



УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ  
ФАКУЛТЕТ МЕДИЦИНСКИХ НАУКА

Мирослав Васовић

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

Докторска дисертација

Ментор: Проф. др Татјана Кањевац

Крагујевац, 2017. године

# САДРЖАЈ

---

## **1. УВОД**

- 1.1 ПОЈАМ ОСЕОИНТЕГРАЦИЈЕ
- 1.2 ИМПЛАНТНА СТАБИЛНОСТ
- 1.3 ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА ПРИМАРНУ СТАБИЛНОСТ
  - 1.3.1 ВОЛУМЕН КОСТИ У ИМПЛАНТНОМ ЛЕЖИШТУ У БОЧНОЈ РЕГИЈИ ГОРЊЕ ВИЛИЦЕ
  - 1.3.2 КВАЛИТЕТ КОСТИ У ИМПЛАНТНОМ ЛЕЖИШТУ
    - 1.3.2.1 ГУСТИНА КОСТИ
    - 1.3.2.2 ДЕБЉИНА КОМПАКТНЕ КОСТИ
    - 1.3.2.3 ВАСКУЛАРИЗАЦИЈА КОСТИ
  - 1.3.3 ДИЗАЈН ИМПЛАНАТА
  - 1.3.4 ХИРУРШКА ТЕХНИКА УГРАДЊЕ
- 1.4 МЕРЕЊЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ
  - 1.4.1 ИНВАЗИВНЕ БИОМЕХАНИЧКЕ МЕТОДЕ
    - 1.4.1.1 ХИСТОМОРФОЛОШКА АНАЛИЗА
    - 1.4.1.2 ТЕСТОВИ СИЛЕ ОДВРТАЊА И ИЗВЛАЧЕЊА
  - 1.4.2 НЕИНВАЗИВНЕ БИОМЕХАНИЧКЕ МЕТОДЕ
    - 1.4.2.1 РАДИОГРАФСКА АНАЛИЗА
    - 1.4.2.2 ПЕРКУСИОНИ ТЕСТ
    - 1.4.2.3 МЕРЕЊЕ ОБРТНОГ МОМЕНТА СИЛЕ ПРИЛИКОМ УГРАДЊЕ ИМПЛАНАТА
    - 1.4.2.4 ПЕРИОТЕСТ
    - 1.4.2.5 АНАЛИЗА РЕЗОНАНТНЕ ФРЕКВЕНЦИЈЕ
- 1.5 КЛИНИЧКИ ЗНАЧАЈ МЕРЕЊА ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

## **2. ЦИЉЕВИ И ХИПОТЕЗЕ**

- 2.1 ЦИЉ СТУДИЈЕ
- 2.2 ХИПОТЕЗЕ

## **3. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ**

- 3.1 КРИТЕРИЈУМИ ЗА УКЉУЧИВАЊЕ ПАЦИЈЕНАТА У СТУДИЈУ
- 3.2 ИСКЉУЧУЈУЋИ КРИТЕРИЈУМИ
- 3.3 ИМПЛАНТИ КОРИШЋЕНИ У СТУДИЈИ
- 3.4 ПРЕХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА
  - 3.4.1 ИЗРАДА РАДИОГРАФСКЕ И ХИРУРШКЕ ФОЛИЈЕ
  - 3.4.2 ПРЕХИРУРШКА РАДИОГРАФСКА ЕВАЛУАЦИЈА
    - 3.4.2.1 МЕРЕЊЕ ГУСТИНЕ КОСТИ
    - 3.4.2.2 МЕРЕЊЕ ДЕБЉИНЕ КОРТИКАЛНЕ КОСТИ
- 3.5 ХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА

- 3.6 МЕРЕЊЕ ВАСКУЛАРИЗАЦИЈЕ КОСТИ
- 3.7 МЕРЕЊЕ ПРИМАРНЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

#### **4. РЕЗУЛТАТИ**

- 4.1 ДЕМОГРАФСКЕ КАРАКТЕРИСТИКЕ ПАЦИЈЕНАТА
- 4.2 РАДИОГРАФСКИ ПАРАМЕТРИ КВАЛИТЕТА КОСТИ
  - 4.2.1 ГУСТИНА КОСТИ У ИМПЛАНТНИМ ЛЕЖИШТИМА
  - 4.2.2 ДЕБЉИНА КОРТИКАЛНЕ КОСТИ
  - 4.2.3 УДАЉЕНОСТ ОД МАКСИЛАРНОГ СИНУСА
  - 4.2.4 ВАСКУЛАРИЗАЦИЈА КОСТИ
  - 4.2.5 ПРИМАРНА ИМПЛАНТНА СТАБИЛНОСТ
- 4.3 МЕЂУСОБНА ПОВЕЗАНОСТ РАЗЛИЧИТИХ ПАРАМЕТАРА  
КВАЛИТЕТА КОСТИ
- 4.4 КОРЕЛАЦИЈА ПАРАМЕТАРА КВАЛИТЕТА КОСТИ И ПРИМАРНЕ  
СТАБИЛНОСТИ

#### **5. ДИСКУСИЈА**

#### **6. ЗАКЉУЧЦИ**

#### **7. ЛИТЕРАТУРА**

## САЖЕТАК

**УВОД.** Стабилност импланта након уградње је важан показатељ успешности будуће осеоинтеграције. Имплантна стабилност зависи од квалитета локалне кости, геометрије импланата као и примењене хируршке технике. Квалитет кости се процењује на основу низа параметара од којих су најважнији густина и васкуларизација кости на месту уградње импланата. Највећи утицај на стабилност импланата после уградње има густина кости-Циљ ове студије био је 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 самоурежујућих импланата.

**МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ.** У студији је анализирано укупно 54 имплантних 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 бити мерена на „*cross-sectional*“ пресецима и изражена у *Hounsfeild*-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 између 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 ( $p < 0,05$ ). Васкуларизација кости није имала утицаја на имплантну стабилност

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

**КЉУЧНЕ РЕЧИ** иницијална стабилност, густина кости, васкуларизација кости, самоурежујући импл

## 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 a number of parameters of which the most important are density and bone vascularization at the implant site. The greatest impact on the stability of the implants after implantation has bone density. The aim of this study was to examine the effect of radiographic parameters on the quality of the bone (bone density and thickness of the cortical lamellae) and vascularization in the lateral region of the upper jaw, on the initial stability of self-sealing 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, 3 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 in the implant site. For this purpose, a multisliced computerized tomography (CT) was used. The bone density is measured at "cross-sectional" images and expressed in Hounsfield units (HU). The degree of vascularization is 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 the compact bone from buccal and palatal side and initial stability ( $p < 0.05$ ). Bone vascularization did not have an effect on 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 inserted into poor bone quality.

**KEY WORDS** initial stability, bone density, bone vascularity, self-tapping implant

# 1. УВОД

---

Најранији подаци о оралној имплантологији датирају из периода пре нове ере, када су људи покушавали да изгубљене зубе 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 појама осеоинтеграције титанијумских импланата од стране Р. I Branemark-а и сарадника (3).

Надокнада изгубљених зуба денталним имплантима, данас 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). Упркос доказано високом степену успешности, неуспеси се јављају у опсегу од 5-8 % у случају уградње импланата у рутинским клиничким ситуацијама и у око 20 % у случајевима када постоји потреба за додатном аугментацијом кости (4,10).

Успех имплантне терапије зависи од низа чинилаца који се уопштено могу поделити на: факторе који су у вези са пацијентом (опште здравствено стање, стање усне дупље, степен оралне хигијене, квалитет и квантитет локалног коштаног ткива) и на факторе који су 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 (15–17).

Познато је да импланти остварују нижи степен опстанка у горњој у односу на доњу вилицу, јер постоји повећан ризик од губитка импланата, као последице мале имплантне стабилности након уградње (11,18–20). Ово се посебно односи на бочну регију горње вилице и директна је последица смањеног волумена и квалитета кости који се јавља у овој регији (21–25).



Стабилност импланата после уградње је најважнији предиктор будуће осеоинтеграције и у клиничком смислу је смерница за избор индивидуалног плана терапије (време израде протетске надокнаде) (26–28). Главне детерминанте имплантне стабилности су механичка својства коштаног ткива на месту уградње, дизајн импланата и примењена хируршка техника (17,29).

Од појаве првих Бренемаркових ендосеалних импланата, макроскопске карактеристике као и површина импланата су се значајно промениле. Технолошки развој на пољу имплантологије омогућио је појаву нових дизајна импланата који обезбеђују постизање боље стабилности, и већег степена успеха када се уграде у кост лошијег квалитета.

Резултати бројних студија указују да самоурезујући импланти остварују високе вредности имплантне стабилности, када се уграде у кост мање густине..

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, Branemark и сар. су у експерименталним условима доказали да постоји директан контакт између површине титанијумских импланата и околне кости. (Бринемарк и сар. (1969). Касније су овај феномен означили као осеоинтеграцију, односно „директну структурну и функционалну везу између виталне кости и површине оптерећеног импланта“. Хистолошка потврда овог феномена дала је основу за каснији развој научног и клиничког рада у овој области стоматологије (30). Међутим, у то време осеоинтеграција је 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.

Brenemark 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 (31). Прве десетогодишње резултате у вези са успехом осеоинтегришућих импланата у безубој доњој вилици, ови аутори публиковали су 1977.године.

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 импланата дешава када је уградња импланата атрауматска (Schroeder et al., 1981). Тренутно је осеоинтеграција прихваћена као хистолошки израз који означава директну везу кости са површином импланта без урастања меког ткива (32). Клиничка дефиниција осеоинтеграције обухвата ниво стабилности маргинална кости око импланта као и одсуство покретљивости (32).

Zarb и Albrektsson су описали осеоинтеграцију као појаву у којој се јавља клинички асимптоматска, стабилна и ригидна фиксација између алопластичних материјала (зубних импланата) и коштаног ткива током функционалног оптерећења (Зарб и Албректссон, 1991).

За постизање осеоинтеграције зубних импланата морају бити испуњени одређени биолошки и биомеханички услови. Један од најважнијих је одсуство микро покрета током фазе коштаног зарастања (33). Они су првенствено одговорни за неуспех осеоинтеграције и на крају, за губитак имплантата (19). Познато је да микро-покрети виши од 50 до 150  $\mu\text{m}$  могу довести до формирања фиброзног ткива и индуковати ресорпцију на коштаног-имплантном контакту (34).

Стандардни Бренемарк-ов протокол уградње импланата подразумевао је период од шест месеци након вађења зуба за зарастање коштаног ткива, а протокол оптерећења, три до шест месеци до израде дефинитивне протетске надокнаде. Појава импланата савременог дизајна и површинске структуре омогућила је да се након уградње постиже боља стабилност импланата и скраћење времена 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 имплантата да издржи оптерећење под дејством аксијалних, хоризонталних и сила ротације (17,35,36).

Иницијална стабилност након уградње, означава се као примарна стабилност и представља биомеханички феномен, који настаје као последица компресије имплантата на околну кост у току уградње (17,29). Овакав интиман коштан-имплантни контакт обезбеђује одсуство микропокрета и омогућава адекватно коштано зарастање, ремоделацију и формирање зреле компактне кости око имплантата чиме се осигурава успешна осеоинтеграција (37).

На микроскопском нивоу имплантати могу показивати одређен степен мобилности која се дефинише као минимално померање тела имплантата у односу на околно ткиво и не може се препознати голим оком (38). Иако недостају тачни подаци, претпоставља се да микропокрети између имплантата и околне кости не смеју прелазити граничну вредност од 150 $\mu$ m за успешно зарастање (38) [4-6]. Многи аутори су показали да прекомерна покретљивост може утицати на процес осеоинтеграције [2, 3]. Уколико микропокрети прелазе поменути граничну вредност, долази до фиброзне инкапсулације имплантата и његовог губитка.

Након уградње имплантата долази до одговора ткива на хируршку трауму у виду остеокластне активности на коштан-имплантном контакту. Ово доводи до почетног пада стабилности у току првих 2-3 недеље (39). Након тога, од 4. недеље долази до поновног повећања стабилности, која настаје као резултат коштане регенерације и ремоделације (29,40).

Овако успостављена стабилност која је последица биолошких процеса се означава као секундарна (биолошка стабилност) (41). Временом ће формирање нове кости довести до јачања везе импланта са кошћу.

Комплетан коштан-имплантни контакт се у клиничким условима ретко јавља. Најчешће се уочава да је 80% површине импланта прекривено коштаном ткивом, иако се успешном осеоинтеграцијом сматра уколико је овај контакт већи од 60% (17,42). Секундарна стабилност представља меру осеоинтеграције имплантата и директно је зависна од примарне стабилности. Дакле, примарна стабилност имплантата се сматра кључним фактором за успешну осеоинтеграцију и дугорочни успех имплантне терапије (43,44).

### **1.3 ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА ПРИМАРНУ СТАБИЛНОСТ**

Стабилност имплантата зависи од низа фактора од којих су најважнији:

- Димензије и квалитет локалног коштаног ткива (45–47)
- Карактеристике имплантата (геометрија, дужина, дијаметар, број навоја, карактеристике површине) (23,34,36,48–52)
- Примењена хируршка техника (22,29,53).

#### **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 (25,54). 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 (55,56).

Са аспекта имплантолошке терапије бочна регија горње вилице представља анатомски неповољно подручје за уградњу импланата (57–59) из више разлога који могу утицати на исход терапије:

- отежан приступ приликом уградње импланата (мало међувично растојање)
- смањена диманзија резидуалног алвеоларног гребена
- близина максиларног синуса
- хистоморфолошке карактеристике коштаног ткива (мала густина трабекуларне кости и танка компактна кост (8,60)).

После губитка зуба у бочној регији горње вилице, долази до ресорпције алвеоларне кости која у комбинацији са пнеуматизацијом максиларног синуса доводи до значајног смањења диманзија резидуалног алвеоларног гребена (25,58,59,61,62). Ресорпција алвеоларног гребена је најбржа током првих шест месеци након екстракције зуба (63) и наставља се у просеку од 0,5-1,0% годишње током читавог живота (64). Смањење димензија кости на месту планираном за уградњу импланта, довешће до ниске примарне стабилности и смањења степена опстанка импланата. Зна се да уколико је висина гребена смањена на 4 mm успех терапије се смањује на око 86% (25).

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 почетне анатомске ситуације (25). Најчешће коришћене процедуре су: подизање пода максиларног синуса, вертикална и хоризонтална аугментација и проширење гребена тзв. „split crest“ техника, које омогућавају обнављање адекватних анатомских услова и обезбеђују успех имплантне терапије (65).

Међутим, у последњих неколико година је показано да успех протетске рехабилитације на зубним имплантима зависи не само од количине доступне кости за уградњу имплантата, већ и од квалитета ове кости (25,66,67). Грађу кости у бочној регији горње вилице карактерише танак слој компактне кости који окружује растреситу трабекуларну кост 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 (45,48,68). Концепт квалитета кости још увек није прецизно и у потпуности објашњен у литератури (69,70). У имплантологији, већина аутора овај појам сматра еквивалентним густини кости. Остали фактори као што су: коштни метаболизам, ремоделација кости, сазревање ћелија и васкуларизација, су такође веома важни у процесу осеоинтеграције импланата и могу утицати на исход терапије (13,43,71), што ће бити објашњено у даљем тексту.

Осим дефинисања густине, квалитет кости мора да обухвата и остале микроморфометријске и метаболичке параметаре, али и клиничку процену. Кост се у морфолошком смислу састоји од две макро форме (кортикална и спонгиозна) који у различитим пропорцијама формирају појединачне кости тела. Пропорционални однос кортикалне и спонгиозне кости такође се може сматрати значајним за процену квалитета коштаног ткива и има утцаја на имплантну стабилност (72,73). Још увек није познато колико је сваки од ових фактора одговоран за успех имплантолошке терапије (74).

#### 1.3.2.1 ГУСТИНА КОСТИ

У литератури је предложен велики број класификација за процену густине кости који 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 лежиштата. 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: 1) Тип 1 представља хомогену компактну кост; 2) Тип 2 представља широки слој компакте који окружује густу спонгиозу; 3) Тип 3 представља танак слој компакте који окружује густу спонгиозу; 4) 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 тип 4 чак 35% (75). Зато је са клиничког аспекта веома важна преоперативна детекција постојања кости типа 4 у потенцијалним имплантним лежиштима (72), посебно уколико се планира имедијатно или рано оптерећење импланата. У неким радовима, 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

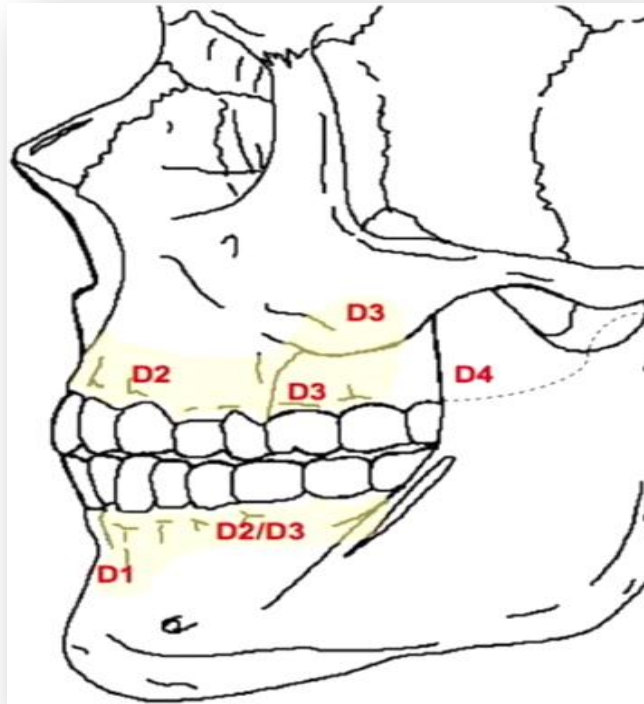
Misch је 1988. године предложио класификацију кости у безубим регијама горње и доње вилице на основу макроскопских карактеристика кортикалне и спонгиозне кости. Он је поделио густину кости у категорије од D1-D4 (Слика 1.2).



**Слика 1.2** Макроскопске карактеристике кортикалне и спонгиозне кости у различитим регијама вилице (Класификација по Misch-у). А) квалитет D1: густа компактна кост; В) квалитет D2: густа или дебела порозна кортикална кост на гребену и груба трабекуларна кост испод; С) квалитет D3 тањи порозни кортикални гребен и фина трабекуларна кост испод; D) квалитет D4: скоро да нема кортикалне, фина трабекуларне 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 импланتي уграђени у горњу вилицу имају веће шансе за неуспех (76).





**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 (77).

Поменуће методе класификације се базирају на субјективној процени квалитета кости (78). 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*) (79) , ултразвучни метод (80), микро-компјутеризована томографија (*Micro-computed tomography, micro-CT*) (81) али које нису практичне за примену у имплантологији (82).

Schwartz и сар. су 1987. године представили концепт коришћења компјутеризоване томографије (енгл. *Computerized tomography, CT*), за преимплантолошку процену коштаног ткива (83). СТ омогућава прецизну тродимензионалну евалуацију анатомских

структура и директно мерење густине кости, изражено у Хаунсфилд-овим јединицама (енгл. *Hounsfield units, HU*) (84,85).

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) (86). 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 (87–92).

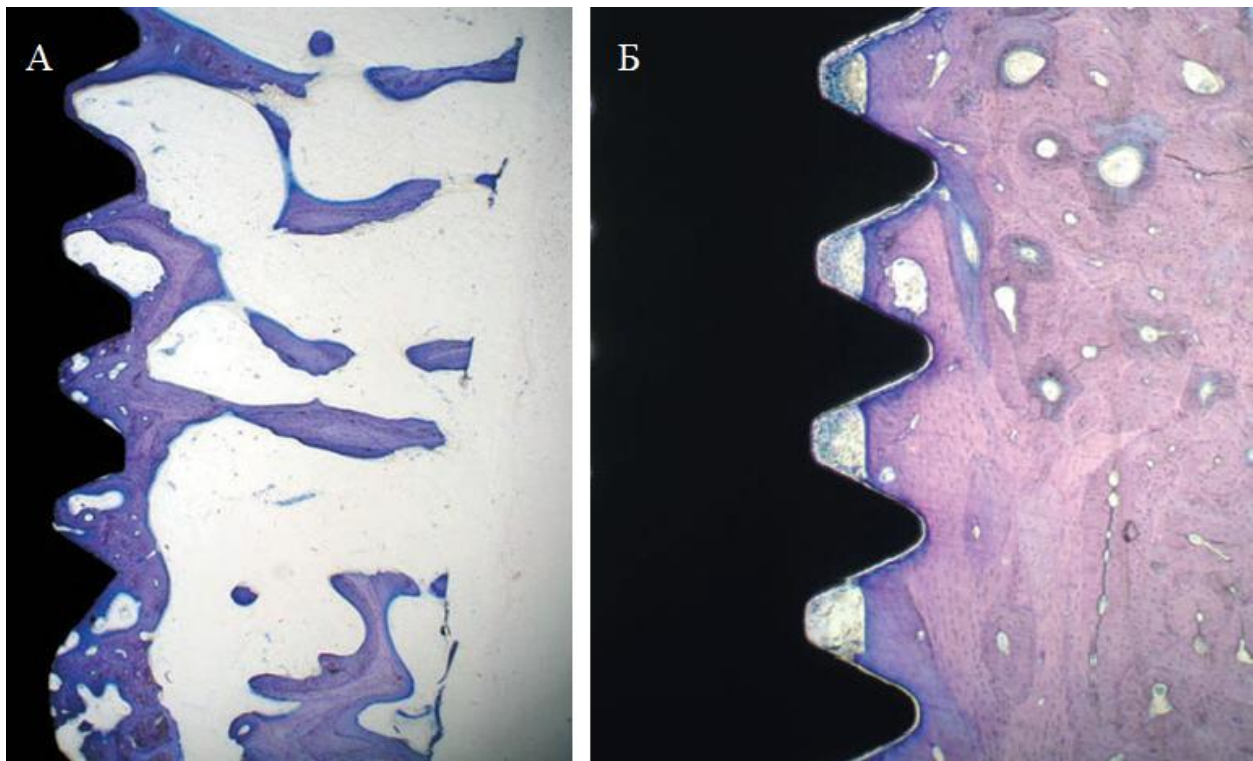
За процену алвеоларне кости у имплантолошкој пракси, данас се све чешће примењује метода компјутеризоване томографије конусног зрака (енгл. *Cone Beam Computerized tomography, CBCT*), јер обезбеђује добар квалитет слике који је повезан са нижим дозама зрачења(85,93–95). Осим тога ова метода је доступнија и има нижу цену у односу на СТ. Међутим 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 (78,86,96).

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). (97)

Табела 1.2 Класификација густине кости по Misch-у на основу вредности HU

Густина кости	Вредност HU	Анатомска локализација
<b>D1</b>	>1250	Предња регија доње вилице
<b>D2</b>	859-1250	Предња и бочна регија доње и предња регија горње вилице
<b>D3</b>	350-850	Бочна регија доње, предња и бочна регија горње вилице
<b>D4</b>	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 постизање добре примарне стабилности било ког дизајна импланта представља хируршки изазов. 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) (42)

Међутим, компактна кост је мање васкуларизирана 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, услед већег отпора, што условљава мање регенеративне способности (98,99). 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 (11,44,88). Мало је студија које испитују утицај дебљине компактне кости на примарну имплантну стабилност (100–102). Претходне студије су се углавном фокусирале на мерење дебљине компактне кости са букалне и палатиналне стране ради идентификације оптималне локализације за уградњу ортодонтских мини импланата (103–107). Sugiura и сар. (101) 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. су на експерименталном моделу свињског фемура доказали да постоји значајна веза између дебљине кортикалне кости на СТ-у и примарне имплантне стабилности (78).

### 1.3.2.3 ВАСКУЛАРИЗАЦИЈА КОСТИ

Током процеса оссеоинтеграције, васкуларизација кости и формирање новог васкуларног ткива пресудни су за коштану диференцијацију и осификацију (108). Развој васкуларне мреже у кости око импланта је најважнији за доставу кисеоника, хранљивих материја и уклањање ћелијског дебриса (109,110). Ово такође омогућава цитокинским сигнаlima да дођу до остеоцита и остеобласта (111). Процес коштаног зарастања око импланата почиње од хематома, незреле кости, ремоделације и сазревања, што доводи до оссеоинтеграције. Након уградње крв долази у контакт са површином импланта што доводи до низа биолошких процеса: депозиције протеина, коагулације, инфламације који воде формирању новог коштаног ткива. Дакле, добар ниво оссеоинтеграције зависи од развоја васкуларног система око импланата (37).

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 крви у покрету. 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*) (112). Савремени LDF апарати користе ласерску светлост фреквенције 780-820 nm (110). Ова метода је неинвазивна и обезбеђује поновљиве резултате (108).

Постоје бројне индикације у којима се LDF користи за неинвазивно праћење протока крви у живим ткивима. У офораџијалној регији је коришћен за процену протока кроз зубну пулпу (113,114), гингиву (115,116), оралну слузницу (117), коштано ткиво (13), за праћење ефеката ортодонтског третмана (118), виталитета коштаних графтова (119) итд. Недавне експерименталне и клиничке студије су показале да је LDF поуздана метода, за процену васкуларизације кости у току препарације имплантних лежишта (13,108,110,120,121).

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

### 1.3.3 ХИРУРШКА ТЕХНИКА УГРАДЊЕ

Да би се постигла адекватна примарна стабилност у кости слабијег квалитета и проширио опсег индикација постоји могућност модификације хируршке технике чиме се скраћује време до дефинитивне протетске рехабилитације (29). Најчешће примењиване технике су: одсуство прављења усека у имплантном лежишту за навоје импланта, кондензациона остеотомска техника (122), бикортикална стабилизација (123), коришћење борера мањег дијаметра (53).

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 дозвано да је ресорпција периимплантне кости након три месеца значајно већа код ове у односу на стандардну технику (124).

Бикортикална стабилизација подразумева додатно усидрење импланта уз помоћ компактне кости пода максиларног синуса (123). Студије су показале да бикортикална фиксација повећава контакт између импланта и кости, али се не може увек искористити због варијације у анатомским условима, као што су смањена висина резидуалног гребена и често одсуство компактне кости у бочној максили (47).

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. су показали да уколико се дијаметар имплантног лежишта смањи за више од 5% нема додатног ефекта на повећање имплантне стабилности. Напротив, превелики притисак може изазвати негативни ефекат на апозицију нове кости око импланта (125).

#### 1.3.4 ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА

Тродимензионалне карактеристике импланта као што су: облик, дужина, дијаметар, број и облик навоја могу значајно утицати на примарну стабилност (126). Ове карактеристике се означавају као макродизајн, а карактеристике површине имплантата као микродизајн (50,127). Импланти различитог дизајна остварују различиту стабилност након уградње што условљава њихову клиничку примену (49). Првобитно су се производили цилиндрични импланти тзв. паралелног дизајна. Међутим, они нису били адекватни за већину клиничких индикација. Цилиндрични имплантати широког тела повећавају 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 [38]. 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 (5,127). Различите модификације дизајна импланта омогућиле су да се одабере најбољи имплант за сваку појединачну индикацију(128). Импланти тзв. хибридног макродизајна састоје се из комбинације цилиндричног и коничног облика (129). 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. Експерименталне и клиничке студије су показале да овакав макродизајн утиче на повећење имплантне стабилности у односу на цилиндричне и коничне импланте (28,129,130) .

Навоји на телу импланта играју веома значајну улогу у иницијалној стабилизацији импланта. Неколико карактеристика навоја као што су: нагиб, висина, облик (облик слова В, облика квадрата итд.), имају утицај на примарну стабилност (131). Самоурезујући навоји су доступни од 1983 године и углавном се користе за кост мање густине каква је у бочној регији горње вилице. (Friberg et al. 1992). Модификовани самоурезујући импланти са повећаним сечивним карактеристикама навоја присутни су данас на тржишту.

## 1.4 МЕРЕЊЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

Реакција коштаног ткива око импланта је најизраженија након уградње. Уочено је да и код неоптерећених импланата долази до коштане ремоделације. 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. Процена латералне микропокретљивости има највећи клинички значај. Објективно мерење имплантне стабилности омогућава:

- одређивање индивидуалног плана оптерећења импланата
- документовање и праћење резултата осеоинтеграције у различитим временским интервалима
- доношење одлуке кад је потребно растеретити имплант
- добру комуникацију и поверење у односу лекар-пацијент (26)

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 ове методе могу се поделити на инвазивне и неинвазивне биомеханичке тестове.



Табела 1.3 Предности и недостаци метода за одређивање имплантне стабилности (17)

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

## 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. Ова метода се базира на одређивању количине кости и величине коштано-имплантног контакта на основу хистолошких узорака импланта и околне кости. 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, односно даје податке о нивоу осеоинтеграције. У току теста силе одвртања на имплант се примењује обртни момент од 20 Ncm, јер је познато да се клинички осеоинтегрисан имплант уклања силом од 45 до 48 Ncm (17). Успешно осеоинтегрисани импланти ће издржати примењен обртни момент силе, док они који нису неће (27). Због силе која делује на имплантат може доћи 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 дозиране силе паралелно са уграђеним имплантом, док не дође до пуцања везе између кости и имплантне површине. Овај тест се може применити само на цилиндричне импланте без навоја. С обзиром да се овакви импланти више не користе у клиничкој пракси, а и због своје инвазивности, тест има историјски значај.

## 1.4.2 НЕИНВАЗИВНЕ МЕТОДЕ

У неинвазивне методе за процену имплантне стабилности се убрајају:

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

### 1.4.2.1 РАДИОГРАФСКА АНАЛИЗА

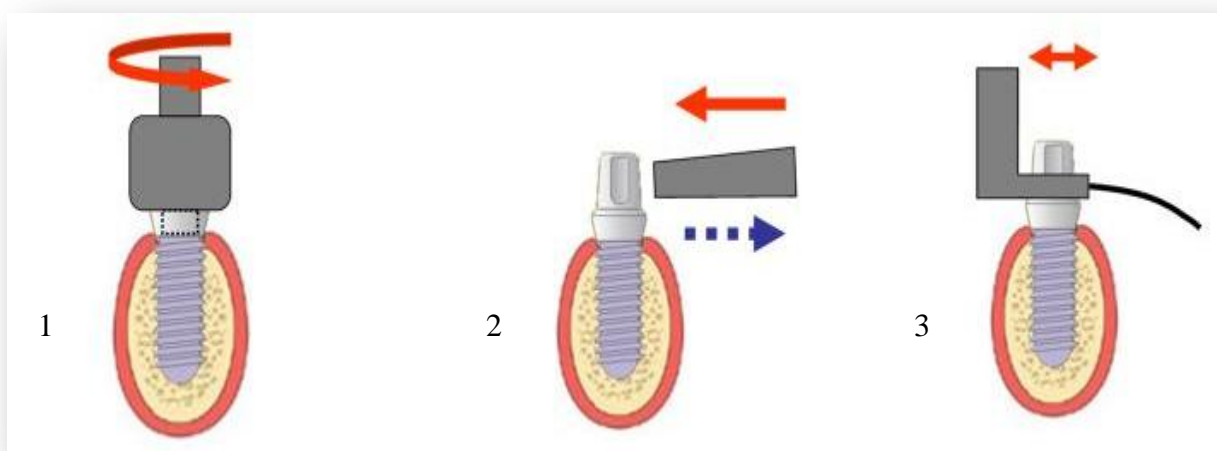
Радиографска анализа након уградње импланата процењује коштаног-имплантни контакт у смислу губитка маргиналне кости око имплант. У ту сврху се најчешће користе ретроалвеоларни или стандардни панорамски радиографи. Међутим губитак кости се на дводимензионалним снимцима приказује само на апроксималним површинама, док се минерални губитак до 40% не може детектовати уз помоћ радиографије. Зато се радиографска анализа имплантне стабилности не може сматрати адекватном методом (26).

### 1.4.2.2 ПЕРКУСИОНИ ТЕСТ

Ово је најједноставнија метода за пређење 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 кошћу (17,132). Ова метода је изгубила на значају због своје субјективности и немогућности да се имплантна стабилност квантификује. Међутим у свакодневној клиничкој пракси свакако се не треба потценити искуство хирурга.

### 1.4.2.3 МЕРЕЊЕ ОБРТНОГ МОМЕНТА СИЛЕ ПРИЛИКОМ УГРАДЊЕ ИМПЛАНАТА

Вредност момента силе приликом уградње импланата може се користити за процену примарне стабилности, али овим тестом није могуће лонгитудинално праћење промена стабилности након уградње. Обртни момент у току уградње је механички параметар који директно зависи од квалитета кости у коју се имплант уграђује и карактеристика импланата (132). Ова метода је неинвазивна, с обзиром да се мерење обавља у току саме уградње (133) (Слика 1.5- 1). 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.сматрају да уколико се приликом уградње у кост мале густине, обртни момент повећа на 45N/cm, могуће је импланте оптеретити имедијатно (134).



**Слика 1.5** Схематски приказ најчешће примењиваних биомеханичких метода за мерење имплантне стабилности. 1- мерење обртног момента у току уградње; 2-Периотест; 3-Анализа резонантне фреквенције (135)

### 1.4.2.4. ПЕРИОТЕСТ

Ова метода врши квантификацију покретљивости импланата мерењем реакције периимплантног ткива на дефинисано ударно оптерећење (17). Периотест® (Сименс АГ, Бехсхеим, Немачка) је првобитно уведен за испитивање периодонталног лигамента, када врши мерење покретљивости природних зуба (136,137), али се успешно може користити и

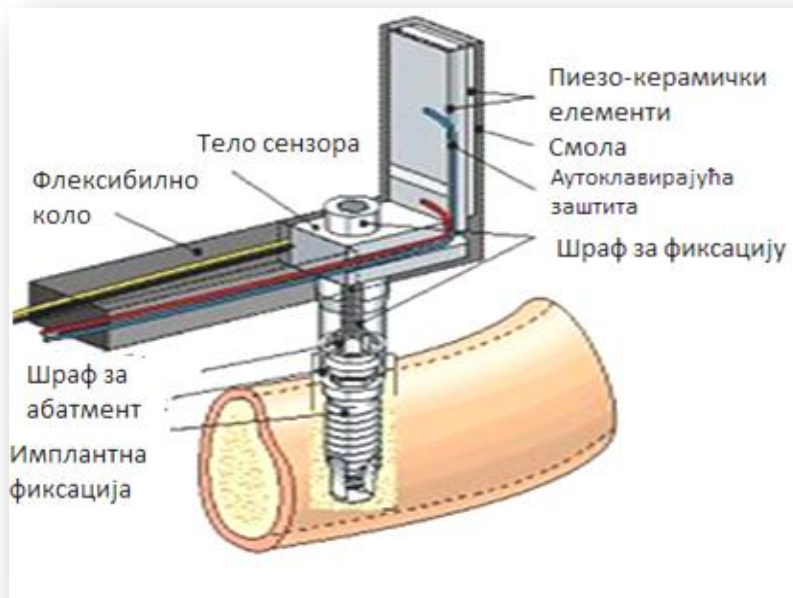
за процену имплантне стабилности (137–141). То је неинвазивна дијагностичка метода којом је могуће извршити процену стабилности у иницијалној фази, као и у фази постављања супраструктуре на имплант ради процене успешности осеоинтеграције. Метода је базирана на принципу електромагнетски вођене ексцитације испитиваног објекта, 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 PVT) (142). PVT вредности се налазе у опсегу од -8 ( мала мобилност) до +50 ( велика мобилност) (17,142). Клинички стабилан имплант се налази у опсегу од -6 до-2 PVT (142). Мерење се може вршити тако што се наставак апарата усмерава перпендикуларно на сулкус формер, или касније на абатмент. Ова метода упркос широкој употреби, није довољно сензитивна управо због мало опсега у коме се најчешће испољава имплантна стабилност (од -5 до +5 PVT) (143). Поред тога, начин на који се врши мерење, дужина абатмента, растојање у односу на имплант у току мерења могу значајно да утичу на 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 (17). Све ово указује да Периотест не може да се сматра добрим прогностичким фактором за процену успешности осеоинтеграције (136).



**Слика 1.4** Периотест М апарат

#### 1.4.1.5 АНАЛИЗА РЕЗОНАНТНЕ ФРЕКВЕНЦИЈЕ

Методу анализе резонантне фреквенције (engl. *Resonance frequency analysis, RFA*) су у клиничку праксу увели Meredith и сар. 1996. године (42,144). Ова неинвазивна метода се може применити за одређивање имплантне стабилности након уградње и у различитим фазама коштанога зарастања (145). Оригинална метода је за мерење резонантне фреквенције користила мали сензор облика латиничног слова „L“, који се фиксирао на имплант или на абатмент (146). Сензор обезбеђује високу фреквенцију механичких вибрација (5-15 kHz) које преноси на имплант, али и снима фреквенцију и амплитуду примљеног сигнала (39). Био је направљен 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 (26) (Слика 1.6).



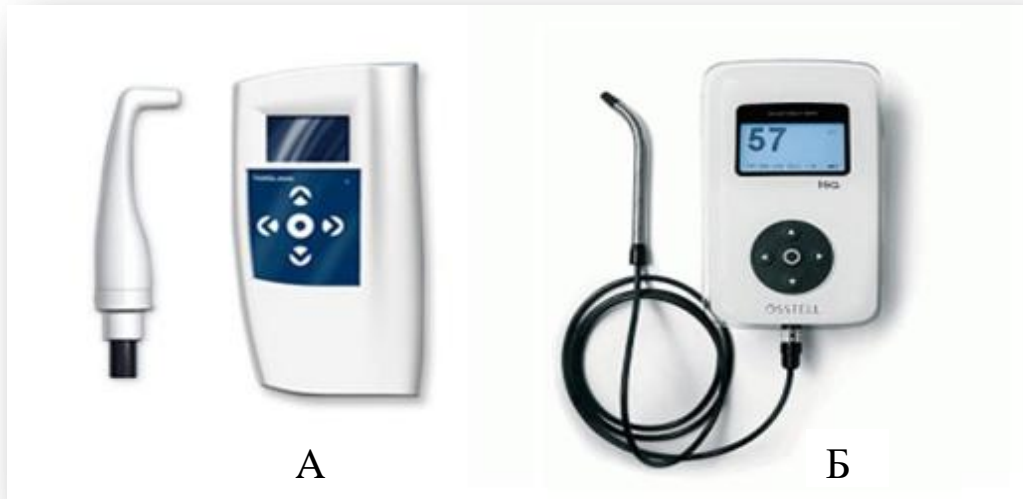
Слика 1.6 Схематски приказ оригиналне методе RFA (4)

Резонантна фреквенција је дефинисана као највиша амплитуда осцилација импланта, а претвара се у вредност која представља имплантну стабилност и изражава се у Hz. Оригинални (електронски) метод користио је директну везу између сензора и

анализатора резонантне фреквенције. Сигнал је синтетизован помоћу анализатора ког је програмирао персонални рачунар (42). Сензор се директно повезивао на тело имплантата и вршио осцилације константном амплитудом почевши са ниском фреквенцијом, па повећањем степена док имплант не почне да са резонацијом. Висока резонантна фреквенција указује на јачу везу импланта и кости (26). Она зависи од три главна фактора: дизајн самог сензора, крутости коштаног-имплантног контакта, укупне ефективне дужине изнад маргиналног нивоа кости (42).

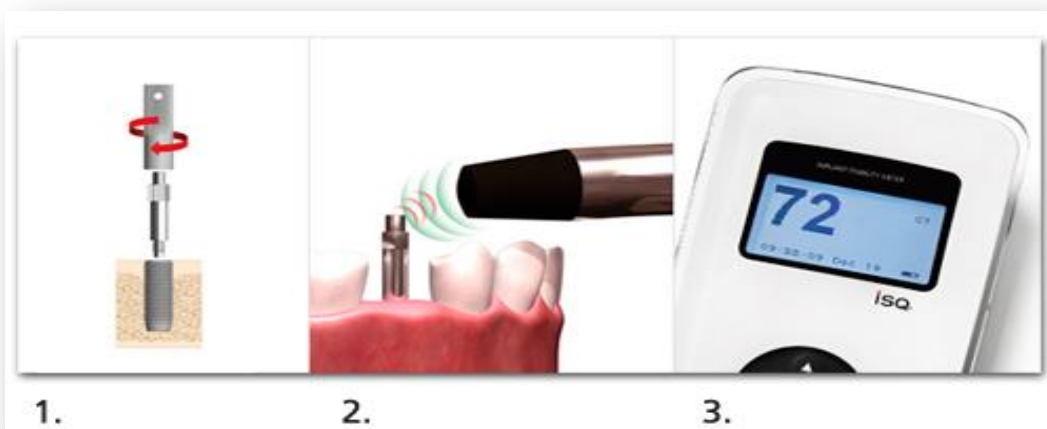
Први електронски RFA апарат за комерцијалну употребу, био је Osstell® ( Integration diagnostics AB, Гетеборг, Шведска). Почевши од овог апарата имплантна стабилност се изражавала у тзв. ISQ јединицама (енгл. *Implant stability quotient*), чије се вредности налазе у опсегу од 0-100 ISQ. Овај апарат уз помоћ софтвера резонантну фреквенцију у опсегу од 3500-8500 Hz, претвара у релативне бројеве изражебе као ISQ (4,17,26). Мале вредности ISQ су означавале малу имплантну стабилност. Основни недостаци прве генерације ових апарата били: то што је апарат жицом био повезан са сензором, чиме се ограничавала мобилност, потреба за персоналним рачунаром, сензори су имали сопствену фреквенцу, па су морали пре сваког мерења да се калибришу (42).

Апарати новије генерације Osstell mentor, Osstell ISQ (Integration diagnostics AB, Гетеборг, Шведска) (Слика 1.7), су бежични и функционишу на принципу магнетне фреквенције, која се из апарата преноси на алуминијумски наставак тзв. SmartPeg®. Наставак на свом врху има магнет због чега осцилира у магнетном пољу. За разлику од претходне генерације апарата овде се и анализатор резонантне фреквенције и извор магнетне ексцитације 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 очитава на дисплеју апарата (Слика 1.8) .



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

Ова метода је објективна, даје поновљиве резултате и најчешће је примењивана за одређивање имплантне стабилности у великом броју експерименталних и клиничких студија, али и у свакодневној клиничкој пракси (24,93,99,139,147–151). Ипак, захтева 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 и 3 mm изнад меког ткива јер ће у супротном бити утицаја на измерену вредност (26).



**Слика 1.8** Поступак мерења имплантне стабилности: 1. фиксирање SmartPeg наставка на тело импланта; 2. Усмеравање сонде апарата на наставак; 3. Очитавање резултата



## 1.5 КЛИНИЧКИ ЗНАЧАЈ МЕРЕЊА ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

Најчешће вредности имплантне стабилности, код клинички успешних импланата се крећу у опсегу од 57-82 ISQ (17). Ове вредности заједно са клиничким и радиографским налазима, пружају вредне информације о тренутном стању коштаног-имплантног контакта, служе за доношење добрих одлука о даљим поступцима у току лечења, за праћење процеса коштаног зарастања, идентификацију импланата који имају тенденцију неуспеха. За имплантате са ниским ISQ вредностима (<55), треба размотрити мере за побољшање стабилности имплантата, дужим, ширим или имлантом другачијег дизајна, облика навоја, као и продуженим периодом зарастања и провере стабилности у току осеоинтеграције.. (4).

С обзиром на значај примарне стбилности за имплантне успех терапије, могућност да се у току планирања применом савремених дијагностичких метода процени квалитет кости 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 ове 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 васкуларитације кости у имплантним лежиштима применом Ласер доплер флоуметрије
- Процена постоперативне стабилности самоурезујућих импланата Анализом резонантне фреквенције
- Испитивање међусобне повезаности различитих параметара квалитета виличне кости
- Испитивање међусобне корелације параметара који дефинишу квалитет кости на месту уградње и иницијалне стабилности самоурезујућих импланата

## 2.2 ХИПОТЕЗЕ

На основу наведених чињеница у уводном разматрању 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 и примарне стабилности
- Постоји линеарна корелација између измерених вредности густине на СТ-у и васкуларизације кости применом LDF методе
- Самоурезујући дентални имплант 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, односно имплантних 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.

### **3.1. КРИТЕРИЈУМИ ЗА УКЉУЧИВАЊЕ ПАЦИЈЕНАТА У СТУДИЈУ**

Након детаљних анамнестичких података, клиничког и радиографског прегледа, пацијенти су укључени у студију уколико су испуњавали следеће критеријуме:

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  $\geq 8\text{mm}$
5. пацијенти са хоризонталном димензијом алвеоларног гребена горње вилице у испитиваној регији  $\geq 6\text{mm}$  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)

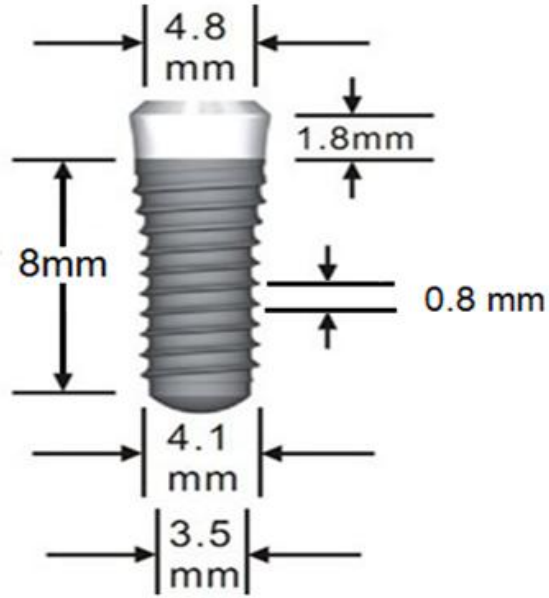
### 3.2. ИСКЉУЧУЈУЋИ КРИТЕРИЈУМИ

У студију нису били укључени:

1. пацијенти са бруксизмом
2. пацијенти који конзумирају  $\geq 10$  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® SLActive® TE* импланти (*Institut Straumann AG*, Базел, Швајцарска), промера  $\varnothing 4,1/4,8$  mm и дужине 8mm (Слика 3.1). Овај тип импланта је тзв. хибридног дизајна, 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 *SLActive® TE* 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 имплант је урађан у кост до нивоа полираног дела. У студији је уграђено укупно 54 импланата.



**Слика 2.1** 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 подразумевала:

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 РАДИОГРАФСКЕ И ХИРУРШКЕ ФОЛИЈЕ

Радиографска фолија израђена је на студијским моделима, након одређивања међувилчних односа и поставе зуба у позицијама првог премолара, другог премолара и првог молара. Постављање 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 имплантата у фолију су постављене металне вођице димензија 1x1 mm, за одређивање позиције имплантата на рендгенском снимку како би се анализа димензија и радиографских параметара квалитета вилицне кости вршила у тачној позицији будућег имплантног лежишта. Иста фолија коришћена је и за одређивање позиција будућих имплантата у безубој регији горње вилице у току хируршке уградње, како би се испоштовали принципи протетски вођене имплантологије (Слика 3.2).



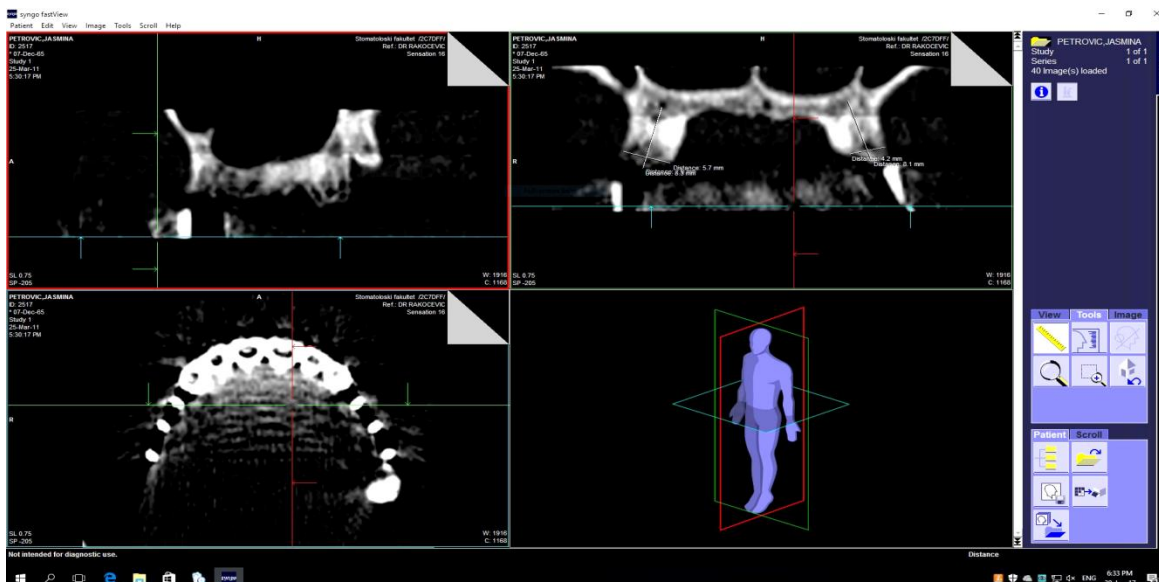
**Слика 3.2** Радиографски и хируршки стент коришћен за прехируршку дијагностику и као вођица за уградњу имплантата

### 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 премолара, другог премолара и првог молара, као и одређивање дебљине компактне кости са вестибуларне и палатиналне стране сваког имплантног лежишта. У ту сврху, коришћен је мултислајсни апарат за компјутеризовану томографију (*Siemens, Somatom Sensation 16*, Ерлаген, 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 одрађеном 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 Немачка).

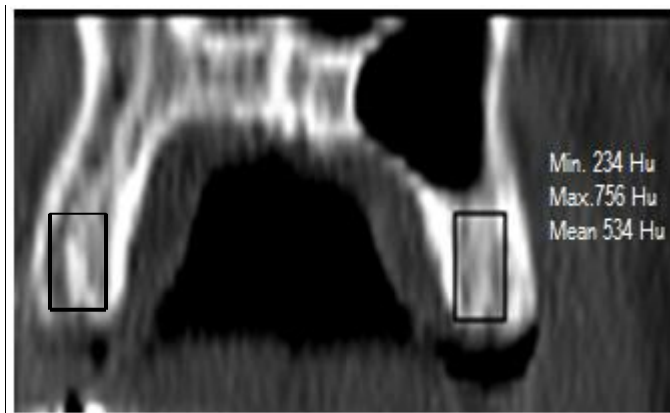
Мерења димензија доступне кости за планирање уградње импланата вршена су све три димензије помоћу алата у софтверском програму, који је укључен у СТ опрему.



Слика 3.3 Мерење димензија доступне кости приликом планирања уградње импланата.

### 3.4.2.1 МЕРЕЊЕ ГУСТИНЕ КОСТИ У ИМПЛАНТНИМ ЛЕЖИШТИМА

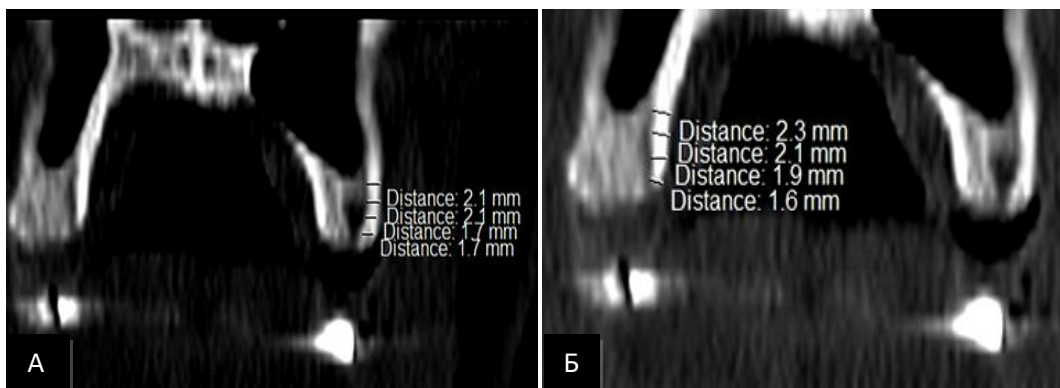
Одређивање густине кости у сваком имплантном лежишту вршено је на „*cross-sectional*“ пресецима помоћу алата који је укључен у СТ опрему. Након тродимензионалне реконструкције снимка у софтверском програму Syngo.via за СТ (Siemens Немачка) правоугаоно поље димензија 9x5mm, које означава будуће имплантно 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 (слика2). 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 3.4). У статистичкој обради података коришћена је просечна вредност сва четити мерења за букалну као и за палатиналну страну.



Слика 3.4 Мерење дебљине кортикалне ламеле на снимцима:А) Одређивање дебљине букалне ламеле Б) одређивање дебљине палатиналне ламеле

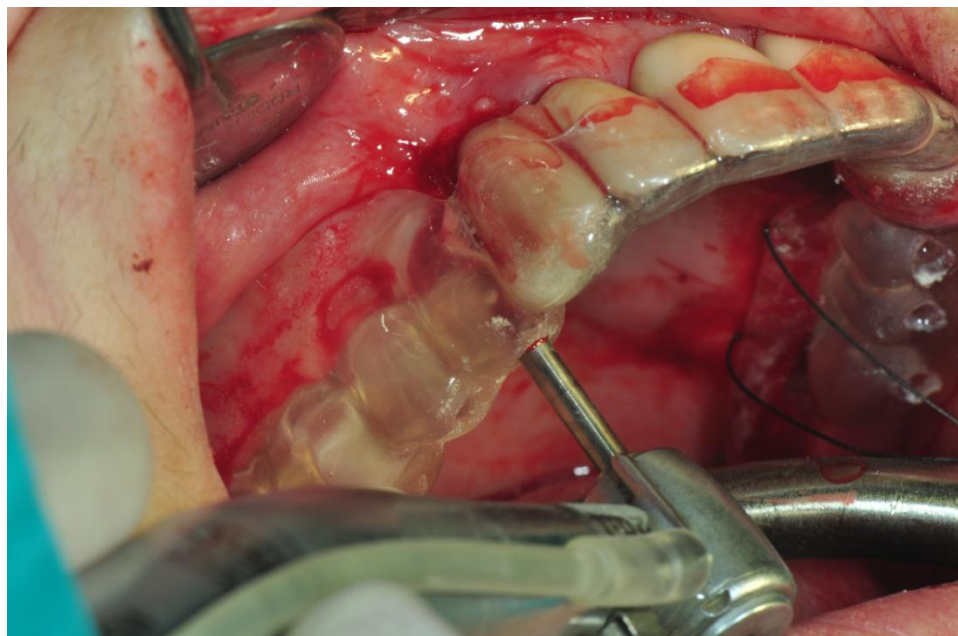
### 3.5 ХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА

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

Препарација имплантних лежишта је изведена у локалној анестезији обезбеђеној 0,75% Ropivacain-ом 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 додавањем 2% раствора артикаина са адреналином у односу 1:100000 (Ubistesin™, 3M Espe AG, Немачка).

Након пажљивог планирања, средином резидуалног алвеоларног гребена извршена је инцизија хируршким ножићем 15с, заједно са обостраним релаксационим инцизијама у форникс и нежно одигнут мукопериостални режањ. Затим је у уста пацијента постављена 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, 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). Завршна обрада је подразумевала примену специјалног профилног борера, за овакав дизајн импланата. Димензија последњег борера за препарацију лежишта била је 3,5mm, што значи да је имплантно лежиште након препарације мањег промера у односу на имплант. Овим се обезбеђује боља компресија имплант околну на кост.

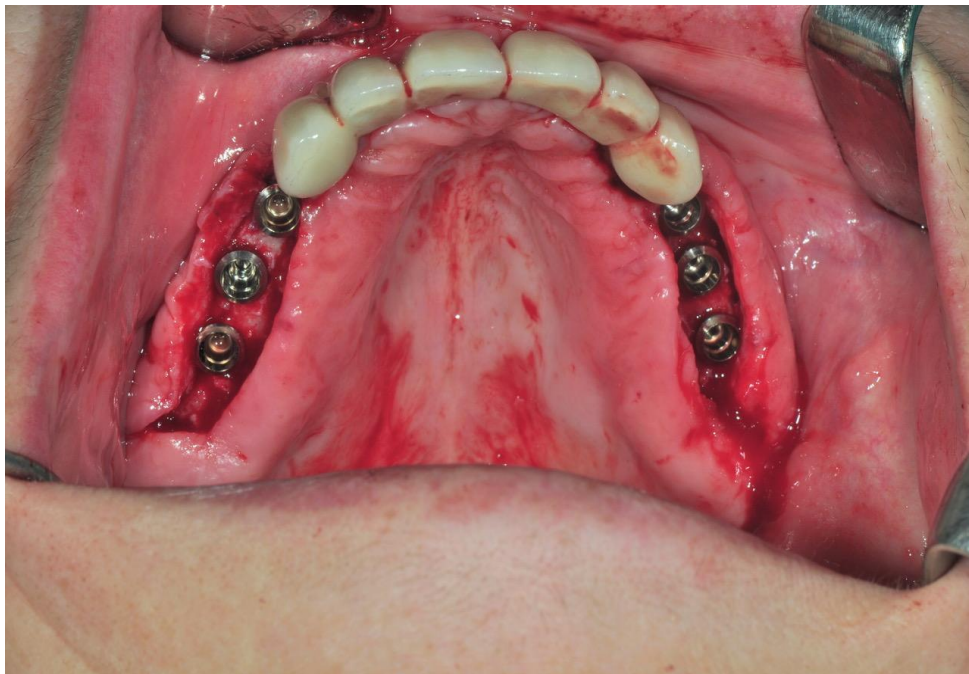


**Слика 3.5** Обележавање имплантног лежишта иницијалним округлим борером



Са сваке стране су уграђена по три импланта (Straumann Tapered Effect®; SLActive®, Institut Straumann AG, Švajcarska, димензија  $\varnothing$  4.1/4.8mm; 8mm), у регијама другог премолара, првог и другог молара по стандардним упутствима за *Straumann® TE™* имплан (Слика 3.6) . На импланте су постављене капице за зарастање величине 1,5mm, а режањ ушивен појединачним шавовима 4/0, монофиламент.

Пацијентима је прописана антибиотска терапија амоксицилином (*Sinacilin®* 0,5, Галеника а.д у режиму 3x1 ), или Клиндамицином (*Clindamycin-MIP, Chephasaar Chemisch – Pharmazeutische Fabrik GmbH*, Немачка), у случају алергије на пеницилинске препарате. За сузбијање постоперативног бола, саветовани су нестереоидни антиинфламатрони лекови.



**Слика 3.6** 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 ласерку светлост таласне дужине 780nm (Слика 3.7). Пре почетка мерења за сваког пацијента, апарат је калибрисан стандардним колоидним раствором *Perimed Motility Standard*, Јарфала, Шведска).

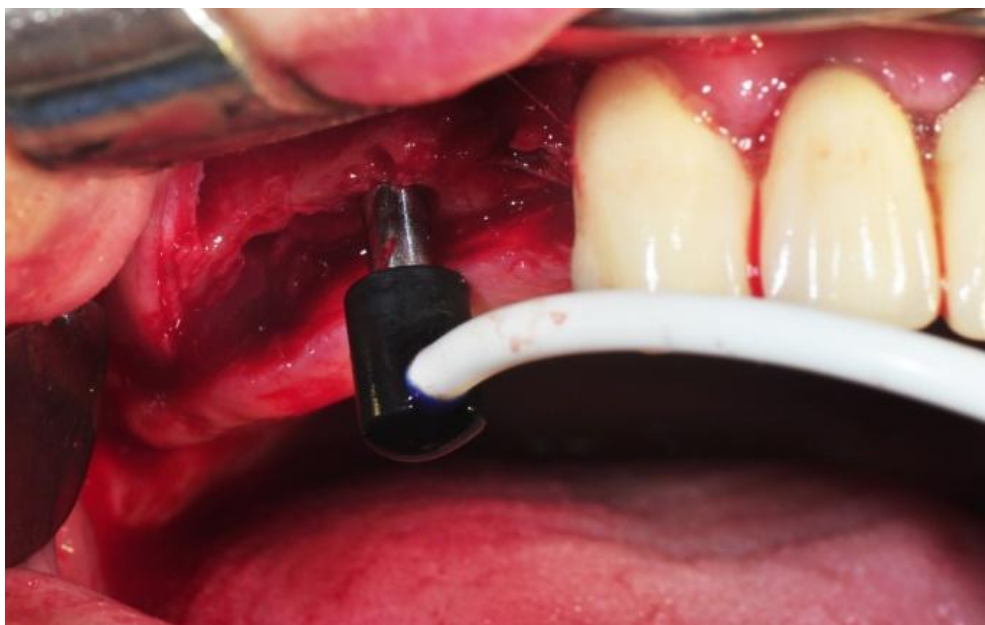


Слика 3.7 Ласер доплер флоуметар Perifluks PF 5001 Masters

Мерење васкуларизације је вршено након препарације имплантног лежишта пилот борером промера 2.8mm, помоћу специјалне фибер-оптичка 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 одбијене светлости. С обзиром да је сонда истог промера као и прпарисано лежиште није било потребе за додатним држачем.

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

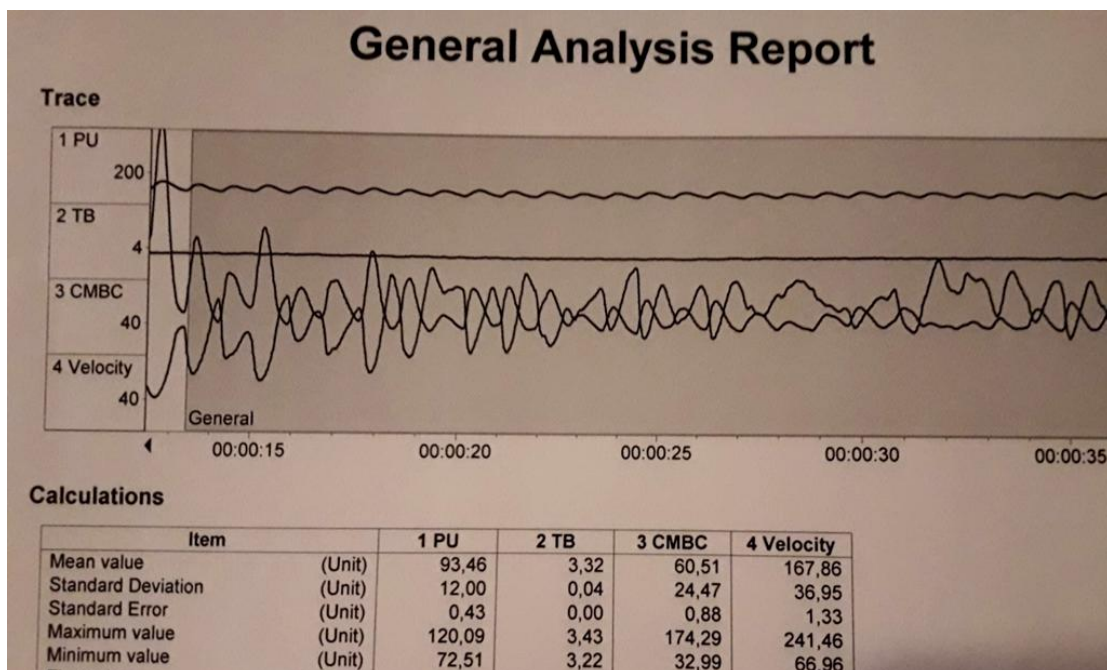


**Слика 3.8** Специјална фибер-оптичка сонда пласирана у имплантно лежиште у току мерења васкуларизације

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

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 очитавају вредности је био нестабилан. Након кратког времена потребног за стабилизацију графика започињало се са мерењем (Слика 3.9).





Слика 3.9 Очитавање резултата васкуларизације кости на персоналном рачунару

У сваком имплантном лежишту обављана су по четири мерења тако што је ласерски зрак усмераван 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 појединачно 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 импланата. Мерења су извођена непосредно након уградње импланата и постављања примарних шавова, апаратом *Osstell<sup>®</sup> Mentor (Integration Diagnostics AB, Саведален, Шведска)* користећи наставак *SmartPeg<sup>®</sup>* (Тип 2) који је ручно фиксиран за тело импланата силом од 4-5 Ncm уз помоћ преносника. Наставак је кошишћен за шест мерења, након чега је замењен новим, према упутствима произвођача.

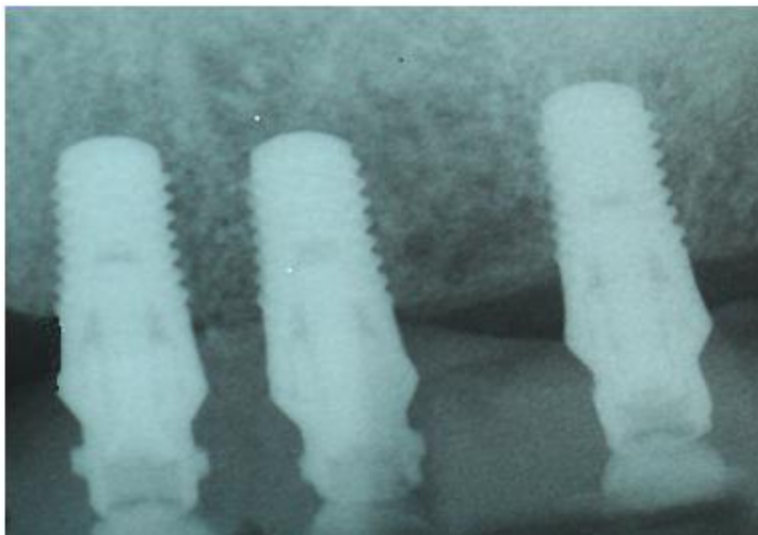
Сонда апарата усмеравана под правим углом у односу на наставак *SmartPeg*, на растојању од 2 до 3mm. Резултат мерења је очитаван да дисплеју апарата, изражен у ISQ јединицама (Слика 3.10).



**Слика 3.10** Мерење имплнтне стабилности

Мерења су вршена из два различита правца, тако што је сонда усмеравана на наставак 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, рачуната је 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 3.11 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. У случају постојања нормалне расподеле података, за поређења параметара коришћен је Т-тест, у супротном *Mann-Whitney Q* тест. За поређење различитих параметара квалитета виличне кости и имплантне стабилности између полова и различитих старосних група коришћен је *Mann-Whitney Q* тест. У овом случају пацијент је посматран као статистичко обележје. За све остале статистичке анализе имплант је узет као статистичко обележје посматрања. За процену утицаја различитих позиција импланата у бочној регији горње вилице на густину, дебљину

кокортикалнекортикалне кости, васкуларизацију и примарну стабилност коришћен је *Kolmogorov-Smirnov* тест. *Pearson*-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 (1). 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 добијено да је за снагу студије од 0.80 потребно 26 имплантних лежишта.

## 4. РЕЗУЛТАТИ

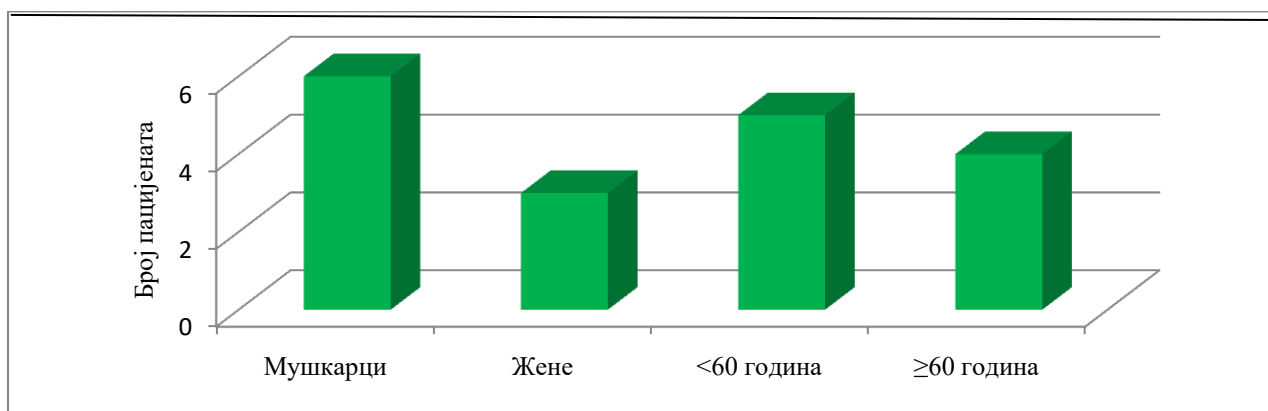
---

#### 4. ПОДАЦИ О ПАЦИЈЕНТИМА

У студији је учествовало девет пацијената: три жене и шест мушкараца, просечне старости  $57.56 \pm 8.83$ . Дескриптивни подаци који се односе на демографске карактеристике испитаника су приказани у Табели 4.1 и 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 (једнаке дужине и промера), у позицијама првог премолара, другог премолара и првог молара обострано. У студији је анализирано укупно је 54 имплантних лежишта.

**Табела 4.1.** Расподела пацијената према полу и годинама старости

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



**Графикон 4.1** Графички приказ демографских карактеристика пацијената

## 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	Man Whitney U тест
<b>Пол</b>				
Мушкарци	6	517,69	100,06	p=0,905
Жене	3	484,78	244,59	
<b>Године старости</b>				
<60 година	5	594,33	117,08	p=0,032*
≥60 година	4	397,21	101,14	
Укупно	9	506,72	146,56	

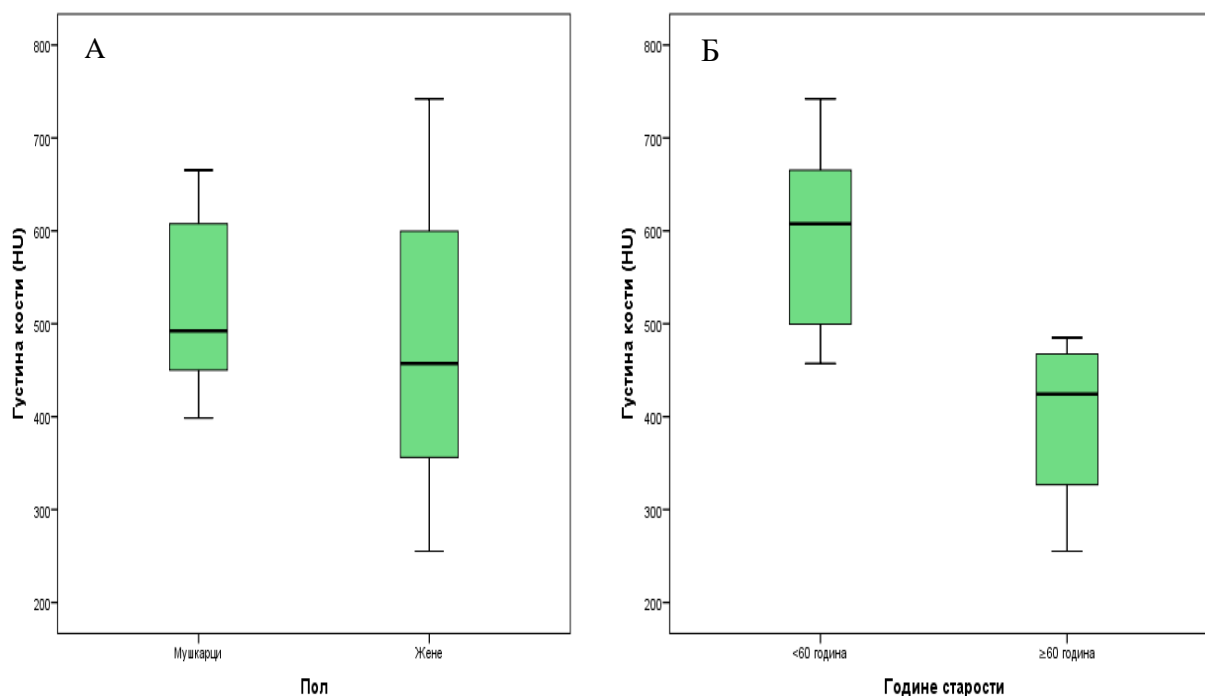
N-број пацијената

\*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 ( $389,44 \pm 124,98$  HU), у односу на пацијенте млађе од 60 година ( $639,67 \pm 145,39$  HU). 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. Највиша измерена вредност густине кости била је 924 HU, а најнижа 205 HU.

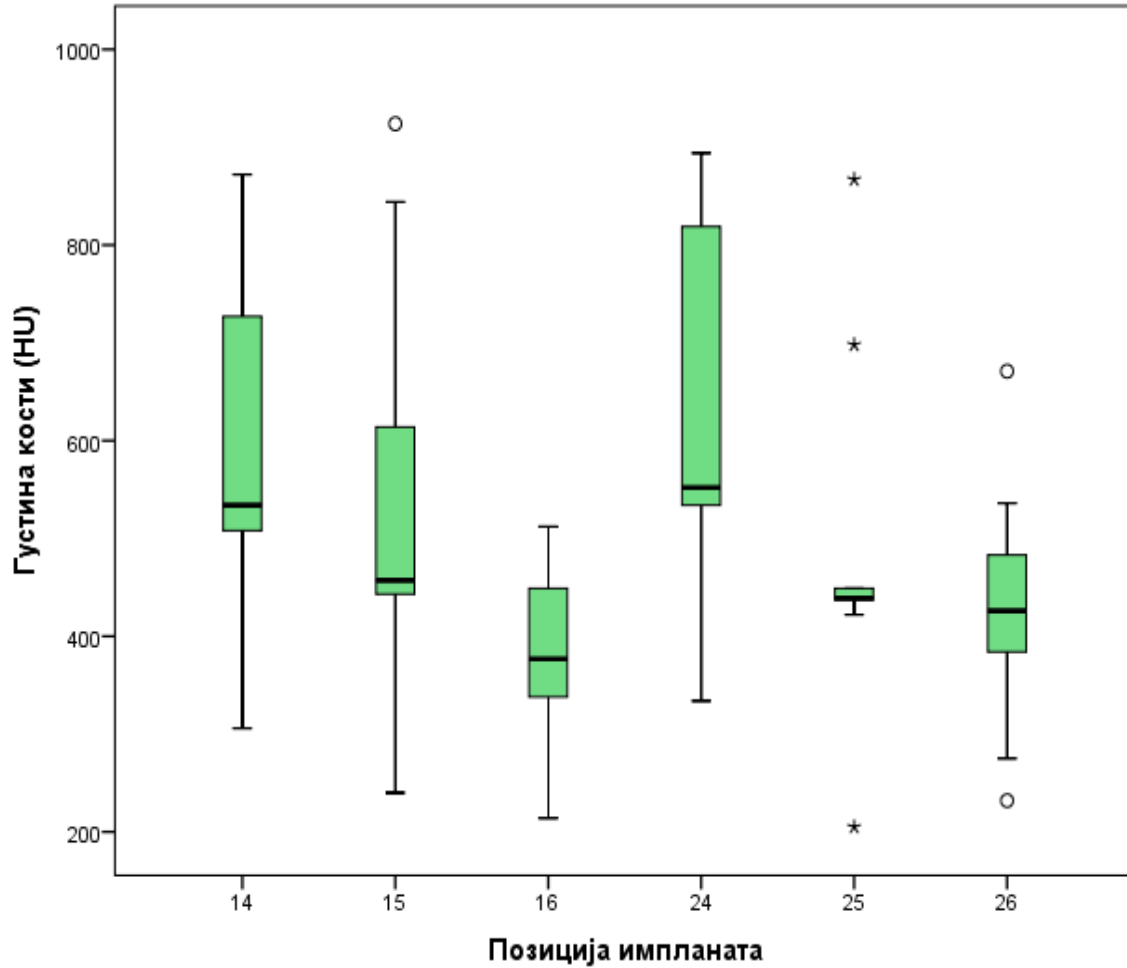


**Табела 4.3.** Густина кости у имплантним лежиштима различитих позиција

Позиција импланта	Густина кости (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
<b>Kruskal Wallis тест</b>			p=0,040			

SD-стандардна девијација; CI-интервал поверења

Уочавају се разлике у вредностима густине кости у поједначним 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). Највише вредности густине кости уочавају се у позицијама првих премолара, а најниже у позицијама првих молара обострано.



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

На основу вредности густине кости (HU), измерених у поједначним имплантним 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 (Графикон 4.4).



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

### 5.2.2 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.

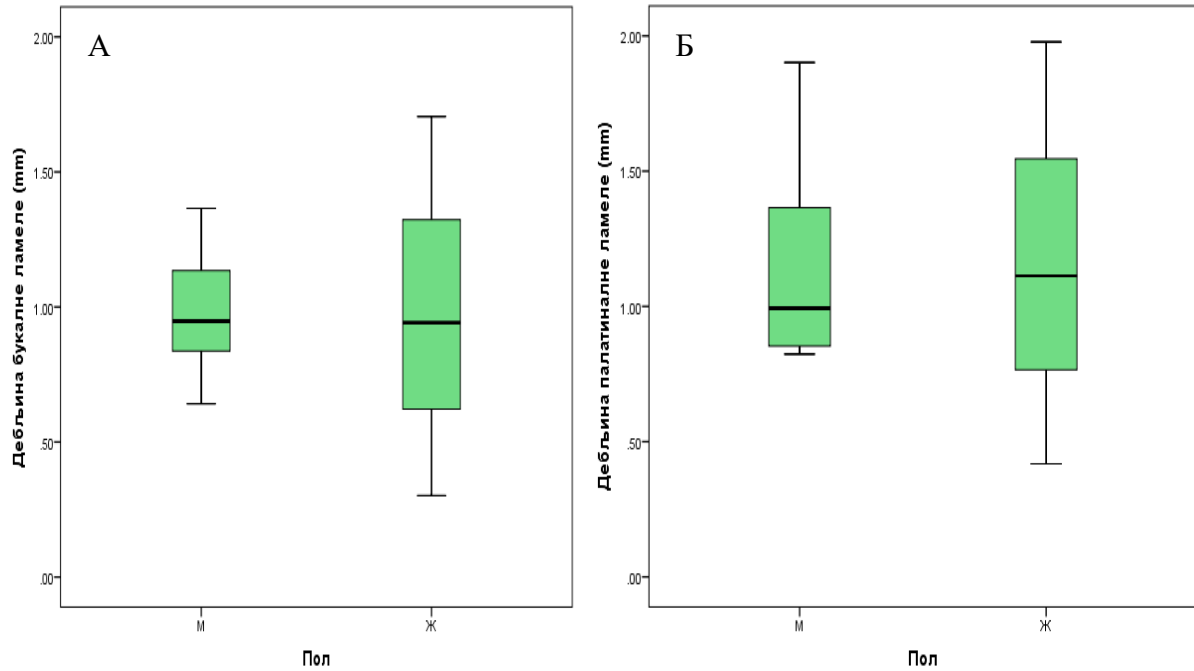
Не постоји значајна разлика у дебљини букалне и палатиналне кортикалне кости код мушкараца у односу на жене, као и код млађих у односу на старије пацијенте (Графикон 4.5).

**Табела 4.4** Дистрибуција вредности дебљине кортикалне кости између полова и различитих старосних група

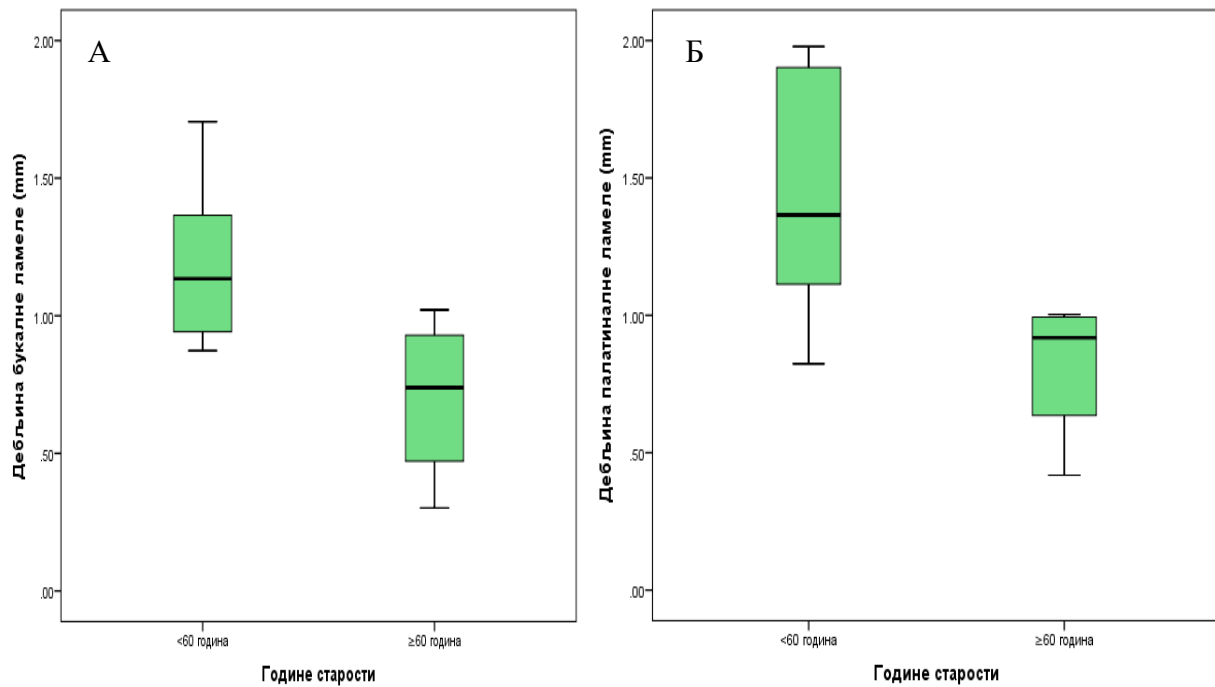
<b>Дебљина кортикалне кости (mm)</b>					
	Број (N)	Просечна вредност ±SD Б	ManWhitney U тест	Просечна вредност ±SD П	Man Whitney U тест
<b>Пол</b>					
Мушкарци	6	0,98±0,25	p=1,00	1,16±0,41	P=1,00
Жене	3	0,98±0,7		1,17±0,78	
<b>Године старости</b>					
<60 година	5	1,2±0,34	p=0,063	1,44±0,5	p=0,111
≥60 година	4	0,7±0,31		0,81±0,27	
<b>Укупно</b>	9	0,97±0,57		1,15±0,58	
Wilcoxon Singed Rank тест		<b>p=0,002*</b>			

SD-стандардна девијација; Б-букално; П-палатинално; \*-статистичка значајност

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 кортикалне ламеле



**Графикон 4.6** Дистрибуција дебљине булакне (А), односно палатинална ламеле (Б), међу ПОЛОВИМА

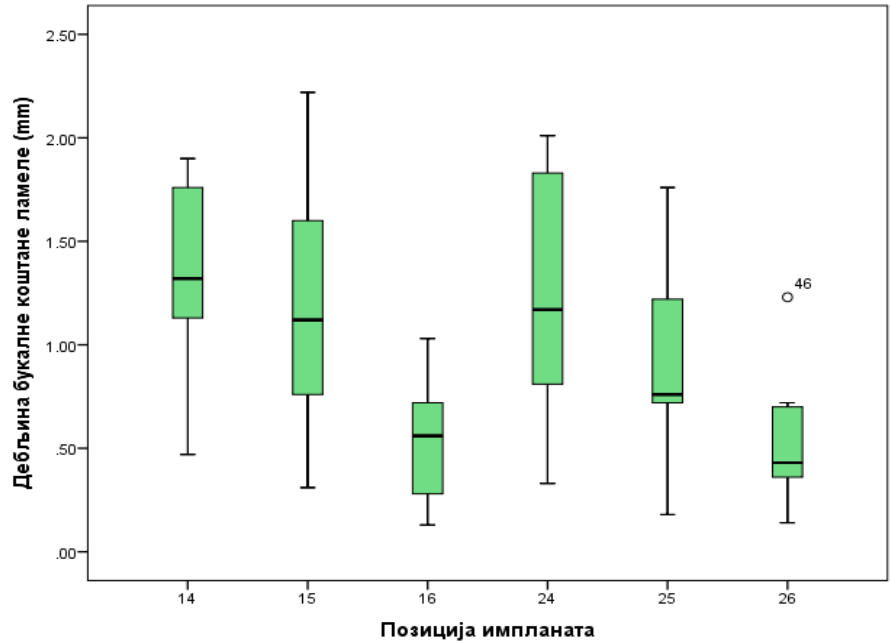


**Графикон 4.7** Дистрибуција дебљине булакне (А), односно палатинална ламеле (Б) међу пацијентима различите старосне доби

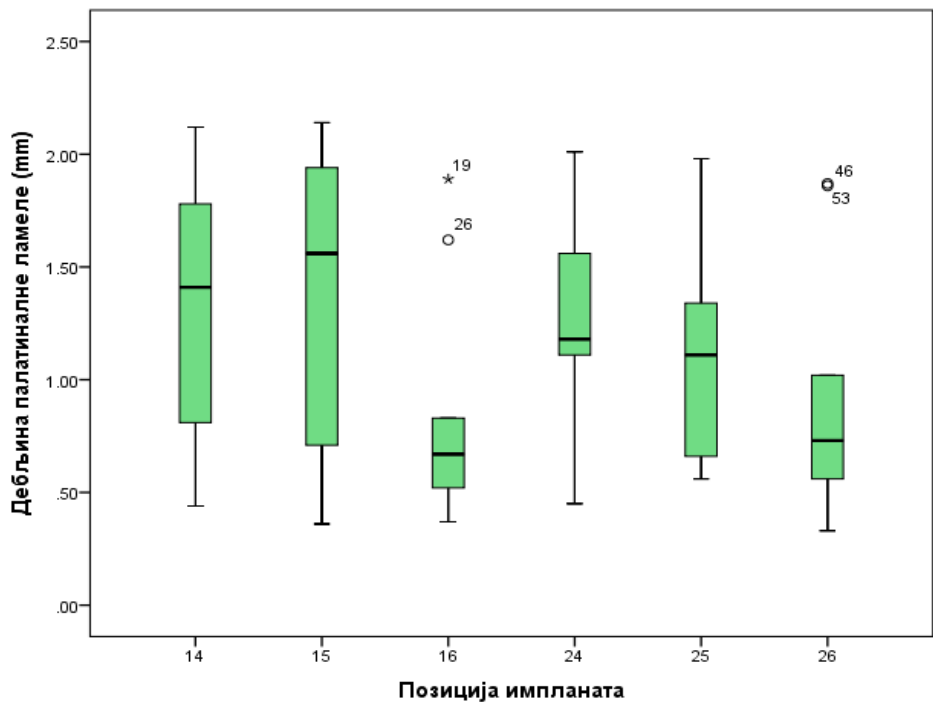
**Табела 4.5** Вредности дебљине кортикалних коштаних ламела у имплантним лежиштима различитих позиција

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
Kruskal Wallis-ов тест	<b>p=0,002</b>	p=0,29

На основу резултата Kruskal Wallis-овог теста уочава се да не постоји значајна разлика у дебљини палатиналне коштане ламеле у зависности од позиције импланата. Дебљина букалне ламеле зависи од позиције ( $p=0,002$ ; 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 позицију импланата. Највише вредности се уочавају у регији првих премолара



**Графикон 4.9** Дистрибуција вредности дебљине палатиналне компактне ламеле. Најниже вредности се уочавају у пределу првих молара

### 5.2.3 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 4.5. Уочава се статистички значајне 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 4.5** 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
<b>Kruskal Wallis-ов тест</b>	<b>p=0,001</b>	



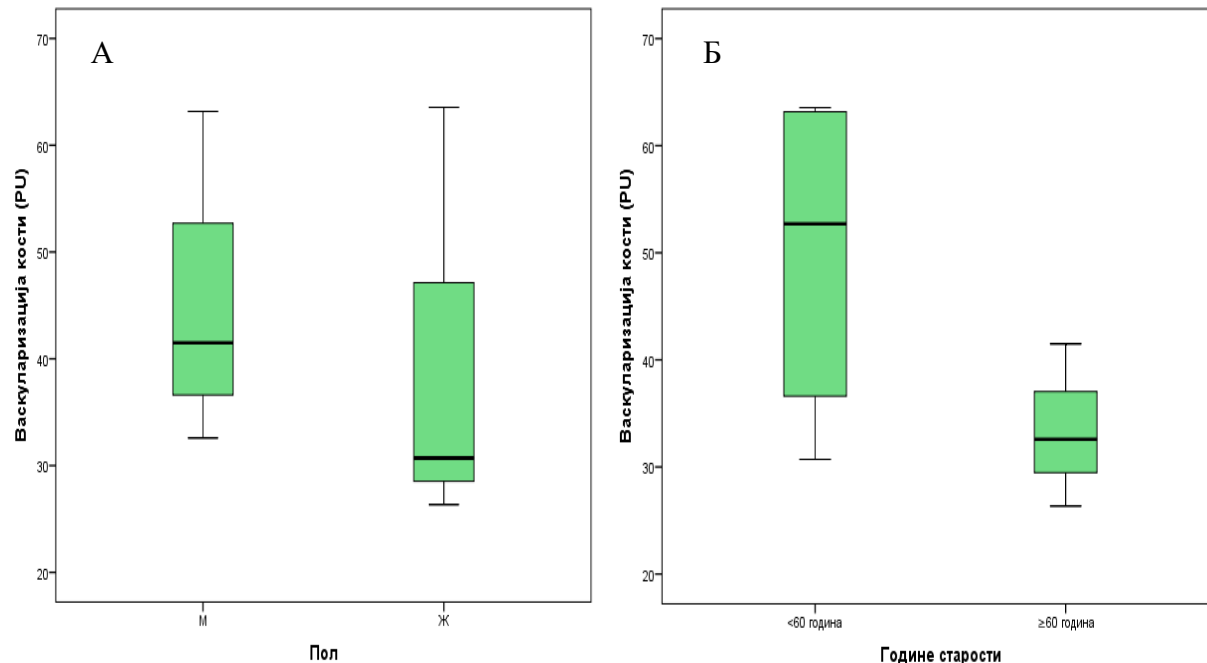
### 5.3 ВАСКУЛАРИЗАЦИЈА КОСТИ

Просечна вредност васкуларизације кости изражена у PU, је била  $43.39 \pm 14.65$ . Вредност васкуларизације кости код мушкараца је  $45.31 \pm 12.51$ , а код жена  $40.20 \pm 20.34$  (Табела 4.6).

**Табела 5.2** Дистрибуција вредности васкуларизације кости међу половима и старосним групама

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

Вредност васкуларизације кости у имплантним лежиштима била је већа код мушкараца у односу на жене као и код млађих у односу на старије пацијенте. Анализом разлике између полова применом Mann-Whitney U теста показано је да нема статистички значајне разлике у односу на пол ( $p=0,571$ ), као ни у односу на године старости ( $p=0,250$ ) (Графикон 4.10)



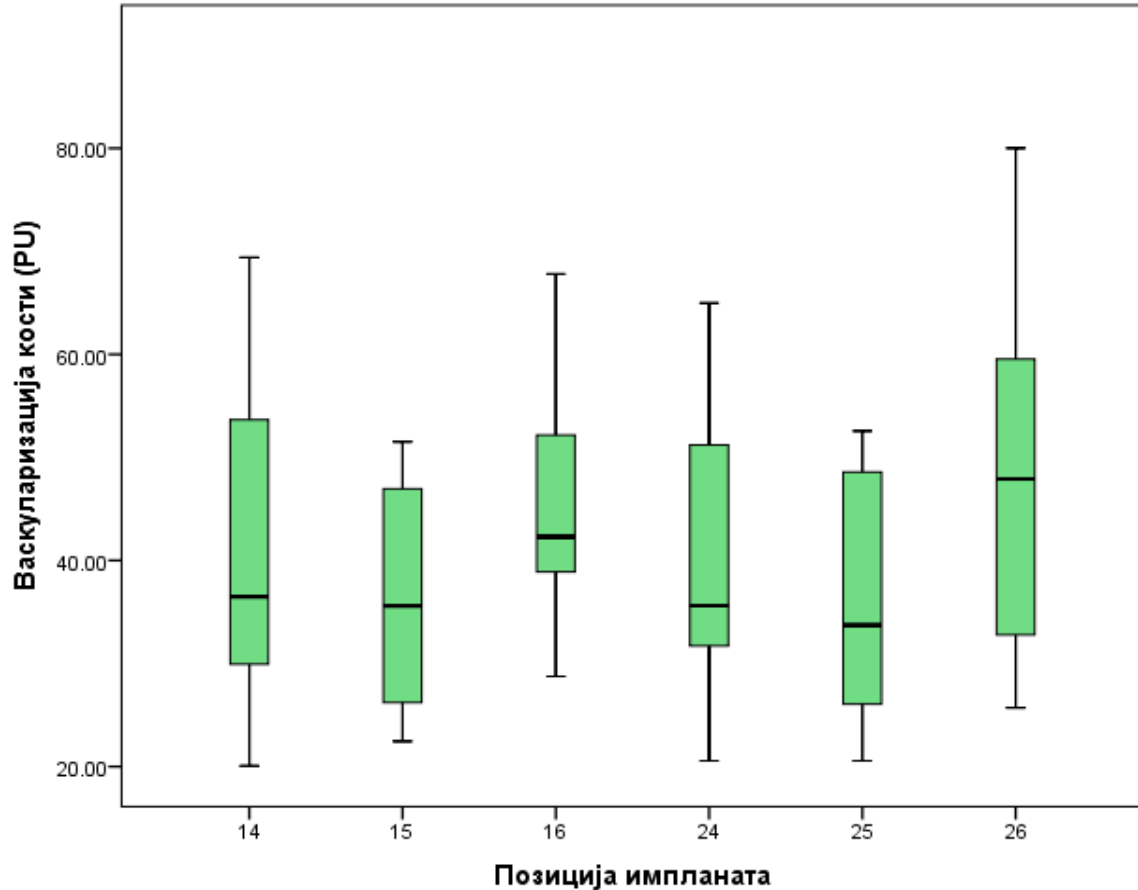
**Графикон 4.10** Графички приказ вредности васкуларизације код пацијаната мушког, односно женског пола (А), као и код различитих старосних група (Б)

Дистрибуција PU у различитим позицијама имплантних лежишта приказана је у Табели 4.6. и визуелизована на Графикону 4.11. Минимална вредност PU била је 20.07, а највиша 67,81.

**Табела 4.6** Вредности васкуларизације кости у имплантним лежиштима различитих позиција

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



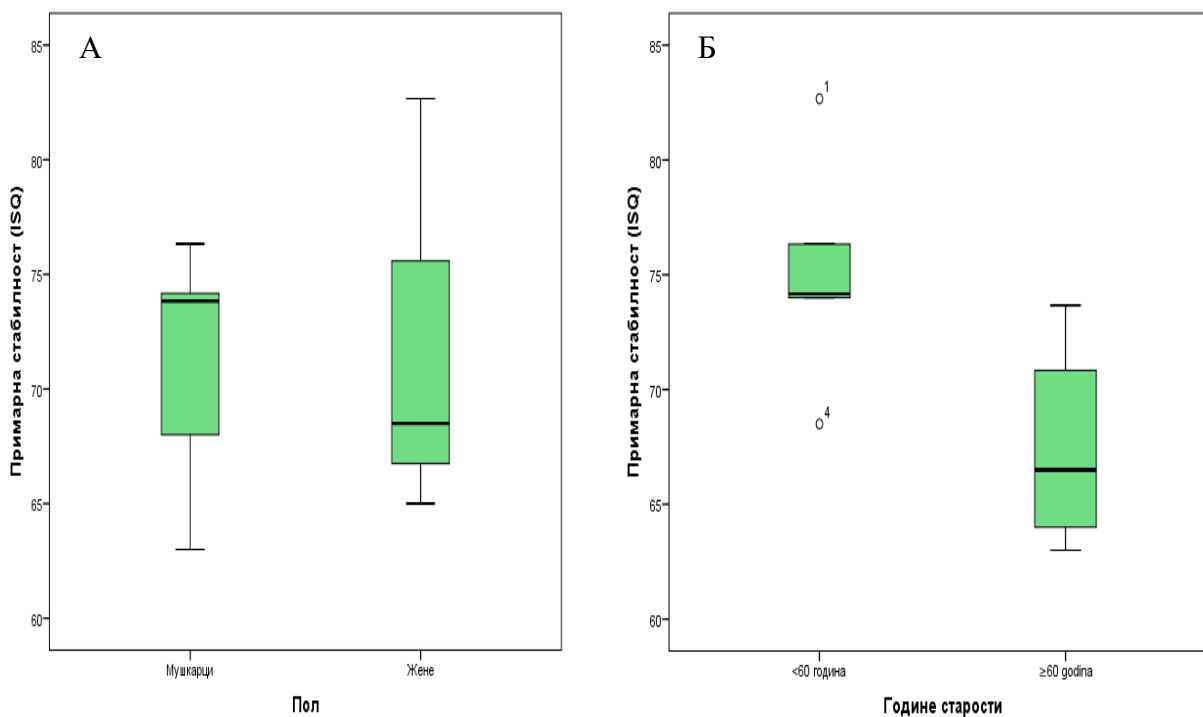
**Графикон 4.11** Дистрибуција PU у различитим позицијама имплантних лежишта. Уочава се да су највише вредности васкуларизације кости у позицијама првих молара са обе стране, док су најниже вредности у позицијама других премолара

## 5.5 ПРИМАРНА ИМПЛАНТНА СТАБИЛНОСТ

Примарна стабилност импланата износила је просечно  $71,72 \pm 7,41$  ISQ. Није било статистички значајне разлике у имплантној стабилности код мушкараца у односу на жене ( $71,53 \pm 5,02 / 72,06 \pm 9,36$ ) (Man-Whitney U тест  $p=1,00$ ). Импланти уграђени код пацијената старијих од 60 година остварили су знатно ниже 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 4.7 и Графикон 4.12).

**Табела 4.7** Дистрибуција вредности примарне стабилности међу половима и старосним групама

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



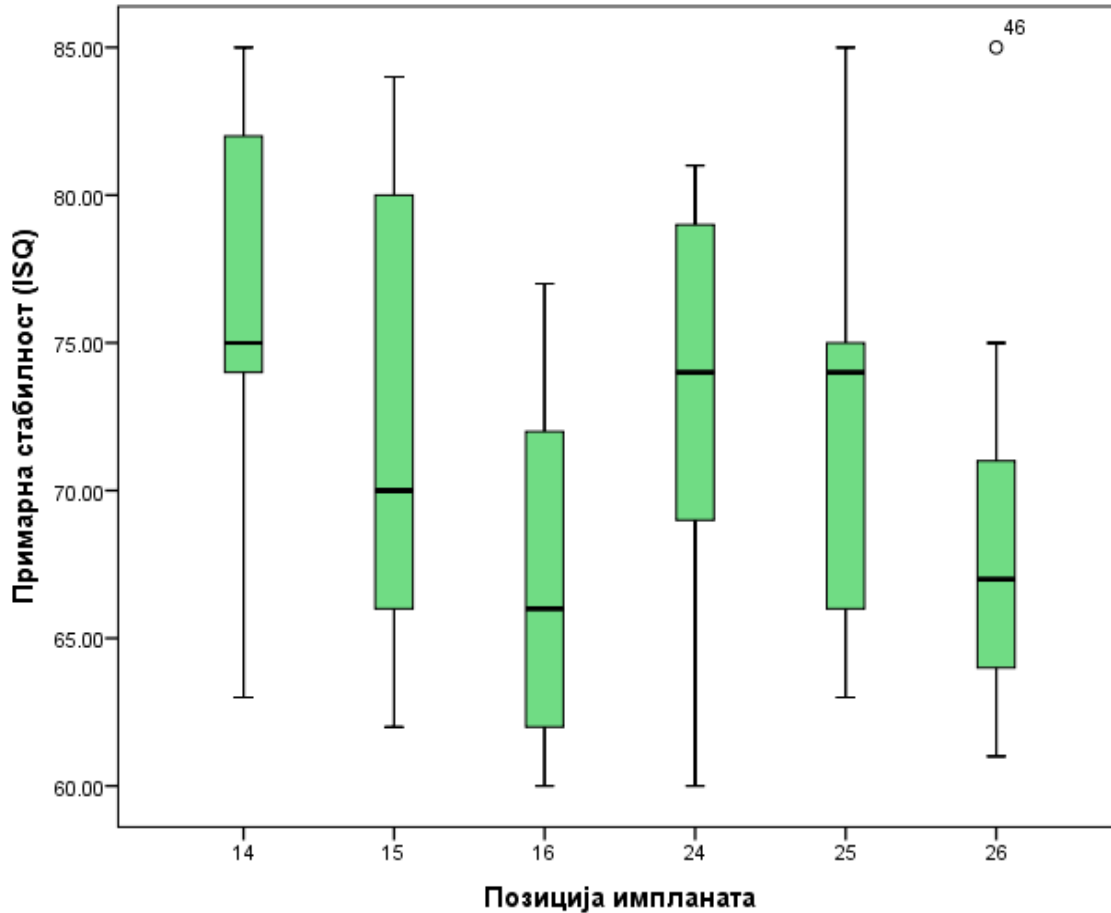
**Графикон 4.12** Приказ дистрибуције ISQ вредности које су остварили импланати код мушкараца и жена (А) и вредности примарне стабилности код импланата уграђених код пацијената млађих, односно старијих од 60 година (Б)

Дистрибуција вредности примарне стабилности у односу на различите позиције импланата у бочној регији горње вилице приказана је у Табели 4.8 и Графикону 4.13.

**Табела 4.8** Вредности примарне стабилности импланата различитих позиција

Позиција импланата	Примарна стабилност (ISQ)					
	Просечна вредност	SD	Медијана	Мин.	Макс.	95% CI
<b>14</b>	75,44	7,25	75	63	85	69,87-81,01
<b>15</b>	72,44	8,06	70	62	84	66,25-78,64
<b>16</b>	67,11	5,80	66	60	77	62,65-71,57
<b>24</b>	73,11	6,99	74	60	81	67,74-78,48
<b>25</b>	73,11	7,54	74	63	85	67,31-78,90
<b>26</b>	69,11	7,37	67	61	85	63,44-74,78
Kruskal Wallis тест			p=0,164			

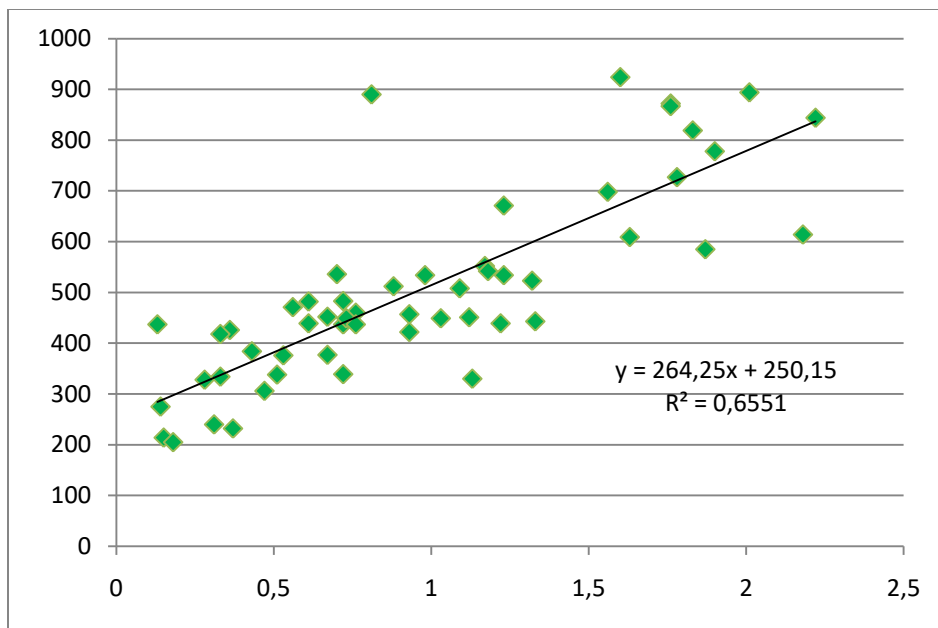
Примарна стабилност се кретала у опсегу од 60-85 ISQ. Није било статистички значајне разлике у вредностима примарне стабилности коју су остварили импланти у различитим позицијама (p=0,164; Kruskal Wallis-ов тест). Најниже вредности примарне стабилности забележене су у регији првих молара са обе стране,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



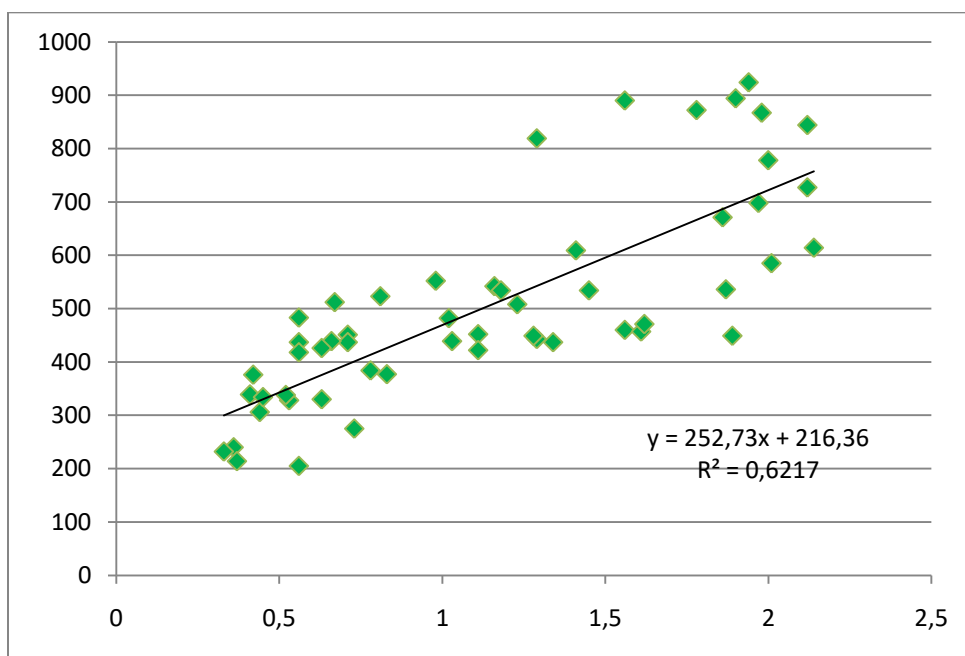
**Графикон 4.13** Дистрибуција примарне стабилност импланата у различитим позицијама. , а најниже у регији првих молараНајвише измерене вредности су у пределу првих премолар

#### 5.4 КОРЕЛАЦИЈА РАЗЛИЧИТИХ ПАРАМЕТАРА КВАЛИТЕТА ВИЛИЧНЕ КОСТИ

Постоји значајна линеарна корелација између вредности густине кости и дебљине букалне и палатиналне компакте 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** Графички приказ корелације између дебљине букале ламеле и густине кости



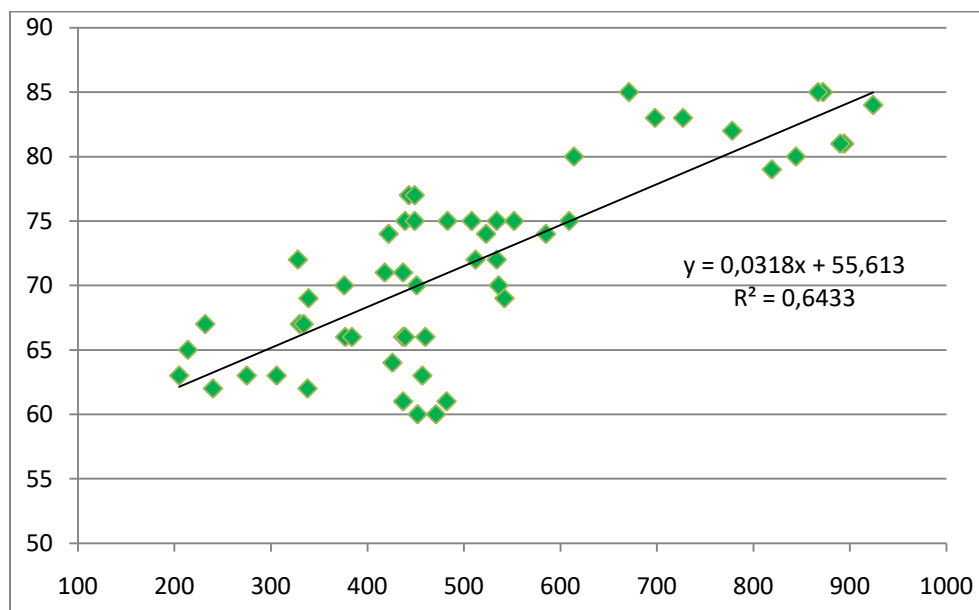
**Графикон 4.15** Графички приказ корелације између дебљине палатиналне ламеле и густине кости. Постоји јака линеарна корелација између поменутих параметара



Када је у питању однос васкуларизације и густине кости не уочава се значајна линеарна веза између ових параметараф (Spearman-ов коефицојент 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.

## 5.5 КОРЕЛАЦИЈА ПАРАМЕТАРА КВАЛИТЕТА ВИЛИЧНЕ КОСТИ И ПРИМАРНЕ ИМПЛАНТНЕ СТАБИЛНОСТИ

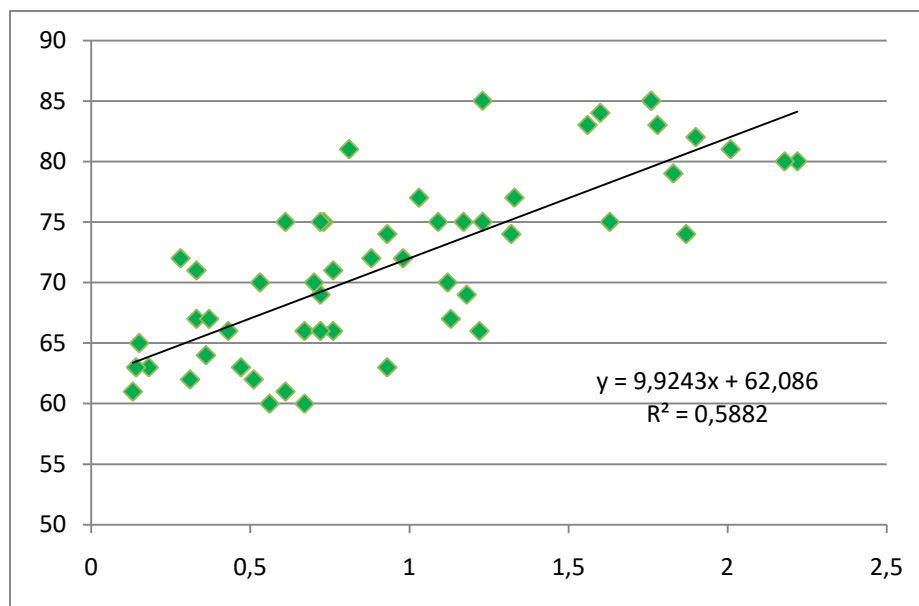
Постоји јака позитивна корелација између вредности густине кости и примарне стабилности (Графикон 4.16). Spearman-ов коефицијент корелације износио је 0,731,.



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

Једначина линеарне регресије на основу које може да се израчуна вредност примарне стабилности на основу преоперативно измерене густине кости је следећа: Примарна стабилност (ISQ)=0.031xГустина 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.

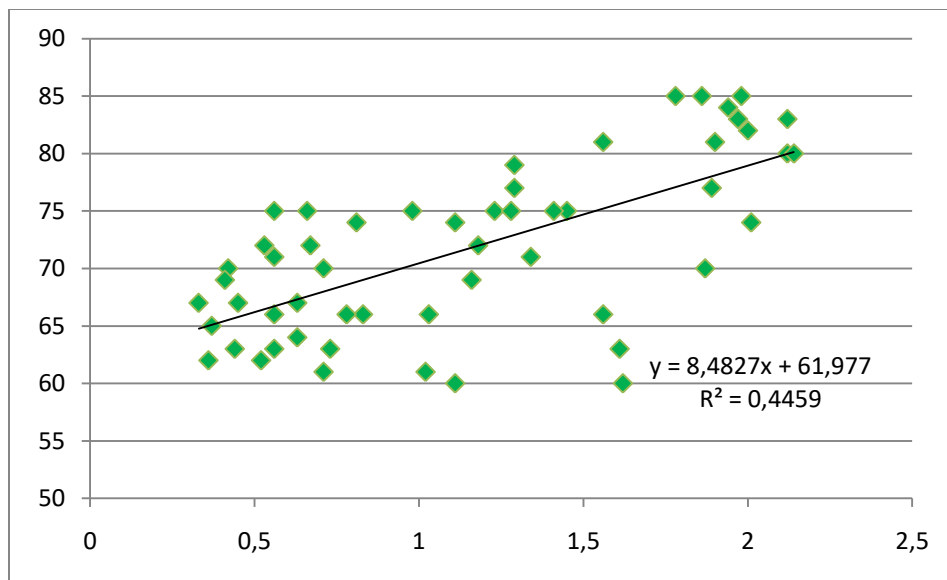


**Графикон 4.18** Графички приказ корелације између вредности дебљине букалне ламеле и вредности примарне имплантне стабилности

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** Графички приказ корелације између 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

---

Упркос бројним научним сазнањима и дугогодишњој клиничкој примени импланата, бочна регија горње и вилице и даље носи ризике са аспекта имплантолошке терапије и представља подручје са највећим процентом неуспеха (25,152). Бројна су ограничења која је потребно превазићи, а најчешће се односе на дефицит димензија и квалитета кости на месту за уградњу импланата. Смањење димензија алвеоларне кости може се превазићи регенеративним методама или применом импланата нестандартних дужина (8,23,55,153). Међутим, основни проблем везан је за квалитет виличне кости како би се постигла задовољавајућа почетна (примарна) стабилност и осигурао успех терапије, а посебно уколико се планира имедијатно или рано оптерећење импланата (154,155). Примарна стабилност као кључни параметар од кога зависи успех имплантне терапије у највећој мери зависи од квалитета коштаног ткива.

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 одговарајуће технике уградње, типа импланата и протокола њиховог оптерећења. У преимплантолошкој припреми адекватна процена квалитета коштаног ткива, дала би предвидљивост стабилности коју ће импланти остварити након уградње. На основу ових параметара могуће је изабрати одговарајући дизајн и димензије импланата, хируршку процедуру којом се може утицати на побољшање имплантне стабилности, као и извршити индивидуализацију плана терапије и плана оптерећења појединачних импланата с 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, а односи се на способност кости да се одупре фрактури. Најчешће је у литератури испитиван утицај густине коштаног ткива на имплантну стабилност (156–158). У овој студији смо вршили процену густине кости и дебљине кортикалних ламела на месту уградње импланата СТ методом и васкуларизације кости LDF методом и њихов утицај на примарну стабилност импланата специфичног дизајна (хибридни имплант са самоурезујућим навојима).

Већина понуђених метода које се користе у клиничкој пракси за процену квалитета коштаног ткива пре уградње импланата су субјективног карактера и не дају прецизне

информације нити омогућавају његову квантификацију. Појава СТ-а омогућила је да се на објективан начин изврши процена квантитативних и квалитативних карактеристика кости (159). Постоје и друге објективне методе које веома прецизно мере густину коштаног ткива, али њихова примена у имплантологији није индикована јер не дају адекватну могућност тродимензионалне анализе виличне кости за планирање уградње импланата.

Објективност СТ денситометрије, потврдили су многи аутори 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 НУ, а непосредно пред уградњу узимали коштане биопсије са места предвиђеног за имплантно лежиште и узорке анализирали хистоморфометријском методом. Ови аутори су потврдили да постоји веома значајна корелација (Pearson-ов тест  $r=0,691$ ) између вредности НУ и тзв. BV (енгл. *Bone volume*), јединица, које се рачунају као процентуална заступљеност минерализоване кости у узорку (160). 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 (161). Ово указује да процена густине кости може да се прецизно изврши приманом СТ методе и да вредности НУ, одговарају реалном стању минерализације коштаног ткива.

Просечна вредност густине кости у овој студији била је  $506,72 \pm 146$  НУ. Минимална измерена вредност износила је 205 НУ, а највиша 924 НУ. Овај резултат је компарабилан са студијама сличног дизајана. У студији Turkyilmaz-а и сар. (2007) који су испитивали густину кости различитих регија у вилицама вредност густине у бочној регији горње вилице износила је  $459 \pm 108$  НУ, измерена у 55 имплантних лежишта. Они су показали да је вредност густине кости значајно варирала у различитим регијама горње и доње вилице (271-1231 НУ), а да је најнижа вредност забележена у бочној регији горње вилице (88). У сличној студији Turkyilmaz и сар. (2007) са 22 имплантна лежишта у бочној регији горње вилице измерили су да је вредност густине кости била  $455,1 \pm 122$  НУ, док су у студији из 2008. године, добили резултат од 542 НУ измерену на 20 имплантних лежишта. Motofumi и сар (2015) (162) су вршили процену густине кости у бочној регији

горње вилице код 30 пацијената. Просечна вредност густине у овој студији била је 495 HU.

Међутим, резултати појединих студија су се прилично разликовали од резултата у овој студији у вези са густином кости. У клиничкој студији Fuh и сар. (2010), вршили су процену густине кости пре уградње импланата у предњој и бочној регији горње и доње вилице. Густина кости у бочној регији горње вилице у 37 имплантних лежишта била је  $332 \pm 136$  HU (44). Сличне резултатите добили су и Shapurian и сар. (163), ( $333 \pm 119$  HU) и de Oliveira и сар.(2007). За разлику од ових, у студији Ozan-а и сар. (2007), просечна вредност густине коси била је  $673 \pm 449$  HU. У табели 5.1 приказане су вредности густине у бочној регији горње вилице и величина узорка у студијама које су процену вршиле СТ денситометријом.

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

Студија	Вредност густине кости (HU) $\pm$ SD	Број имплантних Лежишта
<b>Shapurian и сар.(2006)</b>	333 $\pm$ 119	54
<b>de Oliveira et al. (2008)</b>	255 $\pm$ 184	29
<b>Turkyililmaz и сар. (2007)</b>	455 $\pm$ 122	22
<b>Fuh и сар. (2010)</b>	332 $\pm$ 136	37
<b>Ozan и сар. (2007)</b>	673 $\pm$ 449	18
<b>Turkyililmaz и сар. (2008)</b>	459 $\pm$ 108	55
<b>Sogo и сар (2015)</b>	495	30
<b>Hiasa и сар. (2011)</b>	486 $\pm$ 199	20
<b>Ова студија</b>	506 $\pm$ 146	54

Разлике у овима резултатима највероватније су последица другачије дистрибуције имплантних лежишта, с обзиром на локалне варијације густине кости у

оквиру исте регије. 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 импланата.

Резултати ове студије показују да постоји значајна варијација вредности НУ, у зависности од позиције имплантног лежишта (Kruskal-Wallis тест,  $p=0,040$ ). Најниже вредности густине кости измерене су у пределу првих молара, а највише 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 премолара ка моларима у бочној регији горње вилице (164).

Када је у питању поређење вредности густине кости између полова, веће вредности су забележене код мушкараца ( $517,69 \pm 100,06$  НУ), у односу на жене ( $484,78 \pm 244,59$  НУ), али ова разлика није била значајна. Овакав однос се уочава и у студији Turkyilmaz-а и сар. (2008) (11), као и у студији Shapurian-а и сар. (2006) (163). Раније студије су такође потврдиле да постоју разлика у густини кости код мушкараца и жена, која је била статистички значајна (165,166). Ову разлику аутори објашњавају хормонским статусом код жена, посебно у менопаузи, као и генерално већом коштаном масом код мушкараца (88).

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. У студији Turkyilmaz-а и сар. (2007), која је испитивала густину кости у различитим регијама у вилицама, густина је била већа код старијих у односу на млађе, међутим аутори су ову појаву објаснили већим бројем имплантних лежишта у доњој вилици која су била заступљена код старијих испитаника (88).

На основу класификације по Misch-у, 64,6% имплантних лежишта у овој студији припадаола 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.(2015) где је такође најзаступљенији био квалитет кости D3 (50%), затим D4 (32%), D2 (14%) и D1 (4%) (162).

Као објективна метода за процену густине кости СТ је предложена од стране бројних аутора. Међутим ова метода има и одређених недостанака, 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 (95,96,167,168). Isoda и сар. (2012) (94) су поредили вредности густине кости на СВСТ-у са примарном имплантном стабилношћу и установили да постоји значајна веза. Ови аутори сматрају да се примарна стабилност може предвидети на основу вредности густине кости 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 не врши адекватну процену густине кости(169,170).

Дебљина кортикалне кости која окружује спонгиозу у бочној регији је веома танка, а често и недостаје. Многи аутори су потврдили да имплантни остварују нижу примарну стабилност када се уграде у ову регију. Досадашње студије су се углавном базирале на испитивање утицаја густине спонгиозне кости на стабилност импланата. Мали је број студија које су вршиле процену дебљине компактне кости у пределу будућих имплантних лежишта и њен утицај на имплантну стабилност.

Процена дебљине букалне и палатиналне коштане ламеле 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  $1,15\pm 0,58\text{mm}$ . Willcoxon Signed Rank тест је показао да постоји статистички значајна разлика у овим вредностима. Нијде било статистички значајне разлике између мушкараца и жена, као ни у различитим старосним групама. Резултати су слични у студији Ohimotoa и сар. (2017)(89), 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 да постоји статистички значајна разлика са

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. Baumgaertd и сар (2011). су открили да је дебљина палатиналне коштане ламеле у бочној максилу износила  $1,06 \pm 0,26 \text{ mm}$  у пределу првих премолара и  $1,33 \text{ mm}$  у регији молара што је приближно резултатима ове студије.

Поред радиографских параметара, у овој студији вршена је и процена васкуларизације, као важног показатеља квалитета виличне кости. У ту сврху коришћена је LDF метода, а резултати изражени у PU. Turkyılmaz и сар. (2008), изнели су хипотезу да би ова метода могла да служи као алтернатива радиографским методама за процену квалитета виличне кости или да у комбинацији са њима да ширу 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 (120). 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 имплантним лежиштима у току препарације 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 стандардне, за ову регију вилице (108). Они су предложили да би за даља клиничка мерења требало да се користи стандардна методологија и опрема, како би резултати различитих студија били компарабилни.

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

результата 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 грађу кости у доњој у односу на горњу вилицу, где је значајно заступљенија компактна у односу на спонгиозну кост. Поједини аутори сматрају да је компактна кост десет пута мање васкуларизована у односу на спонгиозу. 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. Очекивано је да васкуларизација буде мања у доњој у односу на горњу вилицу, узимајући у обзир грађу кости. 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 2.0mm, за имплантно лежиште које је препарисано пилот борером промера 2,2mm и сонду фиксирани плочицом стерилног розе воска. У нашој студији сонда је била истих димензија као имплантно лежиште (2,8mm), па није било потребе за додатном фиксацијом, чиме је избегнута могућност евентуалне дисперзије ласерске светлости у току мерења.

Степен васкуларизације кости био је већи код мушкараца у односу на жене, као и код млађих у односу на старије пацијенте, међутим ова разлика није била статистички значајна. Слични су и резултати претходне две клиничке студије (108,110). Да би се испитала евентуална разлика између полова и старосних група, потребан је већи студијски узорак као и хетерогеност испитаника у односу на године старости.

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

У току мерења васкуларизације у овој 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 појединачно имплантно лежиште. С обзиром да је метода осетљива на спољашње утицаје ова мерења би требало спроводити под тачно

дефинисаним условима. Студија је потврдила да је клиничка процена васкуларизације могућа у току препарације имплантних лежипта у бочној регији горње вилице.

С обзиром на значај примарне стабилности за прогнозу успеха имплантне терапије (171), веома је важно прецизно одређивање њених вредности, као и праћење током различитих фаза зарастања. У овој студији је коришћена RFA метода која прецизно мери имплантну стабилност на неинвазиван начин (33,40). Осим квалитета коштаног ткива дизајн импланата у великој мери може утицати на примарну стабилност (172). У овој 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 (173). Сличне резултате су добили и аутори у другим експерименталним студијама (46,174). Toyoshima и сар. (2011), су такође показали у *in vivo* 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 (175). 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 више вредности имплантне стабилности у односу на цилиндричне без самоурезујућих навоја (130). У овој студији претпоставка је била ће самоурезујући импланти хибридног дизајна остварити високе вредности примарне стабилности у бочној регији горње вилице довољне за протокол имедијатног оптерећења. У литератури није јасно дефинисано колика би била гранична вредност која би омогућила имедијатно оптерећење импланата. Поједини аутори самтрају да је вредност примарне стабилности од 60-65ISQ, довољна за избор овог протокола (176). У клиничкој студији Коковића и сар. (2014) импланти овог дизајна уграђени у бочну регију доње вилице остварили су веома високе вредности примарне стабилности ( $79,09 \pm 5,97$  ISQ)(51)

Просечна вредност примарне стабилности у овој студији 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 (52). 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 опсегу од 62-80 ISQ. У сличној студији Марковић и сар. (2015) је добио просечну вредност импланата истог дизајна  $71.7 \pm 5.6$  ISQ (опсег 58-80 ISQ) (177). Руи и сар. (2016) су такође постигли високе вредности примарне стабилности у бочној регији горње вилице применом импланта овог дизајна ( $76.34 \pm 5.89$ ) (178).

Када је у питању међусобна веза између различитих параметара квалитета виличне кости који су испитивани у овој студији, уочено је да постоји статистички значајна корелација између вредности густине кости и дебљине букалне ( $r=0,762$ ) и палатиналне ламеле ( $r=0,613$ ). Уочена је значајна линеарна повезаност радиографских параметара и примарне имплантне стабилности. Васкуларизација кости није имала утицаја на имплантну стабилност.

## 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. Густина кости у позицијама првих премолара била је статистички значајно виша у односу на густину у позицијама првих молара.
4. Није било статистички значајне разлике у вредностима примарне имплантне стабилности у односу на различите позиције у бочној регији горње вилице
5. Васкуларизација виличне кости процењена методом ласер доплер флоуметрије не утиче директно на примарну стабилност и није показала линеарну корелацију са густином кости процењеном на СТ-у, па се не може се користити као алтернативна метода СТ-у у процени квалитета коштаног ткива, већ само као њена допуна.
6. Хибридни самоурезујући импланти (ТЕ, SLA-aktivni, Institut Straumann AG, Švajcarska) дужине 8mm остварују високе вредности примарне стабилности, 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. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2014;40(2):50.
3. Branemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U L, J, Hallen O OA. Osseointegrated implants in the 10-, treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 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 Feb;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.

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. Parithimarkalaigan 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 Feb;106(1):527–51.
16. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing three major determinants for late implant failures in the Brånemark system. *Eur J Oral Sci Eur J Oral Sci Eur J Oral Sci.* 1998;106(106):527–51.
17. Sachdeva A, Dhawan P, Sindwani S. Assessment of Implant Stability: Methods and Recent Advances. *Br J Med Med Res.* 2016 Jan 10;12(3):1–10.
18. 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.
19. 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 Dec;5(4):162–7.
20. 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(Supplement):256–70.
21. 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.

22. 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 Dec;69(12):e506–12.
23. Stafford GL. Short implants had lower survival rates in posterior jaws compared to standard implants. *Evid Based Dent.* 2016;17(4):115–6.
24. 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.
25. 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.
26. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):124–30.
27. Mistry G, Shetty O, Shetty S, Singh R. Measuring implant stability: A review of different methods. *J Dent Implant.* 2014;4(2):165–9.
28. 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 Oct;17(5):950–6.
29. Gill A, Rao P. Primary stability: The password of implant integration. *J Dent Implant.* 2012;2(2):103–9.
30. 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.
31. Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants: A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand.* 1987;58(5):567–77.

32. Digholkar S, Madhav V, Palaskar J. Methods to measure stability of dental implants. *J Dent Allied Sci.* 2014;3(1):17.
33. 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).
34. 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.
35. 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.
36. 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):0–0.
37. Kuzyk P, Schemitsch E. The basic science of peri-implant bone healing. *Indian J Orthop.* 2011;45(2):108.
38. Winter W, Klein D, Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *J Med Eng.* 2013;2013:ID 265412.
39. Atsumi M, Park S, Wang MSH. Methods Used to Assess Implant Stability : Current Status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(5):743–54.
40. 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.
41. Davies JE. Immediate loading: The role of the implant surface on biological stabilization. 2010;2(1):10–7.
42. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency

- analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000. 2008;47:51–66.
43. 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.
  44. 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.
  45. 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.
  46. 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.
  47. 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.
  48. 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.
  49. 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.
  50. 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 Mar;28(3):355–61.
  51. 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.
52. 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.
53. 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.
54. 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.
55. Monteiro DR. Posterior partially edentulous jaws, planning a rehabilitation with dental implants. *World J Clin Cases.* 2015;3(1):65.
56. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br Dent J.* 2006;201(2):77–89.
57. Lee J-E. Evaluation of anatomical considerations in the posterior maxillae for sinus augmentation. *World J Clin Cases.* 2014;2(11):683.
58. Prasad DK, Shetty M, Mehra DR. Anatomical Considerations in Implant Selection and Positioning. *Int J oral Implantol Clin Res.* 2013;4(1):24–9.
59. Dolanmaz D, Senel FC, Pektas ZÖ. Dental implants in posterior maxilla: Diagnostic and treatment aspects. *Int J Dent.* 2012;2012:2012–4.
60. Anandakrishna GN, Rao G. Pterygomaxillary implants: A graftless solution to deficient maxillary bone. *J Indian Prosthodont Soc.* 2012;12(3):182–6.
61. 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).

62. 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 Feb;25(2):e109–13.
63. 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.
64. Pagni G, Pellegrini G, Giannobile W V., Rasperini G. Postextraction alveolar ridge preservation: Biological basis and treatments. *Int J Dent.* 2012;2012.
65. Ali SA, Karthigeyan S, Deivanai M, Kumar A. Implant Rehabilitation For Atrophic Maxilla: A Review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(3):196–207.
66. Heinemann F, Hasan I, Bourauel C, Biffar R, Mundt T. Bone stability around dental implants: Treatment related factors. *Ann Anat.* 2015;199:3–8.
67. 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 Sep;43(9):1108–16.
68. 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.
69. Licata A. Bone density vs bone quality: What’s a clinician to do? *Cleve Clin J Med.* 2009;76(6):331–6.
70. 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.
71. Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Imp Res.* 2006;17(2):124–35.

72. 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.
73. 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 Sep;26(9):1051–9.
74. 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.
75. Jaffin RA, Berman CL. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis. *J Periodontol.* 1991 Jan;62(1):2–4.
76. 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 Aug;18(4):496–500.
77. 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.
78. 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.
79. Scheibel PC, Ramos AL, Iwaki LCV. Is there correlation between alveolar and systemic bone density? *Dental Press J Orthod.* 2013;18(5):78–83.
80. 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.
81. 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.



82. 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 Jun 1;37(6):684–9.
83. 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.
84. Chan H-L, Misch K, Wang H-L. Dental imaging in implant treatment planning. *Implant Dent*. 2010 Aug;19(4):288–98.
85. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: Are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(1).
86. 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.
87. 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.
88. 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.
89. 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.
90. 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.
91. 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.
92. 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.
  93. 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.
  94. 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.
  95. 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.
  96. 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 Aug;22(8):873–9.
  97. 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.
  98. Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy-A review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(2):131–43.
  99. 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.
  100. 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.
101. 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.
  102. 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.
  103. Uday NM, Prashanth K, Kumar ARV. CBCT evaluation of interdental cortical bone thickness at common orthodontic miniscrew implant placement sites. 2017;3(1):35–41.
  104. 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.
  105. 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.
  106. 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 Aug;22(4):70–6.
  107. 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.
  108. 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.

109. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J Prosthet Dent.* 1998 Oct;80(4):439–49.
110. 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.
111. 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.
112. 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.
113. 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 Jul;43(7):1218–22.
114. Setzer FC, Challagulla P, Kataoka SHH, Trope M. Effect of tooth isolation on laser Doppler readings. *Int Endod J.* 2013 Jun;46(6):517–22.
115. 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.
116. 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 Feb 18;48(1):697–701.
117. 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.
118. Barta A, Nagy G, Csiki Z, Márton S, Madléna M. Changes in gingival blood flow during orthodontic treatment. *Open Med.* 2010 Jan 1;5(6).

119. 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 Jun;26(6):720–4.
120. 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.
121. 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.
122. 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.
123. 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;459–68.
124. 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.
125. 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.
126. 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.

127. 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.
128. 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.
129. 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.
130. 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 Feb;16(1):89–95.
131. 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.
132. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, Kim MD, Kim S, Kim T, et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. 2013;30–6.
133. Goswami MM, Kumar M, Vats A, Bansal AS. Evaluation of dental implant insertion torque using a manual ratchet. *Med J Armed Forces India*. 2015 Dec;71:S327–32.
134. 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.
135. 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 Jan;21(1):1–12.
136. Al-Jetaily S, Al-dosari AA. Assessment of Osstell™ and Periotest® systems in measuring

- dental implant stability (in vitro study). *Saudi Dent J.* 2011 Jan;23(1):17–21.
137. 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 Aug;41(4):e90–5.
  138. 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.
  139. 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 Jan;52(1):29–33.
  140. 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 Apr;18(2):301–9.
  141. 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 Mar;88(3):281–8.
  142. 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.
  143. Chang P, Lang NP, Giannobile W V. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan;21(1):1–12.
  144. N. Meredith, D. Alleyane PC. meredith1996.pdf. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:261–7.
  145. 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.
  146. 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.
147. Gupta R, Padmanabhan T. Resonance frequency analysis. *Indian J Dent Res.* 2011;22(4):567.
  148. Açil 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.
  149. 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.
  150. 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.
  151. 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.
  152. 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.
  153. Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM. CLS of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *IJOMI* 2012;27:1323–1331. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27:1323–1331.
  154. Okada S. Preoperative evaluation of bone quality for dental implantation using an ultrasound axial transmission device in an ex vivo model. 2017;(July 2016):81–6.
  155. Patil R, Bharadwaj D. Is primary stability a predictable parameter for loading implant ?



2016;

156. 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.
157. Akoğlan M, Tatli 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 Aug;19(4):624–31.
158. 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 Jan;32(1):37–41.
159. 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.
160. Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(6):898–904.
161. Aksoy U, Eratalay K, Tözüm TF. The Possible Association Among Bone Density Values, Resonance Frequency Measurements, Tactile Sense, and Histomorphometric Evaluations of Dental Implant Osteotomy Sites: A Preliminary Study. *Implant Dent.* 2009 Aug;18(4):316–25.
162. Sogo M, Ikebe K, Yang TC, 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):183–7.
163. 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.
164. 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.

165. von Wowern N, Westergaard J, Kollerup G. Bone mineral content and bone metabolism in young adults with severe periodontitis. *J Clin Periodontol.* 2001 Jun;28(6):583–8.
166. 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.
167. 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 Nov;
168. 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.
169. 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.
170. Kim D-G. Can dental cone beam computed tomography assess bone mineral density? *J bone Metab.* 2014;21(2):117–26.
171. 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;0–0.
172. Zhang JN, Lu HP, Zhong C. [Impact of anchorage implant design factors on its primary stability]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2017 Aug 9;52(8):517–20.
173. Chrabieh E. IMPLANT MACRO-DESIGN AND IMPLANT STABILITY : AN EX VIVO STUDY. *Int Arab J Dent.* 2017;8(2):49–57.
174. 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.

175. 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 Mar;13(1):71–8.
176. 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.
177. 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.
178. Ryu HS, Namgung C, Heo YK, Lee JH, Lim YJ. 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.* 2015;1–9.

## СКРАЋЕНИЦЕ

CT	Компјутеризована томографија (енгл. <i>Computerized Tomography</i> )
CBCT	Компјутеризована томографија конусног зрака (енгл. <i>Cone Beam Computerized Tomography</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> )