- **Mikić M,** Mihailović B, Dubovina D, Miladinović M, Mitić A, Vlahović Z: Komparativna analiza rezonantne frekvencije primarne stabilnosti kod dizajna implantata, Acta Medica Medianae 2019;58(1):87-92. (M51)
- Đorđević A, **Mikić M**, Stanišić J, Đorđević F: Modern Trends in Prosthetic Implant Rehabilitation of Patients: Case Report with 5-Year Follow-Up 2, Balk J Dent Med, Vol 2019 ; 23: 1-6; (M51)
- Vlahović Z. **Mikić M**: 3D Printing Guide Implant Placement: A Case Report, Balk J Dent Med, Vol 21, 2017, (2335-0245) 1-4; (M51)

ПРИЛОГ

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАТИКА

УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ
ФАКУЛТЕТ МЕДИЦИНСКИХ НАУКА У КРАГУЈЕВЦУ

Редни број - РБ:
Идентификациони број - ИБР:
Тип документације - ТД: Монографска публикација
Тип записа - ТЗ: Текстуални штампани материјал
Врста рада - ВР: Докторска дисертација
Аутор - АУ: Мирко Микић
Ментор/коментор - МН: Проф. др Зоран Влаховић
Наслов рада - НР: Значај корелације анализе густине кости и примарне стабилности код избора дизајна денталних имплантата
Језик публикације - ЈП: српски/ћирилица
Језик извода - ЈИ: српски/енглески
Земља публиковања - ЗП: Република Србија
Уже географско подручје - УГП: Централна Србија
Година - ГО: 2020. година
Издавач - ИЗ: Ауторски репринт
Место и адреса - МС: Крагујевац, Светозара Марковића 69
Физичи опис рада - ФО: 112 страна, 20 табела, 33 слике и 15 графикона
Научна област - УДК: Медицина, Стоматологија
Научна дисциплина - ДИ: Имплантологија, Орална хирургија, Пародонтологија
Предметна одредница/ кључне речи - ПО: Густина кости, CBCT, примарна стабилност, осеоинтеграција, дентални имплантати
Чува се - ЧУ: У библиотеци Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу
Важна напомена- МН:

Извод - ИД: УВОД: Осеоинтеграција представља предуслов успјеха имплантатне терапије. Квалитет и квантитет кости, дизајн имплантата и хируршка техника уградње, су најзначајнији фактори који утичу на примарну стабилност имплантата која представља предуслов осеоинтеграције.

МЕТОДОЛОГИЈА: У разрешењу постављених циљева спроведена је експериментална студија на материјалу животињског поријекла: говеђем фемуру и свињским ребрима и клиничка проспективна експеримантална студија на људима, са недостатком једног зуба у бочној регији индикованих за уградњу имплантата. У овој студији су коришћене двије врсте имлантата: самоурезујући (Bredent-Narrow SKY) и неурезујући (Nobel Replace – Conical Connection) истих димензија.

РЕЗУЛТАТИ: Резултати експерименталне студије су показали статистички значајну повезаност густине кости изражене у HU јединицама и примарне стабилности самоурезујућих и неурезујућих денталних имплантата изражене у ISQ јединицама у костима говеђег фемура и самоурезујућих имплантата и костима свињског ребра. Није било статистички значајне повезаности неурезујућих денталних имплантата у костима свињског ребра. Самоурезујући и неурезујући имплантати нијесу показали статистички значајност у примарној стабилности у костима различитог квалитета. У клиничкој студији је доказано да постоји статистички значајна јака позитивна повезаност између густине кости изражене у HU јединицама измјерене у софтверу CBCT апарата и примарне стабилности денталних имплантата изражених у ISQ јединицама;

ЗАКЉУЧАК: Анализом густине коштаног ткива CBCT сниимка у софтверу апарата израженом у HU јединицама може се предвидјети степен примарне стабилности самоурезујућих и неурезујућих денталних имплантата у костима густине D1, D2 и самоурезујућих денталних имлантата у костима слабијег квалитета густине D4. Степен примарне стабилности неурезујућих денталних имплантата у костима слабијег квалитета D4 не може се предвидјети. Више вриједности HU повезане су са вишим вредностима ISQ.

КЉУЧНЕ РЕЧИ: Густина кости, CBCT, примарна стабилност, осеоинтеграција, дентални имплантати

Датум прихватања теме од стране ННВ - ДП: 27.02.2019. године

Датум одбране - ДО:

Чланови комисије - КО:

1. **Доц. др Марија Бубало,** доцент Медицинског факултета Војномедицинске академије Универзитета одбране у Београду за ужу научну област Орална хирургија, предсједница;
2. **Проф. др Зоран Лазић** редовни професор Медицинског факултета Војномедицинске академије Универзитета одбране у Београду за ужу научну област Орална хирургија,члан;
3. **Доц. др Мирослав Васовић,** доцент Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Орална хирургија, члан.

KEY WORDS DOCUMENTATION

UNIVERSITY OF KRAGUJEVAC
FACULTY OF MEDICAL SCIENCES KRAGUJEVAC

Accession number - ANO:
Identification number - INO:
Documentation type - DT: Monographic publication
Type of record - TR: Textual printed material
Contents code - CC: Ph. D. Thesis
Author - AU: Mirko Mikic
Menthor/co-mentor - MN: Associate professor Zoran Vlahovic, DMD, Ph.D
Title - TI: Significance of the correlation of bone density analysis and primary stability in the choice of dental implant design
Language of text - LT: Serbian/Cyrillic
Language of abstract: Serbian/English
Country of publication - CP: Serbia
Locality of publication - LP: Central Serbia
Publication year - PY: 2020
Publisher - PU: Author reprint
Publication place - PP: Kragujevac, Svetozara Markovica 69, Republic of Serbia
Physical description - PD: 112 pages, 20 tables, 33 images, 15 graphics
Scientific field - SF: Medicine, Dentistry
Scientific discipline - SD: Oral Implantology, Oral surgery, Periodontology
Subject/key words - SKW: Bone density, CBCT, primary stability, osseointegration, dental implants
UDC
Holding data: Library of Faculty of medical sciences, University of Kragujevac, Republic of Serbia
Note - N:
Abstract – AB INTRODUCTION: Osseointegration stands as a prerequisite for the success of implant therapy. Bone quality and quantity, implant design, and surgical technique represent the most important factors influencing the primary stability of the implant, which is a prerequisite for osseointegration.

METHODOLOGY: In order to solve the set objectives, an experimental study was conducted on a material of animal origin: bovine femur and pig ribs and a clinical prospective experimental study on humans, lacking one tooth in the lateral region indicated for implant placement. Two types of implants were used in this study: self-tapping (Bredent-Narrow SKY) and non self-tapping (Nobel Replace - Conical Connection) of the same dimensions.

RESULTS: Results of the experimental study showed a statistically significant correlation between bone density expressed in HU units and primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants expressed in ISQ units in bovine femur bones and self-tapping implants and pig rib bones. There was no statistically significant correlation between non-self-tapping dental implants in pig rib bones. Self-tapping and non-self tapping implants did not show statistical significance in primary stability in bones of different quality. In a clinical study, it was demonstrated that there is a statistically significant strong positive correlation between bone density expressed in HU units measured in CBCT apparatus software and primary stability of dental implants expressed in ISQ units;

CONCLUSION: The analysis of bone density from CBCT images in the software of the apparatus expressed in HU units can be used to predict the degree of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants in bones of density D1, D2 and self-tapping dental implants in bones of lower quality D4. The degree of primary stability of non self-tapping dental implants in bones of lower quality D4 cannot be predicted. Higher HU values are associated with higher ISQ values.

KEY WORDS: Bone density, CBCT, primary stability, osseointegration, dental implants

Accepted by the Scientic Board on - ASB: 27.02.2019.

Defended on - DE:

Thesis defended board (Degree/name/surname/title/faculty) - DB:

1. **Assistant professor Marija Bubalo,** D.M.D, Ph.D, Medical Faculty, Military Medical Academy, University of Defence, Belgrade, chairman;
2. **Full professor Zoran Lazic,** D.M.D, Ph.D, Medical Faculty, Military Medical Academy, University of Defence, Belgrade, member.
3. **Assistant professor Miroslav Vasovic** D.M.D, Ph.D, Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac, member.

Образац 1

ИЗЈАВА АУТОРА О ОРИГИНАЛНОСТИ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Ја, **Мирко Микић**, изјављујем да докторска дисертација под насловом: **Значај корелације анализе густине кости и примарне стабилности код избора дизајна денталних имплантата** која је одбрањена на **Факултету медицинских наука** Универзитета у Крагујевцу представља *оригинално ауторско дело* настало као резултат *сопственог истраживачког рада.*

Овом Изјавом такође потврђујем:

- да сам *једини аутор* наведене докторске дисертације,
- да у наведеној докторској дисертацији *нисам извршио/ла повреду* ауторског нити другог права интелектуалне својине других лица,
- да умножени примерак докторске дисертације у штампаној и електронској форми у чијем се прилогу налази ова Изјава садржи докторску дисертацију истоветну одбрањеној докторској дисертацији.

У Крагујевцу, 05.10.2020. године,

_____

потпис аутора

Образац 2

ИЗЈАВА АУТОРА О ИСКОРИШЋАВАЊУ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Ја, **Мирко Микић**,

☑ **дозвољавам**

☐ не дозвољавам

Универзитетској библиотеци у Крагујевцу да начини два трајна умножена примерка у електронској форми докторске дисертације под насловом: **Значај корелације анализе густине кости и примарне стабилности код избора дизајна денталних имплантата** која је одбрањена на **Факултету медицинских наука** Универзитета у Крагујевцу, и то у целини, као и да по један примерак тако умножене докторске дисертације учини трајно доступним јавности путем дигиталног репозиторијума Универзитета у Крагујевцу и централног репозиторијума надлежног министарства, тако да припадници јавности могу начинити трајне умножене примерке у електронској форми наведене докторске дисертације путем *преузимања.*

Овом Изјавом такође

☑ **дозвољавам**

☐ не дозвољавам[1]

---

[1] Уколико аутор изабере да не дозволи припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од *Creative Commons* лиценци, то не искључује право припадника јавности да наведену докторску дисертацију користе у складу са одредбама Закона о ауторском и сродним правима.

припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од следећих *Creative Commons* лиценци:

1) Ауторство

2) Ауторство - делити под истим условима

3) Ауторство - без прерада

4) Ауторство - некомерцијално

5) Ауторство - некомерцијално - делити под истим условима

6) Ауторство - некомерцијално - без прерада[2]

У Крагујевцу, 05.10.2020. године,

_____

потпис аутора

---

[2] Молимо ауторе који су изабрали да дозволе припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од *Creative Commons* лиценци да заокруже једну од понуђених лиценци. Детаљан садржај наведених лиценци доступан је на: http://creativecommons.org.rs/