



УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ
ФАКУЛТЕТ МЕДИЦИНСКИХ НАУКА

Мирослав Р. Васовић

**УТИЦАЈ ГУСТИНЕ И ВАСКУЛАРИЗАЦИЈЕ КОСТИ У
БОЧНОЈ РЕГИЈИ ГОРЊЕ ВИЛИЦЕ НА ИНИЦИЈАЛНУ
СТАБИЛНОСТ САМОУРЕЗУЈУЋИХ ИМПЛАНАТА**

Докторска дисертација

Ментор: др сци. мед. Татјана Кањевац, ванредни професор

Крагујевац, 2018. године

ИНДЕТИФИКАЦИОНА СТРАНИЦА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

<i>I Аутор</i>	
Име и презиме: Мирослав Васовић	
Датум и место рођења: 26.06.1982. године. Нови Пазар, Република Србија	
Садашње запослење: Истраживач сарадник. Факултет медицинских наука. Универзитет у Крагујевцу	
<i>II Докторска дисертација</i>	
Наслов: Утицај густине и васкуларизације кости у бочној регији горње вилице на иницијалну стабилност самоурезујућих импланата	
Број страница: 107	
Број слика: 21	
Број библиографских података: 195	
Установа и место где је рад израђен: Факултет медицинских наука, Универзитет у Крагујевцу. Стоматолошки факултет, Универзитет у Београду	
Научна област (УДК): Медицина	
Ментор: проф. др Татјана Кањевац	
<i>III Оцена и одбрана</i>	
Датум пријаве теме: 25.12.2015. године	
Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације: IV-03-340/15 од 11.05.2016. године	
Комисија за оцену научне заснованости теме и испуњености услова кандидата:	
<ol style="list-style-type: none">1. Проф. др Милан Мијаиловић, ванредни професор Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу, за ужу научну област Радиологија, председник;2. Проф. др Небојша Јовић, редовни професор Медицинског факултета ВМА, Универзитета одбране у Београду, за ужу научну област Максифацијална хирургија, члан;3. Проф. др Ружица Козомара, редовни професор Медицинског факултета ВМА Универзитета одбране у Београду, за ужу научну област Оториноларингологија и максифацијална хирургија, члан.	
Комисија за оцену и одбрану докторске/уметничке дисертације:	
<ol style="list-style-type: none">1. Доц. др Драган Газивода, доцент Факултете медицинских наука, Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Орална хирургија, председник;2. Проф. др Снежана Лукић, ванредни професор Факултета медицинских наука, Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Радиологија, члан;3. Доц. др Марија Бубало, доцент Медицинског факултета Војномедицинске академије, Универзитета одбране у Београду за ужу научну област Орална хирургија и имплантологија, члан.	
Датум одбране дисертације:	

САЖЕТАК

УВОД Након уградње импланата, њихова стабилност је важан показатељ успешности будуће осеоинтеграције. Имплантна стабилност зависи од квалитета локалне кости, геометрије импланата и примењене хируршке технике. Квалитет кости се процењује на основу низа параметара од којих су најважнији густина и васкуларизација кости на месту уградње. Највећи утицај на стабилност импланата има густина кости.

Циљ ове студије је био да се испита утицај радиографских параметара квалитета виличне кости (густине кости и дебљине кортикалних ламела) и васкуларизације у бочној регији горње вилице, на иницијалну стабилност самоурезујућих импланата.

МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ У студији су анализирана укупно 54 имплантна лежишта, код девет пацијената старијих од 18 година. Код сваког пацијента уграђена су по 3 импланта у бочној регији горње вилице са обе стране у позицијама првог премолара, другог премолара и првог молара. Прехируршка радиографска евалуација подразумевала је анализу димензија доступне кости, густине и дебљине компактне кости у имплантном лежишту. У ту сврху, коришћен је мултислајсни апарат за компјутеризовану томографију (СТ). Густина кости је мерена на „*cross-sectional*“ пресецима и изражена у *Hounsfield*-овим јединицама (HU). Степен васкуларизације мерен је Ласер доплер флоуметријом (LDF) и изражен у јединицама протока (PU).

РЕЗУЛТАТИ Резултати су показали да постоји статистички значајна линеарна корелација преоперативно измерених вредности густине кости и иницијалне имплантне стабилности ($p < 0,05$), као и између димензија компактне кости са букалне и палатиналне стране и иницијалне стабилности ($p < 0,05$). Није било статистички значајне корелације у вредностима васкуларизације и примарне стабилности.

ЗАКЉУЧАК Преоперативно одређена густина кости може служити као показатељ стабилности коју ће имплант остварити након уградње. Самоурезујући импланти уграђени у кост мањег квалитета постижу високе вредности иницијалне имплантне стабилности.

КЉУЧНЕ РЕЧИ: бочна регија горње вилице, густина кости, компјутеризована томографија (СТ), васкуларизација кости, ласер доплер флоуметрија (LDF), иницијална стабилност, анализа резонантне фреквенције (RFA), самоурезујући имплант

ABSTRACT

INTRODUCTION Primary stability is one of the most important factors for the success of future osseointegration. It depends on the quality of local bone, implant geometry and surgical technique. Bone quality is assessed on the basis of numerous parameters. The most important are bone density and bone vascularity at the implant site. The greatest impact on the implant stability after insertion has bone density.

The aim of this study was to examine the effect of radiographic parameters that define bone quality (bone density and cortical bone thickness) and vascularity in the posterior maxilla, on the initial stability of self-tapping implants.

MATERIAL AND METHODS In the study, a total of 54 implant sites were analyzed in nine patients older than 18 years. In each patient, three implants were inserted in the posterior maxilla on both sides in the positions of first premolar, second premolar and first molar. The pre-surgical radiographic evaluation involved the analysis of bone volume, density and thickness of the cortical bone at the implant site. For this purpose, a multisliced computerized tomography (CT) was used. The bone density was measured at cross-sectional images and expressed in Hounsfield units (HU). The degree of vascularity was measured by the Laser Doppler Flowmetry (LDF) and expressed in Perfusion units (PU).

RESULTS The results showed that there was statistically significant linear correlation between preoperatively measured bone density and initial implant stability ($p < 0.05$), as well as between the dimensions of buccal and palatal cortical bone thickness and initial implant stability ($p < 0.05$). There wasn't significant correlation between bone vascularity values and implant stability.

CONCLUSION A preoperatively determined bone density can serve as an indication of the stability that the implant will achieve after insertion. Self-tapping implants achieve high initial stability when they are inserted into poor bone quality.

KEY WORDS posterior maxilla, bone density, computerized tomography (CT), bone vascularity, Laser Doppler flowmetry (LDF), initial stability, Resonance frequency analysis (RFA), self-tapping implant

ЗАХВАЛНИЦА

Велику захвалност дугујем свом ментору проф. др Татјани Кањевац за пружено знање, посвећено време, истрајност и подршку коју ми је несебично пружала у току израде ове тезе.

Захвалан сам проф. др Владимиру Коковићу који ме је упутио у оралну имплантологију, пренео ми много знања и помогао да се ово истраживање спроведе.

Најважнијим особама у мом животу

Марији, Иви и Богдану

САДРЖАЈ

1. УВОД	1
1.1 ПОЈАМ ОСЕОИНТЕГРАЦИЈЕ	3
1.2 ИМПЛАНТНА СТАБИЛНОСТ	5
1.3 ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА ПРИМАРНУ СТАБИЛНОСТ	6
1.3.1 ВОЛУМЕН КОСТИ У ИМПЛАНТНОМ ЛЕЖИШТУ У БОЧНОЈ РЕГИЈИ ГОРЊЕ ВИЛИЦЕ.....	6
1.3.2 КВАЛИТЕТ КОСТИ У ИМПЛАНТНОМ ЛЕЖИШТУ	8
1.3.3 ХИРУРШКА ТЕХНИКА УГРАДЊЕ.....	15
1.3.4 ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА	16
1.4 МЕРЕЊЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ	18
1.4.1 ИНВАЗИВНЕ БИОМЕХАНИЧКЕ МЕТОДЕ	20
1.4.2 НЕИНВАЗИВНЕ МЕТОДЕ	21
1.5 КЛИНИЧКИ ЗНАЧАЈ МЕРЕЊА ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ	27
2. ЦИЉЕВИ И ХИПОТЕЗЕ	28
2.1 ЦИЉ СТУДИЈЕ	29
2.2 ХИПОТЕЗЕ	30
3. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ	31
3.1. КРИТЕРИЈУМИ ЗА УКЉУЧИВАЊЕ ПАЦИЈЕНАТА У СТУДИЈУ	32
3.2. ИСКЉУЧУЈУЋИ КРИТЕРИЈУМИ	33
3.3 ИМПЛАНТИ КОРИШЋЕНИ У СТУДИЈИ	33
3.4 ПРЕХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА.....	34
3.4.1 ИЗРАДА РАДИОГРАФСКЕ И ХИРУРШКЕ ФОЛИЈЕ.....	35
3.4.2 ПРЕХИРУРШКА РАДИОГРАФСКА ЕВАЛУАЦИЈА	36
3.5 ХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА	38
3.6 МЕРЕЊЕ ВАСКУЛАРИЗАЦИЈЕ КОСТИ ЛАСЕР ДОПЛЕР МЕТОДОМ	41
3.7 МЕРЕЊЕ ИНИЦИЈАЛНЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ	43
3.8 СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА	45
3.9 СНАГА СТУДИЈЕ И ВЕЛИЧИНА УЗОРКА	46

4. РЕЗУЛТАТИ	47
4.1 ПОДАЦИ О ПАЦИЈЕНТИМА.....	48
4.2 РАДИОГРАФСКИ ПАРАМЕТРИ КВАЛИТЕТА КОСТИ	49
4.2.1 ГУСТИНА КОСТИ У ИМПЛАНТНИМ ЛЕЖИШТИМА	49
4.2.2 ДЕБЉИНА КОРТИКАЛНЕ КОСТИ	53
4.2.3 ОДНОС ИМПЛАНТНИХ ЛЕЖИШТА СА МАКСИЛАРНИМ СИНУСОМ	58
4.3 ВАСКУЛАРИЗАЦИЈА КОСТИ.....	59
4.4 ПРИМАРНА ИМПЛАНТНА СТАБИЛНОСТ.....	62
4.5 КОРЕЛАЦИЈА РАЗЛИЧИТИХ ПАРАМЕТАРА КВАЛИТЕТА ВИЛИЧНЕ КОСТИ	65
4.6 КОРЕЛАЦИЈА ПАРАМЕТАРА КВАЛИТЕТА ВИЛИЧНЕ КОСТИ И ПРИМАРНЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ.....	67
5. ДИСКУСИЈА	70
6. ЗАКЉУЧЦИ	83
7. ЛИТЕРАТУРА	85

1. УВОД

Орална имплантологија датира из периода пре нове ере, када је покушавано да се изгубљени зуби надокнаде различитим материјалима, о чему сведоче бројни археолошки остаци (1,2). Међутим, тек је пре око педесет година имплантологија добила на значају у научном и клиничком смислу увођењем појма осеоинтеграције титанијумских импланата од стране Р. I Brånemark-а и сарадника (3).

Надокнада изгубљених зуба денталним имплантима, је један од најуспешнијих терапијских модалитета у савременој стоматологији (4). Појава осеоинтегришућих импланата омогућила је да овај вид терапије постане „златни стандард“ у рехабилитацији парцијално и тотално безубих пацијената.

Резултати бројних клиничких студија потврдили су да је терапија имплантима поуздан метод са предвидивим исходом (5–9). Доказано висок степен успешности, бива компромитован у 5-8 % случајева у рутинским клиничким ситуацијама и у око 20 % у случајева када постоји потреба за додатном аугментацијом кости (4,10).

Успех имплантне терапије зависи од низа чинилаца који се уопштено могу поделити на: факторе у вези са пацијентом (опште здравствено стање, стање усне дупље, степен оралне хигијене, квалитет и квантитет локалног коштаног ткива) и на факторе у вези са хируршком интервенцијом (карактеристике импланата, микро и макро дизајн дужина, начин препарације лежишта итд.) (11–14).

Најчешћи разлози због којих долази до губитка импланата су биомеханичке природе и односе се на: ниску имплантну стабилност, примену кратких импланата и велико оклузално оптерећење (15,16).

Познато је да импланти остварују нижи степен опстанка у горњој у односу на доњу вилицу, јер постоји повећан ризик од њиховог губитка, као последица мале имплантне стабилности након уградње (11,17–19). Ово се посебно односи на бочну регију горње вилице и директна је последица смањеног волумена и квалитета кости који се јављау овој регији (20–24).

Стабилност импланата после уградње је најважнији предиктор будуће осеоинтеграције и у клиничком смислу је смерница за избор индивидуалног плана

терапије (време израде протетске надокнаде) (25–28). Главне детерминанте имплантне стабилности су механичка својства коштаног ткива на месту уградње, дизајн импланата и примењена хируршка техника (16,29).

Од појаве првих Brånemark-ових ендосеалних импланата, макроскопске и микроскопске карактеристике су се значајно измениле. Технолошки развој на пољу имплантологије омогућио је појаву импланата новог дизајна који обезбеђују постизање боље стабилности и већег степена успешности. Резултати бројних студија указују да импланти са самоурезујућим навојима остварују високе вредности имплантне стабилности, када се уграде у кост лошијег квалитета.

Предмет истраживања ове студије је процена параметара квалитета виличне кости у бочној регији горње вилице, као и анализа њиховог утицаја на примарну стабилност самоурезујућих денталних импланата, као основног предуслова за успех имплантне терапије.

1.1 ПОЈАМ ОСЕОИНТЕГРАЦИЈЕ

Пре око пет деценија, Brånemark и сар. су у експерименталним условима доказали да постоји директан контакт између површине титанијумских импланата и околне кости (30). Овај феномен су дефинисали као осеоинтеграцију, односно „директну структурну и функционалну везу између виталне кости и површине оптерећеног импланта“. Хистолошка потврда ове појаве дала је основу за каснији развој научног и клиничког рада у овој области стоматологије (31). Тада је осеоинтеграција више била концепт него биолошки прецизно дефинисан термин. Идеја о директном контакту кости са површином метала без урастања меког ткива није била прихваћена седамдесетих година прошлог века. Напротив, сматрало се да је фиброзна инкапсулација метала уграђеног у виталну кост неизбежна.

Brånemark није само хистолошки доказао постојање овог директног контакта већ је и развио сопствени имплант који је показао одличне клиничке резултате у поређењу са раније коришћеним, који су се у кости ретинирали фиброзним ткивом (32). Прве десетогодишње резултате у вези са успехом осеоинтегришућих импланата у безубој доњој

вилици, ови аутори публиковали су 1977.године (3).

Десет година касније, Schroeder и сар. дефинисали су коштаног-имплантни комплекс као "функционалну анкилозу", тврђом да се формирање нове кости у директном контакту са површином имплантата дешава када је уградња имплантата атрауматска. Тренутно је осеоинтеграција прихваћена као хистолошки израз који означава директну везу кости са површином имплантата без урастања меког ткива (33). Клиничка дефиниција осеоинтеграције обухвата ниво стабилности маргиналне кости око имплантата као и одсуство покретљивости (33).

Поједини аутори ову појаву описују као клинички асимптоматску, стабилну и ригидну фиксацију алопластичних материјала са коштаног ткивом током функционалног оптерећења (34).

За постизање осеоинтеграције зубних имплантата морају бити испуњени одређени биолошки и биомеханички услови. Један од најважнијих је одсуство микро-покрета током фазе коштаног зарастања (35), који су првенствено одговорни за неуспех осеоинтеграције и на крају, за губитак имплантата (18). Познато је да микро-покрети виши од 50-150 μm могу довести до формирања фиброзног ткива и индуковати ресорпцију на коштаног-имплантном контакту (36).

Стандардни Brånemark-ов протокол уградње имплантата подразумевао је период од шест месеци након екстракције зуба за зарастање коштаног ткива, а протокол оптерећења, три до шест месеци до израде дефинитивне протетске надокнаде, у зависности да ли се ради о горњој или доњој вилици.

Појава имплантата савременог дизајна и површинске структуре омогућава да се након уградње постиже боља стабилност и скраћује време до израде протетског рада. Предложени су нови протоколи оптерећења и то: имедијатно (у периоду од 48 часова након уградње) и рано (у периоду до две недеље). Избор протокола оптерећења зависи од постизања адекватних вредности имплантне стабилности.

1.2 ИМПЛАНТНА СТАБИЛНОСТ

Имплантна стабилност се дефинише као одсуство клиничке мобилности импланата након уградње као и у току функционалног оптерећења (4). То је заправо капацитет импланата да издржи оптерећење под дејством аксијалних, хоризонталних и сила ротације (16,37,38).

Иницијална стабилност након уградње, означава се као примарна стабилност и представља биомеханички феномен, који настаје као последица компресије импланата на околну кост у току уградње (16,29). Овако интиман коштан-имплантни контакт обезбеђује одсуство микропокрета и омогућава адекватно коштане зарастање, ремоделацију и формирање зреле компактне кости око импланата, чиме се осигурава успешна осеоинтеграција (39).

На микроскопском нивоу импланти могу имати одређен степен мобилности која се дефинише као минимално померање тела импланата у односу на околну ткиво и не може се препознати голим оком (40). Иако недостају тачни подаци, претпоставља се да микропокрети између импланата и околне кости не смеју прелазити граничну вредност од 150 μ m за успешно зарастање (40). Многи аутори су показали да прекомерна покретљивост може утицати на процес осеоинтеграције (40,41). Уколико ови микропокрети прелазе поменути граничну вредност, долази до фиброзне инкапсулације импланата и његовог губитка.

Након уградње импланата долази до одговора ткива на хируршку трауму у виду остеокластне активности на коштан-имплантном контакту. Ово доводи до почетног пада стабилности у току прве две до три недеље (42). Након тога, од четврте недеље долази до поновног повећања стабилности, која настаје као резултат коштане регенерације и ремоделације (29,43).

Овако успостављена стабилност, која је последица биолошких процеса, означава се као секундарна (биолошка) стабилност (44). Временом ће формирање нове кости довести до јачања везе импланата и кости.

Комплетан коштан-имплантни контакт се у клиничким условима ретко постиже. Најчешће се уочава да је 80% површине импланата прекривено коштаном ткивом, иако се

за успешну осеоинтеграцију сматра уколико је овај контакт већи од 60% (16,45). Секундарна стабилност представља меру осеоинтеграције импланата и директно је зависна од примарне стабилности. Коначно, примарна стабилност импланата се сматра кључним фактором за успешну осеоинтеграцију и дугорочни успех терапије (46,47).

1.3 ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА ПРИМАРНУ СТАБИЛНОСТ

Стабилност импланата зависи од низа фактора од којих су најважнији:

- Димензије и квалитет локалног коштаног ткива (48–50)
- Карактеристике импланата (геометрија, дужина, дијаметар, број и ангулација навоја, карактеристике површине) (22,36,38,51–55)
- Примењена хируршка техника (21,29,56).

1.3.1 ВОЛУМЕН КОСТИ У ИМПЛАНТНОМ ЛЕЖИШТУ У БОЧНОЈ РЕГИЈИ ГОРЊЕ ВИЛИЦЕ

Рехабилитација парцијално безубих пацијената у бочној регији горње вилице фиксним протетским надокнадама на имплантима је сигурна и ефикасна процедура, што показују резултати многих клиничких студија (24,57). Предности овакве протетске терапије у односу на парцијалне протезе су: смањена ресорпција коштаног ткива, изостанак негативног утицаја на суседне зубе, боља оклузија, једноставнија израда протетског рада, побољшање оралног здравља и квалитета живота (58,59).

Са аспекта имплантолошке терапије бочна регија горње вилице представља анатомски неповољно подручје за уградњу импланата (60–62) из више разлога који могу утицати на исход терапије:

- отежан приступ приликом уградње импланата (мало међувилично растојање)
- смањена димензија резидуалног алвеоларног гребена
- близина максиларног синуса

- хистоморфолошке карактеристике коштаног ткива (мала густина трабекуларне кости и танка компактна кост (8,63).

После губитка зуба у бочној регији горње вилице, долази до ресорпције алвеоларне кости која у комбинацији са пнеуматизацијом максиларног синуса доводи до значајног смањења димензија резидуалног алвеоларног гребена (24,61,62,64,65). Ресорпција алвеоларног гребена је најинтензивнија током првих шест месеци након екстракције зуба (66) и наставља се у просеку од 0,5-1,0% годишње током читавог живота (67). Ресорпција кости на месту планираном за уградњу импланата, доводи до ниске примарне стабилности и смањења степена њиховог опстанка. Уколико је нпр. висина гребена смањена на 4 mm, успех терапије се смањује на 86%, о чему имамо потврду у литератури (24).

Како би се омогућила правилна уградња импланата у случају када постоји изражена вертикална и хоризонтална ресорпција кости, регенеративне хируршке технике су од суштинског значаја за исправљање почетног анатомског стања (24). Најчешће коришћене процедуре су: подизање пода максиларног синуса, проширење гребена тзв. „*split crest*“ техника, вертикална и хоризонтална аугментација, које омогућавају успостављање адекватних услова и обезбеђују успех имплантне терапије (68).

Међутим, у последњих неколико година је показано да успех протетске рехабилитације на зубним имплантима зависи не само од количине доступне кости за уградњу импланата, већ и од квалитета ове кости (24,69,70). Грађу кости у бочној регији горње вилице карактерише танак слој компакте који окружује растреситу спонгиозу мале густине. Овакав тип грађе кости у клиничком смислу се означава као „мека кост“ и често је у вези са раним губитком импланата.

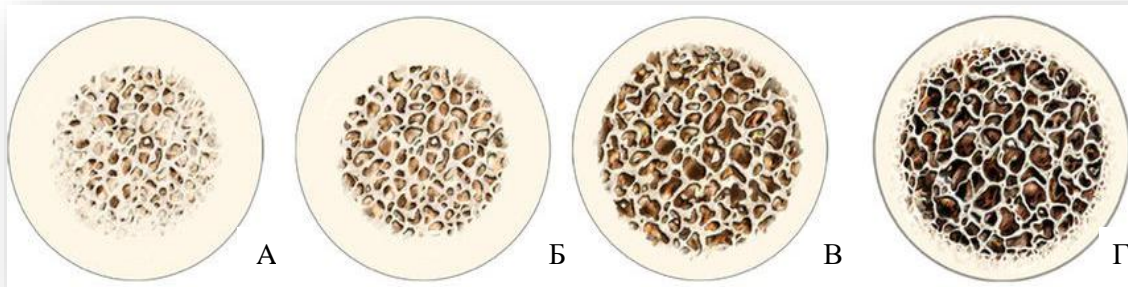
1.3.2 КВАЛИТЕТ КОСТИ У ИМПЛАНТНОМ ЛЕЖИШТУ

Један од најважнијих предуслова за успостављање адекватне примарне стабилности импланата је квалитет коштаног ткива у имплантном лежишту (48,51,71,72). Концепт квалитета кости још увек није прецизно и у потпуности објашњен у литератури (73,74). У имплантологији, већина аутора овај појам сматра еквивалентом густине кости. Остали фактори као што су: коштани метаболизам, ремоделација кости, сазревање ћелија и васкуларизација, су такође веома важни у процесу осеоинтеграције импланата и могу утицати на исход терапије (13,46,75).

Осим дефинисања густине, квалитет кости мора да обухвата и остале микроморфометријске и метаболичке параметре као и клиничку процену. Кост се у морфолошком смислу састоји од две макро форме (кортикална и спонгиозна) које у различитим пропорцијама формирају појединачне кости тела. Пропорционални однос кортикалне и спонгиозне кости такође се може сматрати значајним за процену квалитета коштаног ткива са утицајем на имплантну стабилност (76,77). Још увек није прецизирано колико је сваки од ових фактора одговоран за успех имплантолошке терапије (78).

1.3.2.1 ГУСТИНА КОСТИ

У литератури се може наћи више класификација за процену густине кости које се примењују у имплантологији. Једна од најчешће коришћених је класификација по Lekholm-у и Zarb-у из 1985. године, која је базирана на односу компактне и спонгиозне кости на цефалометријским и ортопантомографским снимцима, као и на тактилној перцепцији у току препарације имплантног лежишта (79). На основу поменутих критеријума ови аутори су кост поделили на четири типа (Слика 1.1).



Слика 1.1 Класификација квалитета кости по Lekholm-у и Zarb-у (1985). Кост је подељена у четири категорије на основу заступљености компактне и спонгиозне кости: А) Тип 1 представља хомогену компактну кост; Б) Тип 2 представља широки слој компакте који окружује густу спонгиозу; В) Тип 3 представља танак слој компакте који окружује густу спонгиозу; Г) Тип 4 представља танак слој компакте који окружује растреситу спонгиозу

Највећу примарну стабилност импланти остварују у кости типа 1, а најмању у кости типа 4. Анатомска локализација различитих типова квалитета кости приказана је у Табели 1.1. Неки аутори тврде да губитак импланата уграђених у кост типа 1, 2 и 3, након петогодишње функције износи 3%, док код оних у кости типа 4 достиже 35% (80). Зато је са клиничког аспекта веома важна преоперативна детекција постојања кости типа 4 у потенцијалним имплантним лежиштима (76), посебно уколико се планира имедијатно или рано оптерећење импланата. У неким радовима (81), аутори су мишљења да имедијатно или рано оптерећење нису погодне процедуре за кост типа 4.

Табела 1.1 Анатомска локализација различитих типова квалитета кости (класификација по Lekholm-у и Zarb-у)

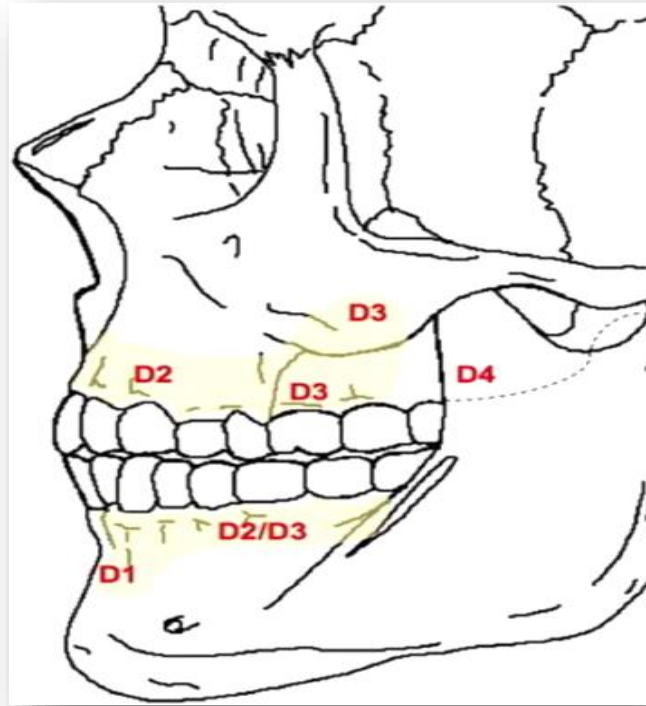
Тип квалитета кости	Опис	Анатомска локализација
Тип 1	Хомогена компактна кост	Предња регија доње вилице
Тип 2	Широки слој компакте који окружује густу спонгиозну кост	Предња регија доње и бочна регија горње вилице
Тип 3	Танак слој компакте који окружује густу спонгиозну кост	Предња регија доње и бочна регија горње вилице
Тип 4	Танак слој компакте који окружује растреситу спонгиозу	Бочна регија горње вилице

Misch је 1988. године предложио класификацију кости у безубим регијама горње и доње вилице на основу макроскопских карактеристика кортикалне и спонгиозне кости у категорије од D1-D4 (82) (Слика 1.2).



Слика 1.2 Макроскопске карактеристике кортикалне и спонгиозне кости у различитим регијама вилице (Класификација по Misch-у). А) квалитет D1: густа компактна кост; Б) квалитет D2: густа или дебела порозна кортикална кост на гребену и груба трабекуларна кост испод; В) квалитет D3 тањи порозни кортикални гребен и фина трабекуларна кост испод; Г) квалитет D4: скоро да нема кортикалне кости, фина трабекуларна кост гради скоро укупну запремину кости.

Анатомска локализација различитих типова виличне кости приказана је на Слици 1.3. Кост густине D1 се готово никад не среће у горњој, а D4 у доњој вилици. Регионалне разлике у типу коштаног ткива у вилицама, доводе до различитог степена примарне имплантне стабилности. Ово је главни узрок што импланти уграђени у горњу вилицу имају веће могућности неуспеха (83).



Слика 1.3 Локализација различитих категорија густине кости на основу класификације по Misch-у. D1 кост се анатомски среће у предњој регији доње вилице; D2 у предњој регији горње и бочној регији доње вилице; D3 у бочној регији доње и бочној регији горње вилице; D4 у бочној регији горње вилице (84).

Поменуте методе класификације се базирају на субјективној процени квалитета кости (85). Последњих година јавила се потреба за објективном, квантитативном анализом густине кости која се може применити преоперативно, а која није зависна од искуства терапеута. У литератури су описане бројне методе које поуздано мере густину кости као што су: хистоморфометријска анализа, двоенергетска апсорпцијометрија X-зрака (енгл. *Dual-energy X-ray absorptiometry, DEXA*) (86), ултразвучни метод (87), микро-компјутеризована томографија (*Micro-computed tomography, micro-CT*) (88), али које нису практичне за клиничку примену (89).

Schwartz и сар. су 1987. године представили концепт коришћења компјутеризоване томографије (енгл. *Computerized tomography, CT*), за преимплантолошку процену коштаног ткива (90). СТ омогућава прецизну тродимензионалну евалуацију анатомских

структура и директно мерење густине кости, изражено у Хаунсфилдовим јединицама (енгл. *Hounsfield units, HU*) (91,92).

Стандардни бројеви који изражавају HU потичу од СТ слике и представљају релативну густину телесних ткива према калибрисаној скали сиве тзв. „*gray scale*“, на основу вредности за ваздух (-1000 HU), воду (0 HU) и густину костију (+1000 HU) (93). Многе студије су потврдиле да је мултислајсни СТ, објективна метода за процену густине виличне кости, као и да вредности HU могу да утичу на стабилност импланата након уградње (94–99).

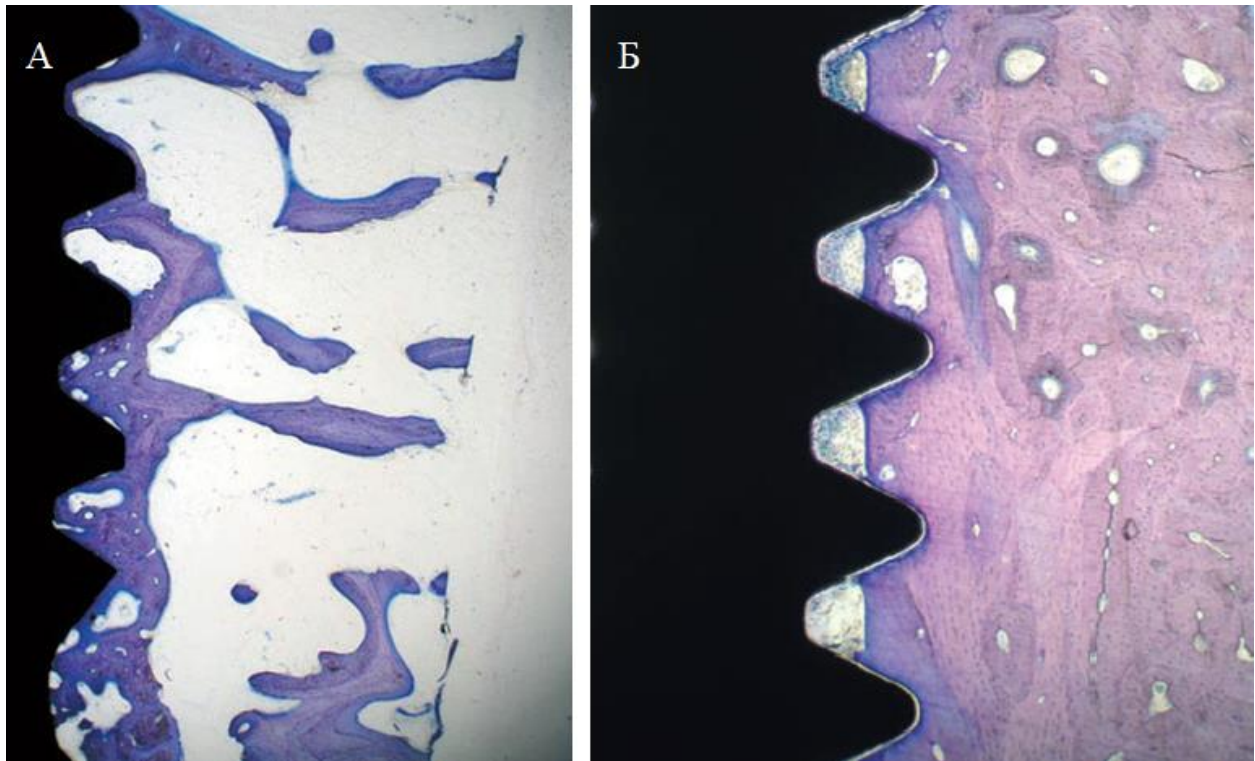
За процену алвеоларне кости у свакодневној пракси, данас се све чешће примењује метода компјутеризоване томографије конусног зрака (енгл. *Cone Beam Computerized tomography, CBCT*), јер обезбеђује добар квалитет слике који је повезан са мањим дозама зрачења (92,100–102). Осим тога ова метода је доступнија и економски повољнија у односу на СТ, иако многи аутори сматрају да за процену густине кости СВСТ још увек није довољно прецизна метода. Вредности HU добијене на СВСТ-у, често су веће у односу на оне добијене на СТ-у и показују велике варијације у односу на различите апарате или софтверске програме (85,93,103).

Misch и сар. су 1990. године ревидирали своју класификацију тако што су појединачним категоријама густине кости доделили вредности изражене у HU, измерене СТ методом (табела 1.2) (82).

Табела 1.2 Класификација густине кости по Misch-уна основу вредности HU

Густина кости	Вредност HU	Анатомска локализација
D1	>1250	Предња регија доње вилице
D2	859-1250	Предња и бочна регија доње и предња регија горње вилице
D3	350-850	Бочна регија доње, предња и бочна регија горње вилице
D4	150-350	Бочна регија горње вилице

У бочној регији горње вилице где доминира D4 кост, приликом уградње, директан коштаног-имплантног контакт често је нижи од 25%, због малог волумена трабекуларне кости, дебљине и броја коштаног гредица. Услед овакве грађе кости компромитовано је постизање добре примарне стабилности било ког дизајна импланта. У кости типа D1 остварује се директан коштаног-имплантног контакт од 80%, чиме се обезбеђује боља примарна стабилност (Слика 1.4).



Слика 1.4 Хистолошки приказ коштаног-имплантног контакта у кости мање густине (А), коштаног-имплантног контакт у кости веће густине (Б) (45)

Компактна кост је мање васкуларизована у односу на трабекуларну кост. Спољна трећина артеријског крвотока компактне кости потиче из периоста. Осим лошије васкуларизације, приликом уградње имплантата у ову кост развија се већа температура при препарацији лежишта, због већег отпора, што доводи до мање регенеративне способности (104,105). Ово нам указује да је осим густине и пропорционалног односа компакте и

спонгиозе за успех имплантне терапије важна процена и осталих параметара који дефинишу квалитет кости.

1.3.2.2 ДЕБЉИНА КОРТИКАЛНЕ КОСТИ

Када је у питању процена квалитета виличне кости применом савремених радиографских метода (СТ, СВСТ) већина аутора се бавила евалуацијом густине трабекуларне кости у имплантним лежиштима (11,47,95). Мало је студија које су испитивале утицај дебљине компактне кости на примарну имплантну стабилност (106–108). У претходним студијама фокус је био на мерењу дебљине компактне кости са букалне и палатиналне стране ради идентификације оптималне локализације за уградњу ортодонтских мини импланата (109–113). Sugiura и сар. (2016) (107) сматрају да је дебљина кортикалне кости од изузетног значаја за постизање адекватне примарне стабилности посебно у кости D4, где постоји растресита спонгиоза. Howashi и сар. (2016) су на експерименталном моделу свињског фемура доказали да постоји значајна веза између дебљине кортикалне кости на СТ-у и примарне имплантне стабилности (85).

1.3.2.3 ВАСКУЛАРИЗАЦИЈА КОСТИ

Током процеса осеоинтеграције, васкуларизација кости и формирање новог васкуларног ткива пресудни су за коштану диференцијацију и осификацију (114). Процес коштаног зарастања око импланата почиње од хематома, незреле кости, ремоделације и сазревања, што доводи до осеоинтеграције. Развој васкуларне мреже у кости око импланта је најважнији за доставу кисеоника, хранљивих материја и уклањање ћелијског дебриса (115,116). Он такође омогућава цитокинским сигнаlima да дођу до остеоцита и остеобласта (117). Након уградње импланта, крв долази у контакт са његовом површином што доводи до низа биолошких процеса: депозиције протеина, коагулације, инфламације што води формирању новог коштаног ткива. Дакле, добар ниво осеоинтеграције зависи од развоја васкуларног система око импланата (39).

Васкуларизација ткива на нивоу микроциркулације може се проценити помоћу методе ласер доплер флоуметрије (енгл. *Laser Doppler flowmetry, LDF*). Ова релативно нова дијагностичка метода заснива се на промени фреквенције кохерентне светлости након одбијања од ћелија циркулишуће крви. Овај феномен је познат као Доплеров ефекат. Одбијена светлост долази до фотодетектора апарата и у њему се претвара у електрични импулс који се софтверски обрађује у релативне бројеве назване јединицама протока (енгл. *Perfusion units, PU*) (118). Савремени LDF апарати користе ласерску светлост фреквенције 780-820 nm (116). Ова метода је неинвазивна и обезбеђује поновљиве резултате (114).

Постоје бројне индикације у којима се LDF користи за неинвазивно праћење протока крви у живим ткивима. У орофацијалној регији је коришћен за процену протока кроз зубну пулпу (119,120), гингиву (121,122), оралну слузницу (123), коштаном ткиво (13), за праћење ефеката ортодонтског третмана (124), виталитета коштаног графтова (125) итд. Недавне експерименталне и клиничке студије су показале да је LDF поуздана метода, за процену васкуларизације кости у току препарације имплантних лежишта (13,114,116,126,127).

Неки аутори сматрају да би ова метода могла да послужи за процену квалитета кости као неинвазивна алтернатива радиографским методама или као њихова допуна, због разлике у васкуларизацији компактне и спонгиозне кости (11).

1.3.3 ХИРУРШКА ТЕХНИКА УГРАДЊЕ

Да би се постигла адекватна примарна стабилност у коштаном ткиву мањег квалитета, постоји могућност модификације хируршке технике, што проширује опсег индикација за уградњу импланата и скраћује време до дефинитивне протетске рехабилитације (29). Најчешће примењиване технике су: одсуство прављења усека у имплантном лежишту за навоје импланта, кондензациона остеотомска техника (128), бикортикална стабилизација (129), коришћење борера мањег дијаметра (56).

Кондензациона остеотомска техника има за циљ да се у току препарације имплантног лежишта специјалним инструментима тзв. остеотомима изврши компресија и

сабијање коштаних гредица, чиме се повећава густина кости око импланта. Ова метода се примењује у кости мале густине и у случају танког резидуалног гребена и не треба је посматрати као алтернативу стандардној техници уградње у осталим случајевима. Она се примењује само у наведеним индикацијама, када је немогуће постићи добру примарну стабилност, јер је доказано да је ресорпција периимплантне кости након три месеца значајно већа код ове у односу на стандардну технику (130).

Бикортикална стабилизација подразумева додатну стабилизацију импланта коришћењем компактне кости пода максиларног синуса (129). Студијама је показано да бикортикална фиксација повећава контакт између импланта и кости, али се не може увек искористити због варијација у анатомским условима, као што су смањена висина резидуалног гребена и често одсуство компактне кости у бочној регији горње вилице (50).

Препарација имплантног лежишта мањег дијаметра у односу на тело импланта омогућава повећање притиска на околну кост у току уградње и бољу примарну стабилност. Међутим, Tabassum и сар. (2014) су показали да уколико се дијаметар имплантног лежишта смањи за више од 5% нема додатног ефекта на повећање имплантне стабилности. Напротив, превелики притисак може имати негативни ефекат на апозицију нове кости око импланта (131).

1.3.4 ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА

Тродимензионалне карактеристике импланта као што су: облик, дужина, дијаметар, број, облик и ангулација навоја, могу значајно утицати на примарну стабилност (132). Ове карактеристике се означавају као макродизајн, а карактеристике површине имплантата као микродизајн (53,133). Импланти различитог дизајна остварују различиту стабилност након уградње што условљава њихову клиничку примену (52). Првобитно су се производили цилиндрични импланти тзв. паралелног дизајна. Међутим, они нису били адекватни за све клиничке индикације, јер су повећавали ризик од перфорације букалне кости, нарочито код танких алвеоларних гребена. Касније су уведени импланти коничног дизајна како би се побољшала естетика, извршила већа компресија на кост и равномернија дистрибуција сила. На овај начин се смањење пречника коничних имплантата према апикалном делу

прилагођава облику гребена. Бројни аутори су показали да импланти коничног дизајна остварују веће вредности примарне стабилности када се уграде у кост слабијег квалитета (5,133,134). Различите модификације дизајна импланта омогућиле су да се одабере најбољи имплант за сваку појединачну индикацију (135). Импланти тзв. хибридног макродизајна представљају комбинацију цилиндричног и коничног облика (136). Ови импланти су дизајнирани како би својим обликом имитирали облик корена зуба и индиковани су за уградњу у свежу екстракциону алвеолу како би обезбедили минималан размак између кости и тела импланта. Експерименталним и клиничким студијама је показано да овакав макродизајн утиче на повећање имплантне стабилности у односу на примену цилиндричних или коничних импланата (27,136,137).

Навоји на телу импланта имају веома значајну улогу у иницијалној стабилизацији импланта. Неколико карактеристика навоја као што су: нагиб, висина, облик (облик слова „V“, облика квадрата итд.), утичу на примарну стабилност (138). Самоурезујући навоји су доступни од 1983. године и углавном се користе за коштану ткиво мање густине какво је у бочној регији горње вилице (139). Данас су на тржишту присутни и модификовани самоурезујући импланти са повећаним сечивним карактеристикама.

1.4 МЕРЕЊЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

Реакција коштаног ткива око импланта је најизраженија одмах након уградње. Такође и код неоптерећених импланата долази до коштане ремоделације, што свакако захтева мерење имплантне стабилности. Да би се одредио индивидуални период коштаног зарастања, квалитет коштаног-имплантног контакта мора се процењивати након уградње, као и у току фазе зарастања. Импланти изложени дејству сила показују одређен степен микропокретљивости, а самим тим и различит ниво имплантне стабилности. Највећи клинички значај има процена латералне микропокретљивости. Објективно мерење имплантне стабилности омогућава:

- одређивање индивидуалног плана оптерећења импланата
- документовање и праћење резултата осеоинтеграције у различитим временским интервалима
- доношење одлуке да ли је и када потребно растеретити имплант
- добру комуникацију и поверење у односу лекар-пацијент (25).

У литератури је описан велики број метода које мање или више објективно мере имплантну стабилност. Предности и недостаци појединих метода за процену имплантне стабилности приказани су у Табели 1.3. Све методе могу се поделити на инвазивне и неинвазивне.

Табела 1.3 Предности и недостаци метода за одређивање имплантне стабилности (16)

Метода	Предности	Недостаци
Хистоморфометријска анализа	<ul style="list-style-type: none"> • Објективна метода 	<ul style="list-style-type: none"> • Инвазивна • Ограничена на примену у експерименталним студијама
Радиографска анализа	<ul style="list-style-type: none"> • Неинвазивна метода • Једноставна примена 	<ul style="list-style-type: none"> • Није објективна • Не постоји могућност квантификације
Перкусиони тест	<ul style="list-style-type: none"> • Једноставан за извођење • Неинвазивна метода 	<ul style="list-style-type: none"> • Непоуздана (субјективна метода) • Зависи од перцепције хирурга
Тест силе одвртања	<ul style="list-style-type: none"> • Једноставан за извођење • Не постоји потреба за скупом опремом 	<ul style="list-style-type: none"> • Инвазивна метода • Тестира само секундарну стабилност • Може довести до деформације импланта
Мерење силе отпора при уградњи импланата	<ul style="list-style-type: none"> • Поуздана метода • Примењује се и за детекцију у густине кости 	<ul style="list-style-type: none"> • Може се применити само у току уградње импланата
Периотест	<ul style="list-style-type: none"> • Неинвазивна метода • Квантитативна метода • Може се применити за праћење стабилности • Има клиничку примену 	<ul style="list-style-type: none"> • Сензитивна метода • Недовољно поуздана • Може утицати на имплантну стабилност ако се користи у току уградње
Анализа резонантне фреквенције	<ul style="list-style-type: none"> • Неинвазивна • Квантитативна метода • Има клиничку примену • Поуздана • Могућа поновљена мерења 	<ul style="list-style-type: none"> • За извођење потребна скупа опрема • Не постоји критична вредности која дефинише успех импланата

1.4.1 ИНВАЗИВНЕ БИОМЕХАНИЧКЕ МЕТОДЕ

У инвазивне биомеханичке тестове убрајају се:

- хистоморфолошка анализа
- тест силе извлачења
- тест силе одвртања

1.4.1.1 ХИСТОМОРФОЛОШКА АНАЛИЗА

Хистоморфолошка анализа омогућава најпрецизније одређивање квалитета коштано-имплантног контакта. Метода се базира на одређивању количине кости и величине коштано-имплантног контакта на основу хистолошких узорака споја импланта и околне кости (16). Иако веома прецизна, не примењује се у клиничким условима, због своје инвазивности и ограничена је на примену у експерименталним студијама.

1.4.1.2 ТЕСТОВИ СИЛЕ ОДВРТАЊА И ИЗВЛАЧЕЊА

Овај тест на инвазиван начин мери јачину везе између импланта и околне кости. Њиме се тестира секундарна стабилност, дајући податке о нивоу осеоинтеграције. У току теста силе одвртања на имплант се примењује обртни моментод 20 Ncm, јер је познато да се клинички осеоинтегрисан имплант уклања силом од 45 до 48 Ncm (16). Успешно осеоинтегрисани импланти ће издржати примењен обртни момент силе (26). Сила која делује на имплант може довести до пластичне деформације чак и на овом нивоу обртног момента, зато ова метода такође има примену само у експерименталне сврхе.

Тест силе извлачења се базира на примени дозирање силе паралелно са уграђеним имплантом, док не дође до пуцања везе између кости и имплантне површине. Овај инвазивни тест се примењивао на цилиндричне импланте без навоја, који се више не користе у клиничкој пракси, па има само историјски значај.

1.4.2 НЕИНВАЗИВНЕ МЕТОДЕ

Неинвазивне методе за процену имплантне стабилности су:

- Радиографска анализа
- Перкусиони тест
- Мерење силе приликом уградње импланта
- Периотест
- Анализа резонантне фреквенције

1.4.2.1 РАДИОГРАФСКА АНАЛИЗА

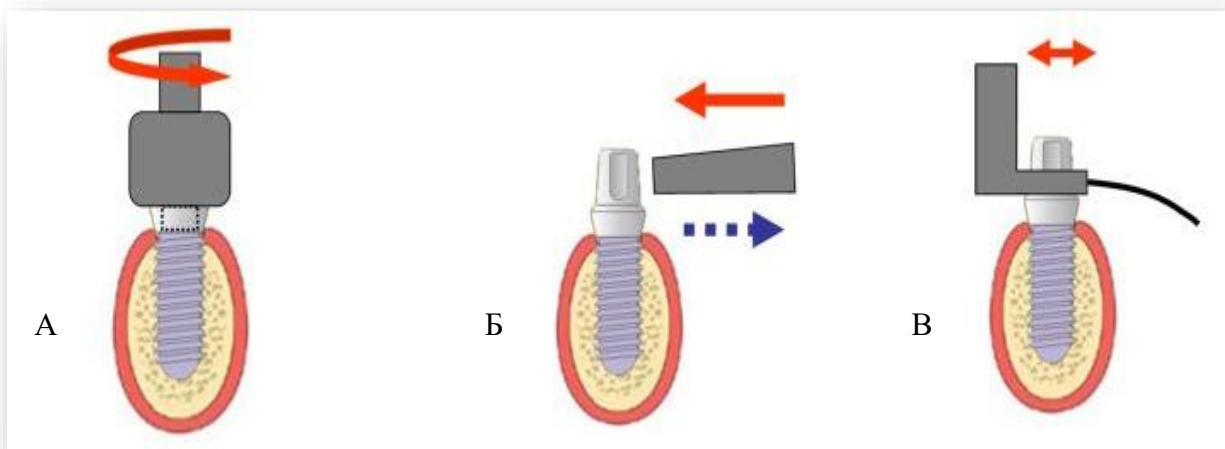
Радиографска анализа након уградње имплантата процењује коштано-имплантни контакт праћењем губитка маргиналне кости око импланта. У ту сврху се најчешће користе ретроалвеоларни или стандардни панорамски радиографи. Међутим губитак кости се на дводимензионалним снимцима приказује само на апроксималним површинама, док се минерални губитак до 40% не може детектовати уз помоћ радиографије. Зато се радиографска анализа имплантне стабилности не може сматрати валидном методом (25).

1.4.2.2 ПЕРКУСИОНИ ТЕСТ

Ово је најједноставнија метода за праћење имплантне стабилности. Базира се на потпуно субјективној оцени хирурга. Изводи се латералном перкусијом заштитног шрафа на импланту, металним инструментом. Уколико се добије јасан соноран звук, сматра се да је имплант остварио чврст контакт са кости (16,140). Ова метода губи на значају због своје субјективности и немогућности да се имплантна стабилност квантификује, али је у свакодневној клиничкој пракси свакако не треба потценити и искључити.

1.4.2.3 МЕРЕЊЕ ОБРТНОГ МОМЕНТА СИЛЕ ПРИЛИКОМ УГРАДЊЕ ИМПЛАНАТА

Вредност момента силе одређује се током уградње импланата и може се користити за процену примарне стабилности. Обртни момент силе у току уградње је механички параметар који директно зависи од квалитета кости и карактеристика импланата (140). Овим тестом није могуће лонгитудинално праћење промена стабилности након уградње, али је метода неинвазивна, с обзиром да се мерење обавља у току саме уградње (141), (Слика 1.5 А). Неки аутори сматрају да се повећањем обртног момента смањује могућност микропокрета након уградње импланата. У кости мале густине импланти се обично уграђују обртним моментом од 20-35 N/cm. Trisi и сар. (2013) сматрају да уколико се приликом уградње у кост мале густине, обртни момент силе повећа на 45N/cm, могуће је импланте оптеретити имедијатно (142).



Слика 1.5 Схематски приказ најчешће примењиваних биомеханичких метода за мерење имплантне стабилности. А-мерење обртног момента у току уградње; Б-Периотест; В-Анализа резонантне фреквенције(143)

1.4.2.4. ПЕРИОТЕСТ

Ова метода врши квантификацију покретљивости импланата мерењем реакције периимплантног ткива на дефинисано ударно оптерећење (16). Периотест® (*Siemens AG*, Бенсхајм, Немачка) (Слика 1.6), је првобитно уведен за испитивање периодонталног лигамента када мери покретљивост зуба (144,145), али је нашао примену и у процени

имплантне стабилности (145–149). То је неинвазивна дијагностичка метода којом је могуће извршити процену стабилности у иницијалној фази, као и у фази постављања супраструктуре на имплант и базирана је на принципу електромагнетски вођене ексцитације испитиваног објекта. Ексцитација се врши помоћу металног наставка смештеног у насаднику апарата. Наставак преноси вибрационе перкусије на имплант 16 пута у трајању од четири секунде. Одговор испитиваног објекта се преноси у микропроцесор смештен унутар апарата који сигнал конвертује у тзв. Периотест вредности (енгл. *Periotest values, PTV*) (150). PTV вредности могу бити од -8 (мала мобилност) до +50 (велика мобилност) (16,150). Клинички стабилан имплант се налази у распону од -6 до -2 PTV (150).

Мерење се врши тако што се наставка апарата усмерава перпендикуларно на *sulcus former*, или касније на абатмент. Упркос широкој употреби, метода није довољно сензитивна због малог опсега у коме се најчешће очекује имплантна стабилност (од -5 до +5 PTV) (151). Поред тога, дужина абатмента, растојање у односу на имплант и начин на који се врши мерење могу значајно да утичу на добијене резултате. Сматра се да уколико је растојање металног наставка у односу на абатмент веће од 5mm, или уколико се промени угао у току мерења, резултати неће бити валидни (16). Све ово указује да Периотест не може да се сматра позитивним прогностичким фактором за оцену успешности осеоинтеграције (136).



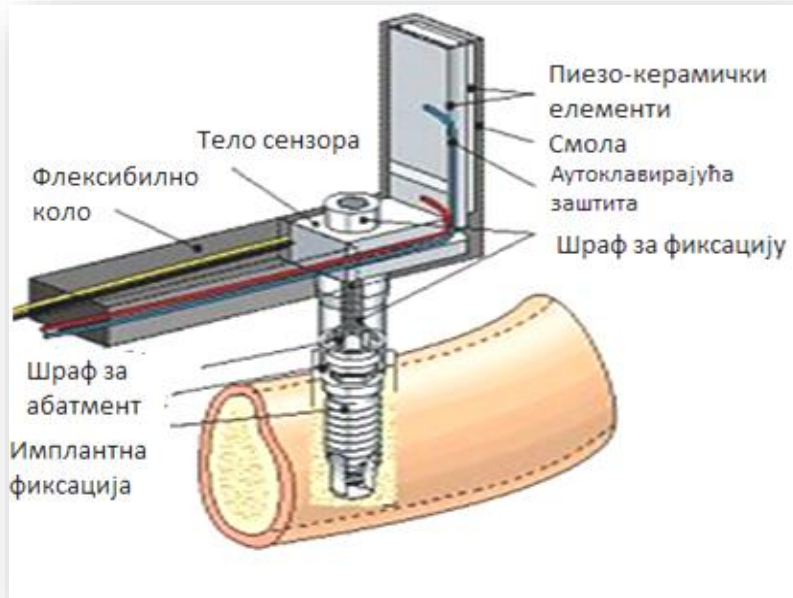
Слика 1.6 Периотест® апарат

1.4.1.5 АНАЛИЗА РЕЗОНАНТНЕ ФРЕКВЕНЦИЈЕ

Методу анализе резонантне фреквенције (енгл. *Resonance frequency analysis, RFA*) су у клиничку праксу увели Meredith и сар. 1996. године (45,152). Ова неинвазивна метода се примењује за одређивање имплантне стабилности након уградње и у различитим фазама коштанога зарастања (153). Резонантна фреквенција је дефинисана као највиша амплитуда осцилације импланта, а претвара се у вредност која представља имплантну стабилност изражену у Hz, код оригиналне (електронске) методе. Ова метода користи директну везу између сензора и анализатора резонантне фреквенције. Сигнал је синтетизован помоћу анализатора програмираног персоналним рачунаром (45). Сензор се директно повезује на тело имплантата и врши осцилације константном амплитудом почевши са ниском фреквенцијом, па повећањем степена, док имплант не почне са резонацијом.

Висока резонантна фреквенција указује на јачу везу импланта и кости (25). Она зависи од три главна фактора: дизајна самог сензора, крутости коштано-имплантног контакта и укупне ефективне дужине изнад маргиналног нивоа кости (45).

Оригиналном методом за мерење резонантне фреквенције коришћен је мали сензор облика латиничног слова „L“, који се фиксирао на имплант или на супраструктуру (154). Сензор је обезбеђивао високу фреквенцију механичких вибрација (5-15 kHz) које је преносио на имплант и снимао фреквенцију и амплитуду примљеног сигнала (42). Био је израђен од нерђајућег челика или комерцијално чистог титанијума, са два пиезоелектрична елемента, од којих је један служио за продукцију вибрација, а други као пријемник сигнала резонантне фреквенције (25) (Слика 1.7).



Слика 1.7 Схематски приказ оригиналне методе RFA (4)

Први електронски RFA апарат за комерцијалну употребу, био је *Osstell®* (*Integration diagnostics AB*, Гетеборг, Шведска). Почевши од овог апарата имплантна стабилност се изражавала у тзв. ISQ јединицама (енгл. *Implant stability quotient*), чије се вредности налазе у распону од 0-100 ISQ. Уз помоћ софтвера резонантну фреквенцију од 3500-8500 Hz, претвара у релативне бројеве изражене као ISQ (4,16,25). Ниске вредности ISQ говоре о лошој имплантној стабилности.

Прве генерације ових апарата су имале недостатке: апарат је жицом био повезан са сензором, чиме се ограничавала мобилност; потребу за персоналним рачунаром; сензори су имали сопствену фреквенцу, па су морали пре сваког мерења да се калибришу (45). Ово је превазиђено увођењем апарата новије генерације *Osstell mentor*, *Osstell ISQ* (*Integration diagnostics AB*, Гетеборг, Шведска) (Слика 1.8), који су бежични и функционишу на принципу магнетне фреквенције, која се из апарата преноси на алуминијумски наставак тзв. *SmartPeg®*.

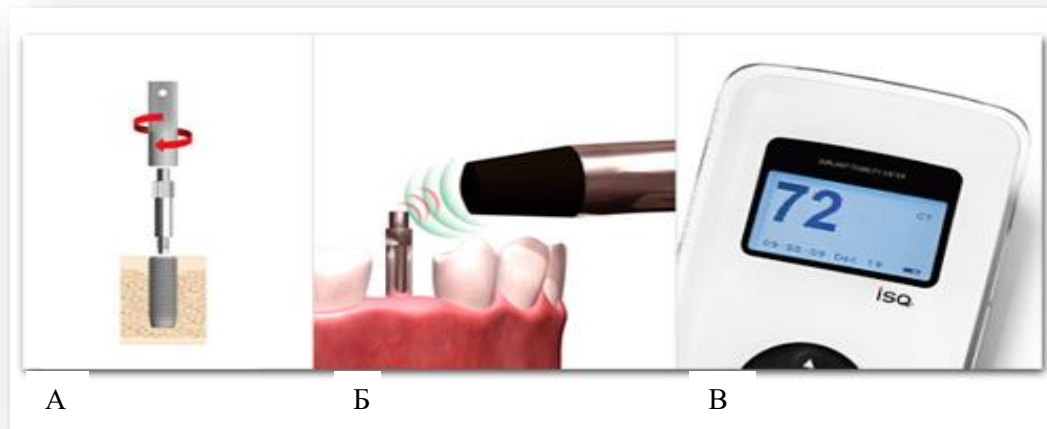
За разлику од претходне генерације апарата овде се и анализатор резонантне фреквенције и извор магнетне екситације налазе у истом апарату. *SmartPeg®* се на тело

импланта фиксира силом од 4-5 Ncm, након чега се врши његова ексцитација, а резултат изражен у ISQ, се читава на дисплеју апарата (Слика 1.9).



Слика 1.8А) *Osstell® Mentor* и Б) *Osstell ISQ®* (*Integration diagnostics AB*, Гетеборг, Шведска).

Ова метода је објективна, даје поновљиве резултате и најчешће је примењивана у клиничким и експерименталним студијама, али и у свакодневnoj клиничкој пракси (23,100,105,147,155–159). Потребно је да се мерење обавља под одређеним условима како би било валидно: сонда апарата треба да буде усмерена на наставак под углом од 90°, на удаљености 1-3 mm, 3 mm изнад меког ткива јер ће у супротном бити утицаја на измерене вредности (25).



Слика 1.9 Поступак мерења имплантне стабилности: А) фиксирање *SmartPeg* наставка на тело импланта; Б) Усмеравање сонде апарата на наставка; В) Очитавање резултата

1.5 КЛИНИЧКИ ЗНАЧАЈ МЕРЕЊА ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

Најчешће вредности имплантне стабилности, код клинички стабилних импланата се крећу од 57-82 ISQ (16). Ове вредности заједно са клиничким и радиографским налазима, пружају вредне информације о тренутном стању коштаног-имплантног контакта, служе за доношење одлука о даљим поступцима лечења, за праћење коштаног зарастања, идентификацију импланата који имају тенденцију неуспеха. За импланте са ниским ISQ вредностима (<55), треба размотрити мере за побољшање стабилности: применом дужих, ширих или другачије дизајнираних импланата, продужењем периода зарастања, одлагањем оптерећења и провере стабилности у току осеоинтеграције (4).

Примарна стабилност има велики значај за успех имплантне терапије. Могућност да се током планирања процени квалитет кости, применом савремених дијагностичких метода и предвиди каква ће бити стабилност након уградње, пружа стоматолозима терапијску ширину у избору типа импланата, хируршке технике као и доношењу одлуке о даљем плану терапије.

2.ЦИЉЕВИ И ХИПОТЕЗЕ

2.1 ЦИЉ СТУДИЈЕ

Циљ студије био је да се испита утицај радиографских параметара квалитета виличне кости у бочној регији горње вилице (густине кости и дебљине кортикалних ламела) и васкуларизације у имплантним лежиштима, на иницијалну стабилност самоурезујућих импланата.

У складу са постављеним циљем истраживања, дефинисани су посебни задаци студије:

- Процена густине кости и дебљине компакте на месту уградње импланата, у бочној регији горње вилице применом методе компјутеризоване томографије
- Класификација виличне кости у бочној регији горње вилице на основу вредности густине изражене у НУ
- Процена васкуларизације кости у имплантним лежиштима применом ласер доплер флоуметрије
- Процена постоперативне стабилности самоурезујућих импланата анализом резонантне фреквенције
- Испитивање међусобне корелације различитих параметара квалитета виличне кости
- Испитивање корелације параметара који дефинишу квалитет кости на месту уградње и иницијалне стабилности самоурезујућих импланата

2.2 ХИПОТЕЗЕ

На основу наведених чињеница претпоставља се да је могуће предвидети примарну стабилност коју ће самоурезујући импланти остварити у бочној регији горње вилице, на основу различитих параметара који дефинишу квалитет виличне кости. Сходно томе постављене су следеће истраживачке хипотезе:

- Постоји значајна линеарна корелација између вредности густине кости у имплантним лежиштима измерених преоперативно помоћу методе компјутеризоване томографије и вредности иницијалне имплантне стабилности;
- Постоји значајна линеарна корелација између дебљине кортикалне кости у имплантним лежиштима и иницијалне имплантне стабилности
- Постоји линеарна корелација између измерених вредности густине на СТ-у и вредности васкуларизације кости измерене применом LDF методе
- Самоурезујући дентални импланти ће приликом уградње у бочну регију горње вилице остварити вредност иницијалне стабилности прихватљиве за протокол имедијатног оптерећења (веће од 60 ISQ)

3.МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ

Истраживање је спроведено као клиничка, опсервациона, интервентна студија пресека у којој је анализирано укупно 54 импланата и њихових лежишта, код девет пацијената оба пола старијих од 18 година, са терминалном безубошћу у бочној регији горње вилице. Код свих пацијената уграђена су по три импланта истих димензија са обе стране, у позицијама првог премолара, другог премолара и првог молара у горњој вилици. Пре почетка студије, пацијенти су били детаљно информисани о предстојећој хируршкој интервенцији као и могућим компликацијама и дали писмену сагласност за учешће у студији. Истраживање је спроведено на Клиници за Оралну хирургију Стоматолошког факултета, Универзитета у Београду. За спровођење овог истраживања, добијена је сагласност етичког одбора Стоматолошког факултета у Београду (бр.36/48).

3.1. КРИТЕРИЈУМИ ЗА УКЉУЧИВАЊЕ ПАЦИЈЕНАТА У СТУДИЈУ

Након детаљних анамнестичких података, клиничког и радиографског прегледа, пацијенти су укључени у студију по следећим критеријумима:

1. пацијенти са обостраном терминалном безубошћу лоцираном дистално од очњака у горњој вилици
2. пацијенти са присутним природним зубима или протетском надокнадом у бочној регији доње вилице да би се обезбедио оклузални контакт са протетским надокнадама на испитиваним имплантима у горњој вилици
3. пацијенти са задовољавајућом оралном хигијеном
4. пацијенти са субантралном димензијом у имплантираној регији ≥ 8 mm
5. пацијенти са хоризонталном димензијом алвеоларног гребена горње вилице у испитиваној регији и ≥ 6 mm да би се обезбедила минимална дебљина коштаног зида од 1mm са букалне и палатиналне стране
6. пацијенти који припадају ASA1 ASA2 групи (класификација Америчке асоцијације анестезиолога)

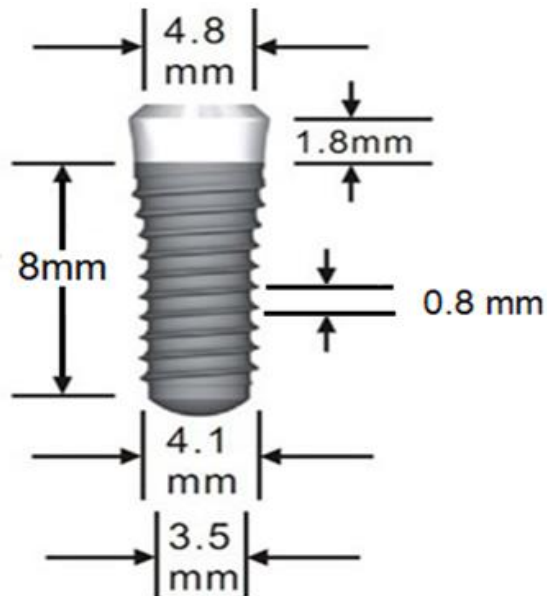
3.2. ИСКЉУЧУЈУЋИ КРИТЕРИЈУМИ

У студију нису били укључени:

1. пацијенти са бруксизмом
2. пацијенти који конзумирају ≥ 10 цигарета дневно
3. труднице и дојиље
4. пацијенти са дијагнозом остеопорозе
5. пацијенти код којих је протекло мање од 6 месеци од екстракције последњег зуба у бочној регији горње вилице
6. пацијенти са трансмисивним вирусним обољењима

3.3 ИМПЛАНТИ КОРИШЋЕНИ У СТУДИЈИ

У овој студији су коришћени *Straumann TE[®]SLActive[®]* импланти (*Institut Straumann AG*, Базел, Швајцарска), промера $\varnothing 4,1/4,8$ mm и дужине 8mm (Слика 3.1). Овај тип импланта је тзв. хибридногдизајна, који представља комбинацију цилиндричног облика у апикалном делу и коничног облика у коронарном делу. То је имплант са самоурезујућим навојима на свом телу и примена урезнице у хируршкој процедури није неопходна. У поређењу са стандардним *Straumann[®]* имплантом који на свом телу има размак између навоја од 1,25 mm, навоји на телу *Straumann TE[®]SLActive[®]* импланта налазе се на растојању од 0,8 mm чиме се ствара могућност за већим бројем навоја и повећавањем површине која долази у контакт са кошћу. Имплант има полирани, трансгингивални део висине 1.8 mm. У овој студији импланти су уграђивани у кост до нивоа полираног дела. У студији је уграђено укупно 54 импланата.



Слика 3.1 *Straumann TE*[®] имплант, дужине 8mm, промера 4,8mm у коронарном делу и 4,1mm у апикалном делу. Укупна ширина импланта не рачунајући навоје у апикалном делу износи 3,5 mm. Размак између навоја износи 0,8 mm

3.4 ПРЕХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА

Прехируршка процедура је обухватала:

1. Стандардни клинички и радиографски преглед (анализу ортопантомографских радиограма)
2. Анализу студијских модела
3. Израду радиографске и хируршке фолије
4. Радиографску анализу димензија доступне кости, густине кости и дебљине компакте на месту уградње импланата помоћу методе компјутеризоване томографије

3.4.1 ИЗРАДА РАДИОГРАФСKE И ХИРУРШКЕ ФОЛИЈЕ

Радиографска фолија израђена је на студијским моделима, након одређивања међувилних односа и поставе зуба у позицијама првог премолара, другог премолара и првог молара. Постава зуба који су морфолошки одговарали карактеристикама дентиције за сваког пацијента вршена је у артикулатору средњих вредности. Модели са поставом зуба су затим дублирани и на тим моделима је вршена израда радиографске, односно хируршке фолије вакуум техником. У позиције будућих импланата у фолију су постављене металне вођице димензија 1x1 mm, за одређивање позиције импланата на рендгенском снимку како би се анализа димензија и радиографских параметара квалитета виличне кости вршила у тачној позицији будућег имплантног лежишта. Иста фолија коришћена је и за одређивање позиција будућих импланата у безубој регији горње вилице у току хируршке уградње, како би се испоштовали принципи протетски вођене имплантологије (Слика 3.2).



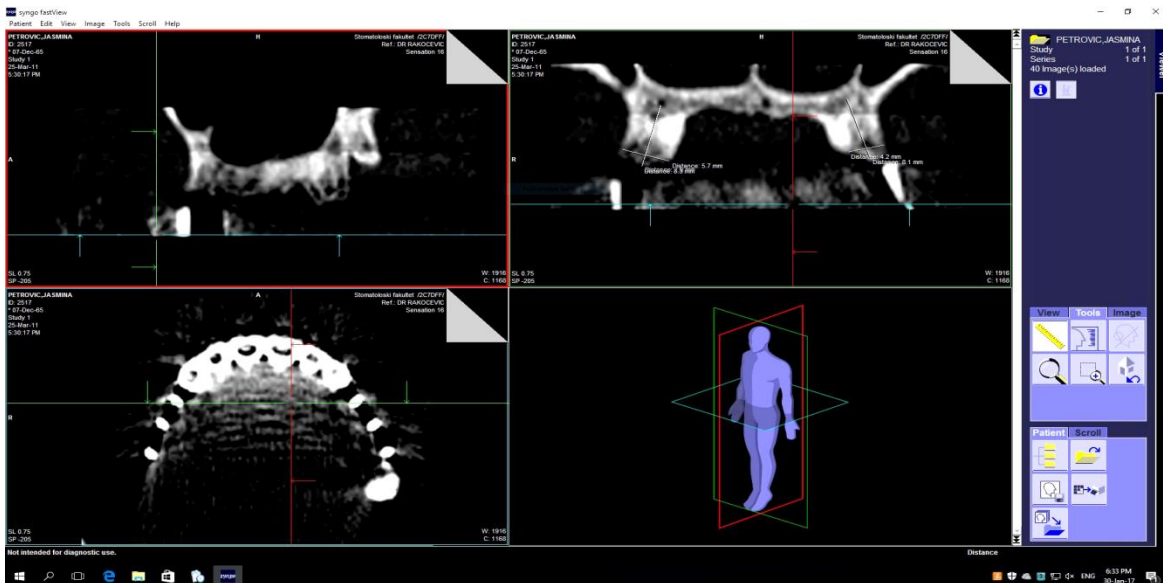
Слика 3.2 Радиографски и хируршки стент коришћен за прехируршку дијагностику и као вођица за уградњу импланата

3.4.2 ПРЕХИРУРШКА РАДИОГРАФСКА ЕВАЛУАЦИЈА

Прехируршка радиографска евалуација за сваког пацијента, подразумевала је анализу димензија доступне кости густину кости имплантне регије на месту првог и другог премолара и првогмолара, као и одређивање дебљине компактне кости са вестибуларне и палатиналне стране сваког имплантног лежишта. У ту сврху, коришћен је мултислајсни апарат за компјутеризовану томографију *Somatom Sensation 16 (Siemens Healthineers, Ерланген, Немачка)*, свакодневно калибрисан према упутствима произвођача. СТ снимање горње вилице обављано је након постављања претходно израђене рендгенолошке фолије, са металним вођицама смештеним у центру регије која представља будућу позицију импланта.

Сва снимања вршена су под истим условима, према унапред одређеном протоколу: напон од 130 kV и јачина струје 80 mA, са дебљином слоја од 1,5 mm и интервалом од 1,5 mm. Снимања су обављана у трансверзалним равнима, након чега је вршена тродимензионална реконструкција у специјализованом софтверском програму *Syngo.via за СТ (Siemens Healthineers, Ерланген, Немачка)*.

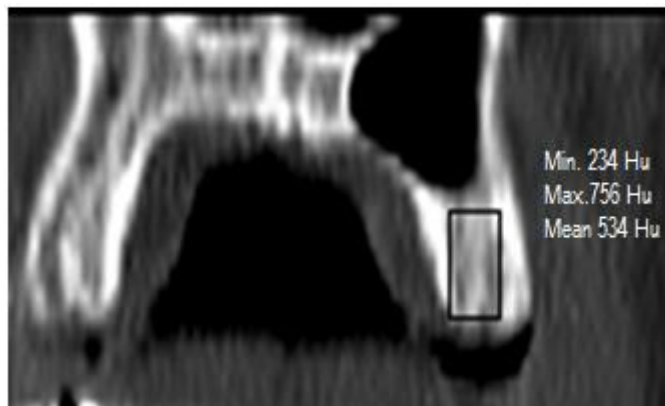
Мерења димензија доступне кости за планирање уградње импланата вршена су у све три димензије помоћу алата у софтверском програму, који је укључен у СТ опрему.



Слика 3.3 Мерење димензија доступне кости приликом планирања уградње импланата.

3.4.2.1 МЕРЕЊЕ ГУСТИНЕ КОСТИ У ИМПЛАНТНИМ ЛЕЖИШТИМА

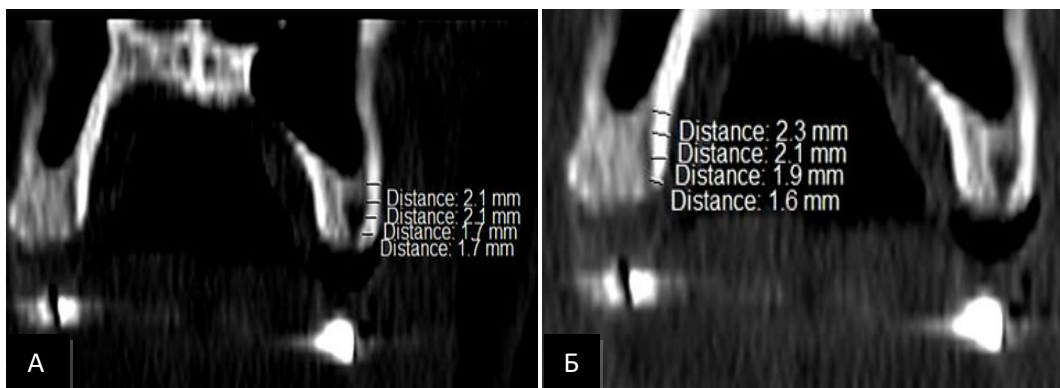
Одређивање густине кости у сваком имплантном лежишту вршено је на „*cross-sectional*“ пресецима помоћу алата који је укључен у СТ опрему. Након тродимензионалне реконструкције снимка у софтверском програму *Syngo.via* за *CT* (*Siemens Healthineers*, Ерланген, Немачка) правоугаоно поље димензија 9x5mm, које означава будуће имплантно лежиште дизајнирано је тако да представља позицију имплантата металне вођице у рендгенолошкој фолији. Овако дизајнирано имплантно лежиште на „*cross-sectional*“ снимку имало је за циљ да се густина кости измери у самом имплантном лежишту као и делу околне кости која ће окруживати уграђен имплант. Просечна вредност густине кости у пољу које означава имплантно лежиште, одређивана је на основу софтвера инкорпорираног у СТ апарат. Густина кости је изражена у HU (Слика 3.4). Софтверски програм рачуна минималну, максималну и просечну вредност густине кости у пољу. За даљу анализу коришћена је просечна вредност у сваком имплантном лежишту.



Слика 3.4 Мерење густине кости у дизајнираном имплантном лежишту, на „*cross-sectional*“ снимку у пољу димензија 5x9mm.

3.4.2.2 МЕРЕЊЕ ДЕБЉИНЕ КОРТИКАЛНЕ КОСТИ

Одређивање дебљине кортикалне кости вршено је на „*cross-sectional*“ пресецима у позицијама сваког имплантног лежишта. Мерења су вршена са палатиналне и букалне стране и то на четири различита нивоа у односу на кристалну ивицу резидуалног алвеоларног гребена и то на нивоу од: 2, 4, 6 и 8 mm (Слика 3.5). У статистичкој обради података коришћена је просечна вредност сва четири мерења за букалну и палатиналну страну.



Слика 3.5 Мерење дебљине кортикалне ламеле на снимцима: А) Одређивање дебљине букалне ламеле Б) одређивање дебљине палатиналне ламеле

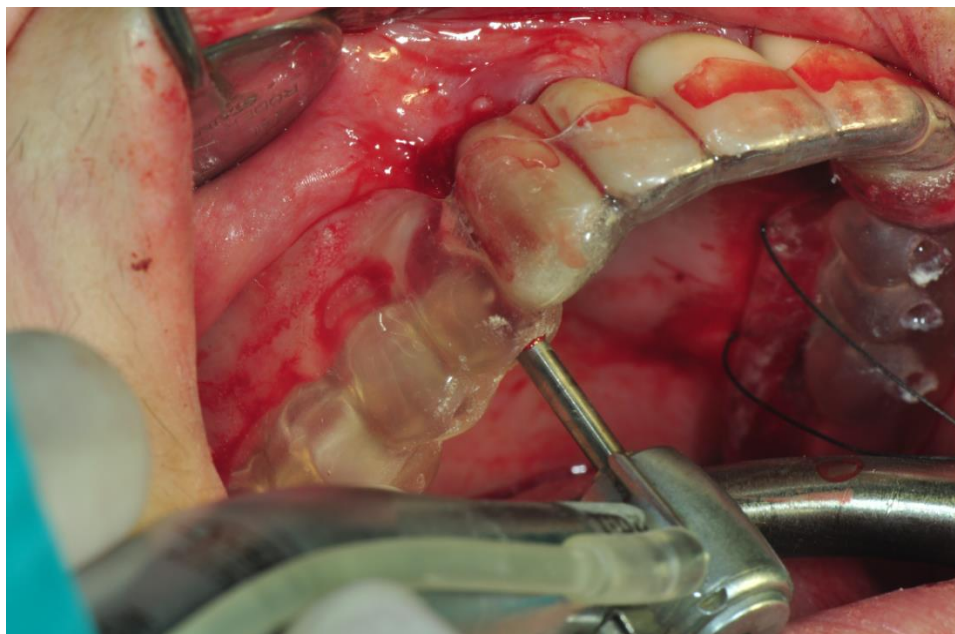
3.5 ХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА

Преоперативно је извршена обука пацијената о одржавању оралне хигијене и ординирана примена 2% раствора хлор-хексидин диглуконата (*Curasept ADS[®] 220*, *Curaden AG*, Швајцарска), непосредно пред хируршку интервенцију, ради редукције броја микроорганизама.

Препарација имплантних лежишта је изведена у локалној анестезији обезбеђеној 0,75% ропивакаинном без вазоконстриктора (0.75% *Naropine*, *AstraZeneca*, Шведска), како би се избегао утицај вазоконстриктора на резултате васкуларизације коштаног ткива, која је одређивана у току препарације лежишта. После измерене васкуларизације интервенције

су завршаване, након апликовања 2% раствора артикаина са адреналином у односу 1:100000 (*Ubistesin™*, *3M Espe AG*, Немачка).

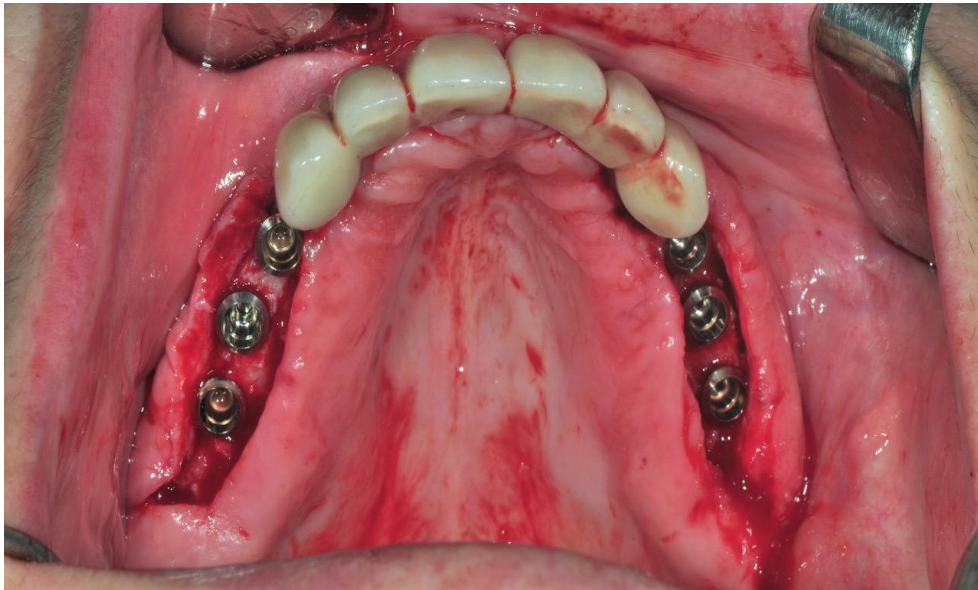
После пажљивог планирања, средином резидуалног алвеоларног гребена извршена је инцизија хируршким ножићем 15С, укључујући обостране релаксационе инцизије у форникс и нежно одизање мукопериосталног режња. Након тога је у уста пацијента постављана хируршка фолија која је имала за циљ да одреди позицију будућег имплантног лежишта. Поступак уградње спроведен је према упутствима произвођача, уз помоћ специјализованог алата (*Institut Straumann AG*, Базел, Швајцарска). Кроз вођицу је најпре извршено обележавање позиције импланта округлим борерима промера (\varnothing 1,4 mm; \varnothing 2,3 mm; \varnothing 3,1 mm. Препарација лежишта вршена је одговарајућим профилним борерима (\varnothing 2,2 mm; \varnothing 2,8 mm; \varnothing 3,5 mm) (Слика 3.6). Завршна обрада је подразумевала примену специјалног профилног борера, за овакав дизајн импланата. Промер последњег борера за препарацију лежишта био је 3,5mm, што значи да је имплантно лежиште након препарације мањег промера у односу на имплант. Овим се обезбеђује боља компресија импланта на околну кост.



Слика 3.6 Обележавање имплантног лежишта иницијалним округлим борером

Са сваке стране су уграђена по три импланта *Straumann TE® SLActive®* (*Institut Straumann AG*, Базел, Швајцарска) димензија: $\varnothing 4.1/4.8\text{mm}$; дужине 8mm , у регијама другог премолара, првог и другог молара по стандардним упутствима за *Straumann® TE®* имплант (Слика 3.7). На импланте су постављане капице за зарастање величине $1,5\text{mm}$, а режањ ушивен појединачним шавовима 4/0, монофиламент (*Ethicon*).

Пацијентима је прописана антибиотска терапија амоксицилином (*Sinacilin® 500 mg*, Галеника а.д, Србија) у режиму 3x1, или у случају алергије на пеницилинске препарате Клиндамицином (*Clindamycin-MIP 600 mg*, *Chephasaar Chemisch – Pharmazeutische Fabrik GmbH*, Немачка), у режиму 2x1. За сузбијање постоперативног бола, саветовани су нестероидни антиинфламаторни лекови (*Brufen® 400 mg* Галеника а.д, Србија).



Слика 3.7 Уграђени импланте у позицијама првог и другог премолара и првог молара обострано

Пацијентима је саветовано да постоперативно, након одржавања оралне хигијене уста испирају 0,12% раствором хлор-хексидин диглуконата (*Curasept ADS*® 212, *Curaden AG*, Швајцарска), у трајању од 15 дана.

3.6 МЕРЕЊЕ ВАСКУЛАРИЗАЦИЈЕ КОСТИ ЛАСЕР ДОПЛЕР МЕТОДОМ

Процена васкуларизације кости у имплантним лежиштима вршена је методом ласер доплер флоуметрије, помоћу апарата *Perifluks PF 5001 Masters* (*Perimed*, Јарфала, Шведска), који емитује ласерску светлост таласне дужине 780nm (Слика 3.8). Пре почетка мерења за сваког пацијента, апарат је калибрисан стандардним колоидним раствором (*Perimed Motility Standard*, Јарфала, Шведска).

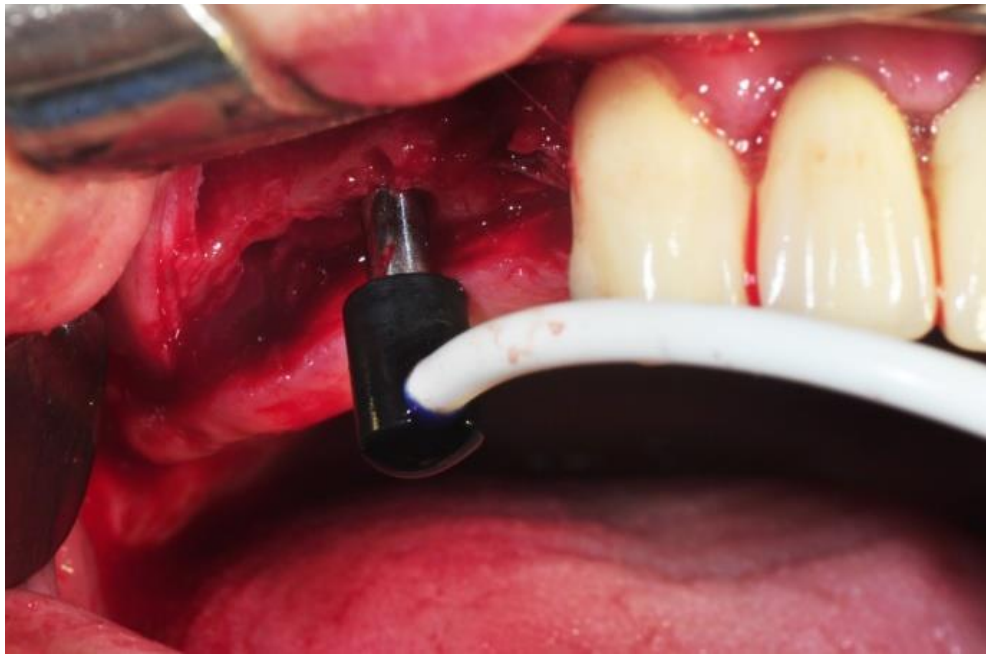


Слика 3.8 Ласер доплер флоуметар Perifluks PF 5001 Masters

Мерење васкуларизације је вршено након препарације имплантног лежишта пилот борером промера 2.8mm, помоћу специјалне фибер-оптичке сонда PF 415 (*Perimed*, Јарфала, Шведска), промера 2.8 mm, дужине 8 mm (Слика 3.8). Сонда се пласира у

имплантно лежиште на стандардну дубину од 8mm. У сонди су смештени и извор ласерског зрака, као и пријемник рефлектоване светлости. С обзиром да је сонда истог промера као и препарисано лежиште није било потребе за додатним држачем.

Пред свако мерење вршено је испирање лежишта физиолошким раствором како би се избегла контаминација.

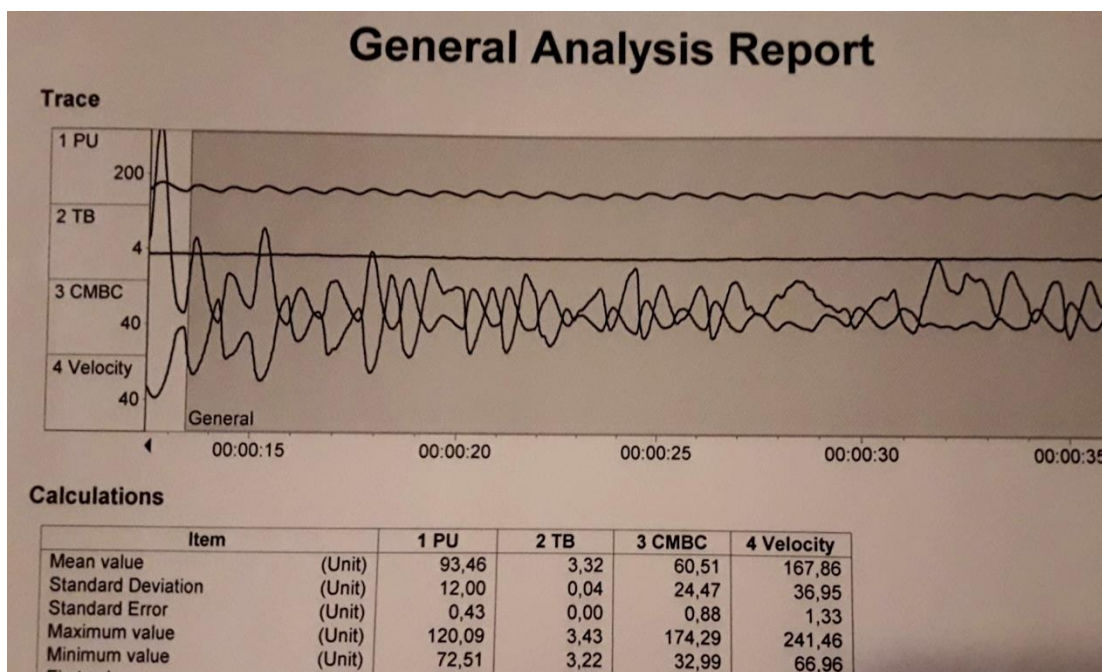


Слика 3.9 Специјална фибер-оптичка сонда пласирана у имплантно лежиште у току мерења васкуларизације

У току мерења васкуларизације, пацијенти су третирани по унапред установљеном протоколу (релаксиран полулежећи положај у стоматолошкој столици, без померања током мерења), како би се умањио утицај ометајућих покрета пацијента.

LDF апарат је повезан са персоналним рачунаром где се амплитуда сигнала и промене фреквенце директно повезују са релативним бројевима у специјалном компјутерским софтверу. Апарат показује минималну, максималну и средњу вредност, која је сматрана резултатом за свако појединачно мерење. На почетку сваког мерења, график на коме се читавају вредности је био нестабилан. Након кратког времена

потребног за стабилизацију графика започињало се са мерењем васкуларизације (Слика 3.10).



Слика 3.10 Очитавање резултата васкуларизације кости на персоналном рачунару

У сваком имплантном лежишту обављана су по четири мерења тако што је ласерски зрак усмеравањ ка мезијалном, дисталном, букалном и палатиналном зиду имплантног лежишта. Свако појединачно мерење је трајало 20 секунди. Просечна вредност сва четири мерења узимана је као вредност васкуларизације за свако имплантно лежиште. Вредност прокрвљености алвеоларне кости изражена је у јединицама протока (PU).

3.7 МЕРЕЊЕ ИНИЦИЈАЛНЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

Метода анализе резонантне фреквенције (RFA) коришћена је за одређивање вредности иницијалне стабилности имплантата. Мерења су извођена непосредно након уградње имплантата и постављања примарних шавова, апаратом *Osstell® Mentor (Integration Diagnostics AB, Гетеборг, Шведска)* користећи наставак *SmartPeg® (Тип 2)* који је ручно

фиксиран за тело импланта силом од 4-5 Ncm уз помоћ преносника. Наставак је коришћен за шест мерења, након чега је замењен новим, према упутствима произвођача.

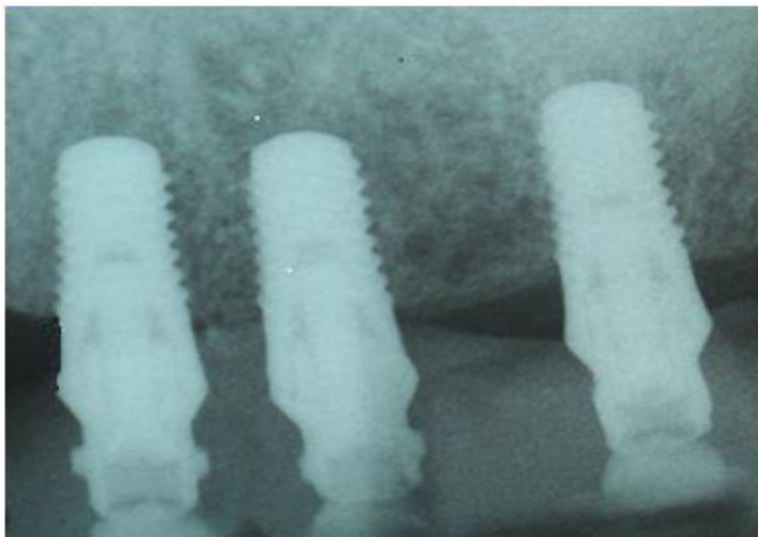
Сонда апарата усмеравана под правим углом у односу на наставка *SmartPeg*, на растојању од 2 до 3mm. Резултат мерења је очитаван на дисплеју апарата, изражен у ISQ јединицама (Слика 3.11).



Слика 3.11 Мерење имплантне стабилности

Мерења су вршена из два различита правца, тако што је сонда усмеравана на наставка са вестибуларне и са оралне стране, а два пута поновљен исти резултат је узиман као валидан. Уколико су се мерења из два правца међусобно разликовала, у обзир је узимана просечна вредност стабилности за дати имплант.

Након уградње, вршена је радиографска контрола позиције импланата и односа са околним зубима и анатомским структурама, помоћу ретроалвеоларних радиограма (Слика 3.12).



Слика 3.12 Контролни ретроалвеоларни снимак

3.8 СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА

Добијени подаци су анализирани у статистичком програму SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences, version 20.0*, САД). Сви резултати су представљени табеларно и/или графички. Атрибутивна обележја посматрања су описана апсолутним и релативним бројевима, а нумеричка обележја мерама централне тенденције и мерама варијабилитета. За процену вредности параметара за популацију, а на основу вредности израчунатих у узорку коришћен је 95%-ни интервал поверења.

Одабир статистичких тестова, за нумеричка обележја посматрања зависио је од нормалности расподеле података. Нормалност расподеле тестирана је применом *Kolmogorov-Smirnov*-ог тест. За поређење различитих параметара квалитета виличне кости и имплантне стабилности између полова и различитих старосних група коришћен је *Mann-Whitney U* тест. У овом случају пацијент је посматран као статистичко обележје. За све остале статистичке анализе имплант је узет као статистичко обележје посматрања. *Wilcoxon Signed Rank* тест је коришћен за поређење дебљине букалне и палатиналне коштане ламеле у имплантним лежиштима. За процену утицаја различитих позиција импланата у бочној регији горње вилице на густину, дебљину кортикалне кости, васкуларизацију и примарну стабилност коришћен је *Kruskal Wallis*-ов тест. *Spearman*-ов

тест корелације, коришћен је за испитивање међусобног односа различитих параметара квалитета кости и имплантне стабилности. За испитивање предикције примарне стабилности на основу различитих параметара квалитета виличне кости коришћена је линеарна регресиона анализа.

3.9 СНАГА СТУДИЈЕ И ВЕЛИЧИНА УЗОРКА

Величина узорка је израчуната на основу података о вредностима *Pearson*-овог теста корелације публикованих у студијама сличног дизајна (11). Студијски узорак је израчунат узимајући да је грешка типа I $\alpha=0,05$ и снага студије од 0,8 за студије корелације, са претпоставком да се добије корелација средње јачине $r=0,5$. Узимајући у обзир наведене податке, величина узорка је израчуната у програму *G*Power* верзија 3.1 где је установљено да је за снагу студије од 0.80 потребно 26 имплантних лежишта.

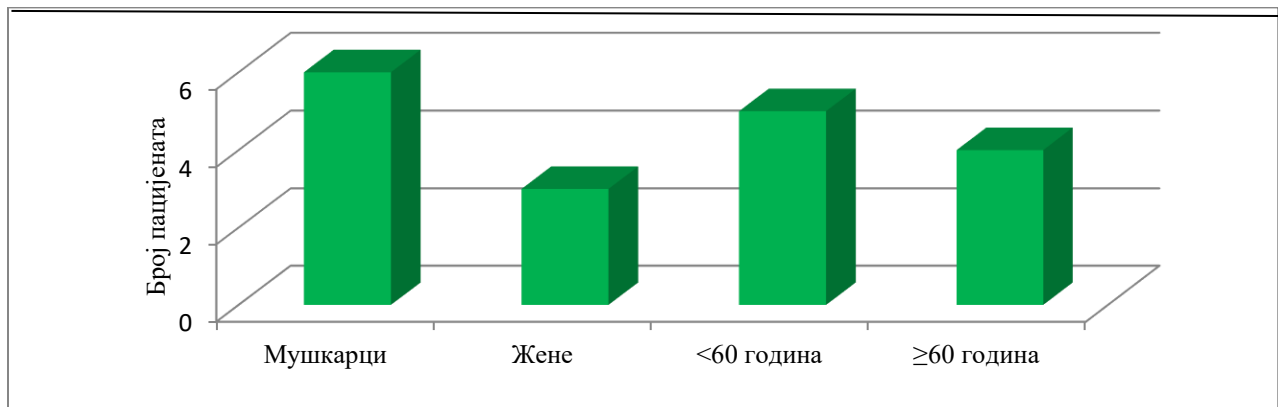
4.РЕЗУЛТАТИ

4.1 ПОДАЦИ О ПАЦИЈЕНТИМА

У студију је било укључено девет пацијената: три жене и шест мушкараца, просечне старости 57.56 ± 8.83 . Дескриптивни подаци који се односе на карактеристике испитаника су приказани у Табели 4.1 и на Графикону 4.1. Пацијенти су подељени у две групе на основу година старости ради поређења параметара квалитета виличне кости као, и имплантне стабилности код пацијената различитих старосних група. Код свих пацијената је уграђено по шест идентичних импланата (исте дужине и промера), у позицијама првог премолара, другог премолара и првог молара обострано. У студији је анализирано укупно је 54 импланата, односно имплантних лежишта.

Табела 4.1. Полна и старосна заступљеност пацијената у студији

	Број пацијената	Процент(%)	Број импланата
Пол			
Мушкарци	6	66,7	36
Жене	3	33,3	18
Године старости			
<60 година	5	55,6	30
≥60 година	4	44,4	24
Укупно	9	100	54



Графикон 4.1 Графички приказ расподеле пацијената по полу и старости

4.2 РАДИОГРАФСКИ ПАРАМЕТРИ КВАЛИТЕТА КОСТИ

Квалитет виличне кости испитиван је проценом радиографских параметара: густине кости, дебљине кортикалних ламела са букалне и палатиналне стране у имплантним лежиштима, као и удаљености дна имплантног лежишта у односу на под максиларног синуса.

4.2.1 ГУСТИНА КОСТИ У ИМПЛАНТНИМ ЛЕЖИШТИМА

Просечна вредност густине кости у имплантним лежиштима износила је $506,72 \pm 146,56$ HU. Дистрибуција вредности густине виличне кости међу половима и различитим старосним групама приказана је у Табели 4.2.

Табела 4.2 Дистрибуција вредности густине кости међу половима и старосним групама

Густина кости (HU)				
	Број (N)	Просечна вредност	SD	<i>Man Whitney U</i> тест
Пол				
Мушкарци	6	517,69	100,06	p=0,905
Жене	3	484,78	244,59	
Године старости				
<60 година	5	594,33	117,08	p=0,032*
≥60 година	4	397,21	101,14	
Укупно	9	506,72	146,56	

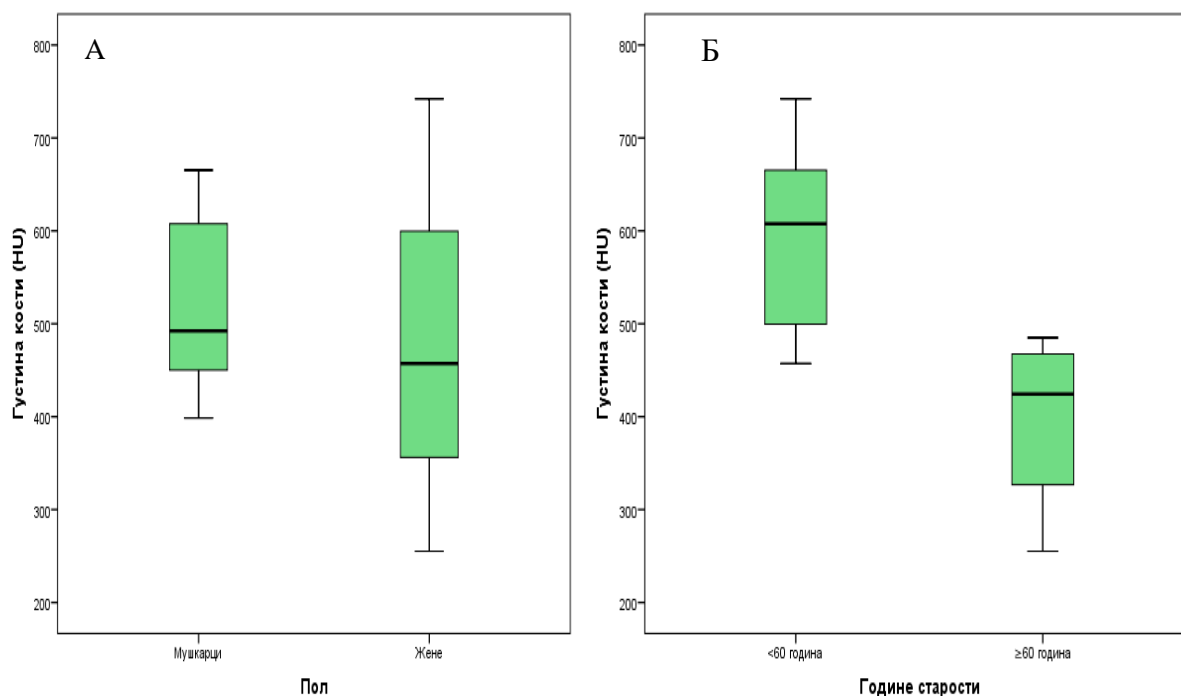
N-број пацијената

*статистички значајна разлика

Густина кости код мушкараца износила је $517,69 \pm 100,06$ HU, а код жена $484,78 \pm 244,59$ (Графикон 4.2). Иако је густина била већа код мушкараца, *Man Whitney U*

тест показао је да не постоји статистички значајна разлика између вредности густине кости у односу на жене ($p=0,905$).

Пацијенти старији од 60 година имали су знатно ниже вредности густине кости ($389,44 \pm 124,98$ NU), у односу на пацијенте млађе од 60 година ($639,67 \pm 145,39$ NU). Између различитих старосних група постојала је статистички значајна разлика у вредностима густине виличне кости (*Man-Whitney U* тест, $p=0,032$) (Графикон 4.2).



Графикон 4.2 Графички приказ вредности густине кости код пацијената мушког односно женског пола(А) и дистрибуција међу различитим старосним групама (Б)

Дистрибуција вредности густине кости у различитим позицијама имплантних лежишта приказана је у Табели 4.3 и визуелизована на Графикону 4.3. Највећа измерена вредност густине кости била је 924 НУ, а најмања 205 НУ.

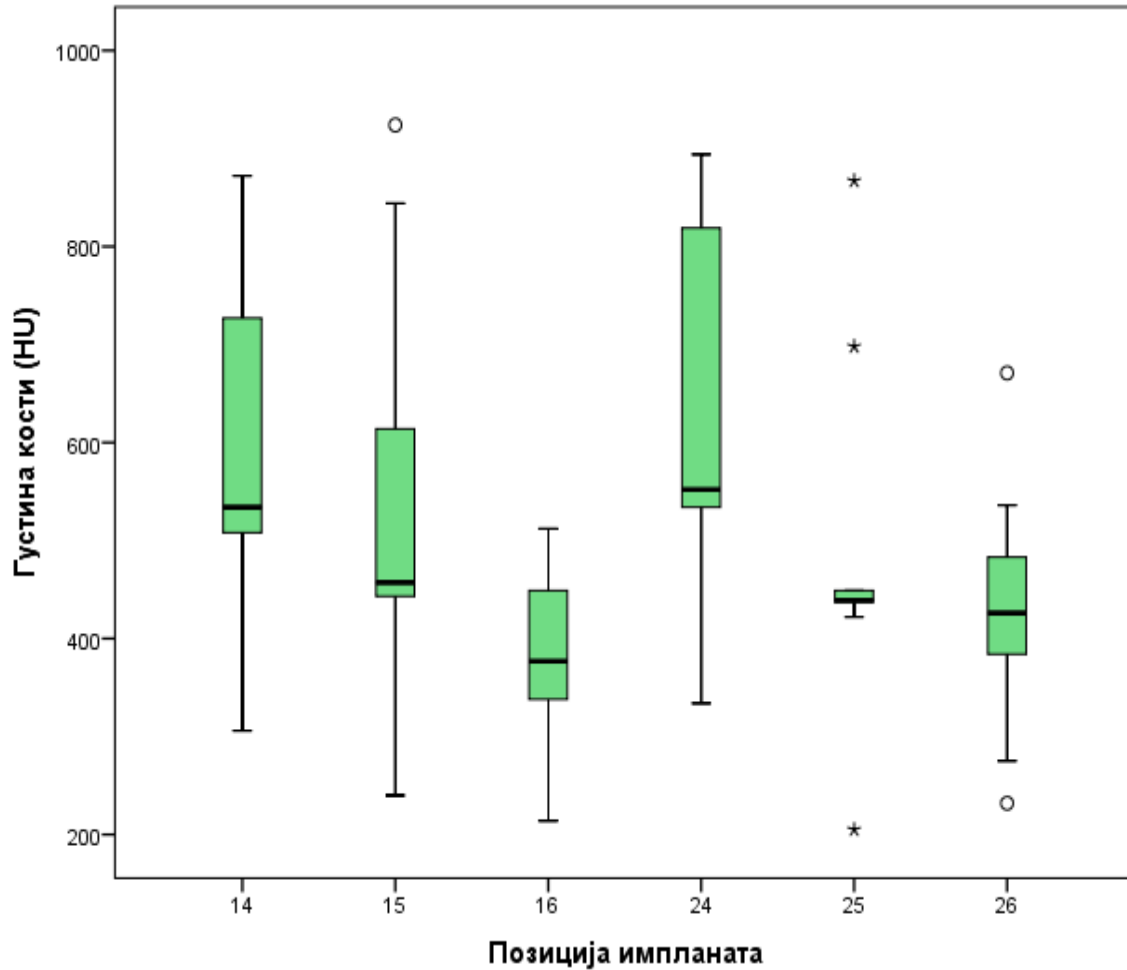
Табела 4.3. Густина кости у имплантним лежиштима различитих позиција

Позиција импланта	Густинакости (НУ)					
	Просечна вредност	SD	Медијана	Мин.	Макс.	95% CI
14	576,33	192,00	534	306	872	428,75-723,92
15	534,34	221,52	457	240	924	364,06-704,61
16	385,01	91,65	377	214	512	314,55-455,45
24	622,44	199,02	552	334	894	469,46-775,42
25	488,11	188,32	439	205	867	343,86-632,87
26	434,11	132,37	426	232	671	323,36-535,86

Kruskal Wallis тест $p=0,040$

SD-стандардна девијација; CI-интервал поверења

Уочавају се разлике у вредностима густине кости у појединачним имплантним лежиштима. *Kruskal Wallis*-ов тест је показао да постоји статистички значајна разлика у вредностима густине кости у односу на позицију имплантних лежишта у бочној регији горње вилице ($p=0,040$). Највеће вредности густине кости уочавају се у позицијама првих премолара, а најмање у позицијама првих молара обострано.



Графикон 4.3 Дистрибуција вредности густине кости у различитим позицијама имплантних лежишта. Уочава се да су највеће вредности густине кости у позицијама првих премолара са обе стране, док су најмање вредности у позицијама првих молара

На основу вредности густине кости (HU), измерених у појединачним лежиштима користећи класификацију квалитета кости по Misch-у највећи проценат имплантних лежишта припадао је квалитету кости D3 (64,6%), затим D4 (20,8%), а најмањи квалитету D2(14,6%). Квалитет кости D1 није био заступљен у испитиваној групи (Графикон 4.4).



Графикон 4.4 Процентуална заступљеност квалитета кости у имплантним лежиштима, одређена на основу класификације по Misch-у.

4.2.2 ДЕБЉИНА КОРТИКАЛНЕ КОСТИ

Дебљина кортикалне кости мерена је са букалне и палатиналне стране сваког имплантног лежишта. Просечна вредност дебљине букалне кортикалне ламеле износила је $0,97 \pm 0,57$ mm, а палатиналне $1,14 \pm 0,58$ mm. *Wilcoxon Signed Rank* тест је показао да постоји статистички значајна разлика између дебљине букалне и палатиналне ламеле ($p=0,002$). У Табели 5.4 приказана је дистрибуција по полу и годинама старости за вредности дебљине кортикалне кости са букалне и палатиналне стране у имплантним лежиштима.

Не постоји значајна разлика у дебљини букалне и палатиналне кортикалне кости код мушкараца у поређењу са пацијентима женског пола, као и при поређењу млађих у односу на старије пацијенте (Графикон 4.5).

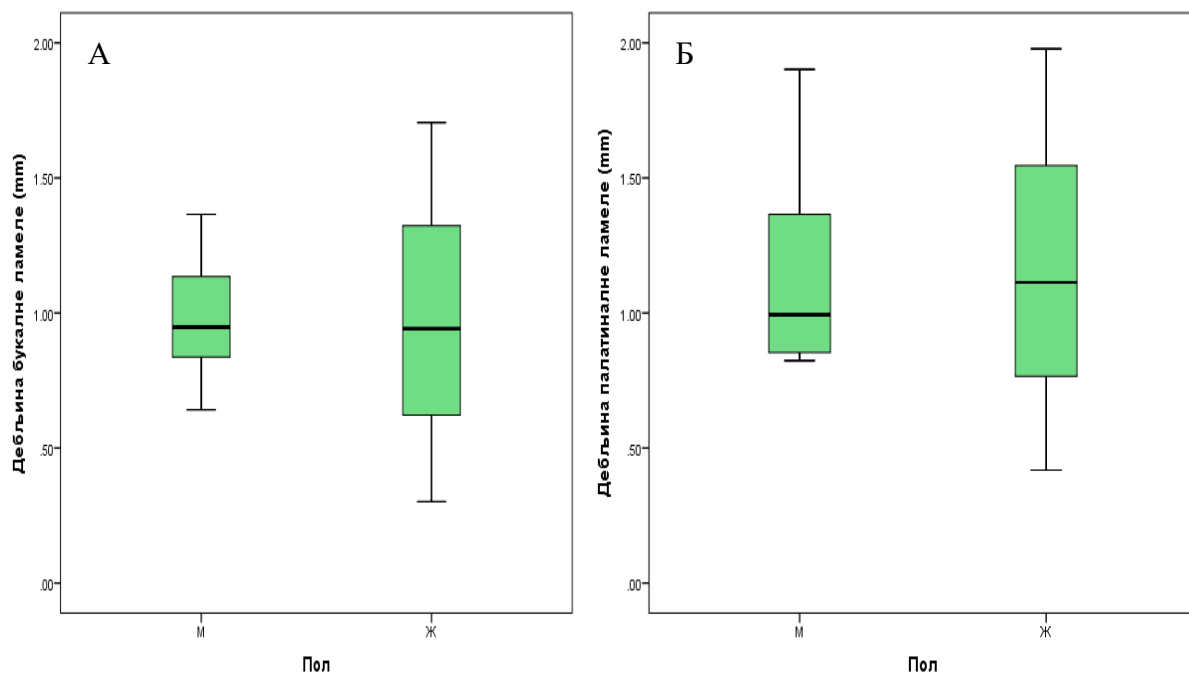
Табела 4.4 Дистрибуција вредности дебљине кортикалне кости по полној и старосној заступљености

Дебљина кортикалне кости (mm)					
	Број (N)	Просечна вредност ±SD Б	<i>ManWhitney</i> U тест	Просечна вредност ±SD П	<i>Man Whitney</i> U тест
Пол					
Мушкарци	6	0,98±0,25	p=1,00	1,16±0,41	P=1,00
Жене	3	0,98±0,7		1,17±0,78	
Године старости					
<60 година	5	1,2±0,34	p=0,063	1,44±0,5	p=0,111
≥60 година	4	0,7±0,31		0,81±0,27	
Укупно	9	0,97±0,57		1,15±0,58	

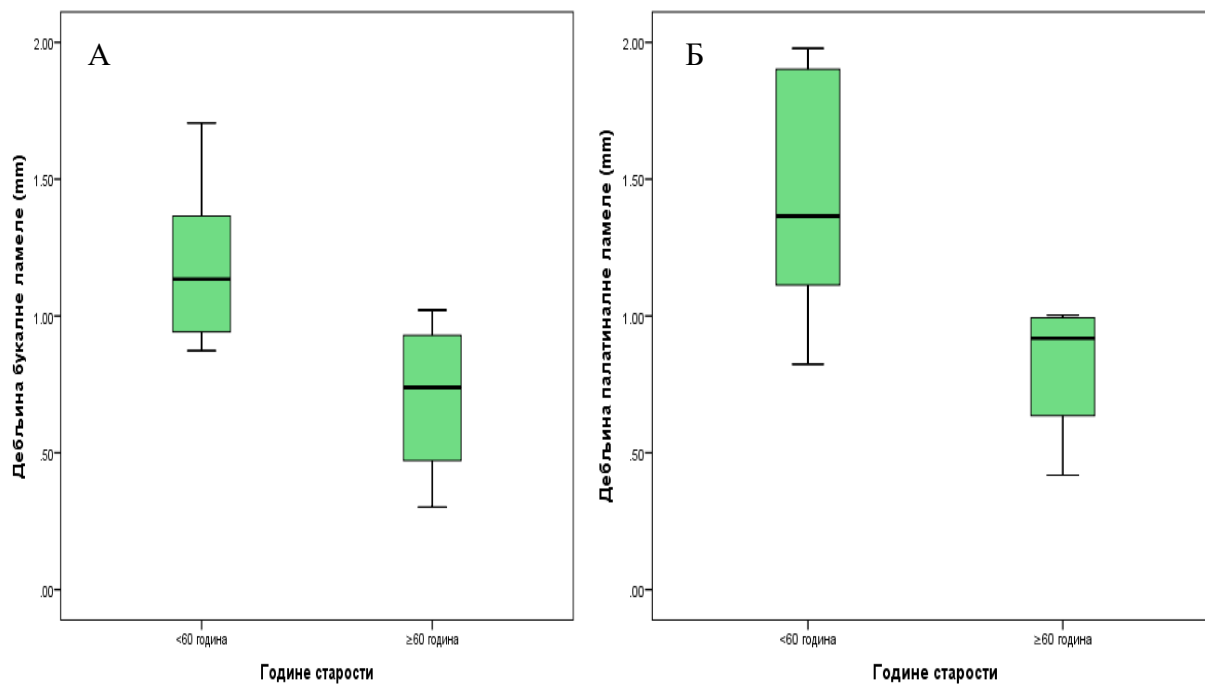
Wilcoxon Singed Rank тест **p=0,002**

SD-стандардна девијација; Б-букално; П-палатинално;

Када је у питању дистрибуција у односу на позицију имплантног лежишта, највеће вредности дебљине компакте уочавају се у пределу првих премолара, а најмање у пределу других премолара са обе стране (Табела 4.5). Не постоји статистички значајна разлика између појединачних имплантних лежишта у дебљини кортикалних ламела.



Графикон 4.6 Дистрибуција дебљине букалне (А), односно палатиналне ламеле (Б), по полној заступљености пацијената

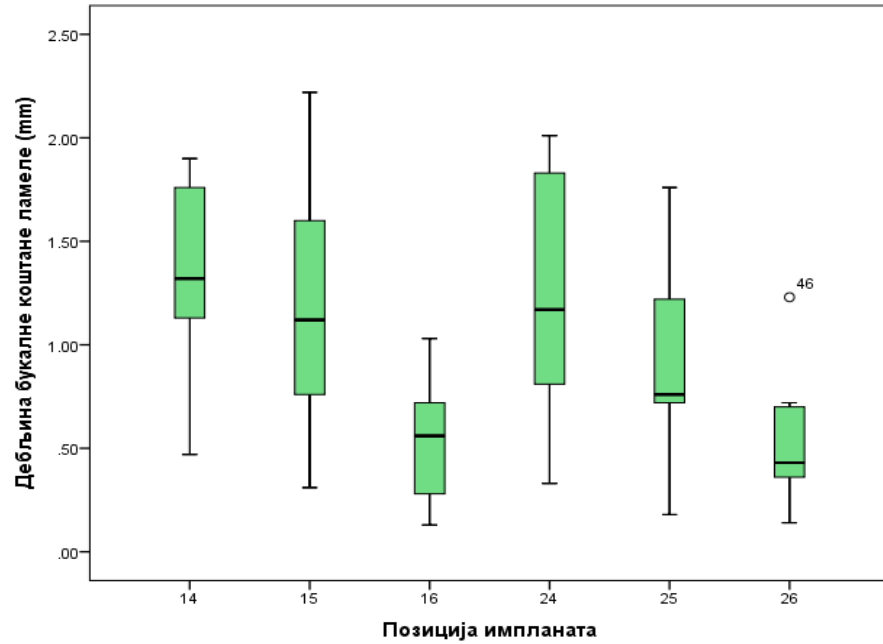


Графикон 4.7 Дистрибуција дебљине букалне (А), односно палатиналне ламеле (Б) по старосној заступљености пацијената

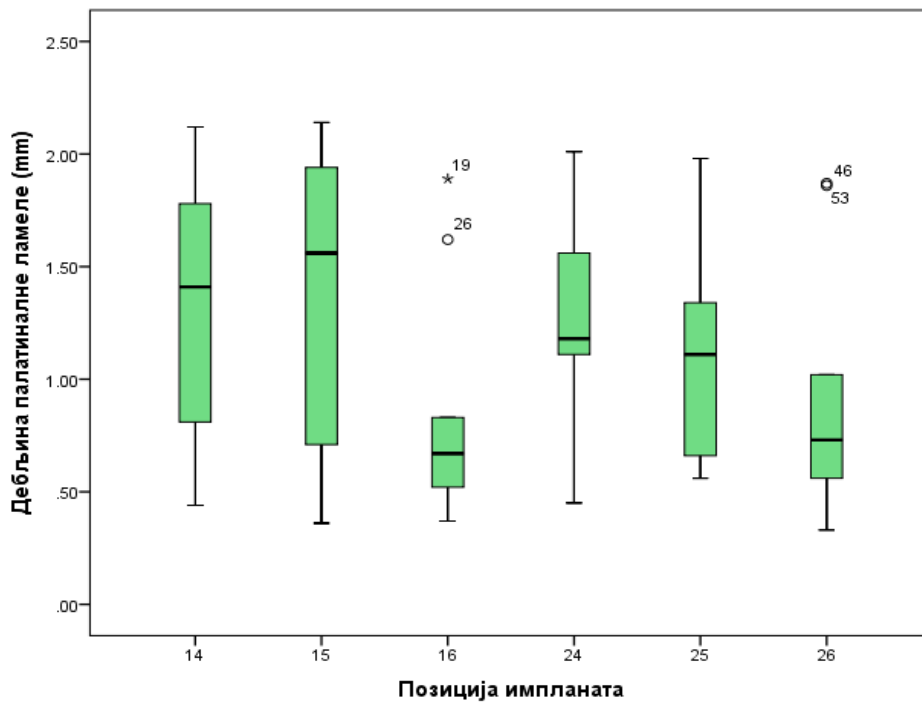
Табела 4.5 Вредности дебљине кортикалних коштаних ламела у имплантним лежиштима по локализацији импланата

Позиција импланата	Дебљина кортикалне кости (mm)	
	Просечна вредност±SD Б	Просечна вредност±SD П
14	1,37±0,45	1,32±0,59
15	1,22±0,68	1,35±0,70
16	0,54±0,31	0,84±0,54
24	1,21±0,59	1,29±0,48
25	0,94±0,49	1,17±0,54
26	0,54±0,32	0,93±0,56
<i>Kruskal Wallis</i> тест	p=0,002	p=0,29

На основу резултата *Kruskal Wallis*-овог теста уочава се да не постоји статистички сигнификантна разлика у дебљини палатиналне коштане ламеле у зависности од локализације импланта. Дебљина букалне ламеле показује зависност у односу на локализацију уграђених импланта ($p=0,002$; *Kruskal Wallis*-ов тест). Дистрибуција вредности дебљине кортикалних ламела приказана је на Графикону 4.8 и Графикону 4.9.



Графикон 4.8 Дистрибуција вредности дебљине букалне коштане ламеле у односу на локализацију импланта. Највеће вредности су регистроване у регији првих премолара



Графикон 4.9 Дистрибуција вредности дебљине палатиналне компактне ламеле. Најмање вредности се испољавају у пределу првих молара

4.2.3 ОДНОС ИМПЛАНТНИХ ЛЕЖИШТА СА МАКСИЛАРНИМ СИНУСОМ

Просечна удаљеност дна имплантних лежишта у односу на под максиларног синуса измерена на „*cross-sectional*“ снимцима износила је $4,04 \pm 2,87$ mm. Удаљеност у пределу појединачних имплантних лежишта приказана је у Табели 4.6. Уочава се статистички значајна разлика у растојању од максиларног синуса, између појединачних имплантних лежишта. Најмање су била удаљена имплантна лежишта у пределу првих молара, а највише у пределу првих премолара.

Табела 4.6 Просечна удаљеност дна имплантног лежишта у односу на под максиларног синуса

Позиција имплантног лежишта	Релативно растојање (mm)	
	Просечна вредност	SD
14	6.73	2.21
15	4,13	2,80
16	2,56	2,92
24	5,90	1,77
25	3,15	2,42
26	1,79	1,30
<i>Kruskal Wallis</i> тест	p=0,001	

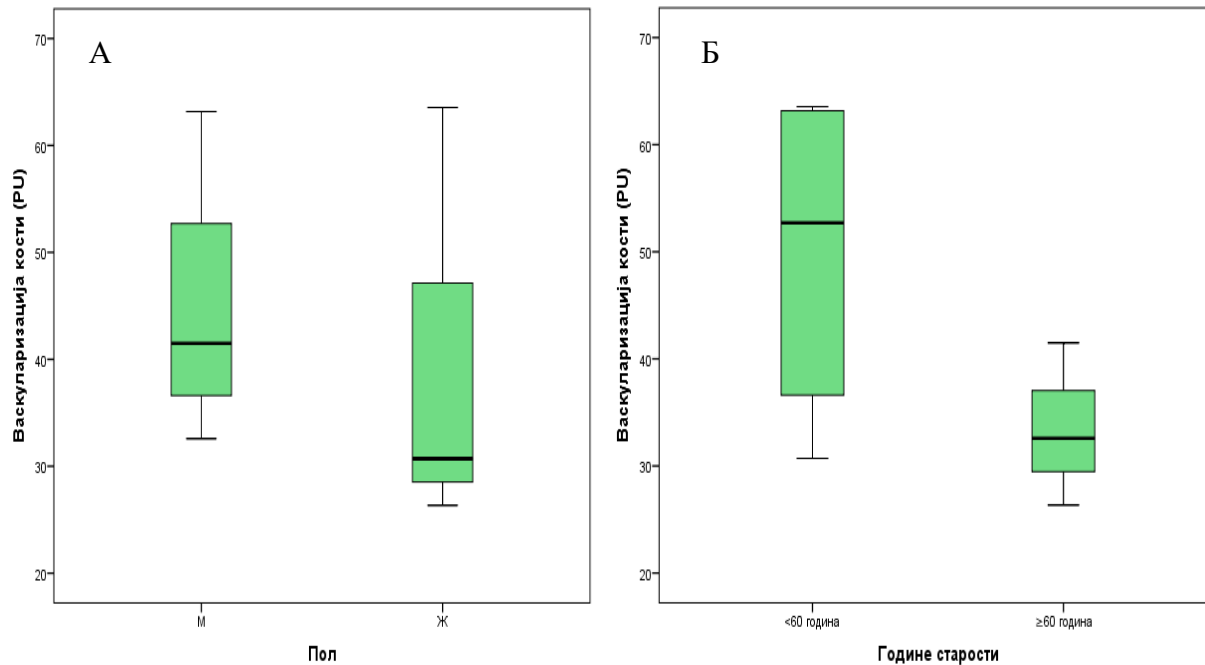
4.3 ВАСКУЛАРИЗАЦИЈА КОСТИ

Просечна вредност васкуларизације кости изражена у PU, је била 43.39 ± 14.65 . Вредност васкуларизације кости код пацијената мушког пола је 45.31 ± 12.51 , а код пацијената женског пола 40.20 ± 20.34 (Табела 4.7).

Табела 4.7 Дистрибуција вредности васкуларизације кости по полној и старосној заступљености

Васкуларизација кости (PU)				
	Број (N)	Просечна вредност	SD	<i>Man Whitney U</i> тест
Пол				
Мушкарци	6	45.3	12.51	p=0,571
Жене	3	40.20	20,34	
Године старости				
<60 година	5	49,35	15,12	p=0,250
≥60 година	4	33,47	7,61	
Укупно	9	43,39	14,65	

Веће вредности васкуларизације кости у имплантним лежиштима забележене су код пацијената мушког, у односу на пацијенте женског пола, као и код млађих у односу на старије пацијенте. Анализом разлике међу половима, применом *Mann-Whitney U* теста показано је да нема статистички значајне разлике у односу на полну припадност ($p=0,571$), као ни у односу на старосну заступљеност ($p=0,250$) (Графикон 4.10)



Графикон 4.10 Графички приказ вредности васкуларизације код пацијената мушког, односно женског пола (А), као и код различите старосне заступљености (Б)

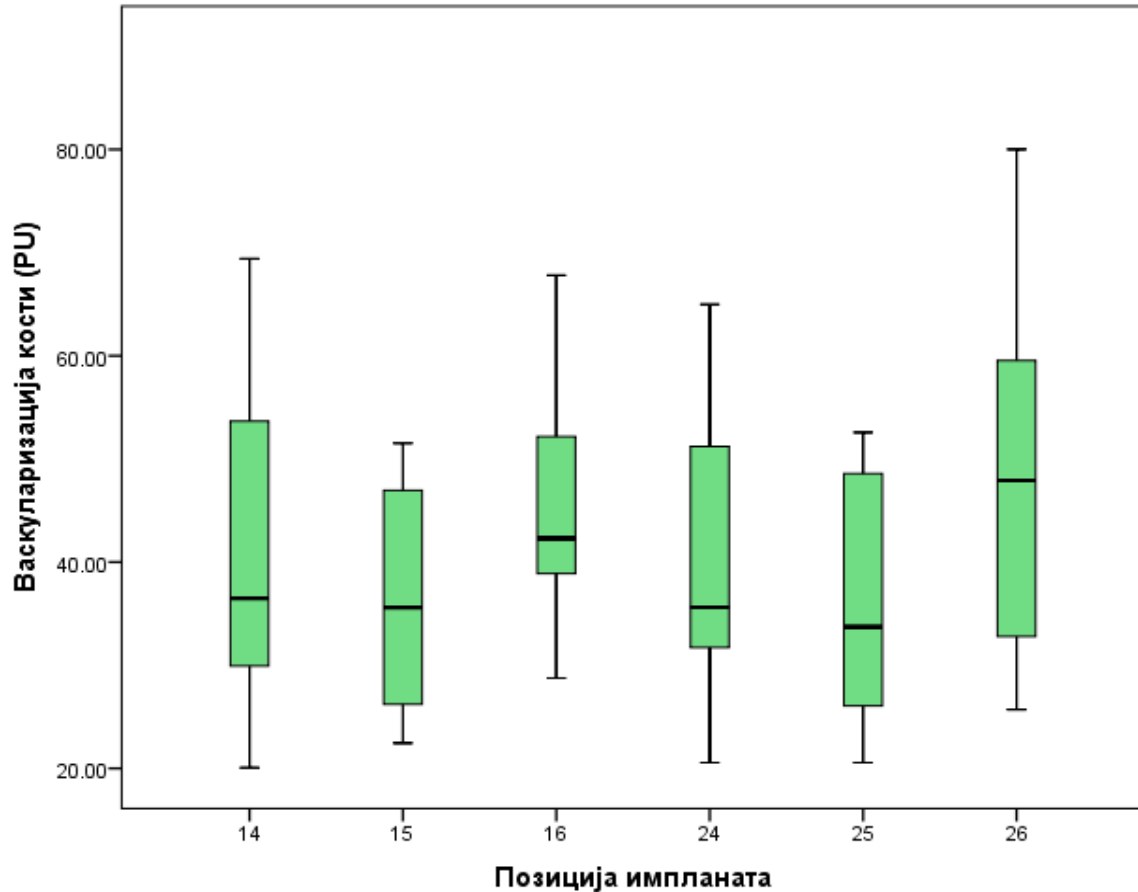
Дистрибуција PU у различитим позицијама имплантних лежишта приказана је у Табели 4.8. и визуелизована на Графикону 4.11.

Табела 4.8 Вредности васкуларизације кости у имплантним лежиштима различитих локализација

Позиција импланата	Васкуларизација кости (PU)					
	Просечна вредност	SD	Медијана	Мин.	Макс.	95% CI
14	41,20	17,06	36,49	20,07	69,40	26,94-55,47
15	36,43	11,69	35,60	22,44	52,53	26,66-46,20
16	45,41	12,40	42,29	28,76	67,81	35,04-55,78
24	40,32	15,10	35,61	20,56	64,98	27,70-52,96
25	36,23	12,50	33,73	20,56	52,57	25,78-46,69
26	48,27	18,27	47,91	25,71	80,01	32,99-63,55

Kruskal Wallis тест $p=0,618$

Максимална вредност PU износила је 80,01, а најнижа 20,07. *Kruskal Wallis*-ов тест за независне узорке је показао да не постоји статистички значајна разлика у васкуларизацији у различитим позицијама имплантних лежишта $p=0,618$. Највише вредности PU се уочавају у регији првих молара, а најниже у регији других премолара обострано.



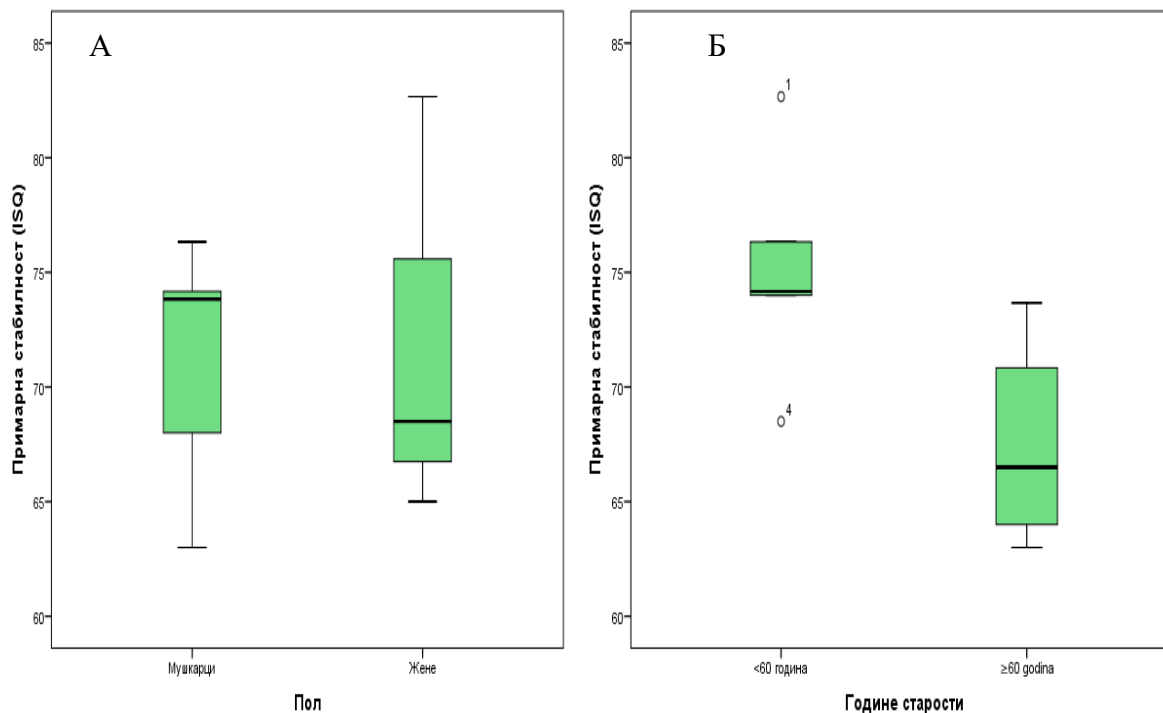
Графикон 4.11 Дистрибуција PU у различитим позицијама имплантних лежишта. Уочава се да су највеће вредности васкуларизације кости у позицијама првих молара са обе стране, док су најмање вредности у позицијама других премолара

4.4 ПРИМАРНА ИМПЛАНТНА СТАБИЛНОСТ

Примарна стабилност импланата износила је просечно $71,72 \pm 7,41$ ISQ. Није било статистички значајне разлике у имплантној стабилности код пацијената мушког, у односу пацијенте женског пола ($71,53 \pm 5,02 / 72,06 \pm 9,36$) (*Man-Whitney U* тест $p=1,00$). Импланти уграђени код пацијената старијих од 60 година остварили су знатно мање вредности примарне стабилности ($67,42 \pm 4,62$ ISQ), у односу на импланте код пацијената млађих од 60 година ($75,13 \pm 5,11$ ISQ). *Man-Whitney U* тест је показао да постоји статистички значајна разлика између различитих старосних група ($p=0,031$) (Табела 4.9 и Графикон 4.12).

Табела 4.9 Дистрибуција вредности примарне стабилности међу половима и старосним групама

Примарна стабилност (ISQ)				
	Број (N)	Просечна вредност	SD	<i>Man Whitney U</i> тест
Пол				
Мушкарци	6	71,53	5,02	p=1,00
Жене	3	72,06	9,36	
Године старости				
<60 година	5	75,13	5,11	p=0,031*
≥60 година	4	67,42	4,65	
Укупно	9	71,72	7,41	



Графикон 4.12 Приказ дистрибуције ISQ вредности које су остварили импланати код мушкараца и жена (А) и вредности примарне стабилности код импланата уграђених код пацијената млађих, односно старијих од 60 година (Б)

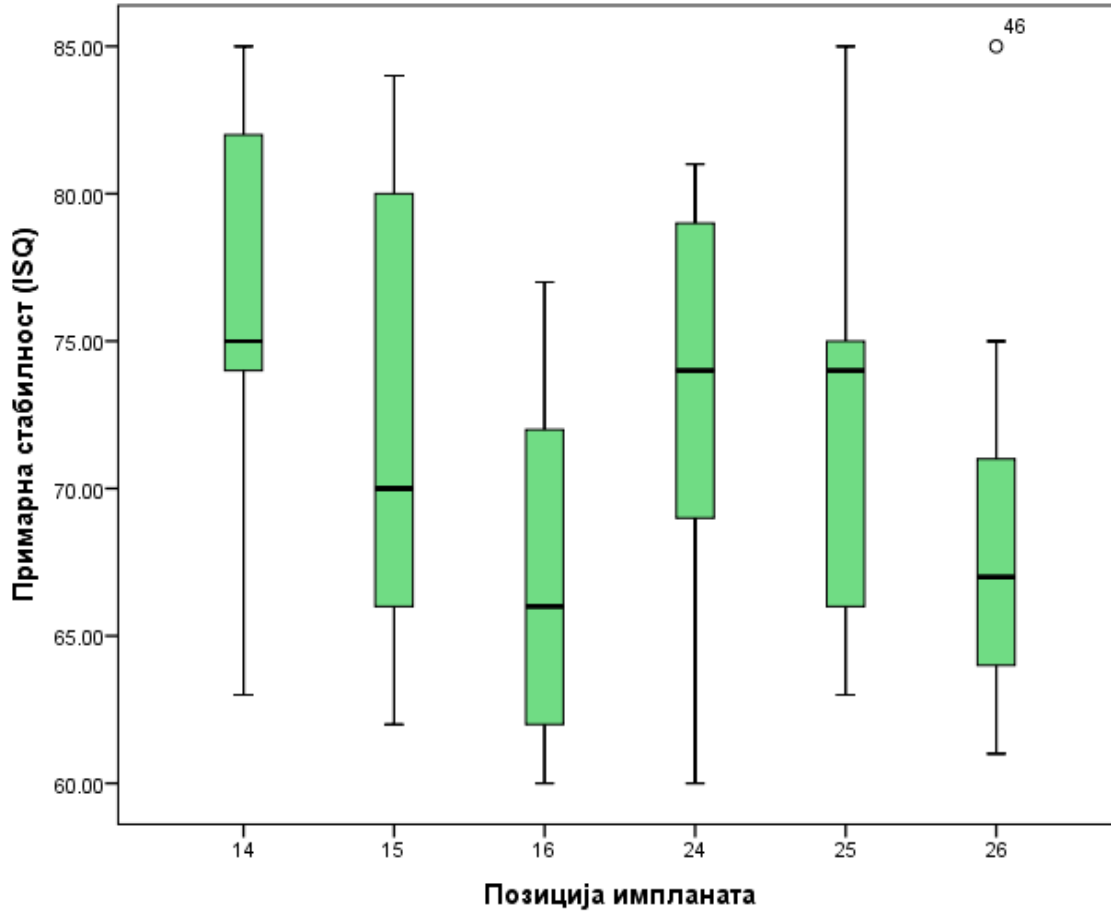
Дистрибуција вредности примарне стабилности у односу на различите позиције импланата у бочној регији горње вилице приказана је у Табели 4.10 и Графикону 4.13.

Табела 4.10 Вредности примарне стабилности импланата различитих позиција

Позиција импланата	Примарна стабилност (ISQ)					
	Просечна вредност	SD	Медијана	Мин.	Макс.	95% CI
14	75,44	7,25	75	63	85	69,87-81,01
15	72,44	8,06	70	62	84	66,25-78,64
16	67,11	5,80	66	60	77	62,65-71,57
24	73,11	6,99	74	60	81	67,74-78,48
25	73,11	7,54	74	63	85	67,31-78,90
26	69,11	7,37	67	61	85	63,44-74,78

Kruskal Wallis тест $p=0,164$

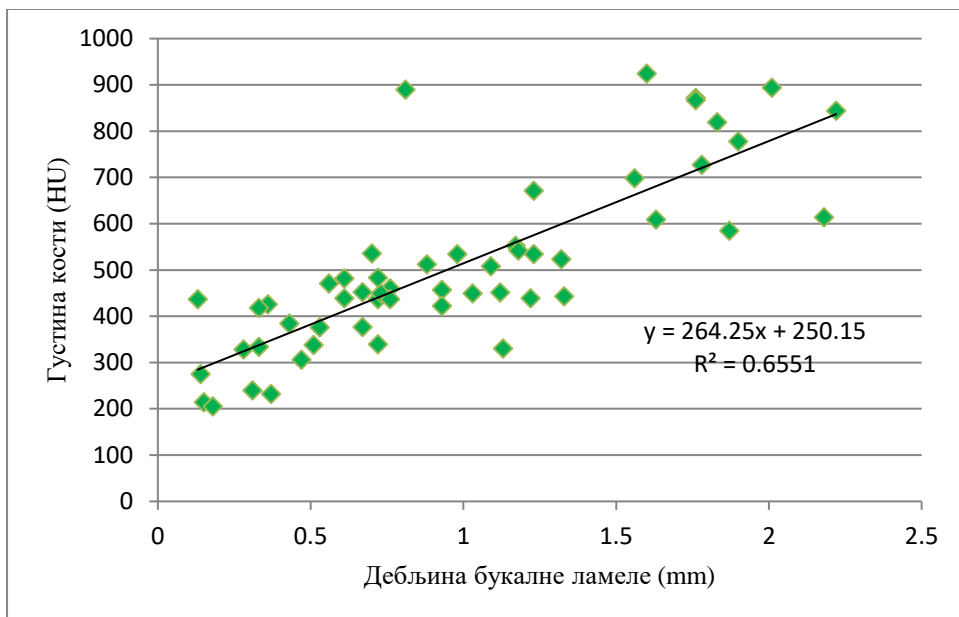
Примарна стабилност се кретала у распону од 60-85 ISQ. Није било статистички значајне разлике у вредностима примарне стабилности коју су остварили импланати у различитим позицијама ($p=0,164$; *Kruskal Wallis*-ов тест). Најниже вредности примарне стабилности забележене су у регији првих молара са обе стране, а највише у регији првих премолара.



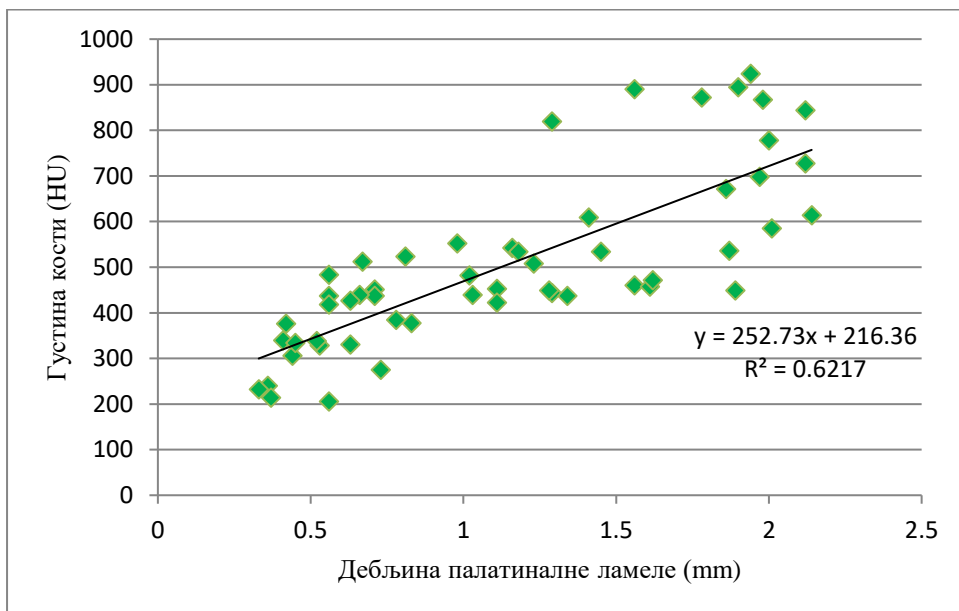
Графикон 4.13 Дистрибуција примарне стабилности импланата у различитим позицијама. Највеће измерене вредности су у регији првих премолара, а најмање у регији првих молара

4.5 КОРЕЛАЦИЈА РАЗЛИЧИТИХ ПАРАМЕТАРА КВАЛИТЕТА ВИЛИЧНЕ КОСТИ

Постоји значајна линеарна корелација између вредности густине кости и дебљине букалне и палатиналне компактне у имплантним лежиштима (*Spearman*-ов коефицијент корелације: $r=0,826$, $p=0,000$ и $r=0,832$, $p=0,000$) (Графикон 4.14).



Графикон 4.14 Графикон корелације дебљине букале ламеле и густине кости. Уочава се да постоји јака корелација испитиваних параметара (*Spearman*-ов тест корелације; $r=0,826$)

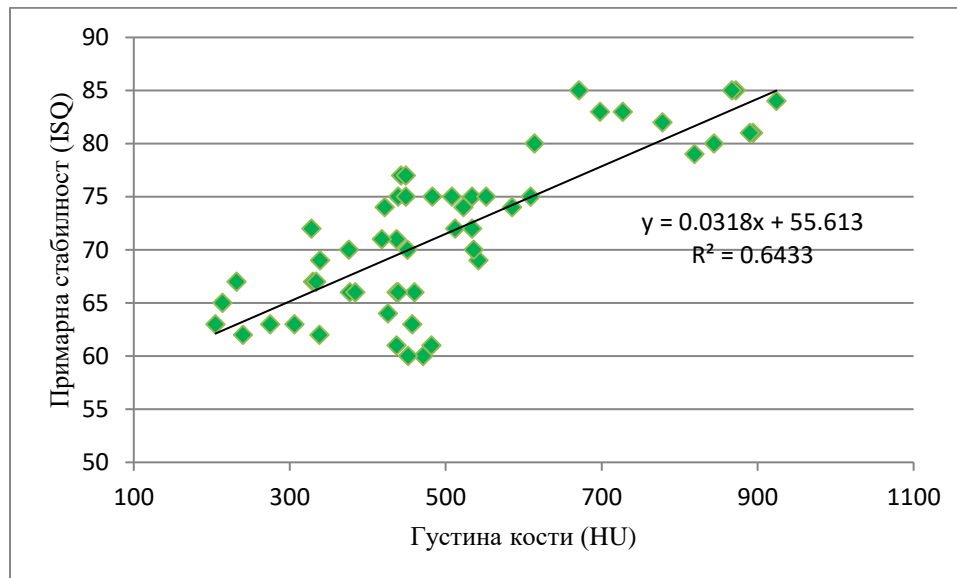


Графикон 4.15 Графикон корелације дебљине палатиналне ламеле и густине кости. Постоји јака линеарна корелација поменутих параметара (*Spearman*-ов тест корелације; $r=0,832$)

Када је у питању однос васкуларизације и густине кости не уочава се значајна линеарна веза између ових параметара (*Spearman*-ов коефицијент корелације, $r=0,14$, $p=0,5$), као ни између васкуларизације кости и дебљине кортикалних ламела. Такође удаљеност у односу на под максиларног синуса није имала утицаја на вредност PU.

4.6 КОРЕЛАЦИЈА ПАРАМЕТАРА КВАЛИТЕТА ВИЛИЧНЕ КОСТИ И ПРИМАРНЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

Постоји јака позитивна корелација између вредности густине кости (HU) и примарне стабилности (ISQ) (Графикон 4.16). *Spearman*-ов коефицијент корелације износио је 0,731.

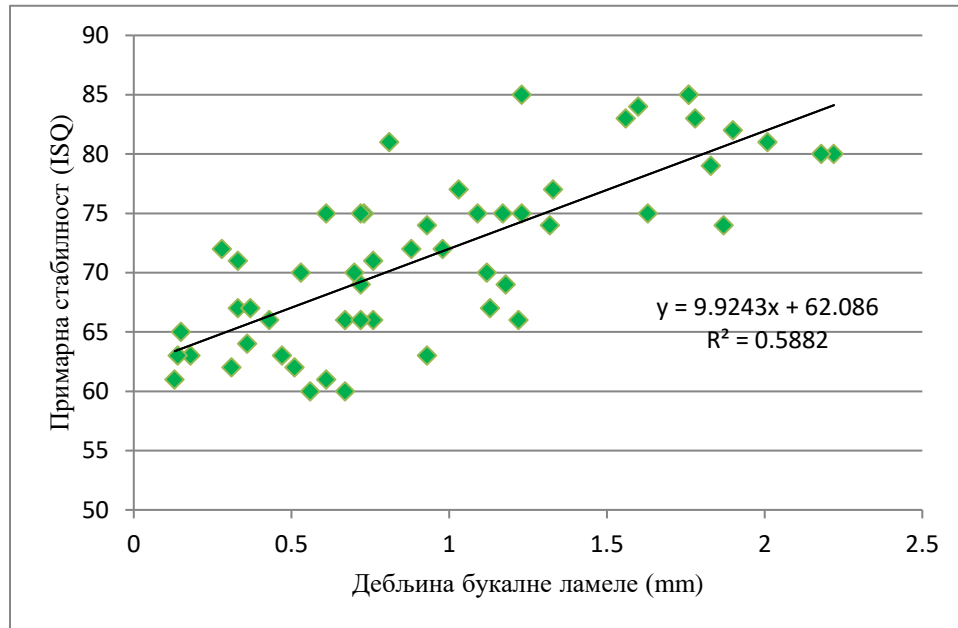


Графикон 4.16 Графикон линеарне корелације вредности густине кости и примарне имплантне стабилности. Постоји јака позитивна корелација испитиваних параметара

Једначина линеарне регресије на основу које може да се израчуна вредност примарне стабилности на основу преоперативно измерене густине кости је следећа:

$$\text{Примарна стабилност (ISQ)} = 0.031x \text{Густина кости (HU)} + 55.61.$$

Испитивање међусобне повезаности дебљине букалне компактне са примарном стабилношћу показало је да постоји статистички значајна веза између ових параметара (*Spearman*-ов коефицијент корелације $r=0,760$). Овај однос приказан је на Графикону 4.17.

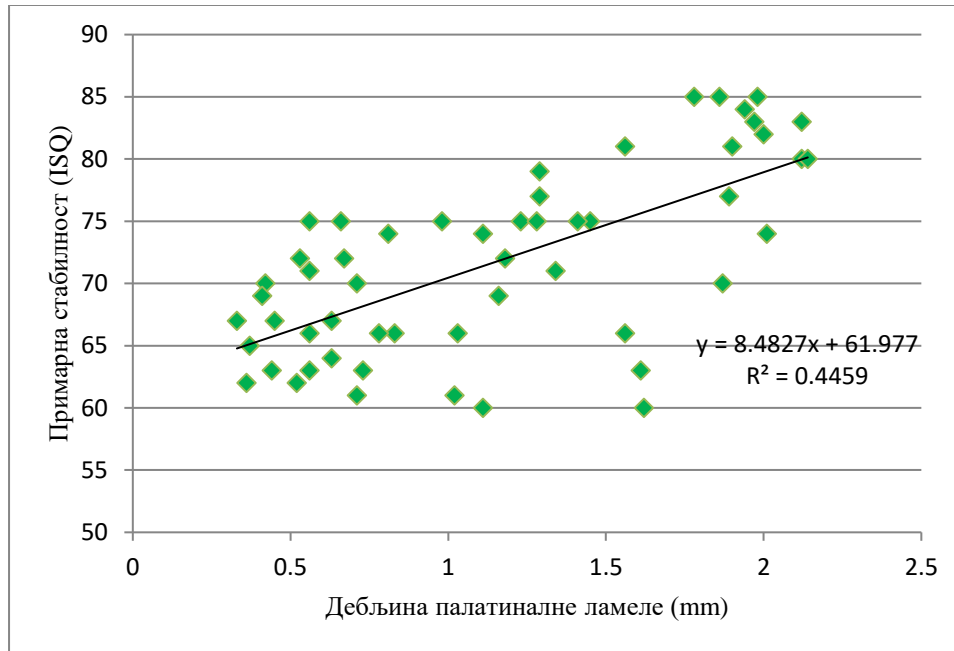


Графикон 4.18 Графикон корелацијевредности дебљине букалне ламеле и вредности примарне имплантне стабилности

Примарна стабилност се може израчунати на основу преоперативно измерене дебљине букалне коштане ламеле на основу следеће регресионе једначине:

$$\text{Примарна стабилност (ISQ)} = 9,924x \text{ Дебљина букалне ламеле (mm)} + 62,08$$

Сличан утицај имала је и дебљина палатиналне компактне кости на примарну стабилност са нешто нижом корелацијом (*Spearman*-ов коефицијент корелације $r=0,622$) (Графикон 4.19).



Графикон 4.20 Графикон корелације вредности дебљине палатиналне ламеле и вредности примарне имплантне стабилности

Васкуларизација кости измерена у PU, није имала утицаја на примарну стабилност. *Spearman*-ов коефицијент корелације ($r=0,149$), је показао да нема статистички значајне корелације између ових параметара ($p=0,312$).

5. ДИСКУСИЈА

Бочна регија горње вилице, упркос бројним научним сазнањима и дугогодишњој клиничкој примени импланата и даље носи ризике са аспекта имплантолошке терапије и представља подручје са највећим процентом неуспеха (24,160). Ограничења која је потребно превазићи су бројна, а најчешће се односе на дефицит димензија и квалитета кости на месту за уградњу импланата. Имајући у виду чињеницу да дентални импланти уграђени у бочну регију горње вилице остварују ниже вредности имплантне стабилности, преоперативна анализа како димензија, тако и квалитета виличне кости је значајна са аспекта одабира адекватне технике уградње, типа импланата и протокола њиховог оптерећења.

Смањење димензија алвеоларне кости може се превазићи регенеративним методама или применом импланата нестандартних дужина (8,22,58,161). Квалитет кости у бочној регији горње вилице је основни проблем за постизање задовољавајуће примарне стабилности чиме би се осигурао успех имплантне терапије (28,162).

У преимплантолошкој припреми адекватна процена квалитета коштаног ткива, помогла би у погледу очекиване стабилности, коју ће импланти постићи након уградње. На основу одређених параметара могуће је изабрати одговарајући дизајн и димензије импланата, хируршку процедуру, којом се може утицати на побољшање имплантне стабилности, као и извршити индивидуализација плана терапије и плана оптерећења појединачних импланата, обзиром да квалитет коштаног ткива може значајно да варира чак и у оквиру исте регије у вилицама (12).

Квалитет коштаног ткива зависи од великог броја параметара, који доприносе механичким карактеристикама, односно фрактурној отпорности кости. Најчешће је у литератури испитиван утицај густине коштаног ткива на имплантну стабилност (163–165).

У овој студији смо вршили процену **густине кости** и дебљине кортикалних ламела на месту уградње импланата СТ методом, **васкуларизације кости** LDF методом и њиховог утицаја на примарну стабилност импланата **специфичног дизајна** (хибридни имплант са самоурезујућим навојима).

Методе које се користе у клиничкој пракси за процену квалитета коштаног ткива пре уградње имплантата већином су субјективног карактера; не дају прецизне

информације и не омогућавају његову квантификацију. Појава СТ-а омогућила је да се на објективан начин изврши процена квантитативних и квалитативних карактеристика кости (166). Постоје и друге објективне методе које веома прецизно мере густину коштаног ткива, али њихова примена у имплантологији није индикована јер немају могућност тродимензионалне анализе виличне кости за планирање уградње.

Објективност СТ денситометрије, потврђена је од многих аутора у експерименталним и клиничким студијама. Todisco и сар.(2005) су у клиничкој студији на 18 пацијената код којих је планирана уградња импланата, извршили процену густине кости СТ-ом, изражену у HU, а непосредно пред уградњу узимали коштане биопсије са места предвиђеног за имплантно лежиште и узорке анализирали хистоморфометријском методом. Они су потврдили да постоји значајна корелација (*Pearson*-ов тест $r=0,691$) између вредности HU и тзв. BV (енгл. *Bone volume*) јединица, које се рачунају као процентуална заступљеност минерализоване кости у узорку (167). Aksoy и сар.(2009) су у клиничкој студији на 10 пацијената са 23 имплантна лежишта, такође потврдили да постоји значајна веза између вредности густине кости на СТ-у и BV вредности добијених хистоморфометријском анализом (168). Ово указује да се процена густине кости може прецизно утврдити применом СТ методе и да вредности HU, одговарају реалном стању минерализације коштаног ткива.

Просечна вредност густине кости у нашој студији била је $506,72 \pm 146$ HU. Минимално измерена вредност износила је 205 HU, а максимално 924 HU. Овај резултат је компарабилан са студијама сличног дизајна. У студији Turkyilmaz-а и сар. (2007) којом је испитивана густина кости различитих регија у вилицама, у бочној регији горње вилице, измерена у 55 имплантних лежишта износила је 459 ± 108 HU. Показано је да је вредност густине кости значајно варирала у различитим регијама горње и доње вилице (271-1231 HU), а да је најмања вредност забележена у бочној регији горње вилице (95). У сличној студији Turkyilmaz и сар. (2007) на 22 имплантна лежишта у истој регији измерене су вредности густине кости од $455,1 \pm 122$ HU, док је у студији из 2008. године, добијен резултат од 542 HU измерен на 20 имплантних лежишта. Такође су Motofumi и сар (2015) (169) вршећи процену густине кости у бочној регији горње вилице код 30 пацијената, добили сличне вредности (495 HU).

Међутим, постоје и опречна мишљења и резултати у вези са овом проблематиком у појединим студијама. Тако, у клиничкој студији Fuh-a и сар. (2010), густина кости у бочној регији горње вилице у 37 имплантних лежишта била је 332 ± 136 HU (47). Сличне резултате добили су и Sharurian и сар. (170), (333 ± 119 HU) и de Oliveira и сар. (2007) (255 ± 184). За разлику од поменутих, у студији Ozan-a и сар. (2007), просечна вредност густине коси била је значајно већа (673 ± 449 HU) (171), као и у студији Park-a и сар. (2010) (621.5 ± 164.9 HU).

У табели 5.1 приказане су вредности густине у бочној регији горње вилице и величина узорка у студијама које су процену вршиле СТ дензитометријом.

Табела 5.1 Приказ просечних вредности густине кости и величине узорка у различитим студијама

Студија	Вредност густине кости (HU) \pm SD	Број имплантних лежишта
Sharurian и сар. (2006) (170)	333 ± 119	54
de Oliveira и сар. (2008) (172)	255 ± 184	29
Turkyilmaz и сар. (2007) (95)	455 ± 122	22
Fuh и сар. (2010) (47)	332 ± 136	37
Ozan и сар. (2007) (171)	673 ± 449	18
Turkyilmaz и сар. (2008) (11)	459 ± 108	55
Sogo и сар (2012) (169)	495	30
Hiasa и сар. (2011) (173)	486 ± 199	20
Park и сар. (2010) (174)	621.5 ± 164.9	23
Наша студија	506 ± 146	54

Разлике у наведеним резултатима, највероватније су последица другачије дистрибуције имплантних лежишта у оквиру исте регије, различите старости пацијената,

као и различитог броја особа мушког и женског пола. У поменутиим студијама није наглашено на који начин су распоређени импланти у бочној регији горње вилице, односно у којим позицијама, као ни да ли су пројектована имплантна лежишта у току мерења обухватала и део кортикалне кости око имплантата, што је случај у нашој студији.

Наши резултати показују да постоји значајна варијација вредности НУ, у зависности од позиције имплантног лежишта (*Kruskal-Wallis* тест, $p=0,040$). Вредности густине кости биле су најмањеу пределу првих молара, а највеће у пределу првих премолара. Сличан утицај позиције имплантног лежишта на густину кости показан је у студији Chen и сар. (2013), који су одређивали густину кости применом СВСТ методе и дошли до закључка да вредности НУ опадају, посматрано од регије премолара ка регији молара у бочној регији горње вилице (175).

Када се пореде вредности густине кости међу половима, веће вредности су забележене код пацијената мушког пола ($517,69 \pm 100,06$ НУ), у односу на пацијенте женског пола ($484,78 \pm 244,59$ НУ), али ова разлика није била статистички значајна. Овакав однос се уочава и у студијама: Turkyilmaz-а и сар. (2008) (11), Sharugian-а и сар. (2006) (170) и у студији Park-а и сар. (2010). Ранијим студијама је потврђена разлика у густини кости међу половима, која је била статистички значајна у корист мушкараца (173,176). Ову разлику аутори објашњавају хормонским статусом код жена, посебно у менопаузи, као и генерално већом коштаном масом код мушкараца (95).

Старији пацијенти су имали статистички значајно ниже вредности густине кости у имплантним лежиштима ($397,21 \pm 101,14$ НУ) у односу на млађе ($594,33 \pm 117,08$ НУ), што тврде и аутори ранијих студија (174). Међутим, у студији Turkyilmaz-а и сар. (2007), у којој је вршена процена густине кости различитих регија вилица, старији испитаници су имали веће вредности НУ у односу на млађе. Они су ову појаву објаснили већим бројем имплантних лежишта у доњој вилици која су била заступљена код старијих испитаника (95).

На основу класификације по Misch-у, 64,6% имплантних лежишта у нашој студији припадало је квалитету кости D3, 20,8% квалитету D4, 14,6% квалитету D2. Квалитет D1,

није био заступљен. Слични резултати су у студији Sogo-a и сар.(2012) где је такође најзаступљенији био квалитет кости D3 (50%), затим D4 (32%), D2 (14%) и D1 (4%) (169).

Као објективна метода за процену густине кости СТ је предложена од стране бројних аутора. Међутим ова метода има и одређених недостатака, који су у највећој мери односе на релативно високе дозе зрачења, цену снимања, доступност уређаја. У литератури се последњих година предлаже примена СВСТ методе за преоперативну евалуацију густине виличне кости (102,103,177,178). Isoda и сар. (2012) (101) су поредили однос вредности густине кости на СВСТ-у са примарном имплантном стабилношћу и установили да постоји значајна веза. Они сматрају да се примарна стабилност може предвидети на основу вредности густине кости очитане на СВСТ-у и ову методу сматрају адекватном за преоперативну евалуацију коштаног ткива. Бројни аутори ипак сматрају да ова метода упркос својим предностима у односу на стандардну СТ (мања доза зрачења, економски бенефит, већа доступност уређаја, једноставност извођења), не врши адекватну процену густине кости (179,180).

Кортикална кост која окружује спонгиозу у бочној регији горње вилице је веома танка а често и недостаје. Раније студије су се углавном базирале на испитивању утицаја густине спонгиозне кости на стабилност импланата (181,182). У малом броју студија је вршена процена дебљине компактне кости у пределу будућих имплантних лежишта ињеног утицаја на имплантну стабилност (85,96).

Процена дебљине букалне и палатиналне коштане ламеле у нашој студији, вршена је помоћу СТ методе, на „*cross-sectional*“ пресецима, у позицијама имплантних лежишта обележеним вођицама у радиографском стенту. Просечна дебљина букалне коштане ламеле износила је $0,95 \pm 0,57 \text{mm}$, а палатиналне $1,15 \pm 0,58 \text{mm}$. Wilcoxon-овим Singed Rank тестом је показано да постоји статистички значајна разлика ових вредности. Није било статистички значајне разлике између полова, као ни у различитим старосним групама. Резултати су слични у студији Ohimotoa и сар. (2017) (96), који су мерили дебљину букалне и палатиналне ламеле у горњој вилици ради детекције потенцијалних позиција за уградњу ортодонтских мини импланата на 60 СТ снимака. У овој студији, дебљина букалне ламеле у бочној регији горње вилице била је $0,76 \pm 0,14 \text{mm}$, а палатиналне $0,78 \pm 0,14 \text{mm}$. Ови аутори нису открили постојање статистички значајне

разлике између букалне и палатиналне стране. Ова разлика у односу на нашу студију вероватно је последица много ниже просечне старости испитаника у овој студији. Они су такође показали да међу половима није било разлике. Baumgaertel и сар (2011) (183) су открили да је дебљина палатиналне коштане ламеле у бочној регији максиле износила $1,06 \pm 0,26 \text{ mm}$ у регији првих премолара и $1,33 \text{ mm}$ у регији молара што је слично резултатима унашој студији.

Процена васкуларизације, као важан показатељ квалитета виличнекости вршена је LDF методом, а резултати су изражени у PU. Turkyilmaz и сар. (2008) (11), изнели су хипотезу да би ова метода могла да буде алтернатива радиографским методама за процену квалитета кости или да у комбинацији са њима прикаже прецизнију слику стања коштаног ткива у пределу имплантних лежишта.

Прву експерименталну студију за процену прокрвљености кости применом LDF-а спровели су Verdonck и сар. (2007) на анималном моделу (126). Ови аутори вршили су процену степена васкуларизације код мини свиња у току препарације имплантних лежишта како би доказали утицај зрачне терапије на проток крви кроз кост и испитали поузданост и сензитивност методе. Они су показали да је LDF валидна метода, која објективно мери степен васкуларизације и да су резултати поновљиви (Интракласни коефицијент корелације (енгл. *intra-class correlation coefficient, ICC*) је био 0,944). Мерења су вршена код животиња у општој анестезији, па је утицај потенцијалних покрета на резултате сведен на минимум. Две године касније исти аутори су спровели клиничку студију у којој су мерили васкуларизацију кости у току препарације имплантних лежишта у предњој регији доње вилице, у 41 лежишту код 23 пацијената, у локалној анестезији. У овој студији аутори су потврдили хипотезу да се васкуларизација може мерити применом LDF-а, у клиничким условима и резултате представили као стандарде, за ову регију доње вилице (114). Они су предложили да би за даља клиничка мерења требало користити стандардну методологију и опрему, како би резултати различитих студија били компарабилни.

Наша студија је прва клиничка студија која је испитивала васкуларизацију кости у бочној регији горње вилице LDF методом. Просечна вредност васкуларизације за 54 имплантна лежишта износила је $43.39 \pm 14.65 \text{ PU}$. Ови резултати се разликују од резултата

у студији Verdonck-а и сар. (2009), где је просечна васкуларизација за 41 имплантно лежиште у предњој регији доње вилице износила $25,80 \pm 12,58$ PU. Ова разлика је очекивана, с обзиром на значајну разлику у структури кости у горњој у односу на доњу вилицу. Поједини аутори сматрају да је компактна кост десет пута мање васкуларизована у односу на спонгиозу (117). У студији Коковића и сар. (2014) просечна вредност PU за 36 имплантних лежишта код шест пацијената у бочној регији доње вилице износила је 53,05 (116). Узимајући у обзир грађу кости очекивало би се да је васкуларизација мања у доњој у односу на горњу вилицу. Оваква дискрепанца може се објаснити нижом просечном старошћу пацијената у овој студији која је износила $48,87 \pm 1,99$ година, у односу на нашу студију где је просечна старост била $57,56 \pm 8,83$, или је васкуларизација мандибуларног канала имала евентуални утицај на резултате мерења. У току мерења васкуларизације ови аутори су користили сонду промера 2,0 mm, за имплантно лежиште које је препарисано пилот борером промера 2,2 mm и сонду фиксирани плочицом стерилног розе воска. У нашој студији није било потребе за додатном фиксацијом сонде која је била истих димензија као имплантно лежиште (2,8 mm), чиме је избегнута могућност дисперзије ласерске светлости у току мерења, као и могућност померања сонде, што би такође могао бити узрок поменуте разлике.

Степен васкуларизације кости био је већи код особа мушког у односу на женски пол, као и код млађих у односу на старије пацијенте. Ова разлика није била статистички значајна. Слични су и резултати претходне две клиничке студије (114,116).

Када је у питању утицај позиције имплантног лежишта у бочној регији горње вилице на васкуларизацију, највеће вредности забележене су у позицији првих молара, а најмање у позицији првих премолара, али без статистички значајне разлике.

У току мерења васкуларизације у нашој студији, примећено је да су промене на графику који читава вредност PU, веома значајне уколико дође до померања пацијента у столици. Зато се препоручује да се график стабилизује пре почетка читавања вредности, након што се сонда пласира у имплантно лежиште. Пошто је метода осетљива на спољашње утицаје ова мерења би требало спроводити под тачно дефинисаним условима. Студијом је потврђено да је клиничка процена васкуларизације могућа у току препарације имплантних лежишта у бочној регији горње вилице.

Прецизно одређивање вредности имплантне стабилности у свим фазама коштаног растања, је важно због њеног значаја за прогнозу успеха имплантне терапије (184). Ми смо користили RFA методу која прецизно мери имплантну стабилност на неинвазиван начин (35,43).

Осим квалитета коштаног ткива дизајн импланата у великој мери може утицати на примарну стабилност (185). У нашој студији коришћени су импланти са самоурезујућим навојима, хибридног дизајна. Chrabieh (2017) је у *in vitro* студији на говеђим ребрима показао да ови импланти остварују значајно више вредности у односу на цилиндричне неурезујуће импланте (186). Сличне резултате су добили и аутори у другим експерименталним студијама (49,187). Toyoshima и сар. (2011), су такође показали у *in vitro* условима да хибридни самоурезујући импланти остварују више вредности примарне стабилности у односу на импланте другачијег дизајна и типа навоја и предложили овај тип импланата за уградњу у кост слабијег квалитета (188). Romanos и сар. (2015) су поредили примарну стабилност импланата три различита дизајна, уграђена у говеђа ребра методом RFA и показали да су самоурезујући хибридни импланти остварили веће вредности имплантне стабилности у односу на цилиндричне без самоурезујућих навоја (137).

У нашој студији претпоставка је била да ће самоурезујући импланти хибридног дизајна остварити довољне вредности примарне стабилности у бочној регији горње вилице за протокол имедијатног оптерећења. У литератури није јасно дефинисано колика би била гранична вредност која би омогућила имедијатно оптерећење импланата. Поједини аутори сматрају да је вредност примарне стабилности од 60-65ISQ, довољна за избор овог протокола (189). У клиничкој студији Коковића и сар. (2014.) импланти овог дизајна уграђени у бочну регију доње вилице остварили су веома значајне вредности примарне стабилности ($79,09 \pm 5,97$ ISQ)(54).

Просечна вредност примарне стабилности коју смо измерили била је $71,72 \pm 7,41$ ISQ. Минимална вредност износила је 60 ISQ, а максимална 85 ISQ. Ови резултати компарабилни су са резултатима клиничке студије Марковића и сар. (2013) који су користили импланте сличног дизајна (55). Ови аутори су показали да је просечна примарна стабилност у бочној регији горње вилице била $74,34 \pm 4,09$ ISQ. Вредности су се кретале у распону од 62-80 ISQ. У сличној студији Марковић и сар. (201.) су показали да

хибридни самоурезујући импланти остварују задовољавајуће вредности примарне стабилности у бочној регији горње вилице 71.7 ± 5.6 ISQ (58-80 ISQ) (190). Ryu и сар. (2016) су такође постигли добре резултате применом импланата овог дизајна у бочној регији горње вилице (76.34 ± 5.89) (191).

Када је у питању међусобна веза различитих параметара квалитета виличне кости које смо испитивали, уочено је да постоји статистички значајна корелација вредности густине кости и дебљине букалне ($r=0,826$) и палатиналне ламеле ($r=0,832$). Није уочена статистички значајна повезаност густине изражене у HU и васкуларизације кости представљене вредностима PU ($r=0,14$). У експерименталној студији Lethaus и сар. (2013) (127) су поредили вредности густине кости измерене преоперативно помоћу СТ методе и васкуларизације кости измерене у току препарације имплантних лежишта помоћу LDF методе, код мини свиња изложених зрачењу. Пронађена је слаба негативна корелација између наведених параметара квалитета виличне кости, па је закључено да се преоперативно одређена густина кости не може сматрати довољним параметром за процену квалитета кости након зрачне терапије.

У нашој студији је показано да постоји јака линеарна корелација густине виличне кости измерене преоперативно у HU и постоперативно измерене примарне имплантне стабилности, изражене преко вредности ISQ ($r=0,731$). Овај резултат је сличан са резултатима ранијих експерименталних и клиничких студија (11,171,192), код којих је коефицијент корелације био у распону од 0,46 (97) до 0,882 (193). Разлике међу појединим студијама највероватније су последица различитог методолошког приступа у мерењу густине кости. Иако је у овим студијама густина кости мерена помоћу СТ методе, у неким је у имплантном лежишту разматрана густина и кортикалне и спонгиозне кости (168,193), чиме су добијене више вредности HU. У другим студијама је разматрана само густина спонгиозне кости (78,97). Аутори који су, као у нашој студији, у обзир узимали густину спонгиозне и кортикалне кости у имплантним лежиштима показали су да постоји јака линеарна корелација између вредности HU и вредности ISQ (193). У Табели 5.2 приказан је однос вредности густине кости измерене СТ методом (HU) и примарне имплантне стабилности (ISQ), у различитим студијама.

Coutant и сар. (2014) (181) су испитивали међусобну повезаност густине кости (HU) и примарне стабилности (ISQ), импланата два различита дизајна (коничних самоурезујућих и цилиндричних неурезујућих). Ови аутори су утврдили да постоји значајна корелација ових вредности у групи коничних самоурезујућих импланата ($r=0,740$), док у групи цилиндричних неурезујућих корелација није била статистички значајна.

Табела 5.2 Однос густине кости измерене помоћу СТ методе (HU) и примарне имплантне стабилности (ISQ) у различитим студијама

Студија	Регија	Начин мерења густине кости	Коефицијент корелације (r)
Turkyilmaz и сар. (2007) (95)	Предња и бочна регија горње и доње вилице	Спонгиозна и кортикална кости	$r=0,659$
Turkyilmaz I, McGulmphy (2008) (11)	Предња и бочна регија горње и доње вилице	Спонгиозна и кортикална кости	$r=0,882$
Aksoy и сар. (2009) (168)	Предња и бочна регија горње и доње вилице	Спонгиозна и кортикална кости	$r=0,807$
Bergkvist и сар. (2010) (78)	Предња и бочна регија горње и доње вилице	Спонгиозна кост	Наведена значајна корелација, није наведена вредност r
Merheb и сар. (2010) (97)	Предња и бочна регија горње вилице	Спонгиозна кост	$r=0,46$
Pagliani и сар. (2012) (194)	Предња и бочна регија горње вилице	Спонгиозна и кортикална кости	$r=0,54$
Наша студија	Бочна регија горње вилице	Спонгиозна и кортикална кости	$r=0,731$

Однос дебљине кортикалних ламела и примарне имплантне стабилности који смо испитивали у нашој студији представљен је позитивном корелацијом примарне стабилности и дебљине букалне ($r=0,760$) и палатиналне коштане ламеле ($r=0,622$). Ови резултати могу се поредити са резултатима других студија у којима је испитиван утицај дебљине кортикалне кости у имплантним лежиштима на примарну стабилност (76,85,195).

Miyamoto и сар. (2005) су такође испитивали утицај дебљине кортикалне кости измерене на СТ-у у пределу имплантних лежишта на „*cross sectional*“ снимцима, на примарну стабилност коју су процењивали RFA методом. Они су пронашли јаку корелацију процењиваних параметара ($r=0,80$) (195). У експерименталној студији Hsu и сар. (2013) користећи блокове полиуретанске пене са синтетичким кортикалним омотачем различите дебљине, потврдили су да ISQ вредности импланата уграђених у овим условима зависе од дебљине кортикалног омотача ($r=0,893$) (76). Сличне резултате су добили Howashi и сар. (2016), користећи главе свињских фемура. Они су дебљину кортикалне кости мерили применом СТ методе, а имплантну стабилност применом RFA методе, као у нашој студији. Мерењем је показано да дебљина кортикалне кости има већи утицај на примарну стабилност код самоурезујућих коничних ($r=0,679$) у односу на цилиндричне неурезујуће импланте ($r=0,258$) (85).

Када је вршена процена утицаја васкуларизације кости измерене помоћу LDF методе на примарну стабилност, није уочена статистички значајна корелација ($r=0,14$). Слични су и резултати у студији Коковића и сар. (2014), који су вршили процену утицаја васкуларизације кости на имплантну стабилност у току првих годину дана од уградње. У овој студији такође није уочена значајна корелација између вредности PU и ISQ, одмах након уградње (116). Ови аутори су показали да постоји значајна веза између PU и ISQ вредности, у каснијим фазама коштаног зарастања, почевши од пете недеље након уградње у групи рано оптерећених импланата. Они су закључили да се LDF може користити за праћење коштаног зарастања након оптерећења импланата.

Испитивања која смо спровели у овој клиничкој студији су оригинална у домену врсте импланата коришћених у превазилажењу слабог квалитета кости у бочној регији горње вилице и добијања задовољавајућих вредности примарне стабилности. Осим тога први пут је у клиничким условима вршено поређење радиографских параметара квалитета

кости и васкуларизације, али и испитиван њихов утицај на примарну стабилност самоурезујућих импланата хибридног дизајна у бочној регији горње вилице. Анализом ових параметара доказали смо да добра имплантна стабилност може да се добије применом самоурезујућих импланата уградњом у кост слабијег квалитета, као и да се на основу преоперативно измерених вредности радиографских параметара квалитета кости може предвидети стабилност коју ће импланти остварити након уградње.

6. ЗАКЉУЧЦИ

На основу резултата добијених у овој студији, могу се донети следећи закључци:

1. Адекватном проценом радиографских параметара квалитета виличне кости (густине и дебљине кортикалних ламела), применом методе компјутеризоване томографије може се преоперативно предвидети примарна стабилност коју ће самоурезујући импланти остварити након уградње у бочну регију горње вилице
2. Имплантна лежишта у којима је забележена дебља компактна кост са букалне и палатиналне стране показала су и веће вредности густине кости.
3. Вредности густине кости у регији првих премолара биле су статистички значајно веће у односу на густину у регији првих молара.
4. Вредности примарне имплантне стабилности нису се статистички значајно разликовале у односу на различите позиције импланата у бочној регији горње вилице
5. Вредности васкуларизације кости процењене помоћу методе ласер доплер флоуметрије нису показале значајну линеарну корелацију са вредностима густине кости процењене на СТ-у, па се закључује да ова метода не може да буде алтернативна СТ методи већ само њена допуна у процени квалитета коштаног ткива
6. Васкуларизација виличне кости процењена методом ласер доплер флоуметрије не утиче директно на примарну стабилност самоурезујућих импланата
7. Хибридни самоурезујући импланти *Straumann TE®SLActive®* дужине 8mm остварују високе вредности примарне стабилности у бочној регији горње вилице, које су оптималне и за протокол имедијатног оптерећења

7. ЛИТЕРАТУРА

1. Abraham CM. A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *Open Dent J.* 2014;8(1):50–5.
2. Gavia L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2014;40(2):50–60.
3. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr surgery.* 1977;16(Suppl):1–132.
4. Sennerby L. Resonance Frequency analysis for implant stability measurements. A review. *Integr diagnostics Updat.* 2015;1:1–11.
5. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2016;21(2):e214–21.
6. Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Long-Term Outcomes for the Treatment of Atrophic Posterior Maxilla: A Systematic Review of Literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(1):120–32.
7. Leonhardt A, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):127–32.
8. Esfahrood ZR, Ahmadi L, Karami E, Asghari S. Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2017;43(2):70–6.
9. Thoma DS, Cha JK, Jung UW. Treatment concepts for the posterior maxilla and mandible: Short implants versus long implants in augmented bone. *J Periodontal Implant Sci.* 2017;47(1):2–12.
10. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol.* 2002;29 Suppl 3:197-212-3.

11. Turkyilmaz I, McGlumphy E a. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*. 2008;8(32):1–8.
12. Gulsahi A. Bone Quality Assessment for Dental Implants. *Implant Dent INTECH Open Access Publ*. 2011;437–52.
13. Vasovic M, Todorovic VS, Krsljak E, Kanjevac T, Kokovic V. Assessment of bone vascularity in the posterior maxilla during dental implant insertion by laser doppler flowmetry. *Biomed Res*. 2017;28(9):4228–32.
14. Parithimarkalaignan S, Padmanabhan T V. Osseointegration: An update. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(1):2–6.
15. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*. 1998;106(1):527–51.
16. Sachdeva A, Dhawan P, Sindwani S. Assessment of Implant Stability: Methods and Recent Advances. *Br J Med Med Res*. 2016;12(3):1–10.
17. Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: Post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(2):174–95.
18. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci*. 2013;5(4):162–7.
19. Papaspyridakos P, Chen C-J, Chuang S-K, Weber H-P. Implant Loading Protocols for Edentulous Patients with Fixed Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Suppl):256–70.
20. Seong W-J, Barczak M, Jung J, Basu S, Olin PS, Conrad HJ. Prevalence of Sinus Augmentation Associated With Maxillary Posterior Implants. *J Oral Implantol*. 2013;39(6):680–8.

21. Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized Implant Site Preparation to Enhance Primary Implant Stability in Poor Bone Density: A Prospective Clinical Study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(12):e506–12.
22. Stafford GL. Short implants had lower survival rates in posterior jaws compared to standard implants. *Evid Based Dent.* 2016;17(4):115–6.
23. Kim SJ, Ribeiro ALVL, Atlas AM, Saleh N, Royal J, Radvar M, et al. Resonance frequency analysis as a predictor of early implant failure in the partially edentulous posterior maxilla following immediate nonfunctional loading or delayed loading with single unit restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(2):183–90.
24. Gomes RZ, Vasconcelos MR De, Maria I, Guerra L, Alexandra R, Almeida B De, et al. Implant Stability in the Posterior Maxilla : A Controlled Clinical Trial. *BioMed Res Int.* 2017;2017:1–11.
25. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):124–30.
26. Mistry G, Shetty O, Shetty S, Singh R. Measuring implant stability: A review of different methods. *J Dent Implant.* 2014;4(2):165–9.
27. Toyoshima T, Tanaka H, Ayukawa Y, Howashi M, Masuzaki T, Kiyosue T, et al. Primary Stability of a Hybrid Implant Compared with Tapered and Cylindrical Implants in an Ex Vivo Model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(5):950–6.
28. Patil R, Bharadwaj D. Is primary stability a predictable parameter for loading implant? 2016;8(1):84–8.
29. Gill A, Rao P. Primary stability: The password of implant integration. *J Dent Implant.* 2012;2(2):103–9.
30. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81–100.

31. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):7–21.
32. Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants: A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand*. 1987;58(5):567–77.
33. Digholkar S, Madhav V, Palaskar J. Methods to measure stability of dental implants. *J Dent Allied Sci*. 2014;3(1):17–23.
34. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for periodontal ligament? *Int J Periodontal Restor Dent*. 1991;11:88–91.
35. Herrero-Climent M, Santos-García R, Jaramillo-Santos R, Romero-Ruiz MM, Fernández-Palacin A, Lázaro-Calvo P, et al. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: A cross-sectional clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(6):e877–82.
36. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Badri S, Daneshparvar N, Rokn A. The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *J Dent (Tehran)*. 2013;10(5):449–55.
37. Mesa F, Muñoz R, Noguerol B, Luna JDD, Galindo P, O'Valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):196–200.
38. Bataineh A, Al-dakes A. The influence of length of implant on primary stability: An in vitro study using resonance frequency analysis. *J Clin Exp Dent*. 2016;9(1):e1–6.
39. Kuzyk P, Schemitsch E. The basic science of peri-implant bone healing. *Indian J Orthop*. 2011;45(2):108.
40. Winter W, Klein D, Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *J Med Eng*. 2013;2013:1–9.
41. Koszuta P, Grafka A, Koszuta A, Łopucki M, Szymańska J. Effects of selected factors on

- the osseointegration of dental implants. *Menopausal Rev.* 2015;3:184–7.
42. Atsumi M, Park S, Wang MSH. Methods Used to Assess Implant Stability : Current Status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):743–54.
 43. Shadid RM, Sadaqah NR, Othman SA. Does the implant surgical technique affect the primary and/or secondary stability of dental implants? A systematic review. *Int J Dent.* 2014;2014:1–17.
 44. Davies JE. Immediate loading: The role of the implant surface on biological stabilization. 2010;2(1):10–7.
 45. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000. 2008;47:51–66.
 46. Miri R, Shirzadeh A, Kermani H, Khajavi A. Relationship and changes of primary and secondary stability in dental implants : A review. *Int J Contemp Dent Med Rev.* 2017;2017:1–6.
 47. Fuh LJ, Huang HL, Chen CS, Fu KL, Shen YW, Tu MG, et al. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *J Oral Rehabil.* 2010;37(5):346–51.
 48. Yoon H-G, Heo S-J, Koak J-Y, Kim S-K, Lee S-Y. Effect of bone quality and implant surgical technique on implant stability quotient (ISQ) value. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(1):10–5.
 49. Divac M, Stawarczyk B, Sahrman P, Attin T, Schmidlin PR. Influence of residual bone thickness on primary stability of hybrid self-tapping and cylindrical non-self-tapping implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1):84–8.
 50. Han H, Lim H, Hong J, Ahn S, Han J. Primary implant stability in a bone model simulating clinical situations for the posterior maxilla : an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci.* 2016;46(4):254–65.

51. Anil S, Aldosari AA. Impact of bone quality and implant type on the primary stability: an experimental study using bovine bone. *J Oral Implantol*. 2015;41(2):144–8.
52. Da Costa Valente ML, De Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, Dos Reis AC. Analyzing the Influence of a New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(1):168–73.
53. Gehrke SA, Pérez-Albacete Martínez C, Piattelli A, Shibli JA, Markovic A, Calvo Guirado JL. The influence of three different apical implant designs at stability and osseointegration process: experimental study in rabbits. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(3):355–61.
54. Kokovic V, Vasovic M, Shafi E. Assessment of primary implant stability of self-tapping implants using the resonance frequency analysis. *Saudi J Dent Res*. 2014;5(1):35–9.
55. Marković A, Calvo-Guirado JL, Lazić Z, Gómez-Moreno G, Calasan D, Guardia J, et al. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(3):341–9.
56. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of Underpreparation on Primary Stability of Implants Inserted in Poor Quality Bone Sites : An In Vitro Study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2015;73(6):1084–8.
57. Thoma DS, Haas R, Tutak M, Garcia A, Schincaglia G Pietro, Hämmerle CHF. Randomized controlled multicentre study comparing short dental implants (6 mm) *versus* longer dental implants (11-15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures. Part 1: demographics and patient-reported outcomes at 1 year of loading. *J Clin Periodontol*. 2015;42(1):72–80.
58. Monteiro DR. Posterior partially edentulous jaws, planning a rehabilitation with dental implants. *World J Clin Cases*. 2015;3(1):65–76.
59. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br Dent J*. 2006;201(2):77–89.
60. Lee J-E. Evaluation of anatomical considerations in the posterior maxillae for sinus

- augmentation. *World J Clin Cases*. 2014;2(11):683.
61. Prasad DK, Shetty M, Mehra DR. Anatomical Considerations in Implant Selection and Positioning. *Int J oral Implantol Clin Res*. 2013;4(1):24–9.
 62. Dolanmaz D, Senel FC, Pektas ZÖ. Dental implants in posterior maxilla: Diagnostic and treatment aspects. *Int J Dent*. 2012;2012:2012–4.
 63. Anandakrishna GN, Rao G. Pterygomaxillary implants: A graftless solution to deficient maxillary bone. *J Indian Prosthodont Soc*. 2012;12(3):182–6.
 64. Hansson S, Halldin A. Alveolar ridge resorption after tooth extraction: A consequence of a fundamental principle of bone physiology. *J Dent Biomech*. 2012;3(0).
 65. Pommer B, Hof M, Fädler A, Gahleitner A, Watzek G, Watzak G. Primary implant stability in the atrophic sinus floor of human cadaver maxillae: impact of residual ridge height, bone density, and implant diameter. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(2):e109–13.
 66. Van Der Weijden F, Dell’Acqua F, Slot DE. Alveolar bone dimensional changes of post-extraction sockets in humans: A systematic review. *J Clin Periodontol*. 2009;36(12):1048–58.
 67. Pagni G, Pellegrini G, Giannobile W V., Rasperini G. Postextraction alveolar ridge preservation: Biological basis and treatments. *Int J Dent*. 2012;2012:1–17.
 68. Ali SA, Karthigeyan S, Deivanai M, Kumar A. Implant Rehabilitation For Atrophic Maxilla: A Review. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014;14(3):196–207.
 69. Heinemann F, Hasan I, Bourauel C, Biffar R, Mundt T. Bone stability around dental implants: Treatment related factors. *Ann Anat*. 2015;199:3–8.
 70. Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014;43(9):1108–16.
 71. Romanos GE, Delgado-Ruiz RA, Sacks D, Calvo-Guirado JL. Influence of the implant diameter and bone quality on the primary stability of porous tantalum trabecular metal

- dental implants: An in vitro biomechanical study. *Clin Oral Implants Res.* 2016;(2015):1–7.
72. Wakimoto M, Matsumura T, Ueno T, Mizukawa N, Yanagi Y, Iida S. Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(11):1314–9.
 73. Licata A. Bone density vs bone quality: What’s a clinician to do? *Cleve Clin J Med.* 2009;76(6):331–6.
 74. Marquezan M, Osório A, Sant’Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(7):767–74.
 75. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Imp Res.* 2006;17(2):124–35.
 76. Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Li YF, Chen KT, Huang HL. The effects of cortical bone thickness and trabecular bone strength on noninvasive measures of the implant primary stability using synthetic bone models. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(2):251–61.
 77. Simons W-F, De Smit M, Duyck J, Coucke W, Quirynen M. The proportion of cancellous bone as predictive factor for early marginal bone loss around implants in the posterior part of the mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(9):1051–9.
 78. Bergkvist G, Koh K-J, Sahlholm S, Klintström E, Lindh C. Bone density at implant sites and its relationship to assessment of bone quality and treatment outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):321–8.
 79. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T E, editor. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence Publishing Company; 1985. p. 199–209.
 80. Jaffin RA, Berman CL. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis. *J Periodontol.* 1991;62(1):2–4.

81. Chaudhary H, Williams C, Beniwal J, Barot P. Immediate Loading Implants - A paradigm shift: A review. *Int J Oral Heal Med Res.* 2007;37(2):383–406.
82. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6(2):23–31.
83. Drage NA, Palmer RM, Blake G, Wilson R, Crane F, Fogelman I. A comparison of bone mineral density in the spine, hip and jaws of edentulous subjects. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(4):496–500.
84. Chugh T, Jain AK, Jaiswal RK, Mehrotra P, Mehrotra R. Bone density and its importance in orthodontics. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2013;3(2):92–7.
85. Howashi M, Tsukiyama Y, Ayukawa Y, Isoda-Akizuki K, Kihara M, Imai Y, et al. Relationship between the CT Value and Cortical Bone Thickness at Implant Recipient Sites and Primary Implant Stability with Comparison of Different Implant Types. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(1):107–16.
86. Scheibel PC, Ramos AL, Iwaki LCV. Is there correlation between alveolar and systemic bone density? *Dental Press J Orthod.* 2013;18(5):78–83.
87. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(1):79–84.
88. Yeler DY, Koraltan M, Hocaoglu TP, Arslan C, Erselcan T, Yeler H. Bone quality and quantity measurement techniques in dentistry. *Cumhur Dent J.* 2015;19(1):73–86.
89. Almasoud N, Tanneru N, Marei H. Alveolar bone density and its clinical implication in the placement of dental implants and orthodontic mini-implants. *Saudi Med J.* 2016;37(6):684–9.
90. Schwarz MS, Rothman SL, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(3):137–41.
91. Chan H-L, Misch K, Wang H-L. Dental imaging in implant treatment planning. *Implant*

- Dent. 2010;19(4):288–98.
92. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140238.
 93. Silva IM de CC, Freitas DQ de, Ambrosano GMB, Bóscolo FN, Almeida SM. Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography. *Braz Oral Res.* 2012;26(6):550–6.
 94. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA. Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: A clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(4):231–7.
 95. Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm 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(8):716–22.
 96. Ohiomoba H, Sonis A, Yansane A, Friedland B. Quantitative evaluation of maxillary alveolar cortical bone thickness and density using computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;151(1):82–91.
 97. Merheb J, Van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(6):612–7.
 98. Merheb J, Temmerman A, Coucke W, Rasmusson L, Kübler A, Thor A, et al. Relation between Spongy Bone Density in the Maxilla and Skeletal Bone Density. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(6):1180–7.
 99. Merheb J, Temmerman A, Rasmusson L, Kübler A, Thor A, Quirynen M. Influence of Skeletal and Local Bone Density on Dental Implant Stability in Patients with Osteoporosis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(2):253–60.
 100. Salimov F, Tatli U, Kürkçü M, Akoğlan M, Öztunç H, Kurtoğlu C. Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed

- tomography and implant stability parameters: A clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(9):1016–21.
101. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. 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.
 102. 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.
 103. Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(8):873–9.
 104. Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy-A review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(2):131–43.
 105. Möhlhenrich SC, Heussen N, Elvers D, Steiner T, Hölzle F, Modabber A. Compensating for poor primary implant stability in different bone densities by varying implant geometry: A laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(12):1514–20.
 106. Gerlach NL, Meijer GJ, Borstlap WA, Bronkhorst EM, Bergé SJ, Maal TJJ. Accuracy of bone surface size and cortical layer thickness measurements using cone beam computerized tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(7):793–7.
 107. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Tsutsumi S, Kirita T. 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.
 108. Sugiura T, Yamamoto K, Kawakami M, Horita S, Murakami K, Kirita T. Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2015;20(1):e66–73.

109. Uday NM, Prashanth K, Kumar ARV. CBCT evaluation of interdental cortical bone thickness at common orthodontic miniscrew implant placement sites. *Int J Appl Dent Sci.* 2017;3(1):35–41.
110. Cassetta M, Sofan AAA, Altieri F, Barbato E. Evaluation of alveolar cortical bone thickness and density for orthodontic mini-implant placement. *J Clin Exp Dent.* 2013;5(5):245–52.
111. Xu Z, Zhao L, Wu Y, Wei X, Wang J, Tang N, et al. Histomorphometric and biomechanical analyses of the osseointegration of loaded orthodontic microscrews inserted at different cortical bone thickness sites. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2014;118(2):157–65.
112. Santos AR, Castellucci M, Crusoé-Rebello IM, Sobral MC. Assessing bone thickness in the infrazygomatic crest area aiming the orthodontic miniplates positioning: a tomographic study. *Dental Press J Orthod.* 2017;22(4):70–6.
113. Nguyen M V., Codrington J, Fletcher L, Dreyer CW, Sampson WJ. Influence of cortical bone thickness on miniscrew microcrack formation. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2017;152(3):301–11.
114. Verdonck HWD, Meijer GJ, Kessler P, Nieman FH, De Baat C, Stoelinga PJW. Assessment of bone vascularity in the anterior mandible using laser Doppler flowmetry. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(2):140–4.
115. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):439–49.
116. Kokovic V, Krsljak E, Andric M, Brkovic B, Milicic B, Jurisic M, et al. Correlation of Bone Vascularity in the Posterior Mandible and Subsequent Implant Stability. *Implant Dent.* 2014;23(2):200–5.
117. Traini T, Assenza B, Roman FS, Thams U, Caputi S, Piattelli A. Bone microvascular pattern around loaded dental implants in a canine model. *Clin Oral Investig.* 2006;10(2):151–6.

118. Grga D, Dzeletovic B, Zivkovic S, Krsljak E. Blood flow measurement by laser Doppler method in orofacial region. *Stomatol Glas Srb.* 2010;57(3):141–8.
119. Liao Q, Ye W, Yue J, Zhao X, Zhang L, Zhang L, et al. Self-repaired Process of a Traumatized Maxillary Central Incisor with Pulp Infarct after Horizontal Root Fracture Monitored by Laser Doppler Flowmetry Combined with Tissue Oxygen Monitor. *J Endod.* 2017;43(7):1218–22.
120. Setzer FC, Challagulla P, Kataoka SHH, Trope M. Effect of tooth isolation on laser Doppler readings. *Int Endod J.* 2013;46(6):517–22.
121. Arunachalam L, Sudhakar U, Janarthanam A, Das N. Effect of low level laser therapy on revascularization of free gingival graft using ultrasound Doppler flowmetry. *J Indian Soc Periodontol.* 2014;18(3):403–7.
122. Wang Y, Barry O, Wahl G, Chen B, Lin Y. Pilot study of laser-doppler flowmetry measurement of oral mucosa blood flow. *Beijing Da Xue Xue Bao.* 2016;48(1):697–701.
123. Le Bars P, Niagha G, Kouadio AA, Demoersman J, Roy E, Armengol V, et al. Pilot Study of Laser Doppler Measurement of Flow Variability in the Microcirculation of the Palatal Mucosa. *Biomed Res Int.* 2016;2016:1–7.
124. Barta A, Nagy G, Csiki Z, Márton S, Madléna M. Changes in gingival blood flow during orthodontic treatment. *Open Med.* 2010;5(6):758–65.
125. Kaner D, Zhao H, Terheyden H, Friedmann A. Improvement of microcirculation and wound healing in vertical ridge augmentation after pre-treatment with self-inflating soft tissue expanders - a randomized study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(6):720–4.
126. Verdonck HWD, Meijer GJ, Laurin T, Nieman FHM, Stoll C, Riediger D, et al. Assessment of vascularity in irradiated and nonirradiated maxillary and mandibular minipig alveolar bone using laser doppler flowmetry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):774–8.
127. Lethaus B, Poort L, Yamauchi K, Kloss-Brandstätter A, Boeckmann R, Kessler P. Qualitative bone CT as a tool to assess vascularization in irradiated bone: An animal

- study. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(7):746–9.
128. Hong HH, Hong A, Yang LY, Chang WY, Huang YF, Lin YT. Implant Stability Quotients of Osteotome Bone Expansion and Conventional Drilling Technique for 4.1 mm Diameter Implant at Posterior Mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(2):253–60.
 129. Hsu A, Seong W-J, Wolff R, Zhang L, Hodges J, Olin P, et al. Comparison of Initial Implant Stability of Implants Placed Using Bicortical Fixation, Indirect Sinus Elevation, and Unicortical Fixation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(2):459–68.
 130. Shayesteh YS, Khojasteh A, Siadat H, Monzavi A, Bassir SH, Hossaini M, et al. A Comparative Study of Crestal Bone Loss and Implant Stability between Osteotome and Conventional Implant Insertion Techniques: A Randomized Controlled Clinical Trial Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(3):350–7.
 131. Tabassum A, Meijer GJ, Walboomers XF, Jansen JA. Evaluation of primary and secondary stability of titanium implants using different surgical techniques. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(4):487–92.
 132. Javed F, Romanos GE. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2015;19(1):1–10.
 133. Gehrke SA, da Silva UT, Del Fabbro M. Does Implant Design Affect Implant Primary Stability? A Resonance Frequency Analysis–Based Randomized Split-Mouth Clinical Trial. *J Oral Implantol.* 2015;41(6):e281–6.
 134. Staedt H, Palarie V, Staedt A, Wolf JM, Lehmann KM, Ottl P, et al. Primary Stability of Cylindrical and Conical Dental Implants in Relation to Insertion Torque—A Comparative Ex Vivo Evaluation. *Implant Dent.* 2017;26(2):250–5.
 135. Zwaan J, Bogaerde L V, Sahlin H, Sennerby L. A one-year follow-up study of a tapered hydrophilic implant design using various placement protocols in the maxilla. *Open Dent J.* 2016;10:680–91.
 136. Todorovic VS, Vasovic M, Beetge M-M, van Zyl AW, Kokovic V. Stability development

- of immediately loaded hybrid self-tapping implants inserted in the posterior maxilla: 1-year results of a randomized controlled trial. *J Oral Implantol*. 2016;43(1):33–8.
137. Romanos GE, Ciornei G, Jucan A, Malmstrom H, Gupta B. In Vitro Assessment of Primary Stability of Straumann® Implant Designs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(1):89–95.
 138. Kim YK, Kim SG, Kim JH, Yi YJ, Yun PY. Prospective study of tapered resorbable blasting media surface implant stability in the maxillary posterior area. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012;114(1):19–24.
 139. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U. A new self-tapping Brånemark implant: clinical and radiographic evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):80–5.
 140. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, Kim MD, Kim S, Kim T II, et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci*. 2013;43(1):30–6.
 141. Goswami MM, Kumar M, Vats A, Bansal AS. Evaluation of dental implant insertion torque using a manual ratchet. *Med J Armed Forces India*. 2015;71:S327–32.
 142. Trisi P, Berardi D, Paolantonio M, Spoto G, D’Addona A, Perfetti G. Primary Stability, Insertion Torque, and Bone Density of Conical Implants With Internal Hexagon. *J Craniofac Surg*. 2013;24(3):841–4.
 143. Chang P-C, Lang NP, Giannobile W V. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(1):1–12.
 144. Al-Jetaily S, Al-dosari AA. Assessment of Osstell™ and Periotest® systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *Saudi Dent J*. 2011;23(1):17–21.
 145. Bilhan H, Cilingir A, Bural C, Bilmenoglu C, Sakar O, Geckili O. The Evaluation of the Reliability of Periotest for Implant Stability Measurements: An In Vitro Study. *J Oral Implantol*. 2015;41(4):e90–5.

146. Oh W, Almusa S, Morris HF. An In-Vitro Assessment of the Reproducibility of Periotest Value and Implant Stability Quotient. 2017;3(2):3–6.
147. Doi K, Kajihara S, Morita K, Makihara Y, Okada S, Akagawa Y. The influence of fixation in formalin on the measurement of stability of implants using resonance frequency analysis and Periotest M®: A study in a dog. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2014;52(1):29–33.
148. Romanos G, Grizas E, Laukart E, Nentwig G-H. Effects of Early Moderate Loading on Implant Stability: A Retrospective Investigation of 634 Implants with Platform Switching and Morse-Tapered Connections. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(2):301–9.
149. Andreotti AM, Goiato MC, Nobrega AS, Freitas da Silva EV, Filho HG, Pellizzer EP, et al. Relationship Between Implant Stability Measurements Obtained by Two Different Devices: A Systematic Review. *J Periodontol.* 2017;88(3):281–8.
150. Crum PM, Morris HF, Winkler S, DesRosiers D, Yoshino D. Wired/Classic and Wireless/Periotest “M” Instruments: An In Vitro Assessment of Repeatability of Stability Measurements. *J Oral Implantol.* 2014;40(1):15–8.
151. Chang P, Lang NP, Giannobile W V. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(1):1–12.
152. Meredith N, Alleyane PC. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:261–7.
153. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants . A literature review. *J Dent.* 2010;38(8):612–20.
154. Mathieu V, Vayron R, Richard G, Lambert G, Naili S, Meningaud JP, et al. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone-implant interface properties. *J Biomech.* 2014;47(1):3–13.
155. Gupta R, Padmanabhan T. Resonance frequency analysis. *Indian J Dent Res.*

- 2011;22(4):567.
156. Açıl Y, Sievers J, Gülses A, Ayna M, Wiltfang J, Terheyden H. Correlation between resonance frequency, insertion torque and bone-implant contact in self-cutting threaded implants. *Odontology*. 2017;105(3):347–53.
 157. Feng S-W, Lin C-T, Chang W-J, Lee S-Y, Cheng C-H, Huang H-M. Influence of simulated bone quality and cortical bone thickness on implant stability detection using resonance frequency and damping factor analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):105–12.
 158. Kanth KI, Swamy Dn, Mohan Tk, Swarna C, Sanivarapu S, Pasupuleti M. Determination of implant stability by resonance frequency analysis device during early healing period. *J Dr NTR Univ Heal Sci*. 2014;3(3):169.
 159. Gehrke SA, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Ann Anat*. 2015;199:30–5.
 160. Gallucci G, Avrampou M, Taylor J, Elpers J, Thalji G, Cooper L. Maxillary Implant-Supported Fixed Prosthesis: A Survey of Reviews and Key Variables for Treatment Planning. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;31:s192–7.
 161. Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM CL. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2012;27:1323–31.
 162. Okada S. Preoperative evaluation of bone quality for dental implantation using an ultrasound axial transmission device in an ex vivo model. 2017;3:81–6.
 163. Chow L, Chow TW, Chai J, Mattheos N. Bone stability around implants in elderly patients with reduced bone mineral density – a prospective study on mandibular overdentures. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(8):966–73.
 164. Akoğlan M, Tatlı U, Kurtoğlu C, Salimov F, Kürkçü M. Effects of different loading protocols on the secondary stability and peri-implant bone density of the single implants

- in the posterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(4):624–31.
165. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of Stepped Osteotomy on Primary Stability of Implants Inserted in Low-Density Bone Sites: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(1):37–41.
 166. Rebaudi A, Trisi P, Cella R, Cecchini G. Preoperative evaluation of bone quality and bone density using a novel CT/microCT-based hard-normal-soft classification system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 25(1):75–85.
 167. Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(6):898–904.
 168. 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.
 169. Sogo M, Ikebe K, Yang T-C, Wada M, Maeda Y. Assessment of Bone Density in the Posterior Maxilla Based on Hounsfield Units to Enhance the Initial Stability of Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(Suppl. 1):e183–7.
 170. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21(2):290–7.
 171. Ozan O, Turkyilmaz I, Yilmaz B. A preliminary report of patients treated with early loaded implants using computerized tomography-guided surgical stents: flapless versus conventional flapped surgery. *J Oral Rehabil.* 2007;34(11):835–40.
 172. de Oliveira RCG, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2008;105(2):231–8.
 173. Hiasa K, Abe Y, Okazaki Y, Nogami K, Mizumachi W, Akagawa Y. Preoperative Computed Tomography-Derived Bone Densities in Hounsfield Units at Implant Sites Acquired Primary Stability. *ISRN Dent.* 2011;2011:1–5.

174. Park S-W, Jang S-M, Choi B-H, Son H-N, Park B, Kim C-H, et al. The study of bone density assessment on dental implant sites. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2010;36(5):417.
175. Chen CH, Lin LM, Chen CH, Geist JR, Chen YK. Evaluation of cancellous bone density in the alveolar bone by cone-beam computed tomography in Taiwanese adults. *Asian Biomed.* 2013;7(6):753–60.
176. von Wowern N, Westergaard J, Kollerup G. Bone mineral content and bone metabolism in young adults with severe periodontitis. *J Clin Periodontol.* 2001;28(6):583–8.
177. Rossi M, Bruno G, De Stefani A, Perri A, Gracco A. Quantitative CBCT evaluation of maxillary and mandibular cortical bone thickness and density variability for orthodontic miniplate placement. *Int Orthod.* 2017;15(4):610–24.
178. Van Dessel J, Nicolielo LFP, Huang Y, Coudyzer W, Salmon B, Lambrichts I, et al. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(1):95–105.
179. Cassetta M, Stefanelli LV, Pacifici A, Pacifici L, Barbato E. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):471–8.
180. Kim D-G. Can dental cone beam computed tomography assess bone mineral density? *J bone Metab.* 2014;21(2):117–26.
181. Coutant J-C, Seguela V, Hauret L, Caix P, Ella B. Assessment of the correlation between implant stability and bone density by computed tomography and resonance frequency analysis in fresh cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 29(6):1264–70.
182. Farré-Pagès N, Augé-Castro ML, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(1):62–7.
183. Baumgaertel S. Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar

- process for mini-implant insertion in adults. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;140(6):806–11.
184. Gonzalez-Serrano J, Ortega-Aranegui R, Lopez-Quiles J. In vitro comparison of primary stability of two implant designs in D3 bone. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal.* 2017;22(4):e473–7.
185. Zhang JN, Lu HP, Zhong C. [Impact of anchorage implant design factors on its primary stability]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2017;52(8):517–20.
186. Chrabieh E. Implant macro-design and implant stability: an ex vivo study. *Int Arab J Dent.* 2017;8(2):49–57.
187. Yamaguchi Y, Shiota M, Munakata M, Kasugai S, Ozeki M. Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. *Int J Implant Dent.* 2015;1(1):21.
188. Toyoshima T, Wagner W, Klein MO, Stender E, Wieland M, Al-Nawas B. Primary Stability of a Hybrid Self-Tapping Implant Compared to a Cylindrical Non-Self-Tapping Implant with Respect to Drilling Protocols in an Ex Vivo Model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(1):71–8.
189. Kokovic V, Jung R, Feloutzis A, Todorovic VS, Jurisic M, Hämmerle CHF. Immediate vs. early loading of SLA implants in the posterior mandible: 5-year results of randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):114–9.
190. Marković A, Čolić S, Šćepanović M, Mišić T, Dinić A, Bhusal DS. A 1-Year Prospective Clinical and Radiographic Study of Early-Loaded Bone Level Implants in the Posterior Maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(5):1004–13.
191. Ryu H-S, Namgung C, Heo Y-K, Lee J-H, Lim Y-J. Early loading of splinted implants supporting a two-unit fixed partial denture in the posterior maxilla: 13-month results from a randomized controlled clinical trial of two different implant systems. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(8):1017–25.
192. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical aspects of

- primary implant stability: A human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(2):113–9.
193. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Is there a lower threshold value of bone density for early loading protocols of dental implants? *J Oral Rehabil.* 2008;35(10):775–81.
194. Pagliani L, Motroni A, Nappo A, Sennerby L. Short Communication: Use of a Diagnostic Software to Predict Bone Density and Implant Stability in Preoperative CTs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(4):553–7.
195. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery - Clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone.* 2005;37(6):776–80.

СКРАЋЕНИЦЕ

CT	Компјутеризована томографија (енгл. <i>Computerized Tomography</i>)
CBCT	Компјутеризована томографија конусног зрака (енгл. <i>Cone Beam Computerized Tomography</i>)
DEXA	двоенергетска апсорпцијометрија X-зрака (енгл. <i>Dual-energy X-ray absorptiometry</i>)
HU	Хаунсфилдове јединице (енгл. <i>Hounsfield Units</i>)
GV	Вредности сиве (енгл. <i>Gray values</i>)
RFA	Анализа резонантне фреквенције (енгл. <i>Resonance Frequency analysis</i>)
ISQ	Коефицијент стабилности импланата (енгл. <i>Implant Stability Quotient</i>)
PTV	Вредност периотеста (енгл. <i>Periotest value</i>)
LDF	Ласер доплер флоуметрија (енгл. <i>Laser Doppler flowmetry</i>)
PU	Јединице протока (енгл. <i>Perfusion Units</i>)

БИОГРАФИЈА

Мирослав Васовић је рођен 26.06.1982.године у Новом Пазару. Основну школу и Гимназију завршио је у Лепосавићу. Стоматолошки факултет у Београду уписао је 2001/02. године, а дипломирао 24.03.2008.године са просечном оценом 9,00. Докторску дисертацију под називом “ Утицај густине и васкуларизације кости у бочној регији горње вилице на иницијалну стабилност самоурезујућих импланата“ пријавио је 2016. године на Факултету медицинских наука, Универзитета у Крагујевцу. Уписао је специјалистичке студије из Оралне хирургије 20.01.2015.године, на Факултетету медицинских наука у Крагујевцу.

Од 2011-2013.године био је запослен на Стоматолошком факултету у Београду. Тренутно је запослен као истраживач сарадник за ужу научну област Орална хирургија, на Факултету медицинских наука у Крагујевцу, на интегрисаним академским студијама стоматологије. Ангажован је као фацитатор на Докторским академским студијама, на изборном подручју “ Истраживања у стоматологији“. Учествовао је на бројним домаћим и међународним научним и стручним скуповима. Говори енглески језик. Отац је двоје деце.

БИБЛИОГРАФИЈА

1.Радови објављени у научним часописима међународног значаја (категорија M20)

1. Todorovic V, Milic M, **Vasovic M**, Nikolic Z. Oral rehabilitation of a patient with systemic lupus erythematosus using implant-supported fixed dentures: A case report with review of important considerations. Srpski arhiv za celokupno lekarstvo 2018. DOI:10.2298/SARH170912209T **M23**
2. **Vasovic M**, Todorovic V, Krsljak E, Kanjevac T, Kokovic V. Assessment of bone vascularity in the posterior maxilla during dental implant insertion by laser Doppler flowmetry. Biomed Res 2017; 28 (9): 4228-4232 **M23**

3. Vladimir S. Todorovic, **Miroslav Vasovic**, Mia-Michaela Beetge, Andre W. van Zyl, Vladimir Kokovic, Stability development of immediately loaded hybrid self-tapping implants inserted in the posterior maxilla: 1-year results of a randomized controlled trial. *Journal of Oral Implantology*.2017; 43(1):33-38 **M22**
4. Kanjevac T, Bijelic B, Brajkovic D, **Vasovic M**, Stolic R. Impact of chronic kidney disease mineral and bone disorder on jaw and alveolar bone metabolism: a narrative review. *Oral Health and preventive dentistry 2017: Accepted for publication* **M23**
5. Petrović M, Stančić I, Popovac A, **Vasović M**. Oral health-related quality of life of institutionalized elderly in Serbia. *Vojnosanit Pregl*. 2017; 74(5): 402–409 **M23**
6. Loncarevic S, Brajkovic D, VukomanovicDjurdjevic B, **Vasovic M**, Kanjevac T. Bilateral numb chin syndrome as a symptom of breast cancer metastasis in the mandible: a case report and discussion on the usefulness of cone-beam computed tomography to assess bone involvement in oral cancer. *Oral Radiol*. 2016;32:136- 142 **M23**
7. Todorovic V, **Vasovic M**, Andric M, Todorovic Lj, Kokovic V. Efficacy of fentanyl transdermal patch in pain control after lower third molar surgery: A preliminary study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016; 21(5): e621–e625 **M23**
8. Stančić I, Petrović M, Popovac A, **Vasović M**, Despotović N. Caregivers' attitudes, knowledge and practice of oral care in nursing homes in Serbia. *Vojnosanit Pregl*. 2016; 73(7): 668–673 **M23**
9. **Vasovic M**, Gajovic N, Brajkovic D, Jovanovic M, Zdravkovic N, Kanjevac T. The relationship between the immune system and oral manifestations of inflammatory bowel disease: a review *Cent Eur J Immunol*. 2016; 3: 302-310 **M23**

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

1. Kokovic V, **Vasovic M**, Shafi E. Assessment of primary implant stability of selftapping implants using the resonance frequency analysis. The Saudi Journal for Dental Research. 2014; 5: 35-9. **M51**
2. **Vasović M**, Jovanović L, Đorđević A. Bone quality assessment of dental implants recipient sites. Serbian Journal of Experimental and Clinical Research. 2015; 16 (4): 327-331 **M51**
3. Станчић И, Поповац А, Родић Т, Паламаревић М, Петровић М, **Васовић М**. Стање ралног здравља старих институционализованих особа у Београду. ActaStomatologicaNaissi. 2014; 30(70): 1408-19. **M52**

3. Зборници међународних научних скупова (категорија М30)

1. Vlašković A, Bijelić B, **Vasovic M**, Gazivoda D. Multiple supernumerary mandible premolars – case report. Congress of BaSS, 2017. Thessaloniki Abstract book. **M34**
2. Todorovic VS, **Vasovic M**, Milic M. Oral rehabilitation of a Patient with Systemic Lupus Erythematosus Using Implant-Supported Fixed Dentures: A case report. 8 th Conference of the European Fedreation of Periodontology, 2015, London, UK. p1080 **M34**
3. Todorovic V, **Vasovic M**, Krsljak E, Kokovic V. Relationship between bone vascularity and subsequent implant stability in posterior maxilla. 23 th EAO Annual Scientific Meeting, 2014, Rome, Italy. p474. **M34**

4. Todorovic V, **Vasovic M**, Milic M, Kokovic V, Andric M. Efficacy of fentanyl transdermal patch in pain control after lower third molar surgery. 19 th BaSS congress, 2014, Belgrade, Serbia. p202. **M34**
5. Ilic D, Milicic B, **Vasovic M**, Zagradjanin D. The main motive to enrol the dental study at the Belgrade School of Dental Medicine. 19 th BaSS congress, 2014, Belgrade, Serbia. p335. **M34**
6. Petrovic M, Stancic I, Popovac A, **Vasovic M**, Misic S. Oral health status of the institutionalized elderly in Serbia. 19 th BaSS congress, 2014, Belgrade, Serbia. p331. **M34**
7. Popovic Grubac D, Stancic I, Popovac A, Petrovic M, **Vasovic M**. Caregivers' attitudes, knowledge and practices of oral care in long-term institutions in Serbia. 19 th BaSS congress, 2014, Belgrade, Serbia. p330. **M34**
8. Kokovic V, Todorovic V, **Vasovic M**. Immediate loading of self-tapping implants in the posterior mandible: 5-years results of randomized controlled clinical trial. 7 th Conference of the European Federation of Periodontology, 2012, Vienna, Austria. P1060. **M34**
9. Radenovic S, Jeremic V, Tiosavljevic-Maric D, Pajevic T, **Vasovic M**. Medical Sociology, Medical Ethics and Bioethics at the School of Medicine and School of Dental Medicine, University of Belgrade – Current Status and Trends. 12 th Lošinj Days of Bioethics, 2013, Mali Lošinj, Croatia. Abstract Book, 2013; p 88. **M34**

4. Зборници скупова националног значаја категорија (M60)

1. Јовановић Л, Ђорђевић А, **Васовић М**. Тестови за испитивање биокомпатибилности денталних материјала. Симпозијум стоматолога и

сарадника са међународним учешћем. 2015, НовиСад, Србија. Књига сажетака: 2015; p130. **M64**

2. Ђорђевић А, Јовановић Л, **Васовић М**. Примена компјутеризоване томографије у дијагностици импактираног латералног секутића у доњој вилици. Симпозијум стоматолога и сарадника са међународним учешћем, 2015, НовиСад, Србија. Књига сажетака: 2015; p112. **M64**
3. Petrović M, Stančić I, Popovac A, **Vasović M**, Živković R, Maksimović M, Trifković B, Glišić M. Znanje negovatelja i barijere vezane za higijenu proteza korisnika domova za stare u Srbiji. XX Simpozijum protetičara Srbije, 2013, Kladovo, Srbija. Knjiga sažetaka: 2013; p49. **M64**
4. Stančić I, Petrović M, **Vasović M**, Popovac A, Perić M, Stanković G. Protetski status kod institucionalizovanih starijih osobau Srbiji. XX Simpozijum protetičara Srbije, 2013, Kladovo, Srbija. Knjiga sažetaka: 2013; p50. **M64**
5. **Vasović M**, Kršljak E, Koković V. Procena stepena prokrvljenosti kosti u bočnoj regiji donje vilice primenom laser dopler metode. Sedmi Simpozijum Oralnih hirurga i Oralnih implantologa Srbije. Beograd, 2010. Knjiga sažetaka, 2010; p38. **M64**

ПРИЛОГ

8.1. 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: Мирослав Васовић

Ментор/коментор-МН: проф. др Татјана Кањевац

Наслов рада-НР: Утицај густине и васкуларизације кости у бочној регији горње вилице на иницијалну стабилност самоурезујућих импланата

Језик публикације-ЈП: српски/ћирилица

Језик извода-ЈИ: српски/енглески

Земља публикавања-ЗП: Република Србија

Уже географско подручје-УГП: Централна Србија

Година-ГО: 2018. година

Издавач-ИЗ: Ауторски репринт

Место и адреса-МС: Крагујевац, Светозара Марковића 69

Физички опис рада-ФО: 107 страна, 15 табела, 21 слика и 20 графикона

Научна област: Медицина, Стоматологија

Научна дисциплина-ДИ: Орална хирургија, Импантологија

Предметна одредница/ кључне речи-ПО: бочна регија горње вилице, густина кости, компјутеризована томографија (СТ), васкуларизација кости, ласер доплер флоуметрија (LDF), иницијална стабилност, анализа резонантне фреквенције (RFA), самоурезујући имплант

УДК

Чува се-ЧУ: У библиотеци Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу

Важна напомена-МН:

Извод-ИД: Увод: Након уградње импланата, стабилност је важан показатељ успешности будуће осеоинтеграције. Имплантна стабилност зависи од квалитета локалне кости, геометрије импланата и примењене хируршке технике. Квалитет кости се процењује на основу низа параметара од којих су најважнији густина и васкуларизација кости на месту уградње. Највећи утицај на стабилност импланата после уградње има густина кости.

Циљ ове студије је био да се испита важност радиографских параметара квалитета виличне кости (густине кости и дебљине кортикалних ламела) и васкуларизације у бочној регији горње вилице, на иницијалну стабилност самоурезујућих импланата.

Материјал и методе: У студији су анализирана укупно 54 имплантна лежишта, код девет пацијената старијих од 18 година. Код сваког пацијента уграђена су по 3 импланта у бочној регији горње вилице са обе стране у позицијама првог премолара, другог премолара и првог молара. Прехируршка радиографска евалуација подразумевала је анализу димензија доступне кости, густине и дебљине компактне кости у имплантном лежишту. У ту сврху, коришћен је мултислајсни апарат за компјутеризовану томографију (СТ). Густина кости је мерена на „*cross-sectional*“ пресецима и изражена у *Hounsfield*-овим јединицама (HU). Степен васкуларизације мерен је Ласер доплер флоуметријом (LDF) и изражен у јединицама протока (PU).

Резултати: Резултати су показали да постоји статистички значајна линеарна корелација преоперативно измерених вредности густине кости и иницијалне имплантне стабилности ($p < 0,05$), као и између димензија компактне кости са букалне и палатиналне стране и иницијалне стабилности ($p < 0,05$). Није било статистички значајне корелације у вредностима васкуларизације и примарне стабилности.

Закључак: Преоперативно одређена густина кости може служити као показатељ стабилности коју ће имплант остварити након уградње. Самоурезујући импланти уграђени у кост мањег квалитета постижу високе вредности иницијалне имплантне стабилности.

Кључне речи: бочна регија горње вилице, густина кости, компјутеризована томографија (СТ), васкуларизација кости, ласер доплер флоуметрија (LDF), иницијална стабилност, анализа резонантне фреквенције (RFA), самоурезујући имплант

Датум прихватања теме од стране ННВ-ДП: 26.04.2016. године

Датум одбране-ДО:

Чланови комисије-КО:

1. **Доц. др Драган Газивода**, доцент Факултете медицинских наука, Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Орална хирургија, председник;
2. **Проф. др Снежана Лукић**, ванредни професор Факултета медицинских наука, Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Радиологија, члан;
3. **Доц. др Марија Бубало**, доцент Медицинског факултета Војномедицинске академије, Универзитета одбране у Београду за ужу научну област Орална хирургија и имплантологија, члан.

8.2. 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: Miroslav Vasovic

Menthor/co-mentor-MN: Associate professor Tatjana Kanjevac, DMD, Ph.D

Title-TI: Influence of bone density and bone vascularity in the posterior maxilla on initial stability of self-tapping implants

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: 2018

Publisher-PU: Author reprint

Publication place-PP: Kragujevac, Svetozara Markovica 69, Republic of Serbia

Physical description-PD: 195 pages, 15 tables, 21 images, 20 graphics

Scientific field-SF: Medicine, Dentistry

Scientific discipline SD: Oral surgery, Oral Implantology

Subject/key words-SKW: posterior maxilla, bone density, computerized tomography (CT), bone vascularity, Laser Doppler flowmetry (LDF), initial stability, Resonance frequency analysis (RFA), self-tapping implant

UDC

Holding data: Library of Faculty of medical sciences, University of Kragujevac, Republic of Serbia

Note-N:

Abstract-AB: Introduction: Primary stability is one of the most important factors for the success of future osseointegration. It depends on the quality of local bone, implant geometry and surgical technique. Bone quality is assessed on the basis of numerous parameters. The most important are bone density and bone vascularity at the implant site. The greatest impact on the implant stability after insertion has bone density.

The aim of this study was to examine the effect of radiographic parameters that define bone quality (bone density and cortical bone thickness) and vascularity in the posterior maxilla, on the initial stability of self-tapping implants.

Material and methods: In the study, a total of 54 implant sites were analyzed in nine patients older than 18 years. In each patient, three implants were inserted in the posterior maxilla on both sides in the positions of first premolar, second premolar and first molar. The pre-surgical radiographic evaluation involved the analysis of bone volume, density and thickness of the cortical bone at the implant site. For this purpose, a multisliced computerized tomography (CT) was used. The bone density was measured at cross-sectional images and expressed in Hounsfield units (HU). The degree of vascularity was measured by the Laser Doppler Flowmetry (LDF) and expressed in Perfusion units (PU).

Results: The results showed that there was statistically significant linear correlation between preoperatively measured bone density and initial implant stability ($p < 0.05$), as well as between the dimensions of buccal and palatal cortical bone thickness and initial implant stability ($p < 0.05$). There wasn't significant correlation between bone vascularity values and implant stability.

Conclusion: A preoperatively determined bone density can serve as an indication of the stability that the implant will achieve after insertion. Self-tapping implants achieve high initial stability when they are inserted into poor bone quality.

Key words: posterior maxilla, bone density, computerized tomography (CT), bone vascularity, Laser Doppler flowmetry (LDF), initial stability, Resonance frequency analysis (RFA), self-tapping implant

Accepted by the Scientific Board on- ASB: 26.04.2016.

Defended on-DE:

Thesis defended board

(Degree/name/surname/title/faculty)-DB:

1. **Assistant professor Dragan Gazivoda**, D.M.D, Ph.D, Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac, Chairman;
2. **Associate professor Snezana Lukic**, M.D, Ph.D, Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac, member;
3. **Assistant professor Marija Bubalo**, D.M.D, Ph.D, Medical Faculty, Military Medical Academy, University of Defence, Belgrade, member.

ИЗЈАВА АУТОРА О ОРИГИНАЛНОСТИ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Ја, Мирослав Васовић, изјављујем да докторска дисертација под насловом:

Утицај густине и васкуларизације кости у бочној регији горње вилице на иницијалну стабилност самоурежујућих импланата

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, 24.01.2018 године,

потпис аутора

ИЗЈАВА АУТОРА О ИСКОРИШЋАВАЊУ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Ја, Мирослав Васовић,

дозвољавам

не дозвољавам

Универзитетској библиотеци у Крагујевцу да начини два трајна умножена примерка у електронској форми докторске дисертације под насловом:

Утицај густије густине и васкуларизације кости у бочној регији горње вилице на иницијалну стабилност самоурезјућих импланата

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 дозвољавам¹

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 прерада²

У Крагујевцу, 24.01.2018. 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/>

Assessment of bone vascularity in the posterior maxilla during dental implant insertion by laser Doppler flowmetry.

Miroslav Vasovic¹, Vladimir S. Todorovic², Elena Krsljak³, Tatjana Kanjevac^{1*}, Vladimir Kokovic^{4,5}

¹Department of Dentistry, Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac, Kragujevac, Serbia

²Department of Oral Surgery, School of Dental Medicine, University of Belgrade, Belgrade, Serbia

³Department of Oral and General Physiology School of Dental Medicine, University of Belgrade, Belgrade, Serbia

⁴College of Dental Science, Ras Al Kaimah, UAE

⁵Advanced Europe Medical Centre, Dental Department, Sharjah, UAE

Abstract

Bone quality is an important factor that may determine implant success. In addition to the other parameters that define bone quality, vascularity plays a vital role in the process of osseointegration of dental implants. Laser Doppler flowmetry (LDF) is an appropriate method for assessment of tissue vascularity at the level of microcirculation. It is non-invasive, painless and well accepted by the patients. The results are expressed in Perfusion Units (PU). The aim of this study was to estimate bone vascularity in the human posterior maxilla during implant insertion using LDF. Nine patients, three females and six males, mean age 57.56 ± 8.83 years, consecutively treated with 54 implants were enrolled in this study. Implants were inserted in the posterior maxilla, in positions of first premolar, second premolar and first molar bilaterally in each patient. After implant site preparation with a drill of diameter 2.8 mm, bone vascularity was measured using LDF. Mean LDF value for 54 osteotomy sites was 43.39 ± 14.65 PU. Results of the present study showed there wasn't statistically significant difference in LDF values between implant site positions and genders. It was also revealed that the proximity from the apical part of the implant site to the maxillary sinus floor had no influence on LDF values. Therefore, bone vascularity in the posterior maxilla could be measured by LDF during implant insertion, and those results might be considered as a standard data for this part of the upper jaw.

Keywords: Bone vascularity, Posterior maxilla, Dental implants, Laser Doppler flowmetry.

Accepted on March 6, 2017

Introduction

The success of implant therapy depends on many patient- and procedure-related factors. These factors include patient health condition, implant material biocompatibility, implant design and chemistry of the surface, the surgical procedure as well as quality and quantity of local bone at the surgical site [1,2]. Clinical reports suggest that dental implants have lower survival rates in maxilla than in mandible, especially in posterior maxilla [3-5]. The basic cause of this difference is poor quantity and quality of maxillary bone. Assessment of bone quality prior to implant insertion can help dental practitioners to make adequate treatment plan.

Bone quality is often considered as equal as bone density, but in the definition of bone quality many factors are important: bone vascularity, bone metabolism, cells turn over, mineralization, maturation, intercellular matrix, and others which may affect implant outcome [6]. During the process of osseointegration, bone vascularity and formation of new

vascular tissue is crucial for bone tissue differentiation and ossification [7]. Development of a vascular system is the most important factor after implant insertion for the delivery of oxygen and nutrients and removal of cell debris. This also allows the cytokine signals to reach the osteocytes and osteoblasts [8,9]. The healing process after implant insertion begins from hematoma to woven bone formation, bone remodeling and the formation of new bone, leading to the osseointegration [10,11]. The first tissue that implant surface will contact after insertion is blood. This contact will initiate a series of biological processes that lead to tissue formation. So, good level of osseointegration of dental implants depends on development of vascular system of peri-implant bone [11].

Tissue vascularity at the level of microcirculation can be assessed by Laser Doppler Flowmetry (LDF). This method is non-invasive and painless, and the results are objective and reproducible [12]. It has been used for detection of blood flow in oral mucosal, pulpal, muscular, gingival and bone tissues

[13-19]. In a recent clinical studies LDF was used for assessment of bone vascularity during implants insertion [20,21], and it has been shown that the obtained results can predict future osseointegration [21]. Previous experimental studies have shown that LDF is an adequate method for assessment of bone vascularity and, as derivation bone quality [19,22]. This is especially important when considering implant insertion in irradiated bone where the main problem for successful osseointegration represents decreased bone vascularity [19,23].

This method is based on a phenomenon known as the Doppler Effect which means a change in frequency of light after reflecting from blood cells in motion. The first LDF techniques used laser light with wavelength of 632.8 nm [24] and later it was increased to 780-820 nm [19,20]. Helium-neon laser light is directed through the optical fiber probe to the surface of tissue where the flow is examined. Reflected light returns to the photo detector, which is located in the probe, where converts into an electric impulse which is expressed in Perfusion Units (PU) by laser Doppler device software. PU represents the blood velocity in the tissue [12].

The objective of the present study was to estimate bone vascularity in human posterior maxilla during implant insertion using LDF, in order to provide a standard data for bone vascularity in this region.

Materials and Methods

The study was performed at the Clinic of Oral Surgery, School of Dentistry, University of Belgrade, Serbia. Ethical approval was obtained from the local Ethics Committee (No. 36/48). Nine patients were enrolled in the study. Three females and six males consecutively treated with 54 implants (Straumann Tapered Effect (TE) SIActive, Ø 4.1/4.8 mm, 8 mm length). Implants were inserted in the posterior maxilla, in the positions of first premolar, second premolar and first molar bilaterally in each patient. Patients were given a detailed explanation of the forthcoming surgery and possible complications, and all signed an informed consent form.

The patients were included in the study following the next criteria:

- a) Patients of American Society of Anesthesiology (ASA) I patient classification (i.e. normal, healthy patients);
- b) Patients with bilateral terminal edentulous spaces distal to the canine in the maxilla.
- c) Adequate oral hygiene.
- d) Non-smokers.
- e) Patients without oral para-functions (bruxism).

Preoperative planning was based on clinical and radiographic examinations. Computerized tomography scans (Somatom sensation 16, Siemens, Erlangen, Germany) were used for

determination of available bone volume. Distance from the apical part of the implant site to the maxillary sinus floor was measured at the cross-sectional images. To avoid the influence of vasoconstrictor on the blood flow, local anesthesia was achieved using 0.75% ropivacaine without vasoconstrictor (0.75% Naropine, AstraZeneca, Sweden).

After application of local anesthetic, middle crest incisions were performed in both edentulous sides of maxilla, and mucoperiosteal flap was elevated. Surgical guide was used for determination of implant positions. Three pilot osteotomy sites were prepared at the positions of first premolar, second premolar and first molar bilaterally with a drill of a diameter 2.8 mm. The LDF device with laser light of 780nm (PeriFlux System 5000, Perimed, Sweden) was used for blood flow recordings. Before the recording sessions flowmeter was calibrated with a colloidal suspension of latex particles (Perimed Motility Standard, Jarfalla, Sweden). The special optical fiber probe with a diameter of 2.8 mm (PF 415, PeriFlux System, Perimed, Sweden) was used for laser light transmission to the implant site. The probe was inserted in the pilot osteotomy site at a standard depth of 8 mm. The diameter of the probe was the same as the pilot osteotomy site and additional holders or handholding of the probe was not needed. Before each measurement implant sites were rinsed with saline solution and patients were in a semi-reclined position in dental chair to avoid disturbing movements [19]. The flowmeter was connected to a personal computer for calculating the recordings. Four recordings were performed for 20 seconds in each implant site with the probe directed to the mesial, distal, buccal and lingual wall. The average LDF value of four recordings was considered as bone vascularity at implant site. The results were expressed in Perfusion Units (PU) [19,20]. After vascularity measurement, the preparation of implants sites was finished, and implants were inserted according to manufacturer recommendation.

Statistical analysis

Data were analysed by SPSS statistical software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Shapiro-wilk test was used for data distribution analysis. For the comparisons between the different implant site positions, Kruskal Wallis test was used. Mann Whitney U test was used to verify possible differences between genders. A correlation between LDF values, age and distance from the maxillary sinus floor was evaluated by Spearman's rho test. Statistically significance was determined as $p < 0.05$.

Results

Nine patients (six males, and three females, mean age 57.56 ± 8.83) were enrolled in this study. Mean value of LDF for 54 pilot osteotomy sites was 43.39 ± 14.65 PU.

Comparing the values for LDF between the different implant site positions, i.e. first premolar, second premolar and first

molar, no statistically significant differences were found (Table 1).

Table 1. Bone vascularity at different implant site positions.

Implant site position/PU (mean ± SD)						p value (Kruskal Wallis Test)
Right			Left			
1 st premolar	2 nd premolar	1 st molar	1 st premolar	2 nd premolar	1 st molar	
41.20 ± 17.06	36.43 ± 11.69	45.41 ± 12.40	40.32 ± 12.40	38.73 ± 20.69	45.77 ± 21.43	0.618
Total 43.39 ± 14.65						

Mean LDF value of the 30 pilot osteotomy sites of the 5 men was 45.31 PU, and standard deviation 12.51. Mean LDF value of the 18 pilot osteotomy sites of the 3 women was 40.20 PU, and standard deviation 20.34 PU (Table 2). Mann-Whitney U test showed that there is no statistically significant difference

in LDF values between genders (p=0.571). The proximity from the apical part of the implant site to the maxillary sinus floor is presented in the Table 3. There is statistically significant difference in mean distance comparing different implant sites positions (p<0.05).

Table 2. Distribution of LDF values between genders.

Gender	No. of patients	No. of Implants	PU/Mean ± SD	p value (Mann-Whitney U test)
Women	3	18	40.20 ± 20.34	0.571
Men	6	36	45.31 ± 12.51	
Total	9	54	43.39 ± 14.65	

Table 3. Distance from the apical part of implant site to the maxillary sinus floor.

Implant site position/PU (mean ± SD)						p value (Kruskal Wallis Test)
Right			Left			
1 st premolar	2 nd premolar	1 st molar	1 st premolar	2 nd premolar	1 st molar	
6.73 ± 2.21	4.13 ± 2.80	2.56 ± 2.92	5.90 ± 1.77	3.15 ± 2.42	1.79 ± 1.30	0.001
Total 43.39 ± 14.65						

Spearman’s correlation coefficient showed statistically insignificant correlation between age and LDF values (p=0.82), and also there was no correlation found between LDF values and distance from the sinus floor (p=0.5).

Discussion

Bone quality at implant recipient sites is one of the most important factors that will determine future osseointegration. Accurate assessment of implant recipient sites prior to implant insertion is crucial for proper treatment planning. There are different radiographic modalities suggested for assessment of bone quality [6], but recently LDF has been introduced as a valid method of determining bone vascularity as an important parameter of bone quality [20].

There are only two clinical studies that investigated bone vascularity in humans during implant insertion [20,21]. To the best of authors’ knowledge this is the first study considering bone vascularity in posterior maxilla measured by LDF.

Having in mind the importance of bone vascularity in the process of osseointegration, the aim of this study was to assess the vascularity in posterior maxilla in patients receiving dental implants, using LDF.

In the present study, for recording bone vascularity six pilot osteotomy sites at the position of first premolar, second premolar and first molar bilaterally were drilled in each patient. There were 54 implant sites assessed in this study. The mean value of bone vascularity measured by LDF was 43.39 PU. The first study that investigated jaw bone vascularity during implant insertion was conducted by Verdnock et al. [20]. They found that mean LDF value at 41 pilot osteotomy sites in anterior mandible of 23 patients, was 25.80 PU. These results much differ from the results of our study. This difference can be explained by bone density variations of upper and lower jaw, due to the predominance of trabecular bone in the upper jaw, considering the fact that trabecular bone is ten times more vascularized compared to the cortical bone [9]. In the study of Kokovic at al. [21], that investigated bone vascularity in

posterior mandible, mean bone vascularity at 36 implant sites of 6 patients was 53.05 PU. Result of this study was not in correlation with our results since it would be expected that bone vascularity is greater in the posterior maxilla than in the posterior mandible due to difference in bone structure. This disparity may be explained with differences in data collection, since the probe used in the study by Kokovic was different diameter. For the reproducibility of the results, LDF measurements have to be standardized, and future studies are needed to compare present methodology.

The results showed, there was no statistically significant difference between different implant site positions (Kruskal-Wallis test, $p=0.618$). Considering the influence of gender on the results, there was no found significant difference between males and females (Mann-Whitney U-test, $p=0.571$), which is similar to results of previous studies [20,21].

This study confirmed observations of the previous studies, that jaw bone vascularity can be measured by LDF during implant insertion, and those results can be considered as a standard data for bone vascularity in posterior maxilla. Edentulous posterior maxilla often requires bone augmentation before implant insertion, due to deficient alveolar ridge after tooth loss and sinus pneumatization. Revascularization of nonvascular bone grafts is very important in healing process [25]. It has been shown in earlier investigations that LDF can be used for measurement of maxillary sinus bone grafts vitality [26,27].

As a valid method for determination of bone vascularity LDF might be used as an alternative or complement to the other methods for determination of bone quality at implant recipient sites. Future studies have to confirm is there influence of LDF values on implant stability during osseointegration or crestal bone loss after implant loading in posterior maxilla. Also it would be interesting to investigate the correlation between LDF and radiographic methods for bone quality assessment.

References

- Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 616-620.
- Turkyilmaz I, Tozum TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 267-272.
- De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L. Single tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 567-573.
- Tolstunov L. Implant zones of the jaws: implant location and related success rate. *J Oral Implantol* 2007; 33: 211-220.
- Fuh LJ, Huang HL, Chen CS, Fu KL, Shen YW, Tu MG. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 346-351.
- Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17: 124-135.
- Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 439-449.
- Arnold F, West DC. Angiogenesis in wound healing. *Pharmacol Ther* 1991; 52: 407-422.
- Traini T, Assenza B, Roman FS, Thams U, Caputi S, Piattelli A. Bone microvascular pattern around loaded dental implants in a canine model. *Clin Oral Invest* 2006; 10: 151-156.
- Puleo DA, Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomater* 1999; 20: 2311-2321.
- Kuzyk PR, Schemitsch EH. The basic science of peri-implant bone healing. *Indian J Orthop* 2011; 45: 108-115.
- Grga Dj, Dzeletovic B, Zivkovic S, Krsljak E. Blood Flow Measurement by Laser Doppler Method in Orofacial Region. *Serb Dent J* 2010; 57: 141-148.
- Retzeppi M, Tonetti M, Donos N. Comparison of gingival blood flow during healing of simplified papilla preservation and modified Widman flap surgery: a clinical trial using laser Doppler flowmetry. *J Clin Periodontol* 2007; 34: 903-911.
- Mavropoulos A, Brodin P, Rosing CK, Aass AM, Aars H. Gingival blood flow in periodontitis patients before and after periodontal surgery assessed in smokers and non-smokers. *J Periodontol* 2007; 78: 1774-1782.
- Barta A, Nagy G, Csiki Z, Marton S, Madlena M. Changes in Gingival Blood Flow during Orthodontic Treatment. *Cent Eur J Med* 2010; 5: 758-765.
- Singh DB, Stansby G, Harrison DK. Assessment of oxygenation and perfusion in the tongue and oral mucosa by visible spectrophotometry and laser Doppler flowmetry in healthy subjects. *Adv Exp Med Biol* 2008; 614: 227-233.
- Roe C, Damsgard E, Knardahl S. Reliability of bloodflux measurements from the upper trapezius muscle during muscle contractions. *Eur J Appl Physiol* 2008; 102: 497-503.
- Kijsamanmith K, Timpawat S, Vongsavan N, Matthews B. Pulpal blood flow recorded from human premolar teeth with a laser Doppler flowmeter using either red or infrared light. *Arch Oral Biol* 2011; 56: 629-633.
- Chen E, Goonewardene M, Abbott P. Monitoring dental pulp sensibility and blood flow in patients receiving mandibular orthognathic surgery. *Int Endod J* 2012; 45: 215-223.
- Verdonck HWD, Meijer GJ, Laurin T, Nieman FH, Stoll C, Riediger D, Stoelinga PJW, de Baat C. Assessment of vascularity in irradiated and non-irradiated maxillary and mandibular alveolar minipig bone using laser Doppler flowmetry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 774-778.
- Verdonck HW, Meijer GJ, Kessler P, Nieman FH, de Baat C. Assessment of bone vascularity in the anterior mandible using laser Doppler flowmetry. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 140-144.

22. Kokovic V, Krsljak E, Andric M, Brkovic B, Milicic B, Jurisic M, Rahman MM, Hammerle CH. Correlation of bone vascularity in the posterior mandible and subsequent implant stability: a preliminary study. *Implant Dent* 2014; 23: 200-205.
23. Lethaus B, Poort L, Yamauchi K, Kloss-Brandstatter A, Boeckmann R, Kessler P. Qualitative bone CT as a tool to assess vascularization in irradiated bone: an animal study. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 746-749.
24. Verdonck HW, Meijer GJ, Laurin T, Nieman FH, Stoll C, Riediger D, Stoelinga PJ, de Baat C. Implant stability during osseointegration in irradiated and non-irradiated minipig alveolar bone: an experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 201-206.
25. Monteiro AA, Svensson H, Bornmyr S, Arbolerius M, Kopp S. Comparison of ¹³³Xe clearance and laser doppler flowmetry in assessment of blood flow changes in human masseter muscle induced by isometric contraction. *Arch Oral Biol* 1989; 34: 779-786.
26. Eframov L, Kanjevac T, Ciric D, Bosankovski D. Perspectives on regeneration of alveolar bone defects. *Ser J Exp Clin Res* 2013; 14: 145-153.
27. Wong K. Laser Doppler flowmetry for clinical detection of blood flow as a measure of vitality in sinus bone grafts. *Implant Dent* 2000; 9: 133-142.

***Correspondence to**

Tatjana Kanjevac
Department of Dentistry
Faculty of Medical Sciences
University of Kragujevac
Serbia