

УНИВЕРЗИТЕТ У ПРИШТИНИ
МЕДИЦИНСКИ ФАКУЛТЕТ

Јулие С. Поповски

**УТИЦАЈ СТРУКТУРЕ ПОВРШИНЕ
ДЕНТАЛНИХ ИМПЛАНТАТА НА
СТАБИЛНОСТ И ПЕРИ-ИМПЛАНТАНТУ
КОШТАНУ РЕСОРПЦИЈУ**

Докторска дисертација

Косовска Митровица, 2025.

UNIVERSITY OF PRISTINA
FACULTY OF MEDICINE

Julie S. Popovski

**THE IMPACT OF DENTAL IMPLANT
SURFACE STRUCTURE ON STABILITY AND
PERI-IMPLANT BONE RESORPTION**

Doctoral Dissertation

Kosovska Mitrovica, 2025.

Ментор: Проф. др Зоран Влаховић

Чланови комисије:

Проф. др Бранко Михаиловић, председник

Проф. др Зоран Влаховић, члан

Проф. др Бранислав Илић, члан

Датум одбране:

ЗАХВАЛНИЦА

Ментору докторске дисертације, **проф. др Зорану Влаховићу**, ванредном професору Медицинског факултета Приштина у Косовској Митровици за вођење, подршку и реализацију овог рада.

Проф. др Бранку Михаиловићу, редовном професору Медицинског факултета Приштина у Косовској Митровици за подршку и саветима које је споделио са мном на сваком сусрету.

Проф. др Божидару Димитријевићу, мом првом едукатору имплантологије за консултације у сваком тренутку.

Проф. др Розалинди Исијановску, професору Медицинског факултета у Скопљу за изузетну помоћ у статистичкој обради добијених резултата у истраживању.

Доц. др Раши Младеновићу, доценту Факултета медицинских наука у Крагујевцу за несебичну техничку помоћ у реализацији рада.

Мр. Јадранки Пакић Грбић, менаџеру логистике Теламон за лекторирање рада.

Спец. др Димитру Тасевском, из Приватне стоматолошке ординације Ендомак у Скопљу за техничку помоћ око обраде података ЦБЦТ и дигиталне графије укључене у рад.

Захвалан мојим родитељима **Светиславу и Лиљани** и ћерки **Стели** за разумевање и подршку.

Највећу захвалност мојој **Елеонори** за сво стрпљење, разумевање и несебичну подршку коју ми је пружала током целог периода рада.

UTICAJ STRUKTURE POVRŠINE DENTALNIH IMPLANTATA NA STABILNOST I PERI-IMPLANTANTNU KOŠTANU RESORPCIJU

Sažetak

Ovaj rad je imao za cilj da se klinički procene primarna i sekundarna stabilnost dentalnih implantata sa različitim makrodizajnom uz pomoć analize rezonantne frekvencije i da se utvrdi dali dizajn i dužina implantata utiču na stabilnost i stepen stabilnosti i resorpciju peri-implantnog koštanog tkiva nakon opterećenja implantata sa protetskom krunom. Materijali i metode: Ova studija je obuhvatila 48 zdravih pacijenata koji su dobili zubne implantate, pre-implantiranja korišćen je protokol koji je uključivao detaljnu analizu kostiju, kliničke preglede i analiza kompjuterizovane tomografije sa konusnim snopom (CBCT). Implantati su bili različitih tipova i dimenzija (Alpha-Bio Tec (Izrael), nazvani DFI, SPI, NEO)), a hirurški zahvati su rađeni standardnim metodama. Stabilnost implantata je merena analizom rezonantne frekvencije (RFA) odmah nakon postavljanja i nakon 3, 6 i 12 meseci. Ukupan broj implantata postavljenih kod svih pacijenata je 96. Rezultati: Prosečna vrednost primarne stabilnosti za 10 mm SPI implantate postavljene u maksili iznosila je $68,2 \pm 1,7$ ISQ jedinica, implantat od 10 mm iznosio je $74,0 \pm 0,9$. Prosečna vrednost primarne stabilnosti za implantat DFI od 10 mm postavljen u mandibuli bila je $72,8 \pm 1,2$ ISQ, dok je za implantat od 10 mm NEO postavljen u mandibulu iznosila $\pm 0,8$ ISQ. Na osnovu Friedman ANOVA testa, razlike u merenjima stabilnosti za 10 mm i 11,5 mm SPI implantate i za 10 mm i 11,5 mm NEO implantate u maksili na dan 0 i posle 3, 6 i 12 meseci bili su značajni $p < 0,05$. Slično, na osnovu Friedman ANOVA testa, razlike u merenjima stabilnosti za 10 mm i 11,5 mm DFI implantata i za 10 mm i 11,5 mm NEO implantati u mandibuli na dan 0 i posle 3, 6. i 12. meseca je bila $p < 0,05$ ($p = 0,00000$). Resorpcija krestalne peri-implantne kosti kontrolisana je 6 i 12 meseci nakon implantacije ili 3 i 6 meseci nakon opterećenja protetskom krunom. Analizom retroalveolarnih digitalnih snimaka prosečne vrednosti peri-implantne resorpcije nakon 12 meseci merenja prosečnih vrednosti resorpcije PIK, SPI i NEO implantata od 10 mm u maksimumu je značajna za $p < 0,05$ (Mann-Whitney U Test: $Z = 2,58777$; $p = 0,009660$). Razlika nakon 12 meseci prosečnih vrednosti resorpcije kosti kod SPI od 11,5 mm u odnosu na NEO od 11,5 mm implantata u maksili je značajna za $p < 0,05$ (Mann-Whitney U Test: $Z = 2,897061$). Razlika posle 12 meseci prosečnih vrednosti DFI 10mm i NEO 10 mm implantata u mandibuli je značajna za $p < 0,05$ (Mann-Whitney U Test: $Z = 3,577510$; $p = 0,00347$). Razlika posle 12 meseci prosečnih vrednosti DFI i NEO od 11,5 mm implantata u mandibuli je značajna za $p < 0,05$ (Mann-Whitney U Test: $Z = 3,113568$; $p = 0,001849$). Zaključci: Univerzalni konusni implantati tipa NEO istakli su se kao optimalan izbor, jer su pružili statistički značajno veću primarnu i sekundarnu stabilnost i mekih i tvrdih tipova kostiju kao i manju peri-implantnu koštanu resorpciju u poređenju sa drugim implantatima. Dužina implantata nije značajno uticala na ovu stabilnost i na koštanu resorpciju.

Ključne reči: Dentalni implantati, Primarna stabilnost, Sekundarna stabilnost, Makrodizajn implantata, RFA- Rezonantna frekventna analiza, PIKR- Peri-implantanatna koštana resorpcija

Naučna oblast:

Uža naučna oblast:

UKD broj:

THE IMPACT OF DENTAL IMPLANT SURFACE STRUCTURE ON STABILITY AND PERI-IMPLANT BONE RESORPTION

Abstract

The aim of this dissertation was to clinically assess the primary and secondary stability of dental implants with different macro designs with the help of resonance frequency analysis and to determine whether the design and length of the implant affect the stability and degree of stability and resorption of peri-implant bone tissue after loading the implant with a prosthetic crown. Materials and Methods: This study included 48 healthy patients who received dental implants, a pre-implantation protocol was used that included detailed bone analysis, clinical examinations and Cone Beam Computed Tomography (CBCT) analysis. The implants were of different types and dimensions (Alpha-Bio Tec (Israel) named DFI, SPI and NEO)), and surgical procedures were performed using standard methods. The stability of the implant was measured by Resonance Frequency analysis (RFA) immediately after loading and after 3, 6 and 12 months. The total number of implants placed in all patients is 96. Results: The average primary stability value for 10 mm maxilla SPI implants was 68.2 ± 1.7 ISQ units, 10 mm implant was 74.0 ± 0.9 . The mean primary stability value for a 10 mm DFI implant placed in the mandible was 72.8 ± 1.2 ISQ, while for a 10 mm implant NEO placed in the mandible was ± 0.8 ISQ. Based on the Friedman ANOVA test, the differences in stability measurements for 10 mm and 11.5 mm SPI implants and for 10 mm and 11.5 mm NEO implants in the maxilla at day 0 and at 3, 6 and 12 months were significant $p < 0.05$. Similarly, based on the Friedman ANOVA test, the difference in stability measurements for 10 mm and 11.5 mm DFI implants and for 10 mm and 11.5 mm NEO implants in the mandible at day 0 and after 3, 6, and 12 months was $p < 0.05$ ($p = 0.00000$). Resorption of the crestal peri-implant bone was controlled at 6 and 12 months after implantation or 3 and 6 months after loading with the prosthetic crown. By analyzing retroalveolar digital images, the average values of peri-implant resorption after 12 months of measuring the average values of PIBR, SPI and NEO implants of 10 mm at maxilla is significant for $p < 0.05$ (Mann-Whitney U Test: $Z = 2.58777$; $p = 0.009660$). The difference after 12 months of mean bone resorption values in SPI of 11.5 mm compared to NEO of 11.5 mm implants in the maxilla is significant by $p < 0.05$ (Mann-Whitney U Test: $Z = 2.897061$). The difference after 12 months of mean values of DFI 10 mm and NEO 10 mm implants in the mandible is significant by $p < 0.05$ (Mann-Whitney U Test: $Z = 3.577510$; $p = 0.00347$). The difference after 12 months of mean DFI and NEO values of 11.5 mm implants in the mandible is significant by $p < 0.05$ (Mann-Whitney U Test: $Z = 3.113568$; $p = 0.001849$). Conclusions: Universal conical implants of the NEO type stood out as the optimal choice, as they provided statistically significantly higher primary and secondary stability of both soft and hard bone types as well as lower peri-implant bone resorption compared to other implants. The length of the implant did not significantly affect this stability and bone stability.

Keywords: Dental implants, Primary stability, Secondary stability, Implant macrodesign, RFA- Resonance frequency analysis, PIBR- Peri- implant bone resorption

Scientific field:

Scientific subfield:

UDC number:

Објављени и саопштени резултати који чине део дисертације

Из ове дисертације објављен је један научни рад у часопису на SCle листи категорије **M22 (IF 2.2)**.

1. **Popovski J**, Mikic M, Tasevski D, Dabic S, Mladenovic R. Comparing Implant Macrodesigns and Their Impact on Stability: A Year-Long Clinical Study. *Medicina*. 2024; 60(9):1546. <https://doi.org/10.3390/medicina60091546>

САДРЖАЈ

1. УВОД.....	1
2. ПРЕГЛЕД ЛИТЕРАТУРЕ	3
2.1. РАЗВОЈ ИМПЛАНТОЛОГИЈЕ	3
2.2. ОСЕОИНТЕГРАЦИЈА	6
2.2.1. АЛВЕОЛАРНА КОСТ	6
2.2.2. ГУСТИНА КОСТИ	8
2.2.3. РАДИОЛОШКА ПРОЦЕНА КВАЛИТЕТА КОСТИ	12
2.2.4. ХИСТОЛОШКИ КОНЦЕПТ ОСЕОИНТЕГРАЦИЈЕ	15
2.2.5. БИОКОМПАТИБИЛНОСТ МАТЕРИЈАЛА ЗА ИМПЛАНТАЦИЈУ	17
2.3. ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА.....	19
2.3.1. МАКРО ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА	20
2.3.2. МИКРОДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА	25
2.4. ХИРУРШКА ТЕХНИКА.....	27
2.4.1. ПРОТОКОЛ ИЗВОЂЕЊА УГРАДЊА ИМПЛАНТАТА.....	28
2.4.2. ПРЕПАРАЦИЈА ЛЕЖИШТА	29
2.4.3. ЈЕДНОФАЗНА И ДВОФАЗНА FLAP ТЕХНИКА УГРАДЊЕ ИМПЛАНТАТА	30
2.4.5. FLAPLESS ТЕХНИКА	31
2.4.6. ИМЕДИЈАНТНА УГРАДЊА ИМПЛАНТАТА	31
2.5. СТАБИЛНОСТ ИМПЛАНТАТА	32
2.5.1. МЕРЕЊЕ ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ	33
2.5.2. МЕТОДА АНАЛИЗЕ РЕЗОНАНТНЕ ФРЕКВЕНЦИЈЕ (RFA)	34
2.6. РЕЦЕСИЈА ПЕРИ-ИМПЛАНТНЕ КОСТИ	37
3. ЦИЉЕВИ ИСТРАЖИВАЊА.....	39
3.1. ХИПОТЕЗА.....	40
4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ.....	41
4.1. ПРВА ФАЗА.....	42
4.2. ДРУГА ФАЗА	47

4.2.1. ХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА ПОСТАВЉАЊА ИМПЛАНТАТА	47
4.3. ТРЕЋА ФАЗА	54
4.3.1. КЛИНИЧКА ИСПИТИВАЊА МЕРЕЊА ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ ..	54
4.3.2. КЛИНИЧКА ИСПИТИВАЊА И МЕРЕЊА СЕКУНДАРНЕ СТАБИЛНОСТИ	60
4.4. ЧЕТВРТА ФАЗА.....	61
4.4.1. МЕРЕЊА КОШТАНЕ РЕСОРПЦИЈЕ ПЕРИ-ИМПЛАНТНОГ ТКИВА	61
4.5. СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА.....	63
5. РЕЗУЛТАТИ	64
6. ДИСКУСИЈА.....	92
7. ЗАКЉУЧАК	104
8. ЛИТЕРАТУРА	105

1. УВОД

Савремена имплантологија има за циљ да обезбеди замену изгубљеног зуба помоћу денталног имплантата. Истраживања су показала да је титанијум најбољи избор материјала, јер не изазива негативне реакције у коштаном ткиву и омогућава успешну остеоинтеграцију у алвеоларни гребен.²¹⁹ Технолошки развој се усмерава ка побољшању обраде површине имплантата, са фокусом на софистициран макроскопски дизајн прилагођен квалитету кости, као и микрообраду површине имплантата. Ова микрообрада укључује механичке и хемијске методе, попут пескарења и ецовања, дуж целе површине која долази у контакт са алвеоларном кости.²¹³ Да би се титанијумски имплантат успешно уградио у коштаном ткиво, неопходно је направити лезију која изазива реакцију ткива. Ова реакција може бити двојаког типа.

А) Толерантност, након које долази до инкорпорације или

Б) Нетолерантност, након које следи одбацивање имплантата.

Лежиште имплантата настаје као резултат хируршке интервенције, која мора бити изведена у складу са стручним и прописаним правилима (*lege artis*).¹¹²

Досадашња истраживања показују да терапија денталним имплантатима постаје све предвидљивија и достиже успех од чак 97%. Међутим, овај висок проценат није резултат само макро и микро дизајна титанијумског имплантата. Успех укључује и темељну преоперативну припрему, прецизна мерења, информације о стању алвеоларне кости, правилан избор дужине, пречника и типа имплантата, као и одговарајућу хируршку технику. Такође, значајну улогу игра и избор адекватног алата за конкретни имплантни систем и стручност терапеута.

Након уградње и процеса остеоинтеграције, на успех значајно утиче правилан избор супраструктуре, квалитетно израђена протетска

надоградња, хигијенске навике пацијента и његово опште здравствено стање.

Међутим, постоје и фактори који могу утицати на смањење успешности, од којих је најчешћи захтев пацијената да се процес заврши што брже. Ово често доводи до скраћења периода „sleeping“ имплантата, са циљем да се у једној сеанси постави имплантат и одмах изради протетски рад са имедијатним оптерећењем.

Да би се успешно извршила имплантација, неопходан је ЦБЦТ (CBCT- Cone Beam Computer Tomography) налаз, који пружа податке о густини кости, прецизне мере дужине и ширине алвеоларног гребена, као и позиционирање и димензије имплантата. На основу ових података примењује се техника имплантације, затим се бира одговарајући абатмент и након процеса осеоинтеграције израђује протетска надокнада.

Да би се одабрао адекватан имплантат и постигла примарна стабилност и успешна осеоинтеграција, неопходно је проценити квалитет кости. Кост са већом густином обезбеђује већу примарну стабилност. Густина кости, утврђена ЦБЦТ-ом, изражава се у Hounsfield (HU) јединицама, док се примарна и секундарна стабилност имплантата мери у ISQ (Implant Stability Quotient) јединицама.

2. ПРЕГЛЕД ЛИТЕРАТУРЕ

2.1. РАЗВОЈ ИМПЛАНТОЛОГИЈЕ

Губитак зуба у горњој и доњој вилици, који доводи до недостатка функције жвакања, фонације и естетике, представља један од главних изазова денталне имплантологије.¹⁰⁴ Адекватна замена изгубљеног зуба имплантатом има велики значај за психолошко и опште здравствено стање пацијента.⁷⁸

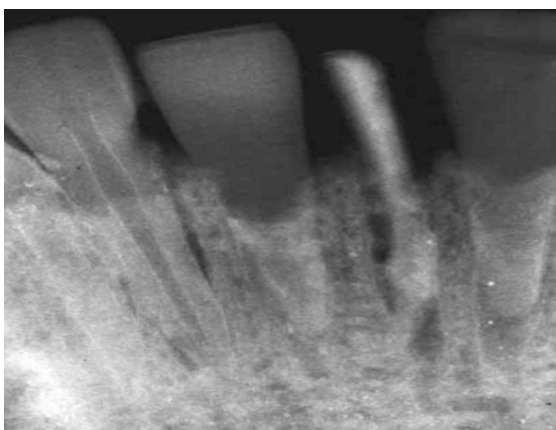
Први имплантолошки подухвати били су усмерени на замену изгубљеног зуба имплантатима.²³⁰ Најранији археолошки налази потичу из Централне Америке, код Маја, око 6000 година пре нове ере. У древној кинеској цивилизацији, око 4000 година пре нове ере, коришћени су алопластични материјали, укључујући резбарене штапиће бамбуса уграђене на месту изгубљених зуба.

Етрурци су, како се верује, израдили први имплантат од злата око 2500. године пре нове ере, док су Инке у периоду око 800. године пре нове ере имплантирали зубе израђене од шкољки, калцијум карбоната и аметиста.^{104,230,233} У Египту и на Блиском Истоку, Египћани и Феничани су око 900. године пре нове ере замењивали изгубљене зубе екстрахованим зубима својих робова или зубима животињског порекла, попут слоноваче.²⁴⁶



Слика 1. Мандибула пронађена са стране проф. Bobbio Zampetti P. Storia dell' implantologia, 2009

Професор Amadeo Bobbio је 1973 године спровео истраживање археолошких налаза из периода преколумбијске ере на локалитету Плаја Де Лос Муертос у Хондурасу. Према његовим налазима, имућнији припадници хијерархијски виших слојева као знак свог високог друштвеног статуса уграђивали су три шкољке у положај два централна инцизива у мандибули (Слика 2).²⁶ Такође, други припадници истог региона користили су тамномурно драго камење у исте сврхе.⁴⁰

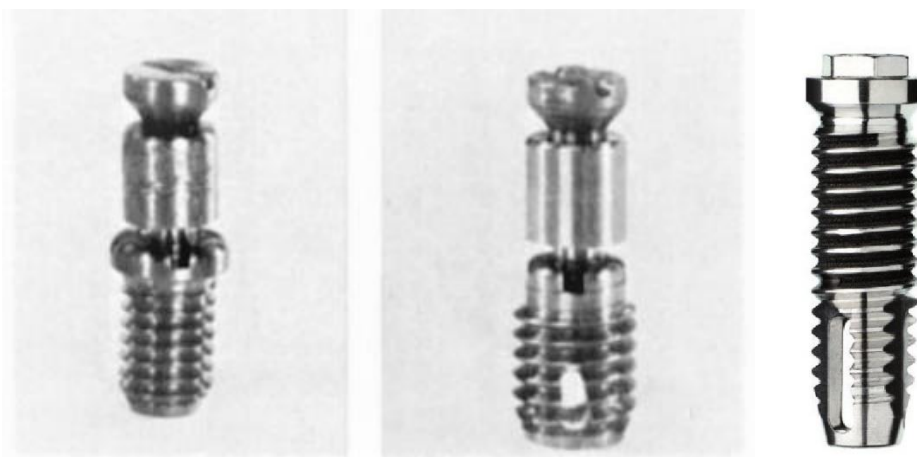


Слика 2. Радиографски снимак имплантиране шкољке Zampetti P. Storia dell' implantologia, 2009

После 1800. године наше ере почињу покушаји имплантације зуба уз коришћење зуба од кадавера (Hunter), као и различитих племенитих метала и легура обликованих у форми цилиндра, конуса, спирале и других облика. Cesare Calvina је 1931. године представио тачан преглед имплантата у коштаним дефектима на основу својих истраживања, закључујући да је позитиван резултат могућ само код коштаног ауототрансплантата.

Formigginі је 1947. године први употребио спирални имплантат направљен од тантала и тиме стекао звање "оца модерне имплантологије." Овај тип имплантата касније је усавршио Chercheve 1960. године, уводећи спирални имплантат направљен од кобалт-хром легуре. Значајан напредак у овој области остварио је Linkow 1968. године, увођењем лиснатих титанијумских имплантата.^{233,175}

У исто време, концепт замене изгубљених зуба наставио је да развија шведски професор Per Ingvar Brånemark, који је 1965. године поставио темеље модерног изгледа имплантата од чистог титанијума. Први Brånemark-ов имплантат био је цилиндричног облика, иницијално назван BIOTEC, а касније преименован у Brånemark. (Слика 3)



Слика 3. Brånemark Biotec имплантат

www.spotimplant.com

Brånemark је током истраживања микроциркулације кости и процеса зарастања фрактурираног фемура зеца открио да се титанијумове плочице за фиксацију коштаних фрагмената директно инкорпорирају у коштаном ткиво. Схвативши значај титанијума за ортопедију и стоматологију, наставио је истраживања која су му омогућила да постави темеље модерне имплантологије и развије први цилиндрични титанијумски имплантат. Biotec је имао полиране површине и навоје под углом.²³³

Brånemark је формулисао и редефинисао прву дефиницију осеоинтеграције: „Осеоинтеграција је структурна и функционална веза између изабраног коштаног ткива и површине имплантата који подноси оптерећење“.³¹

Alberktsson и Wennerberg су својим истраживањима предложили промену ове дефиниције. Они су указали на то да, ако се дентални имплантат посматра као страно тело, осеоинтеграција може бити

објашњена као заштитни механизам коштаног ткива на страно тело и на хидрофобичност његове спољашње површине.⁴

Данас, све већи број произвођача имплантата уводи иновације у циљу унапређења осеоинтеграције. Ове иновације укључују спољашњи макро и микро дизајн, промене углова навоја, вертикалне зарезе, третирање киселинама, пескарење, флуоризацију, оксидацију, наношење хидроксиапатита и медикамената, све у циљу брже и квалитетније осеоинтеграције.²³³

2.2. ОСЕОИНТЕГРАЦИЈА

Основни циљ оралне имплантологије - замена изгубљеног зуба имплантатом не би био потпун ако постављени имплантат не буде осеоинтегрисан тј. да имплантат буде у директној, структуралној и функционалној вези са кости.⁴³ Да би се осеоинтеграција остварила потребно је да алвеоларна кост која је акцептор имплантата својим квалитативним и квантитативним особинама утиче на осеоинтеграцију. Осим карактеристика кости, важну улогу у осеоинтеграцији имају и сами имплантати својим дизајном, површином и биокомпатибилношћу. Трећи фактор је хируршка техника и поштовање протокола за уградњу имплантата.

2.2.1. АЛВЕОЛАРНА КОСТ

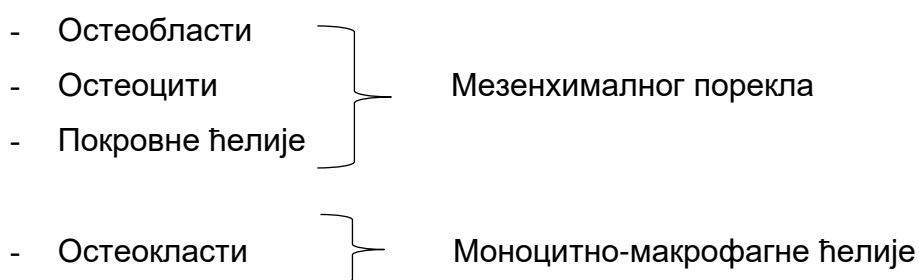
Кости чине око 14 % телесне масе човека, а у људском телу има их 206 укупно. Развијају се из мезенхима процесом остеогенезе. Коштано ткиво је врста везивног ткива у коме су инкорпориране неорганске минералне материје и чврсти органски материјали. Коштане ћелије луче фосфор и калцијум смештен у међућелијски простор који је проткан мноштвом каналића (Canaliculi Ossei) где пролазе крвни судови.⁴

Зрело коштано ткиво (ламерално) показује правилан распоред ћелија и међућелијске компоненте тј. ламерална грађа је правилно и паралелно распоређена. У коштаном ламели налази се тело остеоцита који

својим цитоплазматским процесусима комуницира узајамно са другим остеоцитима са суседним ламелама преко каналића (Canaliculi Ossei).¹¹⁵

Према начину распореда ламела костију разликују се два морфолошка облика кости. Један од облика је спонгиозна кост (Supstantia Spongiosa), а други компактна кост (Supstantia Compacta).⁶¹ На распоређивање утичу позиција кости, морфологија и биомеханичка својства.

У коштаном ткиву постоји неколико врста ћелијских елемената:^{61,140}
(Слика 4)



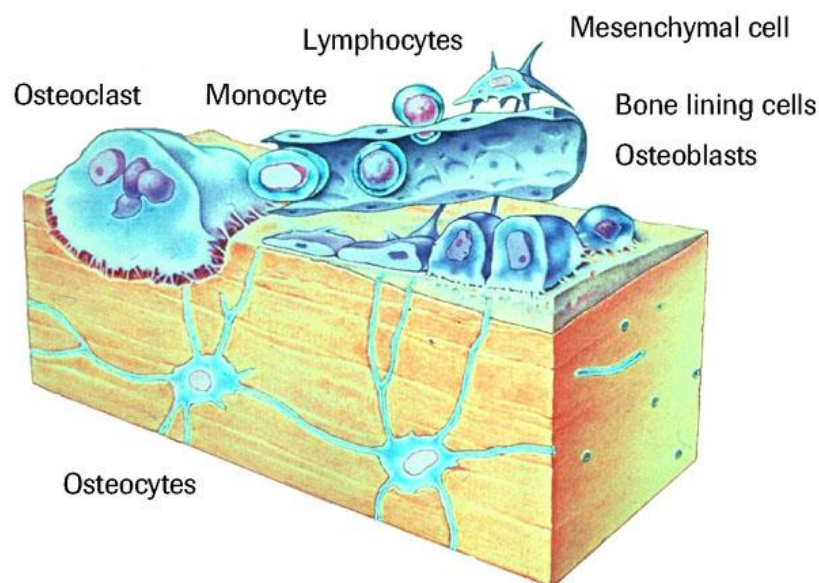
Најбројнији су остеоцити, зрело дефинисане ћелије¹³⁶ које настају уклапањем остеобласта у Osseo matrix-у⁸⁹ и имају способност ресорпције и синтезе кости¹².

Остеобласти ћелије су ћелије са развијеним Голџијевим апаратом и имају способност продукцију протеина. Оне су добро дефинисане, секретују протеине коштаног органског матрикса и колагена²¹⁰ и помажу еластичности и чврстости коштаног ткива. Налазе се на површини коштаних греда и кубоидног су облика.

Покровне ћелије вретенастог су облика и како само име каже покривају неактивну површину кости, потичу од мезенхима, а главна функција им је да прекурсују остеобласте.¹²

Остеокласти су мултинуклеарне фагоцитне ћелије, потичу из хематопоеетског ткива. Њихова главна функција је ресорпција кости, луче хидрохлорну киселину која заједно са калциум фосфатазом разграђују

минерални неоргански део. Присутни су и лизозоми и други ензими. ^{179,140, 70}



Слика 4. Хистолошки приказ коштаних ћелијских елемената

Од целуларне грађе матрикса види се да одређени елементи граде, а други разграђују кост. Све то је у равнотежи да кост остане у истом стању. Кад се равнотежа наруши, долази до суштинске промене као што су *Osseoporossis* и *Osseitis Deformans*.⁵⁸

На ефекат раста, разградње и деформитета кости утичу и хормони *Somatotropin* (хормон раста), хормони тироидне жлезде, паратиroidне жлезде, естроген, тестостерон и витамини А, Ц и Д.¹⁴¹

2.2.2. ГУСТИНА КОСТИ

Максила и мандибула су виличне кости где су постављени зуби, тачније њихов *procesus alveolaris* у којима су смештени корени зуба. Када дође до ситуације да ови корени буду отстрањени, алвеоларни гребен је место где треба празни простор испунити имплантатом. На спољашни и унутрашњи део алвеоларног гребена налази се *Supstantia Compacta*, а у средишњем делу где је кост дебља *Supstantia Spongiosa*. Квалитет резидуалног алвеоларног гребена (RAG) т ј. дебљина, густина и висина

RAG-а сигнализирају да ли је кост добар акцептор за имплантирање у адекватно подручје.²³³

Квалитет кости диктира план терапије:

- Број имплантата
- Дизајн имплантата
- Хируршки протокол
- Планирано оптерећење (имедијантно или одложено)

Добро испланирана и реализована терапија резултира очекивану успешност и дуготрајну осеоинтеграцију.⁴⁷ Урођена карактеристика квалитета и квантитета кости не само што се индивидуално разликује код сваке особе, него постоје и разлике у појединим регијама алвеоларног гребена. Било је више покушаја да се класификује квалитет кости. Први је то покушао Linkow (1970) који је класификовао разлику густине кости на основу распореда коштаних ламела.¹²⁹ Из резултата закључио је да: Класа 1 је врло задовољавајућа за имплантирање. Класа 2, задовољавајућа за имплантирање, а класа 3 незадовољавајућа за имплантирање. Lekholm и Zarb (1985) класификовали су алвеоларну кост у 4 класе (Табела 1) на основу радиолошке компаративне студије, између компактне и спонгиозне кости.

Табела 1. Класификација густине кости по Lekholm и Zarb

Густина кости	Опис
Q1	Хомогена компактна кост
Q2	Широки слој компактне кости који опкружује језгро густе спонгиозне кости
Q3	Танак слој компактне кости који опкружује густу спонгиозну кост
Q4	Танак слој компактне кости који опкружује растреситу спонгиозну кост

Misch (1988) предложио класификацију типа кости на основу макроскопских разлика спонгиозне и компактне кости. (Табела 2)

Табела 2. Класификација густине кости по Misch-a

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

Brånemark издваја 4 категорије квалитета кости упоређујући волумен спонгиозне и кортикалне кости. Информација о квалитету кости пре почетка имплантирања треба се допунити са степеном ресорпције алвеоларног гребена тј. квантитативно колико је гребен ресорбован што је у корелацији са временом које је прошло од губитка зуба до времена имплантације. Наравно, ресорпција је јача уколико је овај период дужи.

Atwood (1971) је испитивао степен ресорпције доње вилице и уврстио их је у 6 класе.¹⁷⁵

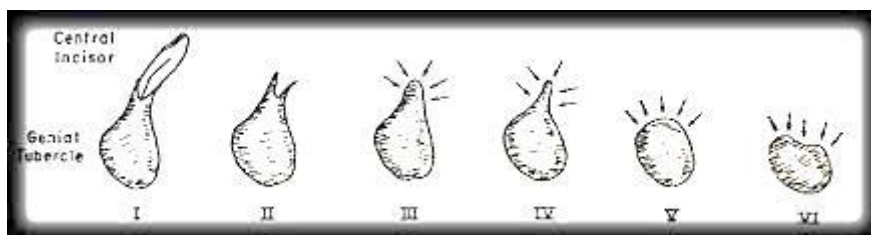
I и II. Алвеоларни гребен непосредно после вађења зуба у горњој односно у доњој вилици

III. Висок алвеоларни гребен

IV. Висок и узак алвеоларни гребен

V. Заобљен и раван алвеоларни гребен

VI. Конкаван и заобљен алвеоларни гребен



Слика 5. Степен ресорпције доње вилице – Atwood

Fallschusse (1985) објашњава и класификује ресорпцију резидуалног алвеоларног гребена у 5 класа:

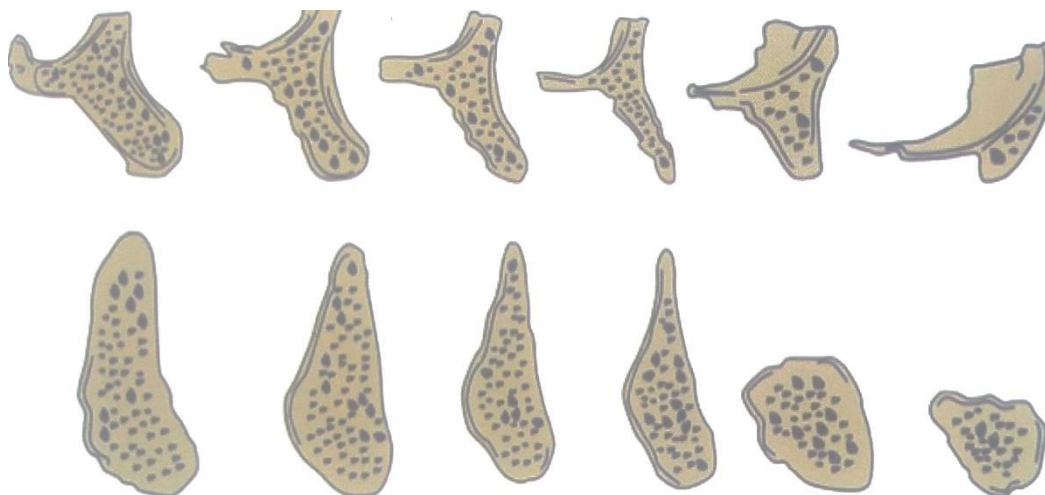
- А. Широки и висок алвеоларни гребен
- Б. Узак и висок алвеоларни гребен
- В. Оштар и висок алвеоларни гребен
- Г. Широки алвеоларни гребен редуковане висине
- Д. Потпуно ресорбовани алвеоларни гребен

Lekholm и Zarb (1985) су класифицирали резидуални алвеоларни гребен горње и доње вилице у 5 категорије са предлогом који имплантат употребити за који тип ресорпције алвеоларног гребена користећи тактилну хируршку перцепцију.^{174,128}

- А. Здрав алвеоларни гребен
- Б. Мала ресорпција алвеоларног гребена
- В. Појачана ресорпција алвеоларног гребена према базалном делу
- Г. Почетна ресорпција базалног дела
- Д. Екстремна ресорпција базалног дела

Misch и Judy су 1987 године резидуални алвеоларни гребен делимично безубе вилице поделили у 5 категорије, прва категорија представља незнатну ресорпцију, док је пета категорија потпуно ресорбовани алвеоларни гребен. Категоризација је посебно значајна зато што даје препоруке коју врсту имплантата и које преимплантациске методе

припреме за аугментацију ресорбованог или делимично ресорбованог алвеоларног гребена треба применити. (Слика 6)



Слика 6. Misch – Judy класификација алвеоларног гребена

Без разлике које од класификација узимамо у обзир за квалитативну²¹⁰ процену односа компактне и спонгиозне кости или квантитативну⁹¹ за висину и ширину резидуланог алвеоларног гребена, може се закључити да се имплантолог у пракси сусреће са компликованијим случајевима које је тешко решити али и са захвалним случајевима који се решавају са лакоћом.

2.2.3. РАДИОЛОШКА ПРОЦЕНА КВАЛИТЕТА КОСТИ

Радиолошко испитивање густине коштаног ткива представља значајни сегмент имплантолошке припреме. Успоставило се да дводимензионални радиолошки снимак даје оскудне податке у вези са квалитативно – квантитативне особине резидуалног алвеоларног гребена. Тродимензионални радиолошки приказ- компјутеризована томографија (Computed Tomography–CT)²⁴⁰ и компјутеризована томографија конусних зрака (Cone Beam Computer Tomography– CBCT)¹⁹¹, су компјутеризоване тродимензионалне методе снимања које у потпуности задовољавају све

врсте мерења о висини, дебљини и дубини алвеоларног гребена као и густина кости.³⁶

У данашње време СВСТ има примарно место у преимплантолошкој фази, а још већи знајач у фази имплантације и протетску рехабилитацију фиксних или мобилних протетских надокнада.

Предност снимања СВСТ-а у поређењу са СТ за пацијента је мања доза зрачења. Економски нижа цена апарата и једноставнији софтвер доступнији су за терапеута.⁹⁷ За имплантолога омогућава визуелну реконструкцију максилофацијалног региона за позицију имплантирања и значајне околне анатомске структуре у промеру 1:1. Могућност виртуелног постављања имплантата помаже терапеуту да одабере адекватне димензије имплантата у зависности од бренда и конструирање навигационог водича за имплантацију. Опција мерења густине кости олакшава сваком имплантологу да одабере имплантат са морфолошким карактеристикама адекватне густине.

Hounsfield први представља своју технику снимања 1972 године. Назива је аксијално попречно компјутеризовано скенирање. Практичну примену у имплантолошком планирању за постављања имплантата у алвеоларну кост почиње у 1978 године. Компјутерском томографијом направљен је искорак у класификацији густине кости у поређењу са класификацијом направљеној на бази субјективних процена квалитета костију.

Помоћу СТ снимка и интерактивног софтвера добијени су објективни резултати густине кости.¹⁵³ Из пијетета према аутору, мерне јединице назване су Hounsfield-ове јединице за густину кости (HU).²⁰⁵ Вредност HU јединица одређује густину материје кроз које пролазе X зраци.

Користећи ову технику снимања Norton и Gamble (2001) извршили су мерења у HU јединицама на већ претходно класификованог квалитета кости према Lekholm- у и Zarb-у и дошли до податка класификованих и приказаних у табели. (Табела 3)

Табела 3. Класификација густине кости по Nortonu и Gambli

Локација	Вредност HU	Квалитет
Мандибула фронт	850 <	Q1
Мандибула бочна регија Максила фронт	+500 до +850	Q2/3
Максила бочна регија	0 до +500	Q4
Регија тубера	0 >	Q4*

Сличну класификацију густине кости у HU јединицама урадили су и Misch и Kircos 1999 године. (Табела 4)

Табела 4. Класификација по Mischu и Kircosu (1999)

Локација	Вредност HU	Густина
Мандибула фронт	1250 <	D1
Мандибула фронтална и бочна регија Максила фронт	850 – 1200	D2
Мандибула бочна регија Максила бочна регија и фронт	350 – 850	D3
Максила бочна регија	150 – 350	D4

Поред већ споменутих метода за процену густине кости постоје и методе као:

- Анализа ортопантомограма
- Радиографска фотодезинтометрија
- Радиограмометрија (RG)
- Једноенергетска абсорпција фотона (SPA)

- Двоенергетска абсорпција фотона (DPA)
- Хистолошка анализа
- Двоенергетска абсорпција X зрака
- Техника расипања гама зрака
- Анализа активација неутрона

Знајући горе поменуте методе ипак можемо издвојити да су СТ и СВСТ методе избора за процену густине кости у данашње време.

2.2.4. ХИСТОЛОШКИ КОНЦЕПТ ОСЕОИНТЕГРАЦИЈЕ

Директна, функционална и структурална веза између површине имплантата који подноси притисак и кости дефинисана је као осеоинтеграција.³² Да би разумели осеоинтеграцију довољно је знати хистолошке промене коштаног ткива приликом препарације лежишта имплантата. Приликом машинске препарације алвеоларне кости и стварање лежишта за имплантат настаје траума и оштећење кости и крвних судова. Нормално свака хируршка траума кости провоцира крварење, стварање крвног угрушка у периимплантни простор, локалну инфламацију и формирање зоне некрозе. Када је некротична зона мања тј. Уска, процес регенерације иде бржим током, а ако је простор већи одговор зарастања иде спорије. Репараторне макрофагне и недиференциране мезенхималне ћелије за недељу дана након имплантације почињу да продукују и ослобађају факторе раста који стимулишу фиброплазију кроз коју се формира недеференцирано превремено везивно ткиво у трабекуларним регионима на страни имплантата и на местима фуркације. Остеокласти у овој фази почињу да се издижу у горњи део уског простора кости даље од површине имплантата и некротична кост се полако ресорбује. Две недеље након операције уградње, преглед коштаног ткива поред имплантата документује присуство тзв. реверзних линија, које указују на ниво ресорпције некротизираниог ткива у местима фуркације. Имплантантно формирање нове кости - осеоинтеграција је у овој фази зарастања доминантна особина, док се на врховима навоја имплантата

уочавају дискретна подручја ресорпције кости. Капацитет - стабилност имплантата се у овом интервалу и даље одржава кроз пресовање у некротизираним деловима кортикалне кости. После четири недеље периода зарастања рана, коштаном ткивом у зони ширине око један милиметар бочно од имплантата садржи остатке старе кости који су делимично замењени новоформираном кости. Неминерализовани део коштаног ткива (примарна коштаног срж) у овој фази не садржи адипоците. Значајно је обратити пажњу на присуство новоформиране кости која облаже већину делова површине имплантата. Ова новоформирана кост представља прву фазу праве осеоинтеграције. Фазу моделирања прати фаза ремоделирања током које се проткана кост замењује ламеларном са добрим потенцијалом да преузме и расподелу оптерећења. Уткана кост се кроз процес остеокластичне активности постепено уклања и замењује ламеларну кост и коштану срж. Осам недеља након што је површина титанијума обложена танким ободом ламеларне кости, бочно се може уочити коштаног срж богата адипоцитима. Типични секундарни остеоцити са концентричним ламелама и централним Хаверсовим каналом могу се уочити у ламеларној кости унутар зоне притиска и у прилагођеном коштаном ткиву. Како се зарастање наставља, целокупни део првобитне кости замењен је новом. Ново-настала ламеларна кост поред имплантата, наставља се са светлије обојеним старим коштаном ткивом. У апикалном делу коштаног срж на месту, може се видети танак обод ламеларне кости у контакту са површином имплантата. Стопостотни спој између кости и имплантата не постоји у пракси. Sennerby и сар. (1991) доказали су да директан контакт веза са имплантатом у облику цилиндра остварује се у 56-85% случајева, док Linkow 1992 године тврди да директни контакт са лиснатим имплантатом остварује се у 46–82% случајева. Johanson и Alberktsson 1987 године у својим истраживањима дошли су до податка да формирање ткива у међупростор имплантата и кости долази месец дана после имплантације, а у просеку је 50% директног споја након 3 месеца, а након 6 месеци 65% и 80% после годину дана од имплантирања. Закључили су да се осеоинтеграција оствари на 25-75% површине, а у осталим деловима у

међупростору може бити испуњено неминерализовано ткиво, крвни судови, нерви и везивно фиброзно ткиво.

Brånemark и сарадници као битан услов за осеоинтеграцију узимају да једноосеални имплантат буде 3 до 6 месеци након уградње затворен у алвеоларну кост и неоптерећен у афункционалном стању. У току прве фазе зарастања која траје 12 месеци формира се нова кост, калус који премешћује пукотину између имплантата и кости. Друга фаза ремоделације траје од 3- 18 месеци и одвија се након функционалног оптерећења имплантата. Стање учвршћивања условљено је равнотежом између делујућих оптерећења и адаптационих потенцијала кости.¹⁷⁵

2.2.5. БИОКОМПАТИБИЛНОСТ МАТЕРИЈАЛА ЗА ИМПЛАНТАЦИЈУ

Биокомпатибилност је усаглашеност имплантних материјала са живим ткивима који се међусобно не оштећују, што значи да нису токсични, не узрокују алергију, не делују канцерогено, не кородирају и не дају реакцију страног тела.¹⁷⁴

Биоматеријали према пореклу могу бити:

- Аутологни – алопластични биолошки материјали који се аутотрансплантирају из истог организма
- Хомологни – биолошки материјали који се трансплантирају из другог организма исте врсте
- Хетерологни – биолошки материјали који се трансплантирају из организма друге врсте
- Алопластични – синтетизовани материјали неживог порекла који се имплантирају у живи организм

Алопластични материјали као што су метали, металне легуре, керамика показало се да могу проузроковати различите локалне реакције алвеоларне кости и подељени су у 4 групе:

- Биотолерантни (Co-Cr-Mo легуре, златне легуре или нерђајући челик) дају дистантну остеогенезу зарастања јер коштано ткиво не

реагује на имплантат као на страни тело, инкапсулира га и испуњава међупростор густим и здравим везивним ткивом

- Биоинертни (керамика, алуминиум оксид) дају контактну остеогенезу јер организам их не препознаје као страни материјал, ствара калус између имплантата и кости који имају интимни контакт али без успостављања хемиске везе.
- Биоадхезивни (TiO_2 , TaO_2) дају адхезивну остеогенезу са специфичном биореакцијом кости и оформљени калус остварује хемиску везу са површином материјала имплантата који је анкилотично везан уз кост
- Биореактивни (Hydroxyapatite, Bioglas) дају интерактивну остеогенезу коју успостављају хемиску везу и размену јона са околним коштаном ткивом

Сматра се да имплантантни материјали морају бити не цитотоксични, не иритирајући, не алергични и не канцерогени, затим да су биомеханички хармонични са физичким особинама ткива и да поседују биоадхезивност која је врло важна за имплантантну везу са околним ткивом.¹¹⁰ Основни услов који треба да испуњавају имплантати у моменту уградње је да њихова површина буде механички и хемијски чиста и електрохемијски постојана (Lemons 1983).¹⁷⁴

Користећи адекватни биоматеријал имплантата, хируршку технику која минимално трауматизира меко и коштаном ткиво, резултат је добре остеоинтеграције. У случају када приликом зарастања постављеног имплантата постоје знаци микро померања уместо остеоинтеграције резултат је везивноткивна инкапсулација.

Микро померања најчешће су узроковани неадекватним оптерећењем, без разлике да ли је то због неадекватне протетске надокнаде, намерна нефизиолошка оптерећења или ненамерна ноћна крепитација зуба (бруксизам) биомеханички фактор силе. Закључак је да употребом свих принципа имплантирања, биомеханичка сила за време

зарастања имплантата је одлучујућа да крајњи резултат буде остеинтеграција или везивна инкапсулација.^{49,98}

Алопластичне материјале које се најчешће користе у горњој и доњој виличној кости су титанијум и титанијумове легуре и керамика (калцијум фосфат). Титанијумови имплантати за масовну употребу углавном су са чистоћом 99,75%, а остатак од 0,25% гвожђе, азот, угљеник и киселине.¹⁷⁴ Титанијум је неплеменит метал, некородира али у контакту са меким и коштаним ткивом и ткивним течностима оксидира (анодна оксидација) и ствара покривни слој од 15–20 nm (наномикрона) титанијум диоксида (TiO_2)²³⁹ у највећој мери као и од титанијум оксида (TiO) и титанијум пероксида (Ti_2O_5) у траговима.²¹⁹ Стварање покривног слоја оксида одговоран је за биокомпатибилност овог материјала т.ј. титанијумовог имплантата.¹²² Титанијум је јак материјал, лако се обрађује у било коју форму, па и у форму имплантата. Његова густина је на најнижем нивоу у поређењу са свим материјалима за имплантате, термичка проводљивост му је мања од племенитих метала, а модул еластичности сличан је еластичности кости, па зато задовољава својим особинама да има високо затезну моћ, чврстоћу, издржљивост на оптерећење и отпорност. Ове особине омогућавају да мастикаторне функције издрже без деформитета или пуцања.¹¹⁰ Керамички материјали за израду имплантата могу бити у моно и поликристалној форми. Бионеактивна (алумина и сафир форма) и биоактивна керамика (биоглас и хидроксиапатит), одликују се са великом тврдоћом, ниском термалном и електричном проводљивошћу, хемијски су инертни, имају малу отпорност на савијање и удар и малу затезну чврстоћу. Особине металних имплантата предњаће добрим механичким особинама док биолошке особине предњаче квалитетом код керамичких имплантата.^{174,102,80,87}

2.3. ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА

Према свом изгледу, локализацији и хуруршке технике уградње постоје пет основних група имплантата

- Ендоосалне

- Трансosseалне
- Трансденталне
- Субпериоосалне
- Интрамукозне

Прави избор дизајна, облика, димензије и адекватну хируршку технику утичу на примарну стабилност и правилну расподелу силе загрижаја.

Ендоосеални уједно и најзаступљенији у пракси око 95% случајева су у облику корена зуба. Могу бити једноделни (монофазни) код којих је тело имплантата и супраструктура у једној целини и дводелни имплантати.¹⁷⁴ Једноделни се употребљавају када је одабрана метода имедијантног оптерећења, а аналогно томе и фиброзног зарастања. Код дводелних–двофазних, начин зарастања је остеоинтеграцијом, одложено је време оптерећења и са могућности бирања супраструктуре под адекватним углом.^{147,63}

2.3.1. МАКРО ДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА

Импантате можемо међусобно разликовати по њиховим макро и микро дизајном. Макро дизајн карактерише изглед имплантата. Подела имплантата према макро дизајну може бити :

- Према основу дизајна тела
- Према основу дизајна површине
- Према основу дизајна навоја

На основу дизајна тела имплантати могу бити паралелни и конусни. Тело паралелних имплантата је цилиндричног облика по целој дужини имплантата без сужења у апикалном делу и зато имају већу контактну површину са коштаном ткивом за разлику од других имплантата истих димензија, дужине и дебљине. Њихово цилиндрично тело може бити у варијанти пуног, шупљег и перфорираног цилиндра са навојима или без по целој дужини имплантата.^{18,49}

Конусни имплантати имају конусни изглед и сужавају се у апикалном делу имплантата. Препарација алвеоларне кости за имплементацију конусних имплантата је минимална тј. мање оштећује алвеоларну кост и за разлику од цилиндричних имплантата могу се употребљавати на гребенима алвеоларне кости са мањим хоризонталним димензијама.^{18,49,106}

На основу дизајна површине имплантати могу бити без и са навојем. Имплантати без навоја како и само име каже немају навоје, имају посебну технику уградње и могућност само за двофазну технику имплантирања. Имплантати са навојима имају навоје по дужини целог тела имплантата. Они су најкоришћенији у пракси, лако се уграђују и одликују се добром примарном и секундарном стабилношћу. У пракси се користе за тврду и меку кост.^{49,27}

На основу дизајна навоја постоје:

- Навоји заобљеног профила или компресивни навоји који су неурезујући, са обликом латинским словом „U“. Овај дизајн навоја користи се за кост велике густине, са посебном обрадом лежишта имплантата.
- Навоји оштрог профила или саморезујући у облику су латинског слова „V“ за који нису потребни посебни инструменти за припрему лежишта имплантата. Користе се за меку кост и својом оштрином продиру дубоко у алвеоларну меку кост.^{134,223}
- Навоји променљивог профила по дужини имплантата мењају облик, дужину, угао и дебљину. Нова генерација имплантата је избаласирани спој карактеристика и морфологија спиралног и универзалног имплантата. Аналогно овога можемо исти имплантат употребити за имедијантно и одложено оптерећење. Коронарни део обично је прави са густо набијеним микро навојима који одлично одговарају да нарежу кортикални део алвеоларне кости дајући финално стабилизовање имплантата. (Слика 7)



Слика 7. Коронарни део денталног имплантата са микро навојима

Важни моменат је да овај део имплантата се савршено адаптира на финални дрил и потпуно затвара простор између имплантата и кортикалну кост, а тиме минимизира улазак инфекције поред тела имплантата. Конструкција морфолошког дизајна микро навоја је да редуцира притисак на кортикалну кост приликом имплантирања, а самим тим даје слабији импулс за активацију остеокласта у оклузију.

Вратни део имплантата који је прелаз од кортикалног дела према телу имплантата карактерише се благим растом величине спирала у дубоки импресивни део различитог неправилног облика који прикупља ситно зрнасте партикуле на већ издрилану кост и лепо их распоређује поред навоја што даје подршку за добро зарастање повређених зидова кости. (Слика 8)



Слика 8. Вратни навоји денталног имплантата

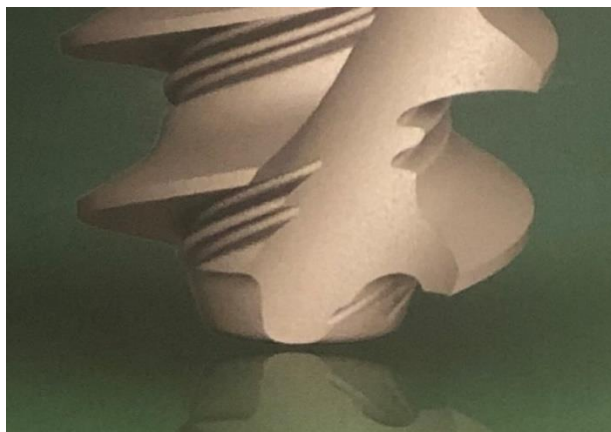
Средњи део тела имплантата карактеришу повећане дупле спирале и навоји који су оштри, благо наклоњени апикално, код неких брендова и до 35°. Постоји симетричка варијабилна између оштрих спирала и микро навоја. Овај морфолошки дизајн веома јако и ефикасно сече кост, оптимално кондензира стварајући одличне коштане валове што доприноси повећању контактне површине (Bone Implant Contact –BIC) и до 20%. Ово доприноси за већу вредност примарне стабилности, редикује притисак на кост дужином целог имплантата и добар је предуслов за остеоинтеграцију. Висока сечивна моћ омогућава брзу инсерцију у кост. (Слика 9)



Слика 9. Тело денталног имплантата

Апикални део је обично стреластог облика са дубоким и оштрим спиралама и кондензујућим жлебовима обезбеђујући идеалну ретенцију у

спонгиозну кост, високу и дугорочну „BIC“, који су предуслови да можемо имплантата да припремимо за имедијантно оптерећење. Тањи и заобљени врх помаже да лако мења правац позиционирања имплантата уколико анатомоморфолошки услови налажу то. Ово се може посебно искористити код мекане и спонгиозне кости где се апикални део одлично приљубљује уз спонгиозну кост. (Слика 10)



Слика 10. Апикални део денталног имплантата

Клиничке предности овог модерног дизајна имплантата свакако је примарно увлачење у кост које је јако и чврсто, кост савладава са јаком сечивном ефикасношћу и доприноси за примарну стабилност што је важно за имедијантно оптерећење. Тесни и заобљени врх је од користи за остеотомије код мале синус лифт интервенције и симултано вођење коштане регенерације као и сплитинг технике алвеоларног гребена. Стабилношћу имплантата у каснијем периоду помажу стрес редуцирајући елементи као микро навоји, лако сужење тела имплантата, оштри и сечивни навоји са елевацијом апикалног дела, потпуна адаптивност између дрила и форме имплантата.

У овом контексту треба напоменути редуцирајући притисак првенствено на кортикалну, али и на спонгиозну кост, а тиме редуцирајућу силу која ствара кондензацију околне кости јер када је то прекомерно онда долази до недовољног снабдевања крви у том региону и некрози кости, а самим тим и одбацивања имплантата.^{37,10,146,194}

Осим макроскопске разлике дизајна тела и навоја имплантати се макроскопски разликују по својој дужини и дебљини.

Пречник имплантата дефинише се као растојање између спољњих ивица навоја. Најчешће коришћени дијаметри имплантата су између 3-8 мм.

У процесу избора дебљине (дијаметра) имплантата важно је да ширина алвеоларног гребена буде већа од дијаметра изабраног имплантата и да позиционирањем имплантата на све стране остане довољно количине алвеоларне кости. Позиција имплантата је важна и за оптимални простор удаљености суседњих корена зуба или имплантата која мора бити већа од 1,5 мм, растојање битно за орално хигијену и естетску израду круница.

Дужина имплантата је удаљеност од крајње коронарног до врха апикалног дела имплантата. У већем броју случајева користи се дужина имплантата између 8–15 мм. Класификација за дуге имплантате је дужа од 10 мм, а за кратке мања од 10 мм. Индикације за дуге имплантате су лош квалитет кости, имедијантно оптерећење и оштећене алвеоларне гребене, док код кратких ресорбовани алвеоларни гребен и постављања имплантата са аугментацијом кости.

2.3.2. МИКРОДИЗАЈН ИМПЛАНТАТА

Микро обрада површине имплантата је веома важан фактор који одређује топографију и физичке карактеристике важне за утицај осеоинтеграције и механичку фиксацију ћелија за површину имплантата. У почетку полирана површина имплантата имала је примарно место, да би се касније након бројних истраживања дошло до сазнања да је храпава површина супериорнија не само због повећања контактне површине (BIC– Bone Implant Contact) већ и због стимулативног деловања храпавости на процес зарастања који поспешује регенерацију и апозицију коштаног ткива на површину имплантата. Умерена храпавост (1,5–5 μm) даје

стимулативни импулс зарастања, док претерана храпавост је непожељна јер делује опозитно провоцирајући макрофаге и ресорпцију кости.

Повећање контактне површине имплантата помоћу микрообработом доприноси: побољшавању примарне стабилности, смањењу дистрибуције притиска на јединицу површине, а тиме смањује ризик превеликог физиолошког оптерећења и адекватну дистрибуцију оклузалног притиска на алвеоларну кост.

Микротопографија површине имплантата обрађује се на два начина:

- Методом еродирања површине имплантата
- Методом наношења додатног слоја на површини имплантата

Адитивна метода наношења додатног површинског материјала на већ обрађени микродизајн дешава се плазмирањем имплантата спрејом (TPS) и плазмирањем имплантата хидроксиапатитом. Метода еродирања површине имплантата реализује се пескирањем и нагризањем различитим честицама и течностима. Приликом пескирања употребљавају се различне величине честице песка, титана, калцијум сулфата и праха. Тело имплантата затворено у посуди и изложено силним притиском ваздуха и поменути честицама ударају по површини имплантата и праве неравнине по телу и навојима. Након пескирања имплантат се третира сумпорном (H_2SO_4) и хлороводородном (HCL) киселином, које двофункционално чисте и еродирају површину имплантата стварајући неравнине и ерозије. Овако обрађена површина на електронском микроскопу даје микро дефекте димензије 0,3–2 μm . Микро простор еродирања површине стимулише урастања коштаног ткива у неравнине и повећава контактну површину (BIC), а тиме и бољу стабилност и остеоинтеграцију.^{217,180,161}

Комбинацијом пескирања и нагризавањем површине имплантата први у пракси употребили су интернационални тим за оралну имплантологију (ITI–International Team of Implantology) 1998 године и назвали је SLA (Sandblasted, Large grit, Acid – etched). Са овом остеокондуктивном површином је постигнуто краћење периода зарастања на шест недеља и тиме промена протокола раног протетског оптерећења

имплантата. Неколико година касније откривена је и нова електромодификована површина микрохрапавости постигнута анодном оксидацијом. Овако обрађена површина показује биодинамичне способности јер абсорбује протеине крви и задржава фибрин, а тиме ствара средину која фаворизује брзо сазревање прогениторних ћелија у остеобласте и формира кост на површини и њене поре које дају бољу примарну и секундарну стабилност имплантата.^{247,241,46}

И поред свега до сада без разлике на макро и микро дизајна имплантата није постигнут 100% контакт имплантата и алвеоларне кости. Проценат контакта интегрисаног имплантата и алвеоларне кости је између 56 - 85%, што не значи да имплантат није интегрисан.²⁰²

2.4. ХИРУРШКА ТЕХНИКА

Основна начела сваке хируршке технике је минимална траума и стерилни услови радног поља и инструмената којима се служимо.

Када је реч о трауми мора се пазити на:

- Трауме меког ткива
- Трауме коштаног ткива

Пажљиво одабраном хируршом техником и прикладним алатом може се избећи исхемичност, некротичност и атрофичност меког и коштаног ткива. Да би се ово постигло потребна је:

- Минимална траума приликом хируршког рада на мукопериосталном режњу²³⁵ и
- Задовољавајуће хлађење оперативног поља на алвеоларном гребену

Ако су трајање, брзина дрилања и хлађење кости неадекватни долази до прегрејавања кости и стварања некротичне зоне коштаног ткива које у крајњем случају резултира одбацивањем имплантата. Ако при обради лежишта за имплантат температура кости достигне више од 56 °C долази до денатурације алкалне фосфатазе у кости, док температура од

70 °C већ резултира некрозом кости (потврђено хистолошким препаратима). Реално приликом препарације не би требало да температура пређе преко 47° C да би добили услов доброг зарастања имплантата. Температура загревања кости приликом препарације ако пређе границу 47° C прослеђена је са коагулацијом остеоидних потенцијалних ћелија, денатурацијом колагена, некрозе пери-имплантне кости и инхибирајућу коштану регенерацију.^{65,66,131} За превенцију прегревања алвеоларне кости приликом препарације користи се хлађење оперативног поља физиолошким раствором које мора бити континуирано и обилно.

Насадни инструменти могу бити са спољашњим и унутрашним системом хлађења. Колењак повезан са физиодиспензером треба да обезбеди адекватно хлађење са стерилним физиолошким раствором. Приликом препарације лежишта имплантата важно је:

- Да препарација буде изведена са минималним бројем обртаја и малим притиском на кост. Оптимални број обртаја за препарацију кости је 500–700 обртаја, као и колењак са редукцијом брзине 1:16 или 1:20
- Борери за препарацију морају бити оштри и да буду промењени после одређеног броја употреба на основу препоруке произвођача.
- Често вађење борера приликом препарације и уклањање опиљака смањује трење између борера и кости и омогућава хлађење препарационог поља

2.4.1. ПРОТОКОЛ ИЗВОЂЕЊА УГРАДЊА ИМПЛАНТАТА

На почетку се припрема апаратура, постављају се перформансе о начину рада физиодиспензера и колењака. Заштићен и стерилно постављен хируршки сто прекривен стерилном хируршком компресом на којој осим стерилних хируршких инструмената ставља се и стерилни имплантолошки сет дрилера. У сету дрилера сваки дрил мора бити на свом месту што олакшава њихово бирање за време интервенције.

Кад је хируршки сто припремљен приступа се дезинфекцији оралне шупљине. Дезинфекција се врши јодом и јодним препаратима- Betadine или Chlorhexidine gluconate 0,12%.^{22,245,190}

Протокол уградње имплантата укључује:

- Инцизија и подизање мукопериосталног режња
- Препарација лежишта имплантата у алвеоларну кост
- Апликација имплантата у препарирано коштаном лежиште
- Постављање заштитне капице (Cover screw) или гингиформера
- Репонирање режња и сугурирање²³⁵

2.4.2. ПРЕПАРАЦИЈА ЛЕЖИШТА

Инцизија се изводи по средини алвеоларног гребена водећи рачуна да се не повреди већи крвни судови и нерви који су анатомоморфолошки у близини режња. Флап се дизајнира по орално хируршким принципима, да има добру базу за васкуларизацију и добру прегледност оперативног поља. Инцизија и подизање режња ради се што је могуће атрауматски са оралне стране алвеоларног гребена што даје бољу прегледност ширине и облика гребена. Кад је флап припремљен онда се обрађује борером плато гребена на позиције где треба поставити имплантате. Величина борера диктира хоризонтална ширина алвеоларног гребена. Кад је већ формирано плато гребена, продужавамо са пилот борером који маркира место и дубину препарације која следи. Податке о дебљини, дубини и позицији су добијени од претходних испитивања и мерења СВСТ-ом.

После препарације пилот борером наставља се по редоследу дрил борерима димензије, дијаметра и дубине који одговара одабраном имплантанту. Када је лежиште оформљено уноси се имплантат у лежиште ручно или машински.

Имплантирање захтева максималну прецизност и поштовање процедуре уградње. Да би постигли максималну компатибилност лежиште тела имплантата у доњој вилици где је уобичајено бољи квалитет кости користе се специјалне нарезнице хируршког сета димензиониране тако да одговарају телу и дизајну имплантата. Након нарезнице имплантат се

лагано навлачи у лежиште ручно или машински. Кад је лош квалитет кости, онда се избегава урезивање навоја јер се тада користе саморезујући имплантати који оштрим ивицама својих навоја обезбеђују пут уградње и бољу примарну стабилност.

У процесу уградње имплантата од посебног значаја је стерилни и неконтаминирани рад на лежишту имплантата. Сваки имплантат је фабрички упакован тако да се може лако извадити из кутије у коју је стерилисан и постављен. Помоћу специјалних носача ручног или машинског преузимамо имплантат без контаминације и директно га постављамо у лежиште. Контаминација оперативног поља и лежишта имплантата бактеријама или хемијским агенсима може угрозити успех имплементације.

Након иницијалног уношења имплантата у лежиште ручно или машински потребно је помоћу момент кључа пласирати у лежиште имплантат у потпуности. Сила приликом затезања која се користи је минимум 35N/cm^2 .

2.4.3. ЈЕДНОФАЗНА И ДВОФАЗНА FLAP ТЕХНИКА УГРАДЊЕ ИМПЛАНТАТА

Када је већ имплантат постављен у своје лежиште и стабилизован, протокол уградње се може завршити на два начина.

1. Двофазна техника уградње имплантата

На имплантат се поставља заштитна капица (Cover screw), навлачи се режањ и сутурира. Овако покривен имплантат меким ткивом није у контакту са усном дупљом, а тиме и заштићен од контаминације спољашњих утицаја и инфективних честица у усној шупљини. Пре протетског дела потребно је хируршки отстранити део гингиве изнад покровне капице и поставити гингиформер. Због допунског хируршког дела ова техника је названа двофазна техника уградње имплантата.

2. Једнофазна техника уградње имплантата

Након постављања имплантата у своје лежиште уместо покривне капице постављамо гингиформер, а режањ ушивамо тако да гингиформер остане у комуникацији са усном шупљином т.ј. непокривен режњом и тако онда остварујемо једнуфазну уградњу имплантата. Позитивно у овој техници је да процес интеграције иде напоредно са зарастањем меког ткива, па нова хируршка интервенција постављања гингиформера није потребна.

Обе технике уградње имплантата имају недостатке и предности, избор је индивидуалан и зависи од процене успешности имплантације, афинитета терапеута и плана терапије.^{233,235,150,236,134}

2.4.5. FLAPLESS ТЕХНИКА

Поред већ поменуте методе имплантирања инцизионим режњом постоји и метода Flapless – имплантациона техника без инцизионим режњом тј. завршава се без подизања флап-а. Може да буде једнофазна и двофазна као и Флап техника.

Флаплес техника уградње имплантата захтева и примену хируршког стента који се дизајнира према прецизним податцима добијених СВСТ снимањем, где је дефинисана позиција, дужина, дебљина и правац дрлинг борера и постављање имплантата. Када има повољних услова димензије алвеоларне кости, искусни терапеут може то извести и без хируршког стента.^{234,114}

2.4.6. ИМЕДИЈАНТНА УГРАДЊА ИМПЛАНТАТА

Као посебну процедуру треба поменути и имедијантну уградњу имплантата. То је протокол који подразумева посебна правила уградње имплантата непосредно након екстракције у алвеоли извађеног зуба.¹⁸²

Карактеристично је то да терапеут треба припремити и предвидети процес екстракције и оштећења алвеоларног гребена и урачунати и укомпоновати са димензијом имплантата и СВСТ мерења.

И поред свих информација које су доступне имплантологу постоји ризик промене димензије постекстракционе алвеоле која је уствари лежиште за имплантат. Да би се имплантација успешно завршила најсигурније је да имплантолог има на располагању више приближних димензија дужине и ширине имплантата као предвиђени дефект постекстракционе ране. Једини предвидљив податак је квалитет алвеоларне кости, што подразумева одговарајући тип имплантата.^{4,222,62,167}

2.5. СТАБИЛНОСТ ИМПЛАНТАТА

Стабилност имплантата претставља одсуство покретљивости имплантата након његовог постављања у већ припремљено лежиште. Стабилност може бити примарна када након уградње постигнемо механички контакт кости и имплантата и секундарну стабилност када постигнемо постинтеграциони спој између имплантата и алвеоларне кости.

Код примарне и секундарне стабилности идентично је одсуство микро покретљивости имплантата.¹⁵¹ Примарна стабилност зависи од: хируршке технике, дизајна имплантата и карактеристике кости као акцептора.⁵⁴ Добра примарна стабилност је предуслов за успешну остеоинтеграцију. Одсуство микро покрета имплантата постављеног чврсто у алвеоларну кост омогућава да попуњавање празнине у међупросторној зони имплантат–кост са ново створеном кост која ураста у неравнине обрађене површине имплантата (Ledholm, Zarb 1985).^{202,44} Проценат успешног контакта имплантата и алвеоларну кост креће се од 60– 95% али никада 100% што не значи да имплантат није успешно интегрисан.¹¹

Поред примарне стабилности важну улогу у следећем периоду одиграва интерфејс имплантата од порозног титанијума који омогућава коштано урастање. Најбољи резултати коштано урастања могу се постићи када је примењен фукционално степеновани Јангов (Young) модул,²⁴³ чиме се омогућава заштита од напрезања. Постоје публикације које подржавају неколико универзалних технологија механичког испитивања у погледу способности везивања кости и титанијума. Сложено механичко понашање

кости у корелацији са величином неравнина имплантата од нано до макроскопског нивоа су од суштинског значаја у биомеханичкој оптимизацији имплантата. Захтеви регенерисаног ткива на интерфејсу укључују високу чврстоћу и еластичности. Може се очекивати јака веза између сигнала напрезања и обрта пери-имплантног ткива, тако да идеална биомеханика имплантата може омогућити догровечност путем адекватног ремоделирања кости.^{206,117,220} У околностима када дође до микро покретљивости након уградње имплантата која је већа од 176 μm резултира са прекидом процеса зарастања, рапидно повећање покретљивости, фиброзну инкапсулацију имплантата и одбацивања истог.^{113,75,206} Након уградње имплантата промене које настају у алвеоларној кости рефлектују промене и у стабилности имплантата, а сама промена стабилности алудира на почетак секундарне стабилности са својим карактеристикама ремоделирања и регенерисања пери-имплантне кости са имплантним интерфејсом. Две до три недеље након имплантације у лежиште долази до мање вредности стабилности него код примарне стабилности, а повећава се након четврте недеље, заједно са структуралним променама кости и мекоткивне структуре око имплантата у правцу резултата већих него примарне стабилности.^{151,44}

2.5.1. МЕРЕЊЕ ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ

Сваком имплантату након имплантирања, а касније и оптерећења могу деловати три различите врсте силе и то:

1. Силе које делују аксијално и оптерећују имплантат у оба правца: Интрузионе чији је правац деловања од коронарног према апикалном делу имплантата и екструзионе које делују у обратном правцу
2. Бочне силе које делују латерално са свих латералних страна око имплантата
3. Ротационе силе које могу да делују у смеру одвртања имплантата и у смеру завртања^{52,216,95,57,138}

Мерења стабилности денталних имплантата класификоване су у две групе: једна има инвазивни приступ у који спадају

- Тест бочног оптерећења
- Тест силе извлачења
- Тест силе одвртања
- Хистоморфометриска анализа ^{232,69,249,188}

Друга група, неинвазивна и чешће се употребљава у пракси:

- Радиографске анализе
- Периотест
- Перкуторни тест
- Анализа резонантне фреквенције (RFA)-најрелеватнији тест^{164,144,30,3}

2.5.2. МЕТОДА АНАЛИЗЕ РЕЗОНАНТНЕ ФРЕКВЕНЦИЈЕ (RFA)

Примарна стабилност и развој остеоинтеграције су главни фактори који утичу на преживљавање имплантата. Стабилност имплантата је механички феномен који је повезан са квалитетом и квантитетом кости на место уградње, техником постављања и дизајном имплантата.

Једна од неинвазивнијих техника за процену стабилности имплантата је Анализа резонантне фреквенције (RFA). Ово је анализа која се данас најчешће користи и помаже у прогностичким вредностима и опстанка имплантата. Од доступне литературе може се закључити да RFA техника процењује стабилност имплантата као функцију крутости коштаног интерфејса имплантата и да је под утицајем фактора као што је квалитет и квантитет кости. Анализа резонантне фреквенције је дијагностички инструмент за откривање стабилности денталних имплантата током фазе зрастања и након оптерећења,⁸⁵ а Meredith и сарадници (1997) су први који су у пракси презентовали методу анализе резонантне фреквенције.¹⁴⁴

Основна теорија вибрације је примењена да се дизајнира трансдуктор који се може ексцитирати коришћењем слабијег стања таласног облика са изменом фреквенције и његовог одговора који се мери

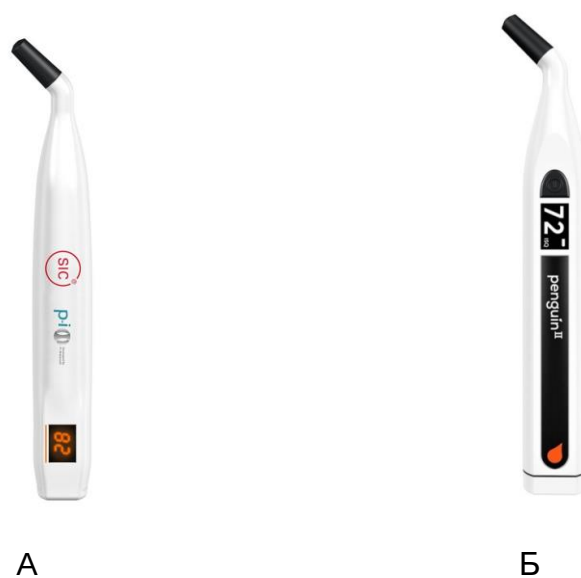
да би се одредила крутост имплантата у околним ткивима. Трансдуктор је дизајниран да се може причврстити за имплантат или абатмент, а његов учинак је контролисан коришћењем наменског анализатора фреквенциског одзива. У старту трансдуктор је у облику слова „L“, а касније у облику абатмента, са навојима и причвршћен за имплантат. Сноп трансдуктора је затим побуђен у опсегу фреквенције у размаку од 5-15KHz.¹⁹ Анализатор фреквенциског одзива накнадно анализира одзив зрака.^{176,59,92} Сваки апарат садржи два пијезокерамичка трансдуктора. Један ексцитира сигнал имплантату, а други регистрира одговор т.ј. фреквенцију резонанце на споју имплантат – кост, преноси је и појачава преко амплификатора. Након тога помоћу анализатора дигитално отчитава, компарира и процењује импулс. Добијени резултати су изражени као јединице коефицијента стабилности имплантата ISQ (Implant Stability Quotient Units).

Клиничка испитивања показују да је ISQ вредност око 67,4 средња вредност примарне стабилности (Ostman и сар. 2006).¹⁶³ Што је већа вредност, стабилност је јача, али вредности испод 50 ISQ алудирају на неуспешну примарну стабилност и разлог за отпадање имплантата и наредном периоду.^{48,160} Испитивања показују још да се бољи резултати ISQ-а добијају: код мушке – него женске популације, код мандибуле –него код максиле, у посттериорној зони- него антериорној зони, код ширег алвеоларног гребена – него код тањег.^{163,108}

Први апарат Osstell за анализу резонантне фреквенције конструисан је у шведској фирми Integration Diagnostics AB у Гетеборгу у 1996 године. Током наредних година дошло је и до израде апарата новије генерације као што су Osstell Mentor, Osstell IDx, Osstell ISQ и Osstell Beacon (Слика 10). Други продукт произведен у истој фабрици за мерење стабилности имплантата је Penguin RFA (Слика 11) и његова иновација Penguin II.



Слика 10. Ostell инструменти А) Ostell Mentor, Б) Ostell ISQ, В) Ostell IDx и Г) Ostell Beacon (<https://savanti.lv/>)



Слика11. А) Penguin RFA, Б) Penguin II

Мерење стабилности имплантата неинвазивним апаратима Osstell и Penguin омогућава предвиђање ризика од опадања, редуцирање времена тераписког оптерећења, мониторирање остеоинтеграције од момента имплантирања до периода постоптерећења.

Резултати мерења резонантне фреквенције неки од ових апарата приказују нумерички, а неки графички на анализатору. Изражени су у ISQ јединице (Implant Stability Quotient Units) што у ствари означава коефицијент стабилности имплантата. Овај коефицијент објашњава крутост система трансдуктор – имплантат – кост и калибрирање параметра трансдуктора. Њихова вредност је од 0 до 100 ISQ т.ј. од 3500Hz до 8500Hz. Колико је ближи резултат до 8500Hz стабилност је већа.

2.6. РЕЦЕСИЈА ПЕРИ-ИМПЛАНТНЕ КОСТИ

Од првог момента постављања имплантата у алвеоларну кост може се одмах регистровати висина примарне стабилности, а касније током процеса интегрисања могуће је пратити промене стабилности које је различита у току процеса остеоинтеграције до момента оптерећења, али ако је протетска надокнада фиксирана на шрафљење можемо регистровати и пратити стабилност након момента оптерећења имплантата са протетском круницом.

Период оптерећења имплантата након извесног времена мастикаторне функције могуће је да одржи стабилност на истом нивоу или који пут региструје се и опадање стабилности. Ово је најчешће ради мастикаторних промена пери-имплантне кости проузроковане неадекватним оптерећењем или неадекватно одржавањем хигијене периодонталног ткива који подстичу коштану ресорпцију у пери-имплантном простору. Коштана ресорпција пери-имплантног простора може бити различита, на све околне стране имплантата: мезијалне, дисталне, букалне или лингвалне стране. Величина промена зависна је од локалних фактора оптерећења, хигијенских навика пацијента и кондиције парадонталног ткива која опкружује пери-имплантни простор. Заостатак

хране у пери-имплантом простору проузрокује упалу која индикује пери-имплантну ресорпцију а ресорпција коштане структуре утиче на опадање стабилности имплантата.

Осим ових фактора који утичу на пери-импланту ресорпцију кости доказано је да значајну улогу имају и аутоимуна обољења, пушачки статус, биофосфонатне лекове, локација имплантата, дијаметар имплантата, дизајн, дефект алвеоларне кости у коме је уграђен имплантат и наравно време трајању којима је изложен свим овим факторима. French и сар. (2019)⁷² испитивањем су доказали да 10 година након имплантације ресорпција пери-имплантне кости је 36,8% код пацијената са поменутиим факторима ризика и 14,2% код пацијената који су упражњавали хигијенско релаксирајуће критеријуме у усној шуплини без посебне терапије, обољења и пушења.^{5,189}

Истражујући корелацију између стабилност имплантата и губитак пери-имплантне кости Lachmann и сар. (2006)¹¹⁹ добили су резултате који се подударају- да је стабилност имплантата опадала аналогно степеном ресорпције пери-имплантне кости. Њихово испитивање ин витро на бовиним коштаном ткивом различите квалитативности упоређивали су са RFA и периотестом. Резултати су били правопропорционални али периотест је показивао мало јаче промене него промене RFA¹²⁰.

3. ЦИЉЕВИ ИСТРАЖИВАЊА

Основни циљ овог истраживања је компарација резултата добијених након уградње денталних имплантата коришћењем флап хируршке методе.

У складу са тим, дефинисани су следећи конкретни подциљеви:

- Компаративна анализа примарне стабилности денталних имплантата дизајнираних специјално за тврду кост (Типови Q1 и Q2) и универзалних имплантата дизајнираних за све типове кости, постављених у тврду кост (Типови Q1 и Q2).
- Компаративна анализа примарне стабилности денталних имплантата дизајнираних специјално за меку кост (Типови Q3 и Q4) и универзалних имплантата дизајнираних за све типове кости, постављених у меку кост (Типови Q3 и Q4).
- Компаративна анализа секундарне стабилности денталних имплантата дизајнираних специјално за тврду кост (Типови Q1 и Q2) и универзалних имплантата дизајнираних за све типове кости, након 3, 6 и 12 месеци од уградње, постављених у тврду кост (Типови Q1 и Q2).
- Компаративна анализа секундарне стабилности денталних имплантата дизајнираних специјално за меку кост (Типови Q3 и Q4) и универзалних имплантата дизајнираних за све типове кости, након 3, 6 и 12 месеци од уградње, постављених у меку кост (Типови Q3 и Q4).
- Компаративна радиографска анализа пери-имплантне коштане ресорпције код имплантата дизајнираних специјално за тврду кост (Типови Q1 и Q2) и универзалних имплантата дизајнираних за све типове кости, након 6 и 12 месеци.
- Компаративна радиографска анализа пери-имплантне коштане ресорпције код имплантата дизајнираних специјално за меку кост (Типови Q3 и Q4) и универзалних имплантата дизајнираних за све типове кости, након 6 и 12 месеци.

3.1. ХИПОТЕЗА

Имајући у виду да су данашња истраживања у области оралне имплантологије усмерена ка побољшању особина денталних имплантата на нивоу микродизајна и молекуларног састава површине имплантата ова студија полази од хипотезе да нова генерација универзалних денталних имплантата са ново дизајнираним навојима и иновативном нано структуром површине имплантата пружа бољу примарну и секундарну стабилност, као и мањи степен ресорпције кости у поређењу са имплантатима који су специјално дизајнирани за квалитативно различите типови кости и имају једноставно обрађену површину.

4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ

У складу са постављеним циљевима и њихово разрешење спроведене су четири фазе клиничког испитивања.

Прва фаза

Клиничка испитивања и преимплантатно планирање

- Детаљна анамнеза и клинички преглед усне шупљине
- СВСТ квантитативна анализа коштаног ткива
- Потписивање изјаву о сагласности за постављање денталних имплантата и попуњавање упитника о свом здравственом стању
- Квалитативна анализа коштаног ткива - дигитално одређивање типа кости
- План терапије виртуелног позиционирања имплантата уз помоћ софтвера СВСТ-а

Друга фаза

Хируршка процедура постављања имплантата

- Имплантација по принципима протокола за имплантирање

Трећа фаза

Клиничка испитивања стабилности имплантата

- Клиничка испитивања примарне стабилности имплантата
- Клиничка испитивања секундарне стабилности имплантата

Четврта фаза

Клиничка испитивања периимплантне коштане ресорпције

4.1. ПРВА ФАЗА

4.1.1. Клиничка испитивања и преимплантатно планирање

Од самог почетка клиничке студије извршена је селекција и одабир пацијената код којих нису постојале апсолутне и релативне контраиндикације за уградњу денталних имплантата. У студији је укључено 48 пацијената који су задовољавали критеријуме предвиђене студијом.

Сprovedен је протокол преимплантатног планирања у складу са квалитативним и квантитативним особинама коштаног ткива у регији планиране имплантације. Протокол подразумева:

- Детаљна анамнеза и клинички преглед усне шупљине
- CBCT квантитативна анализа коштаног ткива
- Пре почетка имплантирања сваки пацијент потписује изјаву о сагласности за постављање денталних имплантата и попуњава упитник о свом здравственом стању.
- У софтверу CBCT апарата дигиталном методом одређује се тип кости по основу мерења густине кости у Hounsfield јединицама (HU)
- План терапије виртуелног позиционирања имплантата уз помоћ софтвера CBCT-а

Интраорални преглед усне шупљине даје нам информације о хигијенским навикама пацијента, КЕП, место позиционирања имплантата, стања усне дупље, присуства упални процеса, степена оралне хигијене...

Анамнестички подаци о претходних и тренутних терапија пацијената, лоше навике као пушење цигарета и трајна оштећења одређених органа од минулих болести. Анамнестичке податке, интраорални и екстраорални преглед дају нам податке који могу утицати добро или лоше на опстанак имплантата и његову интеграцију са коштаном ткивом. Све ове податке документоване су код сваког пацијента попуњавањем упитника о здравственом стању пацијента.(Слика 12)

UPITNIK O ZDRAVSTVENOM STANJU PACIJENTA
(PREPORUKA FDI 1998)

Pacijent popunjava upitnik lično i to zaokruživajem polja DA i NE, kao i dopunjavanjem praznih polja.

Podaci dobijeni od pacijenta su tajni i mogu biti upotrebljeni samo u medicinske svrhe.

Datum popunjavanja upitnika _____

Ime i prezime pacijenta _____ Pol pacijenta M Ž

Datum rođenja _____

Zanimanje _____

Adresa _____

Kućni telefon _____ Mobilni telefon _____

Ime, adresa i telefon najbližeg rođaka _____

Ako upitnik popunjava druga osoba, njeno ime i prezime _____

Molimo Vas da popunite SVA polja:

- Bolujete li od neke bolesti ☐ DA ☐ NE
 - Ako da, koja je to bolest _____ ☐ DA ☐ NE
- Da li Vas je u poslednje dve godine lečio doktor medicine ☐ DA ☐ NE
 - Ako da, od koje ste bolesti lečeni _____
- Ime i prezime Vašeg doktora medicine _____ tel. _____
- Ustanova u kojoj radi Vaš doktor medicine _____
- Da li ste se u poslednje dve godine lečili u bolnici ☐ DA ☐ NE
- Koje lekove uzimate ponekad ili stalno _____
- Da li ste alergični na neki lek ili na nešto drugo ☐ DA ☐ NE
- Da li ste Vi ili neko u Vašoj porodici imali problem pri lokalnoj ili opštoj anesteziji ☐ DA ☐ NE
- Da li je kod Vas primećen poremećaj zgrušavanja krvi ☐ DA ☐ NE
- Da li ste ikada lečeni zračenjem glave ili vrata ☐ DA ☐ NE

- Da li imate neku infektivnu (zaraznu) bolest ☐ DA ☐ NE
- Da li ste ikada primili transfuziju krvi ☐ DA ☐ NE
 - Navedite tip i datum transfuzije _____
- Da li ste potencijalno bili izloženi virusu AIDS-a (HIV-a) ☐ DA ☐ NE
- Da li ste HIV pozitivni ☐ DA ☐ NE
- Da li ste trudni ☐ DA ☐ NE
 - Ako jeste koji Vam je termin porođaja _____

16. Zaokružite bolesti i stanja od kojih ste bolovali ili bolujete kao i navike:

mane srčanih zalistaka	endokarditis	epilepsija (padavica)	alergije
urođene srčane mane	stalni kašalj	uvećane žlezde	virusni hepatitis (žutica)
bronhiektazije	TBC (tuberkuloza)	gastrointestinalni ulkus (čir)	astma
bolesti štitne žlezde	artritis (upala zglobova)	hipertenzija (visok krvni pritisak)	leukemija
diabetes (šećerna bolest)	veštački srčani zalistak	anemija	kandidijaza usta
sinusitis (upala sinusa)	pacemaker srca	glaukom	maligna bolest (rak)
psihijatrijska bolest	polne bolesti	osteoporoza	(bolesti kojih nema u upitniku)
pušenje	alkohol	narkotici	

Potpis lekara _____ Potpis pacijenta _____

Слика 12. Упитник о здравственом стању пацијента стр. 1 и 2

<https://www.sohis.org/>

Осим упитника сваки пацијент попуњава и потписује Изјаву за престанак на интервенцију имплантирања која му је пре тога објашњена.

IZJAVA

Ime i prezime:

Godina rođenja:

Adresa:

1. Pristajem na stomatološko lečenje i stomatološku intervenciju na sebi/svom detetu, kako mi je predloženo od strane doktora stomatologije.
2. Pristajem na anesteziju, za koju doktor stomatologije smatra da je neophodna predstojećoj intervenciji.
3. Upoznat/a sam sa činjenicom da uspeh zahvata zavisi od reakcije organizma, doktora stomatologije i vrste intervencije, ponašanja bolesnika neposredno pre, za vreme i posle intervencije.
4. Upoznat/a sam sa time da se završni rezultat i uspeh operacije/intervencije može proceniti šest meseci do godinu dana nakon intervencije.
5. Pristajem na fotografisanje i snimanje, radi medicinske dokumentacije.
6. Pristajem na upotrebu fotodokumentacije u medicinsko-naučne, stručne ili obrazovne svrhe, pri čemu široj javnosti neće biti otkriven identitet bolesnika.
7. Izjavljujem da sam od doktora stomatologije dobio/la sve željene informacije o intervenciji za koju sam se odlučio/la.
8. Potvrđujem da sam sve razumeo/la i da sam pri punoj svesti i svojevolutno potpisao/la ovu izjavu.
9. Plan terapije deo je medicinske dokumentacije bolesnika.

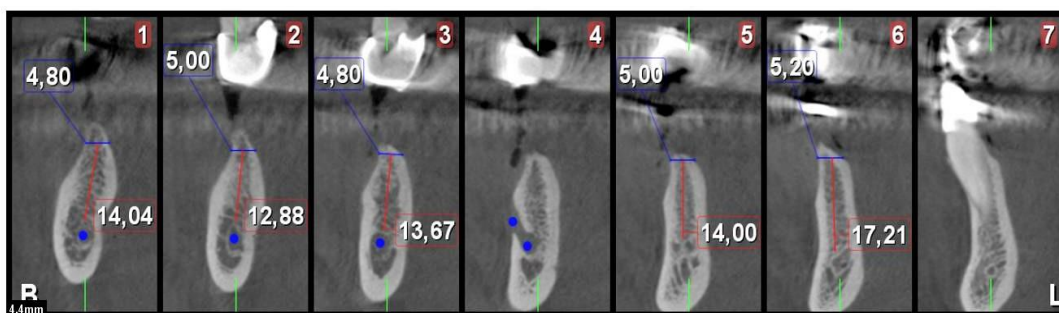
*Za maloletne osobe saglasnost potpisuje roditelj/staratelj

Datum: Potpis bolesnika:

Слика 13. Изјава о сагласности

<https://www.sohis.org/>

СВСТ квантитативном анализом коштаног ткива добијамо резултате о ширини, висини алвеоларног гребена и анатомоморфолошке структуре које су у самом алвеоларном гребену. Ови подаци су потребни како би одабрали димензије, дужину и дијаметар имплантата обраћајући пажњу да несметано постављени имплантат не наруши структуру алвеоларног гребена и неповреди анатомоморфолошке структуре у гребену, као што су: *n. alveolaris inferior*, *sinus maxillaris*, *cavum nasi* и сл. (Слика 14)



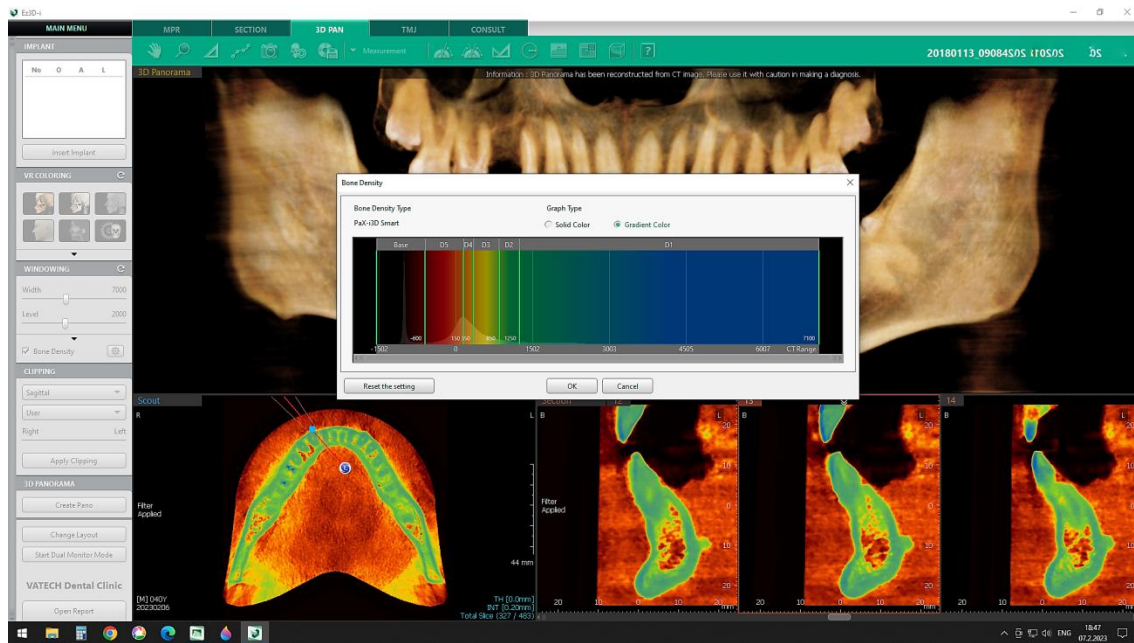
Слика 14. СВСТ – квантитативна анализа алвеоларног гребена

У софтверу СВСТ апарата дигиталном методом сваком пацијенту одређен је тип кости на основу мерења густине кости у Hounsfield јединицама (HU) и врши се класификација дали припада у Q1, Q2, Q3 или Q4 категорији.

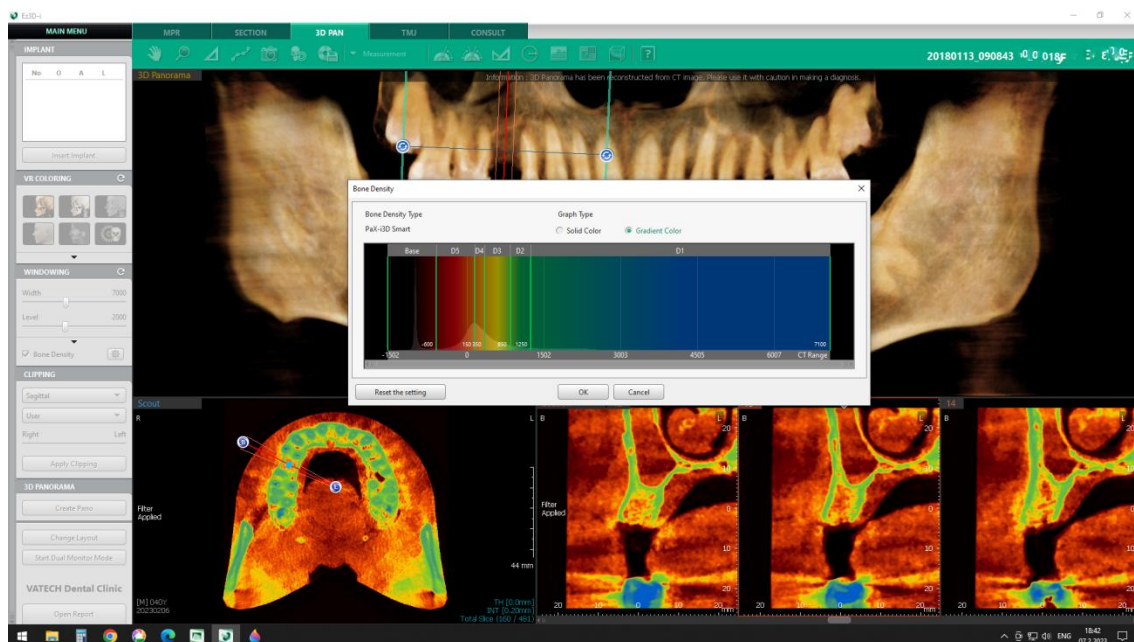
Софтвер апарат СВСТ VATECH PNP-30 LFO који је коришћен за мерење квалитета густине кости (Слика 15,16,17) и софтвер EZDENT 3D-I са могућношћу просторног планирања и позиционирања имплантата увећаног за 1мм у свим правцима (Слика 18)



Слика 15. Софтвер апарат СВСТ VATECH PNP-30 LFO



Слика 16. Дигитално одређивање квалитета кости у мандибули



Слика 17. Дигитално одређивање квалитета кости у максили

Виртуелним позиционирањем имплантата помоћу софтвера СВСТ-а можемо одредити тачну позицију, ангулираност и одговарајуће димензије према локализацији.

Битно је позиционирања имплантата уз помоћ СВСТ-а уз критеријум да свуда око имплантата након уградње мора постојати више од 1 мм коштаног ткива.



Слика 18. Виртуелно позиционирање имплантата

4.2. ДРУГА ФАЗА

4.2.1. ХИРУРШКА ПРОЦЕДУРА ПОСТАВЉАЊА ИМПЛАНТАТА

Интервенције постављања имплантата су извршени у приватној здравственој установи „Козле“ - Специјалистичкој ординацији оралне хирургије у Скопљу и на Медицинском факултету у Приштини са привременим седиштем у Косовској Митровици на Одељењу оралне хирургије.

- Припрема радног места за имплантацију
- Припрема пацијента за имплантирање
- Имплантација по принципима протокола за имплантирање

У хируршкој сали, пре почетка имплантационог захвата, укључује се УВ лампа у трајању од 30 минута. Ова врста зрачења, с енергијом таласне дужине од 400–800 nm, видљива је као љубичасто светло и служи за дезинфекцију простора, ваздуха и радних површина. На хируршком столу, прекривеном стерилном компресом, постављају се хируршки инструменти и имплантолошки сет, који су претходно стерилисани аутоклавирањем у складу са протоколом за стерилизацију хируршких инструмената. (Слика 19)



Слика 19. Хируршки сто припремљен за имплантирање

Кад се пацијент уведе у хируршкој сали, са алкохолом (C_2H_5OH) се очисти кожа око усне шупљине, а усна шупљина се тушира раствором Бетадин (Povidone Iodine 10%). Након тога наступа се са анестезирањем пацијента и постављањем стерилне компресе са отвором око усне шупљине. Анестетик који се употребљава је Lidocain са адреналином од 2% - 2 мл - (Алкалоид Македонија). У мандибули је коришћена спроводна анестезија n. alveolaris inferior и n. lingualis док је у максили исти анестетик употребљен за plexus анестезија n. alveolaris superior и n. palatinalis.

Хируршка процедура спроводи се строго по принципима рада у кости и предвиђеном имплантолошком протоколу за денталне имплантате произвођача **Alpha- Bio Тес (Израел)**. Приликом постављања свих имплантата употребљен је хируршки рез флап техником. Када је већ флап подигнут мармирамо позицију и одређујемо правац за почетак дрлинг

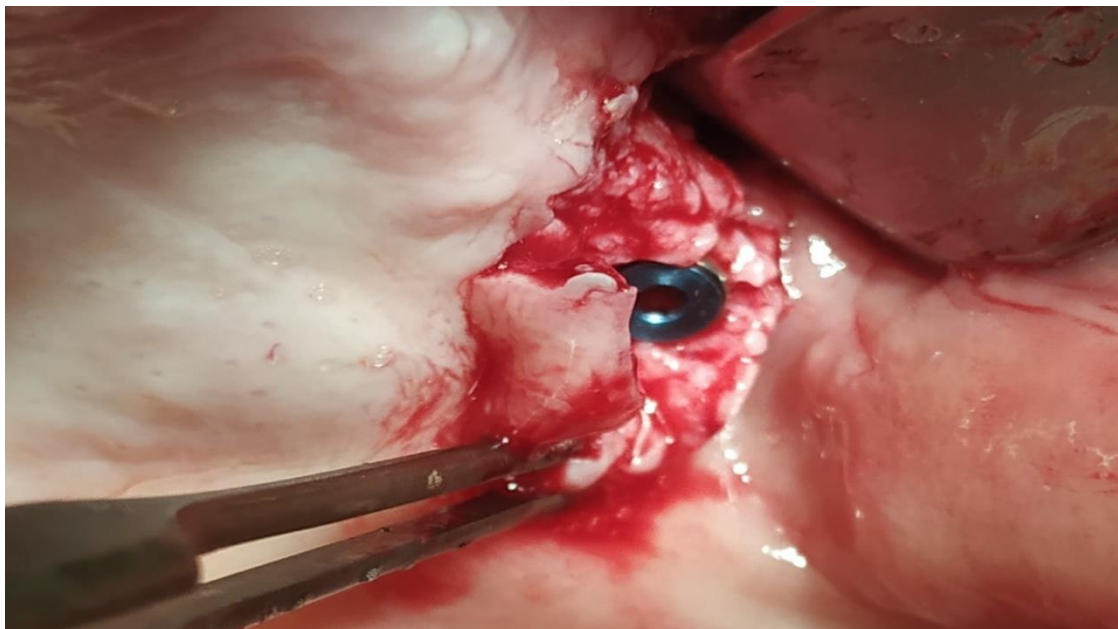
протокола. Почињемо иницијалним борером и завршавамо задњим борером са димензијама које су већ раније одређене према мерењу СВСТ-ом. Осим редоследно мењање борера према дебљини и дужини важно је да хлађење физиолошким раствором преко физиодиспензера буде адекватно и не загрева кост, а однос редукције за колењака да буде подешена на 1:16.

Када је већ простор за имплантат издрилан узимамо имплантат ручно или машински – колењаком и постављамо у издрилани простор завртањем све док његова горна површина не дође у раван са кортикалном кост. (Слика 20) Сила затезања приликом постављања имплантата стандардним протоколом затезањем торк кључом од $35\text{N}/\text{cm}^2$.



Слика 20. Узимање имплантата ручно или машински

www.alpha-bio.net



Слика 21. Репонирање флап режња након имплантирања

Овако постављени имплантат на крају затварамо са cover screw и преко репонирамо флап и сутурирамо (Слика 21) .

У студији су укључени 3 врсте имплантата

- Имплантати DFI - специјализовани за тврду кост тип 1 и 2
- Имплантати SPI - специјализовани за меку кост тип 3 и 4
- Универзални дентални имплантат NEO специјализован за све врсте кости

Дијаметар имплантата је стандардизован на 4,2 мм, а дужина на 10 мм и 11,5 мм.

Имплантат DFI - класични благо конусни имплантат препоручен од произвођача за тврду кост тип 1 и 2 који у горњи део тела има ситне и кратке навоје, а у апикалним делом двоструке варијабилне навоје, са резним канелурама, лако се стабилизује, обухвата велику површину и гарантује дугорочну стабилност.(Слика 22)



Слика 22. DFI имплантат

www.alpha-bio.net

Имплантат SPI - оригинални спирални конусни имплантат, динамичан и моћан, са израженим суженим језгром у апикалним делом са оштрим и дубоким навојима, има висока својства кондензације кости које доводе до високе примарне стабилности, самоурезивање са могућношћу преусмеравања навигације имплантата. Препоручен са стране произвођача за меку кост тип 3 и 4.(Слика 23)



Слика 23. SPI имплантат

www.alpha-bio.net

Универзални дентални имплантат NEO – активни имплантат али ипак нежан за кост, избалансиран до савршенства, спирално благо сужен, јединствени апикални део за патент са функцијом за центрирање и врховима за хватање, два микро навоја, оптимална примарна стабилност, висока очуваност кости.

Коронарни део је прави и са густо набијеним микро навојима који одлично одговарају да нарежу кортикални део алвеоларне кости дајући финално стабилизовање имплантата. Важни моменат је да се овај део имплантата савршено адаптира на финални дрил и потпуно затвара простор између имплантата и кортикалну кост, а тиме и минимизира улазак инфекције поред тела имплантата.

Морфолошки дизајн микронавоја конструисан је тако да редуцира притисак на кортикалну кост приликом имплантирања а самим тим и слабији импулс за активацију остеобласта у окружење. Вратни део имплантата који је прелаз од кортикалног дела према телу карактерише се благим растом величине спирала и дубоки импресивни део различитог неправилног облика који прикупља ситно зрнасте партикуле већ издрилане кости и лепо их распоређује поред навоја што даје подршку за добро зарастање повреде зидова у издрилану кост. Средњи део тела имплантата карактеришу повећане дупле спирале и навоји које су оштре и благо наклоњени према апикалном делу (око 35%).

Постоји симетричка варијабила између оштрих спирала и микро навоја. Овај морфолошки дизајн јако и ефикасно сече кост, оптимално кондензује кост стварајући одличне коштане валове што доприноси повећању контактне површине и до 20%, а тиме и високу примарну стабилност и остеоинтеграцију, редукује притисак на кост дужином целог имплантата. Висока сечивна моћ омогућава брзу инсерцију у кост. Апикални део стреластог је облика са дубоким и оштрим спиралама и кондензирајућа крилца који обезбеђују идеалну ретенцију у спонгиозност кости, високу и дугорочну ВИС, који су предуслови да можемо имплантата да припремимо за имедијантно оптерећење. Тањи и заобљени врх помаже да лако мењамо правац позиционирања имплантата уколико

анатомоморфолошки услови налажу то. Клиничке предности овог модерног дизајна имплантата је примарно увлачење у кост које је јако и чврсто, кост савладава са јаком секалном ефикашношћу и придоноси за примарну стабилност имплантата. Стабилност имплантата у каснијем периоду помажу стрес редуцирајући елементи како микро навоји, лако сужење тела имплантата, оштри и секални навоји са елевацијом апикалног дела и потпуна адаптивност између дрила и форме имплантата. Одлична шифтинг платформа, спајање тела и абатмента имплантата урамнотежује аксијално оптерећење.

Активна површина навоја обрађује се нано структуралном техником. Коришћен је код сложених клиничких случајева и препоручен од произвођача за све типове кости.(Слика 24)



Слика 24. NEO имплантат

www.alpha-bio.net/thenextsensation/catalogue

Микро карактеристике дизајна имплементиран на површину имплантата има велики утицај на процес зарастања и раст новоствореним ткивом у контакт са површином имплантата.

Имплантати су направљени од Titanium Alloy Ti 6Al 4V ELI, екстремно тврд, јак и компатибилан материјал имплементацијом Nano Tec

технологијом на површином имплантата добија се уникатна и прецизно обрађена површина. Нано обрада укључује пескарање (sand blasting) величином партикула од 20-40 микрона и третман ецовање (double thermal etching) којим се добија микро пора од 1-5 микрона. Резултат овог процеса је високо диференцирана 3D микро обрађена површина која омогућава интензивну ресорпцију крви и плазма протеине у имплантне микро поре у моменту постављања имплантата.

Ниједан од постављених имплантата за време мировања (sleeping faze) није био експониран изнад нивоа меког ткива у усној шупџини до пре оптерећења протетском круном.

Сви имплантати имају интерну хекс конекцију са абатментом. У истраживању су узети у обзир само успешно остеоинтегрирани имплантати.

Прихватљива стабилност је између 55 и 85 ISQ јединице .

Укупни број пацијената укључених у студији је 48.

Сви имплантати у максили и мандибули постављени су у премоларној и моларној регији вилице.

Код 24 пацијената је уграђено обострано у регији доње вилице по 24 NEO и 24 DFI имплантата у којој је CBCT анализом утврђен тип кости 1 и 2 . Код осталих 24 пацијента у горњој вилици уграђено обострано 24 NEO и 24 SPI имплантата у регији у којој је CBCT анализом утврђен тип кости 3 и 4.

4.3. ТРЕЋА ФАЗА

4.3.1. КЛИНИЧКА ИСПИТИВАЊА МЕРЕЊА ПРИМАРНЕ СТАБИЛНОСТИ

Сваком имплантату који је већ постављен у своје лежиште по протоколу следи поступак мерења примарне стабилности помоћу методе Анализа Фреквентне Резонанце (Resonance Frequency Analysis–RFA), а мерење стабилности изведено апаратом Пингвин (Penguin RFA) произведен у Шведској од компаније Integration Diagnostics AB. (Слика 25)



Слика 25. Пингвин апарат (Penguin RFA), Smart рег и преносник

Мерења примарне стабилности извршене су на имплантатима постављеним у премоларној и моларној регији мандибуле са густином кости тип 1 и 2 и у максили у премоларној и моларној регији са густином кости тип 3 и 4. За тип густине кости 1 и 2 употребљени су 24 имплантата DFI специјализовани за тврду кост и 24 универзалних имплантата NEO за све типове кости. За тип густине кости 3 и 4 употребљени су 24 имплантата SPI специјализовани за меку кост и 24 универзалних имплантата NEO за све типове кости. Сва мерења примарне стабилности су евидентирана и сачувана у фолдеру.

Припрема за мерење почиње навртањем Smart Рег-а на место где се поставља абатмент и ручно затежемо са преносником силе од 4-5N/cm².(Слика 25 и 26 А-Б)



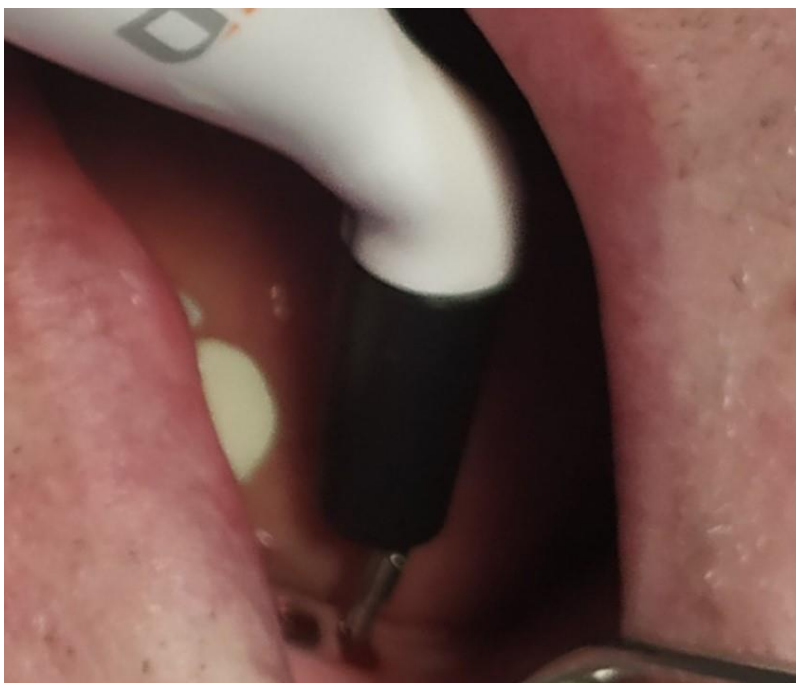
А



Б

Слика 26. (А и Б) Припрема за мерење стабилности навртањем
Smart Peg-a

Сваки бренд имплантата има свој одговарајући Smart Peg и одговарајућу конекцију Smart Peg-а са имплантатом. Када је већ Smart Peg постављен и затегнут укључујемо Пингвин апарат и приближавамо га на 2-3 мм до Smart Peg-а под правим углом. Правимо мерења са мезијалне, дисталне, букалне и лингвалне стране. Укључењем пингвин апарата активира се магнет који даље активира други магнет на Smart Peg-у, а онда вибрације преко Smart Peg-а и трансмитера се преносе до регистратора апарата који дигитално нумерички читава вредност анализе резонантне фреквенције изражене у ISQ јединицама (Implant Stability Quoient). Пре него што се на екрану пингвин апарата чита вредност чујемо кратак звук који означава крај мерења. Резултати мерења са четири стране имплантата сумирали смо и добили средњу вредност стабилности имплантата израженој у ISQ јединицама. (Слика 27)



Слика 27. Мерење стабилности Penguin RFA апаратом

Осим примарне стабилности имплантата у овој фази процеса истраживања радиографском методом урадили смо ретроалвеоларни дигитални снимак којим верификујемо успешност и прецизност

постављања имплантата. Ретроалвеоларни снимци направљени су на клиници „ Ендомак“ - Скопје. Како би стандардизовали ретроалвеоларна снимања за сваког пацијента употребили смо држач дигиталног модула (Sartori и сар.2014)¹³, крути дистанцер, прстеновидни холдер тубуса постављен под правим углом и сточић подешен на истој висини. ²⁴ (Слика 28)

Ова метода снимања је позната по именом парализована техника радиограма или техника продуженог конуса (Sewerin 1980).²⁰³ Понављање процедуре снимања у идентичним условима има примарно значење за компарирање резултата нивоа коштаног ткива у каснијем периоду након оптерећења имплантата жвакопритиском.

Направљени дигитални ретралвеоларни снимак одмах након имплантирања убацује се у посебан фолдер и меморише за сваког пацијента. У истраживању овај меморисани ретроалвеоларни снимак сачуван је за базични радиограм као основни податак за компарирања промене нивоа пери-имплантне кости.



Слика 28. Дигитално ретроалвеоларно снимање са дистанцером

И поред свих мера стандардизације увек постоје фактори који дају девијацију мерења као анатомоморфолошка разлика мандибуле или максиле на различитим пацијентима, природна висина пацијента који су седели на истом столу за снимање и друге грешке при мерењу.¹⁶⁸ И поред одређених недостатака стандардизације више аутора (Misch С.Е. 1996) су већ констатовали да постоји пери-имплантна ресорпција алвеоларне кости проузрокована концентрацијом напона око имплантата жвакопритиском.¹⁴⁹

Пери-имплантну коштану ресорпцију (ПИКР) могуће је проценити индиректном методом радиографисањем и директном визуелном методом мерења.

Визуелна метода је инванзивнија али могуће је извршити сондирања са било које стране око имплантата. Радиографске методе су више прихватљиве за пацијента, али мерења ПИКР-а можемо контролисати и измерити једино са дисталне и мезијалне стране имплантата. Изузетак је радиографисање СБСТ-ом где можемо измерити све димензије око имплантата, али то подразумева већу дозу зрачења на који пацијенти не радо пристају кад им буде објашњено.

За визуелну- директну методу ПИКР-а помоћу сондирања прстеном „ВВ gauge“, који се поставља као супраструктура са интерним хексом која има пери- имплантну платформу на којој има перфорације где сондирањем у свим позицијама може се оценити ниво коштане ресорпције око свих позиција имплантата, па и на лингвалној и букалној страни (Brochu 2005).

Индиректне методе ПИКР-а радиографисањем могу бити изведени :

- Ретроалвеоларном радиографијом
- Ортопантомографском радиографијом (OPG)
- Компјутерском томографијом (СВСТ)

Ретроалвеоларни снимак има добру резолуцију и минорне дисторзије и зато даје прецизне резултате које можемо мерити промене ПИКР-а у наредном временском периоду.

Ортопантомографски снимак има недостатак слабе резолуције и дисторзије која може дати веома нетачне податке о ПИКР-е као и супер понирање мандибуле и вратни део кичменог стуба. Стандардизација снимања је тешко изводљива.

Компјутеризована томографија користи се због веома тачних и прецизних података за ПИКР-у, осим тога избегнута је грешка у пројекциски постављених тубуса и субјекта којег снимамо, али цена снимања и повећана експозиција зрачења пацијента мање су прихватљиви за испитанике.

4.3.2. КЛИНИЧКА ИСПИТИВАЊА И МЕРЕЊА СЕКУНДАРНЕ СТАБИЛНОСТИ

Три месеца након имплантирања у којој фази сви постављени имплантати били су у мировању и не оптерећени приступа се откривањем имплантата панч техником , долази до вађења покровног шрафа (cover screw) и приступа се мерењем секундарне стабилности. Да би се извршило мерење поново постављамо Smart Peg , притегнемо са преносником и помоћу Пингвин апаратом како је већ објашњено вршимо мерења на четири позиције око имплантата мезијално, дистално, букално и лингвално, сумирамо и добијамо средњу вредност секундарне стабилности изражену у ISQ јединице. Добијене резултате чувамо. После завршетка мерења секундарне стабилности на позицији где је имплантат, постављамо гингиформер и након 4-7 дана узимамо отисак и правимо протетску круну фиксирану на шрафљење. У овом моменту битно је урадити проверу оклузије и уколико је потребно отклонити предвремени контакт који утиче на неадекватно оптерећење крунице.

Три месеца након протетског оптерећења или шест месеца после имплантације сваком пацијенту отшрафљена је протетска круна , направљено је мерење секундарне стабилности истим протоколом и евидентиране средње вредности сумираних резултата.

Шест месеци после оптерећења или дванаест месеци након имплантирања понавља се иста процедура мерења секундарне стабилности помоћу пингвин апаратом и регистровани су сумиране нумеричке податке анализе фреквентне резонанте (RFA) изражена у ISQ јединице.

4.4. ЧЕТВРТА ФАЗА

4.4.1. МЕРЕЊА КОШТАНЕ РЕСОРПЦИЈЕ ПЕРИ-ИМПЛАНТНОГ ТКИВА

Снимање пери-имплантатне коштане ресорпције је извршено 6 и 12 месеци након имплантирања. Ретроалвеоларним дигиталним графисањем је обухваћена пери-имплантна коштана ресорпција поред имплантата за густину кости тип 1 и 2 DFI , пери-имплантна коштана ресорпција поред имплантата за густину тип кости 3 и 4 SPI и пери-имплантна коштана ресорпција поред имплантата NEO универзални имплантат за све типове кости постављен на позиције густине кости 1, 2, 3 и 4. Код свих пацијента запажен је идентичан протокол за графисање ретроалвеоларног снимка т.е. употребили смо паралелизовану технику графисања (техника продуженог конуса).

Сви ретроалвеоларни снимци за сваког пацијента дигитално су компарирани са његовог базичног снимка направљеног одмах након имплантирања и евидентираним у заједнички фолдер . За сваки имплантат мерење ресорпције алвеоларне кости је било са мезијалне и дисталне стране. Мерење је извршено помоћу софтвера EZDENT- I, а снимање апаратом VATECH VEX- S300W (Слика 29 и 30 (А,Б,В и Г))



Слика 29. Апарат VATECH VEX- S300W за мерења алвеоларне густине



А



В



Б



Г

Слика 30. (А, Б, В и Г) Мерење пери-имплантне коштане ресорпције (ПИКР)

4.5. СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА

Статистичка анализа је израђена у статистичким програмима STATISTICA 12; SPSS 20.0, а сакупљене податке су обрађене помоћу следечих статистичких метода:

- База података је формирана применом специфичне компјутерске програме за ту намену и њихова обрада је направљена стандардним, дескриптивним и аналитичким методама.
- Нумеричке серије су анализирани мерама централне тенденције дисперзије податка (просек и стандардна девијација , медијана и интерквартални ранг)
- Код нумеричких серија постоје отступања у нормалне дистрибуције, сигнификантност разлике се тестира са Mann-Whitney U тестом
- Фридманов тест је непараметриски тест коришћен код тестирања разлике између група где је зависна варијабла са поновљеним мерењима.
- Тамо где постоје отступања од нормалне дистрибуције, сигнификантност разлике се тестира Kruskal-Wallis ANOVA тестом и Multiple Comparisons of mean ranks for all groups .
- Shapiro-Wilk`s тестом испитивала се нормална расподела варијабли
- CI (confindence интервал - 95% CI) је дефинирана статистичка значајност за ниво грешке мање од 0,05 (p).

Сви резултати су приказани табеларно и графички.

5. РЕЗУЛТАТИ

Ово истраживање је обављено на 48 пацијената: 19 жена и 29 мушкараца на којима је уграђено 96 имплантата од којих 48 имплантата је уграђено у максили и 48 у мандибули.

Сви имплантати који су били употребљени били су са дебљином од 4,2 mm, 48 је било са дужином од 10 mm као и исти број дужином од 11,5 mm. Код једне групе пацијената т.ј. код 15 уграђен је по један имплантат. Код других 18 пацијената уграђено је по два имплантата и код осталих 15 пацијената уграђено је по три имплантата. Сви имплантати су планирани и оптерећени са соло круном на шрафљењем.

Мерење примарне и секундарне стабилности анализом резонантне фреквенције (RFA) изражена у ISQ јединицама извршена је Penguin RFA апаратом са букалне, лингвалне, мезијалне и дисталне стране код свих имплантата. Мерење секундарне стабилности извршено 3, 6 и 12 месеца након имплантације.

Мерење пери-имплантне коштане ресорпције обављено је дигиталним апаратом на ретроалвеоларним снимцима 6 и 12 месеци након уградње имплантата. Ретроалвеоларни снимак направљен одмах након уградње имплантата је уједно узет као базични или нулти радиограм за компарирање резултата.

Уградња имплантата обављена је Флап хируршком техником.

Резултати истраживања обухватају:

1. Компаративна анализа резонантне фреквенције (RFA)
 - Компаративна анализа примарне стабилности уграђених имплантата у максили
 - Компаративна анализа примарне стабилности уграђених имплантата у мандибули
 - Компаративна анализа секундарне стабилности у максили 3, 6 и 12 месеци након уградње имплантата

- Компаративна анализа секундарне стабилности у мандибули 3, 6 и 12 месеци након уградње имплантата
- 2. Компаративна анализа пери-имплантне коштане ресорпције 6 и 12 месеци након имплантирања

Правилност расподеле фреквенција утврђује се Shapiro-Wilk тестом ($p < .05$), који региструје да нумерички параметри имају неправилну расподелу фреквенција.

Просечна вредност примарне стабилности за имплантат SPI 10 мм у максили нултог дана т.ј. на дан имплантације је $68,2 \pm 1,7$ у ISQ јединицама, при чему 50% имплантата има вредност стабилности изнад 68 ($Me=68$ са IQR (67-70)).

Просечна вредност примарне стабилности за NEO 10 мм имплантат у максили нултог дана т.ј. на дан имплантације, стабилност је већа у односу на SPI 10 мм и износи $74,0 \pm 0,9$, при томе 50% имплантата има вредности изнад 74 ($Me=74$ са IQR (73-75)).

Просечна вредност примарне стабилности за имплантат SPI 11,5 мм у максили нултог дана т.ј. на дан имплантације, стабилност имплантата је $68,4 \pm 1,2$ у ISQ јединицама, при чему 50% имплантат има вредност изнад 68 ($Me=68$ са IQR (67-69,5)).

Просечна вредност стабилности за NEO 11.5 мм имплантате у максили нултог дана т.ј. на дан имплантације, стабилност је већа у односу на SPI 11,5 мм и износи $73,5 \pm 1,0$, при томе 50% имплантата има вредност изнад 74 ($Me=74$ са IQR (73-74)). (Табела 5 и графикон 1а)

Разлика између просечних вредности примарне стабилности SPI 10 мм у максили према NEO 10 мм у максили нултог дана је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z=-5.92815$; $p=.000000$).

Разлика између просечних вредности примарне стабилности SPI 11.5 мм у максили према NEO 11.5 мм у максили нултог дана имплантирања је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z=-5.92815$; $p=.000000$).

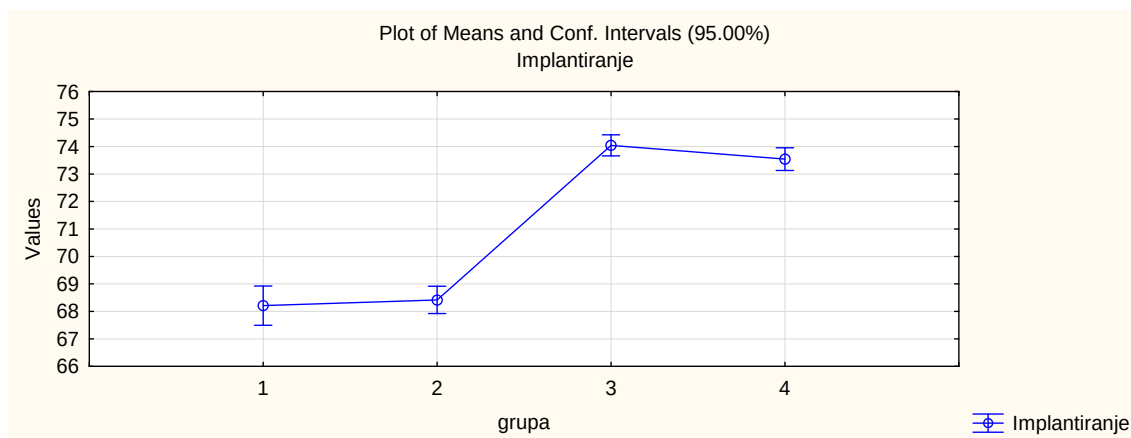
Разлика између просечних вредности примарне стабилности за имплантате SPI 10 мм и SPI 11,5 мм у максили нултог дана је безначајна за $p > ,05$ ($p = 0,680052$).

Разлика између просечних вредности примарне стабилности у ISQ јединицама за универзалне имплантате NEO 10 мм и NEO 11.5 мм у максили нултог дана није значајна за $p > ,05$ ($p = 0,096939$).

Табела 5. Приказ просечних вредности за примарну стабилност у ISQ јединицама

Примарна стабилност						
Maxill	Имплант. Means	Имплант. N	Имплант. Std.Dev.	Имплант. Q25	Имплант. Median	Имплант. Q75
SPI 10 mm maxilla	68.2	24	1.693444	67.0	68.0	70.0
SPI 11,5 mm maxilla	68.4	24	1.176460	67.0	68.0	69.5
NEO 10 mm maxilla	74.0	24	0.907896	73.0	74.0	75.0
NEO 11.5 mm maxilla	73.5	24	0.977093	73.0	74.0	74.0
Примарна стабилност						
Mandibular	Имплант. Means	Имплант. N	Имплант. Std.Dev.	Имплант. Q25	Имплант. Median	Имплант. Q75
DFI 10mm mandibula	72.8	24	1.178767	72.0	73.0	74.0
DFI 11,5 mm mandibula	70.3	24	1.090140	69.0	70.0	71.0
NEO 10 mm mandibula	76.3	24	0.858673	76.0	76.0	77.0
NEO 11,5 mm mandibula	73.4	24	1.062367	73.0	73.0	74.0

Графикон 1а. Приказ просечних вредности за стабилност у ISQ јединице у време имплантирања у максили /примарна стабилност



*1- SPI 10 mm maxilla

2- SPI 11.5 mm maxilla

3- NEO 10 mm maxilla

4- NEO 11.5 mm maxilla

Просечна вредност примарне стабилности за DFI 10 мм имплантат у мандибули нултог дана т.ј. дан имплантације је $72,8 \pm 1,2$, при томе 50% имплантата има вредности изнад 73 (Me=73 са IQR (72-74)).

Просечна вредност примарне стабилности NEO 10 мм имплантата у мандибули нултог дана т.ј. имплантације већа је у односу на DFI 10 мм и износи $76,3 \pm 0,8$, при чему 50% имплантата има вредност примарне стабилности изнад 76 (Me=76 са IQR (76-77)).

Просечна вредност примарне стабилности за имплантат DFI 11,5 мм у мандибули нултог дана т.ј. на дан имплантација је $70,3 \pm 1,1$ у ISQ јединицама, при томе 50% имплантата за стабилност има вредност изнад 70 (Me=70 са IQR (69-71)).

Просечна вредност примарне стабилности за NEO 11,5 мм имплантат у мандибули нултог дана т.е. на дан имплантације је $73,4 \pm 1,1$ и већа је у односу на DFI 11,5 мм, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 73 (Me=73 са IQR (73-74)). (табела 1 и графикон 16)

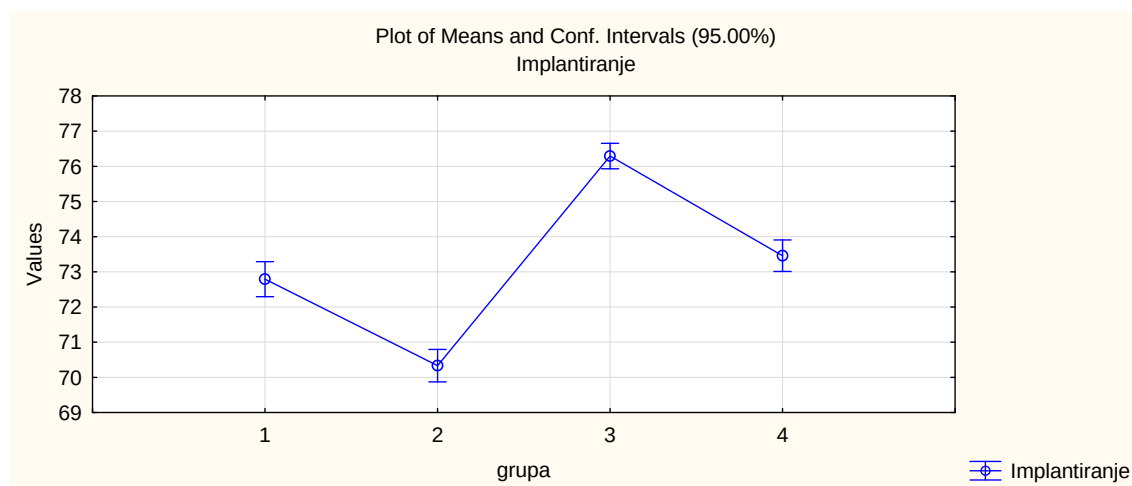
Разлика између просечних вредности примарне стабилности DFI 10 мм у односу на NEO10 мм у мандибули је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5.84567$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности примарне стабилности DFI 11,5 мм у мандибули према NEO 11,5 мм у мандибули је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5,76319$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности примарне стабилности у ISQ јединицама за имплантате DFI 10 мм према DFI 11.5 мм на нулти дан уградње доње вилице је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = 5.134293$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности примарне стабилности за универзалне имплантате NEO 10 мм према NEO11.5 мм у мандибули на нулти дан уградње је значајна за $p < .0$ (Mann-Whitney U тест: $Z = 5.608545$; $p = .000000$).

Графикон 16. Приказ просечних вредности за стабилност у ISQ јединице код имплантирања у мандибули/ примарна стабилност



*1- DFI 10 mm mandibula

2- DFI 11.5 mm mandibula

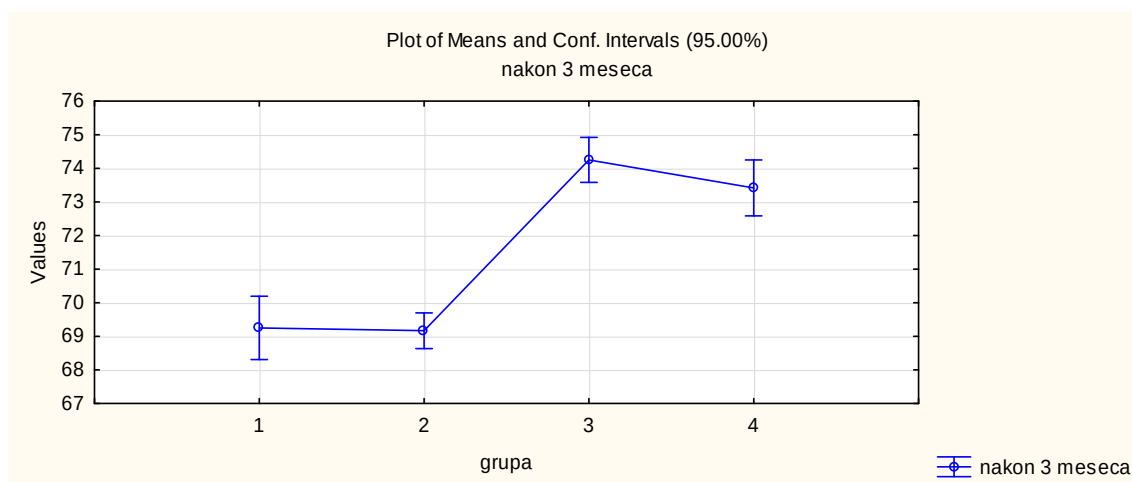
3- NEO 10 mm mandibula

4- NEO 11.5 mm mandibula

Табела 6. Приказ просечних вредности за секундарну стабилност у ISQ јединице у максили у три контролна периода од 3, 6 и 12 месеца

Секундарна стабилност						
	након 3м Means	након 3м N	након 3 м Std.Dev.	након 3м Q25	након 3м Median	након 3м Q75
SPI 10 mm maxilla	69.5	24	1.560379	68.5	69.0	71.0
SPI 11,5 mm maxilla	69.2	24	1.090140	68.0	69.0	70.0
NEO 10 mm maxilla	74.6	24	0.974308	74.0	75.0	75.0
NEO 11.5 mm maxilla	73.6	24	1.248187	72.5	74.0	74.0
	након 6 м Means	након 6 м N	након 6м Std.Dev.	након 6м Q25	након 6м Median	након 6м Q75
SPI 10 mm maxilla	68.4	24	1.582857	68.0	68.0	69.0
SPI 11,5 mm maxilla	67.9	24	1.361345	67.0	67.5	69.0
NEO 10 mm maxilla	73.0	24	0.954585	72.5	73.0	73.5
NEO 11.5 mm maxilla	72.2	24	0.977093	71.5	72.0	73.0
	након 12м Means	након 12м N	након 12м Std.Dev.	након 12м Q25	након 12м Median	након 12м Q75
SPI 10 mm maxilla	69.27	24	1.434563	68.0	69.0	70.0
SPI 11,5 mm maxilla	68.7	24	1.082636	68.0	69.0	69.0
NEO 10 mm maxilla	74.37	24	0.806450	74.0	74.0	75.0
NEO 11.5 mm maxilla	73.1	24	1.017955	72.00	73.0	74.00

Графикон 2а: Приказ просечних вредности за секундарну стабилност у
максили након 3 месеца



*1- SPI 10 mm maxilla

2- SPI 11.5 mm maxilla

3- NEO 10 mm maxilla

4- NEO 11.5 mm maxilla

Просечна вредност стабилности за SPI 10 мм имплантате након 3 месеца уградње је $69,5 \pm 1,6$, при томе 50% стабилних имплантата има вредност изнад 69 (Me=69 са IQR (68,5-71)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 10 мм у максили након 3 месеца уградње је виша од SPI 10 мм и износи $74,6 \pm 1,0$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 75 (Me=75 са IQR (74-75)) (табела 6 и графикон 2а)

Просечна вредност стабилности имплантата SPI 11,5 мм након 3 месеца уградње је $69,2 \pm 1,1$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 69 (Me=69 са IQR (68-70)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 11,5 мм у максили након 3 месеца уградње већа је од SPI 11,5 мм и износи $73,6 \pm 1,2$, док 50% имплантата има вредност стабилности изнад 74 (Me=74 са IQR (72,5-74)). (табела 6 и графикон 2а)

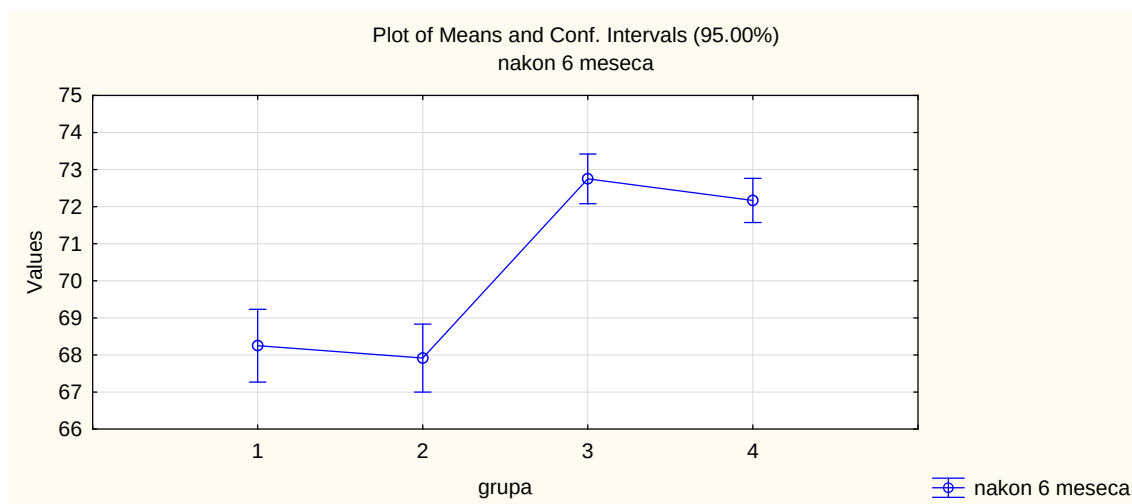
Разлика између просечних вредности стабилности SPI 10 мм у максили према NEO10 мм у максили након три месеца од уградње је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5.928115$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности SPI од 11,5 мм у максили у односу на NEO11,5 мм у максили након 3 месеца од уградње је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5,92815$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за имплантате SPI 10 мм и SPI 11.5 мм у максили након 3 месеца уградње није значајна за $p > .05$ ($p = 0.386477$), али се сматра прихватљивом стабилношћу.

Разлика између просечних вредности стабилности изражени у ISQ јединицама за универзалне имплантате NEO 10 мм и NEO 11.5 мм у максили после 3 месеца је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -2.732104$; $p = .006293$).

Графикон 26. Приказ просечних вредности секундарне стабилности у максили након 6 месеца



*1- SPI 10 mm maxilla

2- SPI 11.5 mm maxilla

3- NEO 10 mm maxilla

4- NEO 11.5 mm maxilla

Просечна вредност стабилности за SPI 10 мм имплантата 6 месеци након уградње је $68,4 \pm 1,6$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 68 (Me=68 са IQR (68-69)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO10 мм у максили 6 месеци након уградње је већа у поређењу са SPI 10mm и износи $73,0 \pm 0,9$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 73 (Me=73 са IQR (72,5-73,5) (табела 6 и графикон 2б)

Просечна вредност стабилности имплантата SPI 11,5 мм након 6 месеци је $67,9 \pm 1,4$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 67,5 (Me=67,5 са IQR(67-69)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 11,5 мм у максили после 6 месеци је $72,2 \pm 1,0$ и већа је у односу на SPI 11,5 мм, где 50% имплантата има вредност изнад 72 (Me=72 са IQR (71,5-). 73)). (табела 6 и графикон 2ц)

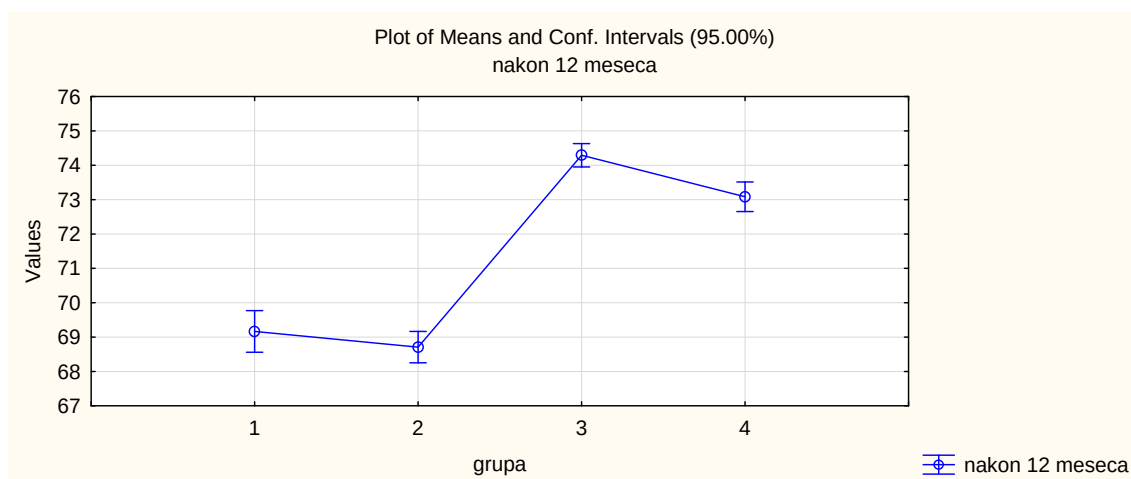
Разлика између просечних вредности стабилности за SPI 10 мм у максили према NEO 10 мм у максили након 6 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5.87922$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за SPI 11,5 мм у максили према NEO11,5 мм у максили након 6 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann- Whitney U тест: $Z = -5,86629$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за имплантате SPI 10 мм и SPI 11.5 мм у максили после 6 месеци није значајна за $p > .05$ ($p = 0.167121$).

Разлика између просечних вредности стабилности у ISQ јединицама за универзалне имплантате NEO10 мм и NEO11.5 мм у максили после 6 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann- Whitney U тест: $Z = -2.670245$; $p = .007580$).

Графикон 2ц. Приказ просечних вредности за секундарну стабилност у
максили након 12 месеци



1- SPI 10 mm maxilla

2- SPI 11.5 mm maxilla

3- NEO 10 mm maxilla

4- NEO 11.5mm maxilla

Просечна вредност стабилности имплантата SPI 10 мм у максили након 12 месеци је $69,2 \pm 1,4$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 69 (Me=69 са IQR (68-70)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO10 мм у максили након 12 месеци већа је од SPI 10 мм и износи $74,3 \pm 0,8$, док 50% имплантата има вредност стабилности у ISQ јединицама изнад 74 (Me=74 са IQR (74)-75).(табела 6 и графикон 2ц)

Просечна вредност стабилности имплантата SPI 11,5 мм у максили након 12 месеци је $68,7 \pm 1,1$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 69 (Me=69 са IQR (68-69)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO11,5 мм у максили након 12 месеци је већа од SPI 11,5 мм и износи $73,1 \pm 1,0$, док 50% имплантата има вредност стабилности изнад 73 (Me=73 са IQR (72-74). (табела 6 и графикон 2ц)

Разлика између просечних вредности стабилности за SPI 10 мм у максили према NEO 10 мм у максили након 12 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5.92815$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности у ISQ јединицама за SPI 11,5 мм у максили према NEO 11,5 мм у максили након 12 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5.92815$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за имплантате SPI 10 мм и SPI 11,5 мм у максили након 12 месеци није значајна за $p > .05$ ($p = 0.170311$).

Разлика између просечних вредности стабилности за универзалне имплантате NEO 10 мм и NEO 11.5 мм у максили након 12 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = 3.618749$; $p = .000296$).

Табела 7. Приказ Friedman ANOVA теста за разлику између мерења стабилности између нултог дана, 3, 6 и 12 месеци у максили

Maxilla					
SPI 10 mm	Average Rank	Sum of Ranks	Mean	Std.Dev.	ANOVA Chi Sqr.
Имплантирање	1.520833	36.50000	68.20833	1.693444	(N = 24, df = 3) = 48.50510 p = .00000
након 3 месеца	3.541667	85.00000	69.50000	1.560379	
након 6 месеца	1.875000	45.00000	68.37500	1.582857	
након 12 месеца	3.062500	73.50000	69.16667	1.434563	
SPI 11,5 mm					
Имплантирање	2.291667	55.00000	68.41667	1.176460	(N = 24, df = 3) = 38.72872 p = .00000
након 3 месеца	3.479167	83.50000	69.16667	1.090140	
након 6 месеца	1.479167	35.50000	67.87500	1.361345	
након 12 месеца	2.750000	66.00000	68.70833	1.082636	

NEO 10 mm					
Имплантирање	2.458333	59.00000	74.04167	0.907896	(N = 24, df = 3) = 49.60938 p = .00000
након 3 месеца	3.416667	82.00000	74.58333	0.974308	
након 6 месеца	1.187500	28.50000	73.04167	0.954585	
након 12 месеца	2.937500	70.50000	74.29167	0.806450	
NEO 11.5 mm					
Имплантирање	3.104167	74.50000	73.54167	0.977093	(N = 24, df = 3) = 42.53299 p = .00000
након 3 месеца	3.166667	76.00000	73.58333	1.248187	
након 6 месеца	1.229167	29.50000	72.20833	0.977093	
након 12 месеца	2.500000	60.00000	73.08333	1.017955	

Упоређено са Friedman АНОВА тестом, разлике између мерења стабилности за SPI 10 мм за максили нулти дан према 3 према 6 према 12 месеци је значајна за $p < .05$ ($p = .00000$) (табела 7)

Упоређено Friedman АНОВА тестом разлике између мерења стабилности за SPI 11,5 мм за максили нулти дан према 3 према 6 према 12 месеца је значајна за $p < .05$ ($p = .00000$) (табела 7)

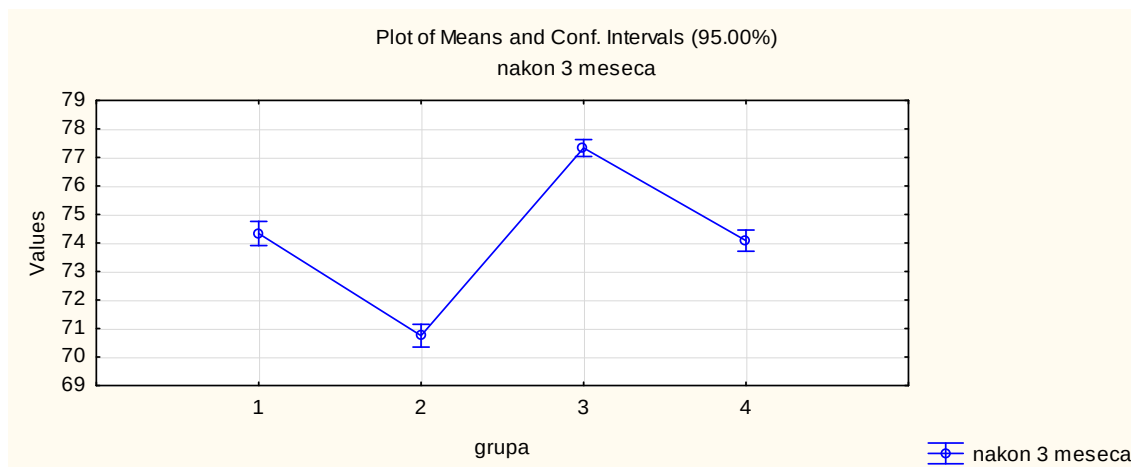
Упоређено са Friedman АНОВА тестом, разлика између мерења стабилности за NEO 10 мм за максили на нултог дана према 3 према 6 према 12 месеци је значајна за $p < .05$ ($p = .00000$) (табела 7)

Упоређено са Friedman АНОВА тестом, разлика између мерења стабилности за NEO 11,5 мм за максили на нултог дана према 3 према 6 према 12 месеци је значајна за $p < .05$ ($p = .00000$) (табела 7)

Табела 8. Приказ просечних вредности за секундарне стабилност у
мандибули

Секундарна стабилност						
	након 3м Means	након 3м N	након 3м Std.Dev.	након 3м Q25	након 3м Median	након 3м Q75
DFI 10mm mandibula	74.3	24	1.007220	73.5	74.0	75.0
DFI 11,5mm mandibula	70.7	24	0.944089	70.0	71.0	71.5
NEO 10mm mandibula	77.3	24	0.701964	77.0	77.0	78.0
NEO 11.5mm mandibula	74.1	24	0.880547	73.5	74.0	74.5
	након 6 м Means	након 6 м N	након 6 м Std.Dev.	након 6 м Q25	након 6 м Median	након 6 м Q75
DFI 10 mm mandibula	71.3	24	1.434563	70.0	71.0	72.0
DFI 11.5 mm mandibula	69.3	24	0.907896	68.5	69.5	70.0
NEO 10 mm mandibula	75.6	24	0.710939	75.0	76.0	76.0
NEO 11.5mm mandibula	72.3	24	0.793999	72.0	72.0	73.0
	након 12м Means	након 12м N	након 12м Std.Dev.	након 12м Q25	након 12м Median	након 12м Q75
DFI 10mm mandibula	72.9	24	0.928611	72.0	73.0	74.0
DFI 11,5mm mandibula	70.5	24	0.834058	70.0	70.0	71.0
NEO 10mm mandibula	76.9	24	0.797414	76.0	77.0	77.5
NEO 11.5mm mandibula	73.1	24	0.797414	73.0	73.0	74.0

Графикон 4а. Приказ просечних вредности за секундарне стабилност у мандибули након 3 месеца



*1- DFI 10 mm mandibula

2- DFI 11.5 mm mandibula

3- NEO 10 mm mandibula

4- NEO 11.5 mm mandibula

Просечна вредност стабилности за DFI 10 мм имплантата у мандибули након 3 месеца је $74,3 \pm 1,0$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 74 (Me=74 са IQR(73,5-75)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 10 мм у мандибули након 3 месеца већа је у односу на DFI 10 мм и износи $77,3 \pm 0,7$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 77 (Me=77 са IQR (77-. 78)). (табела 8 и графикон 4а)

Просечна вредност стабилности у ISQ јединицама за DFI 11,5 мм имплантата у мандибули после три месеца је $70,7 \pm 0,9$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 71 (Me=71 са IQR (70-71,5)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 11,5 мм у мандибули након 3 месеца је већа у односу на DFI 11,5 мм и износи $74,1 \pm 0,9$, док 50% имплантата има вредност стабилности изнад 74 (Me=74 са IQR(73.5-74.5)). (табела 8 и графикон 4а)

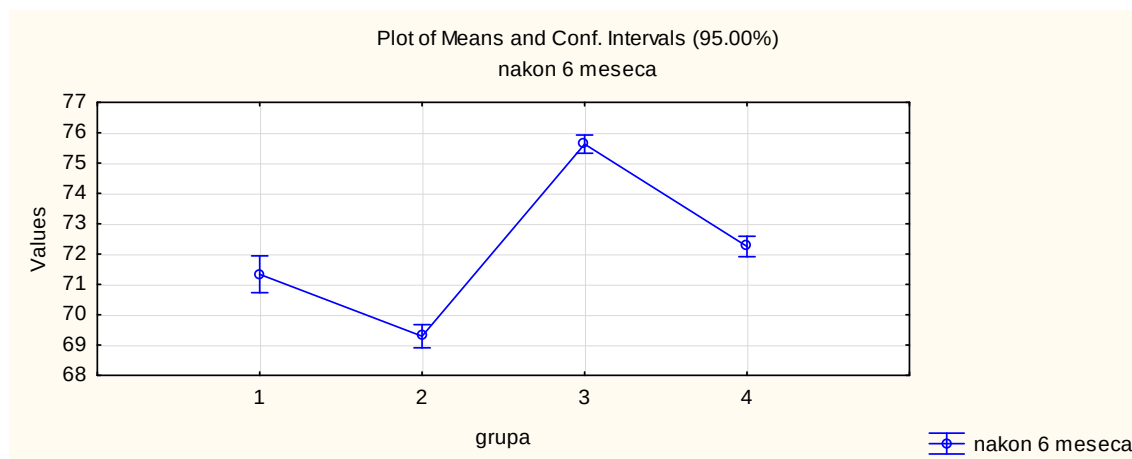
Разлика између просечних вредности стабилности DFI 10 мм у мандибули према NEO 10 мм у мандибули након три месеца је значајна за $p < .05$ (Mann –Whitney U тест: $Z = -5.83536$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за DFI 11,5 мм у мандибули према NEO 11,5 мм у мандибули након 3 месеца је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5,92815$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности у ISQ јединицама, за имплантате DFI 10 мм и DFI 11.5 мм у мандибули након 3 месеца је значајна за $p < .05$ (Mann- Whitney U тест: $Z = 5.928150$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за универзалне имплантате NEO 10 мм и NEO 11.5 мм у мандибули након 3 месеца је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = 5.866291$, $p = .000000$).

Графикон 46. Приказ просечних вредности за секундарну стабилност у мандибули након 6 месеца



*1- DFI 10 mm mandibula

2-DFI11.5 mm mandibula

3-NEO 10 mm mandibula

4- NEO 11.5 mm mandibula

Просечна вредност стабилности за DFI 10 мм имплантате у мандибули након 6 месеци је $71,3 \pm 1,4$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 71 (Me=71 са IQR (70-72)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 10 мм у мандибули након 6 месеци је већа у односу на DFI 10 мм и износи $75,6 \pm 0,7$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 76 (Me=76 са IQR (75- 76)). (табела 8 и графикон 4б)

Просечна вредност стабилности за DFI 11,5 мм имплантата у мандибули након 6 месеци је $69,3 \pm 0,9$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 69,5 (Me=69,5 са IQR (68,5-70)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 11,5 мм у доњој вилици након 6 месеци је већа од DFI 11,5 мм и износи $72,2 \pm 0,8$, док 50% имплантата има вредност стабилности изнад 72 (Me=72 са IQR (72-).73)).(табела 8 и графикон 4б)

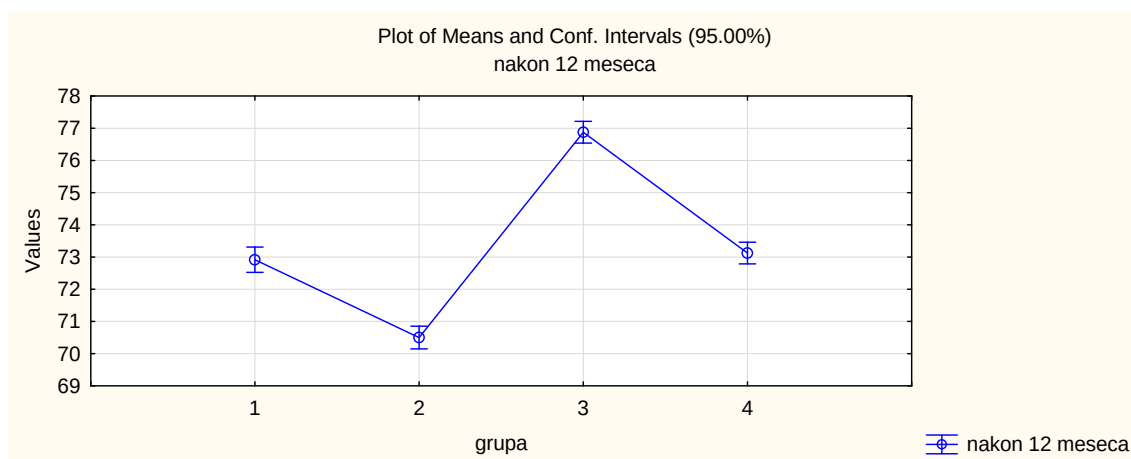
Разлика између просечних вредности DFI 10 мм у мандибули према NEO 10 мм у мандибули након 6 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann – Whitney U тест: $Z = -5.83536$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности DFI 11,5 мм у мандибули према NEO 11,5 мм у мандибули након 6 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5.92815$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за DFI 10 мм и DFI 11.5 мм имплантате у мандибули након 6 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann- Whitney U тест: $Z = -5.92815$ $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за универзалне имплантате NEO 10 мм и NEO 11.5 мм у мандибули након 6 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann- Whitney U тест: $Z = 5.866291$; $p = .000000$).

Графикон 4ц. Приказ просечне вредности за секундарне стабилности у мандибули након 12 месеци



*1- DFI 10 mm mandibula

2- DFI 11.5 mm mandibula

3- NEO 10 mm mandibula

4- NEO 11.5 mm mandibula

Просечна вредност за DFI 10 мм имплантата у мандибули након 12 месеци је $72,9 \pm 0,9$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 73 (Me=73 са IQR (72-74)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 10 мм у мандибули након 12 месеци већа је у односу на DFI 10 мм и износи $76,9 \pm 0,8$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 77 (Me=77 са IQR(76- 77.5)). (табела 8 и графикон 4ц)

Просечна вредност имплантата DFI 11,5 мм у мандибули након 12 месеци је $70,5 \pm 0,8$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 70 (Me=70 са IQR (70-71)).

Просечна вредност стабилности имплантата NEO 11,5 мм у мандибули након 12 месеци је виша од DFI 11,5 mm и износи $73,1 \pm 0,8$, при томе 50% имплантата има вредност стабилности изнад 73 (Me=73 са IQR (73- 74)). (табела 8 и графикон 4ц)

Разлика између просечних вредности DFI 10 мм у мандибули наспрам NEO 10 мм у мандибули након 12 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5.92815$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности DFI 11,5 мм на мандибули према NEO 11,5 мм у мандибули након 12 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -5,77350$; $p = .000000$).

Разлика између просечне вредности стабилности за имплантате DFI 10 мм и DFI 11.5 мм у мандибули након 12 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -553638$; $p = .000000$).

Разлика између просечних вредности стабилности за универзалне имплантате NEO 10 мм и NEO 11.5 мм у мандибули након 12 месеци је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = 5.928150$; $p = .000000$).

Табела 9. Приказ Friedman АНОВА теста за разлику између мерења стабилности између нултог дана, 3, 6 и 12 месеци у мандибули

Mandibular					
DFI 10 mm	Average Rank	Sum of Ranks	Mean	Std.Dev.	ANOVA Chi Sqr.
Имплантирање	2.375000	57.00000	72.79167	1.178767	(N = 24, df = 3) = 63.67123 p = .00000
након 3 месеца	3.958333	95.00000	74.33333	1.007220	
након 6 месеца	1.125000	27.00000	71.33333	1.434563	
након 12 месеца	2.541667	61.00000	72.91667	0.928611	
DFI 11.5 mm					
Имплантирање	2.645833	63.50000	70.33333	1.090140	(N = 24, df = 3) = 44.21538 p = .00000
након 3 месеца	3.270833	78.50000	70.75000	0.944089	
након 6 месеца	1.187500	28.50000	69.29167	0.907896	
након 12 месеца	2.895833	69.50000	70.50000	0.834058	

NEO 10 mm					
Имплантирање	2.062500	49.50000	76.29167	0.858673	(N = 24, df = 3) = 54.57513 p = .00000
након 3 месеца	3.625000	87.00000	77.33333	0.701964	
након 6 месеца	1.333333	32.00000	75.62500	0.710939	
након 12 месеца	2.979167	71.50000	76.87500	0.797414	
NEO 11.5 mm					
Имплантирање	2.791667	67.00000	73.45833	1.062367	(N = 24, df = 3) = 53.40580 p = .00000
након 3 месеца	3.687500	88.50000	74.08333	0.880547	
након 6 месеца	1.208333	29.00000	72.25000	0.793999	
након 12 месеца	2.312500	55.50000	73.12500	0.797414	

Упоређено са Friedman АНОВА тестом, разлика између мерења стабилности за DFI 10 мм у мандибули нултог дана у односу на 3 према 6 према 12 месеци је значајна за $p < .05$ ($p = .00000$) (табела 9)

Упоређено Friedman АНОВА тестом, разлика између мерења стабилности за DFI 11,5 мм у мандибули нултог дана према 3 према 6 према 12 месеци је значајна за $p < .05$ ($p = .00000$) (табела 9)

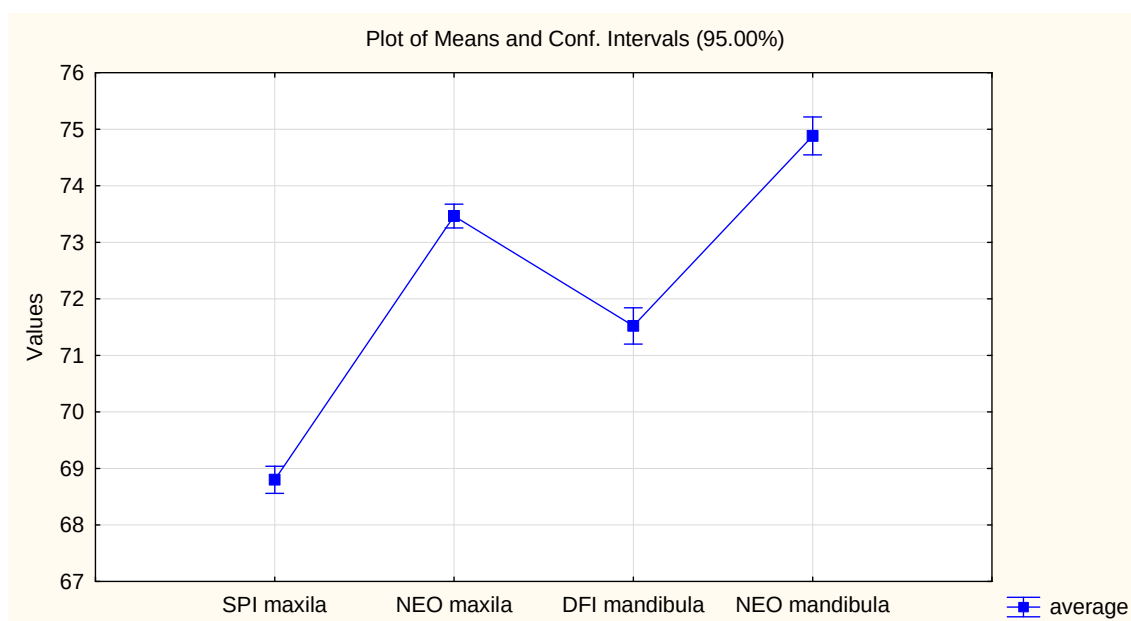
Упоређено са Friedman АНОВА тестом, разлика између мерења стабилности за NEO 10 мм за мандибулу нултог дана према 3 према 6 према 12 месеци је значајна за $p < .05$ ($p = .00000$) (табела 9)

Упоређено Friedman АНОВА тестом разлика између мерења стабилности за NEO 11,5 мм за мандибулу нултог дана према 3 према 6 према 12 месеци је значајна за $p < .05$ ($p = .00000$) (табела 9).

Табела 10. Приказ просечне вредности укупне стабилности

Variable	N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Lower Quartile	Upper Quartile	Std.Dev.
SPI maxilla	144	68.8	69.0	65.0	72.0	68.0	70.0	1.451211
NEO maxilla	144	73.5	73.0	71.0	76.0	72.0	74.0	1.273249
DFI mandibula	144	71.5	71.0	68.0	76.0	70.0	73.0	1.946734
NEO mandibula	144	74.9	75.0	71.0	78.0	73.00	77.0	2.036370

График 6. Приказ просечне вредности укупне стабилности



Просечна вредност укупне стабилности за SPI имплантата у максили је $68,8 \pm 1,4$, минимална стабилност је 65, а максимална 72. 50% имплантата има вредност стабилности изнад 69 (Me=69 са IQR(68-70)). (табела 10 и графикон 6).

Просечна вредност укупне стабилности за универзални NEO имплантата у максили је $73,5 \pm 1,3$, минимална стабилност је 71, а максимална 76. 50% имплантата има вредност стабилности изнад 73 (Me=73 са IQR(72-74)). (табела 10 и графикон 6)

Просечна вредност укупне стабилности DFI имплантата у мандибули је $71,5 \pm 1,9$, минимална стабилност је 68, а максимална 76. 50% имплантата има вредност стабилности изнад 71 (Me=71 са IQR (70-73)).(табела 10 и графикон 6)

Просечна вредност укупне стабилности за универзални NEO имплантат у мандибули је $74,9 \pm 2,0$, минимална стабилност је 71, а максимална 78. 50% пацијената са имплантацијом има вредност стабилности изнад 75 (Me=75 са IQR (73-77)).(табела 10 и графикон 6)

Разлика између укупне стабилности имплантата максиле у односу на мандибуле је значајна за $p < .05$ (Kruskal-Wallis ANOVA by Ranks; Kruskal-Wallis тест: $H(3, N=576) = 370.9340$ $p = 0.000$)

Табела 11. Приказ тестова

имплантати	Multiple Comparisons p values (2-tailed) Kruskal-Wallis test: $H(3, N=576) = 370.9340$ $p = 0.000$			
	1 R:93.104	2 R:372.27	3 R:246.40	4 R:442.23
1 SPI maxilla		0.000000	0.000000	0.000000
2 NEO maxilla	0.00		0.000000	0.002168
3 DFI mandibular	0.00	0.000000		0.000000
4 NEO mandibular	0.00	0.002168	0.000000	

Разлика између укупне просечне стабилности SPI имплантата у максили у односу на универзални NEO имплантат у максили је значајна за $p < .05$ (Multiple Comparisons p values (2-tailed), $p = 0.000000$) (табела 11).

Разлика између укупне просечне стабилности DFI имплантата у мандибули у односу на универзални имплант NEO у мандибули је значајна за $p < .05$ (Multiple Comparisons p values (2-tailed), $p = 0.000000$) (табела 11).

Разлика између SPI у максили и DFI у мандибули је значајна за $p < .05$ (Multiple Comparisons p values (2-tailed), $p = 0.000000$) (табела 11).

Разлика између укупне просечне стабилности NEO у максили у односу на NEO у мандибуле је значајна за $p < .05$ (Multiple Comparisons p Values (2-Tailed), $p = 0.002168$) (табела 11).

5.2. ПЕРИ-ИМПЛАНТНА КОШТАНА РЕСОРПЦИЈА

Табела 12. Приказ просечних вредности пери-имплантне коштане ресорпције у максили и мандибули

Група	након 6 м Means	након 6 м N	након 6 м Std.Dev.	након 6 м Q25	након 6 м Median	након 6 м Q75
SPI 10 mm maxilla	0.29	24	0.061912	0.265	0.295	0.33
SPI 11,5 mm maxilla	0.31	24	0.054187	0.255	0.31	0.35
NEO 10 mm maxilla	0.41	24	0.152904	0.29	0.375	0.515
NEO 11,5mm maxilla	0.26	24	0.043035	0.25	0.275	0.295
DFI 10 mm mandibula	0.29	24	0.079690	0.21	0.27	0.35
DFI 11,5 mm mandibula	0.26	24	0.048064	0.245	0.255	0.285
NEO 10 mm mandibula	0.25	24	0.159141	0.15	0.19	0.3
NEO 11,5 mm mandibula	0.20	24	0.061054	0.165	0.2	0.25

	након 12 м Means	након 12м N	након 12 м Std.Dev.	након 12 Q25	након 12 Median	након 12 м Q75
SPI 10 mm maxilla	1.24	24	0.270807	1.05	1.3	1.405
SPI 11,5 mm maxilla	1.28	24	0.080935	1.225	1.29	1.31
NEO 10 mm maxilla	0.82	24	0.125903	0.725	0.835	0.91
NEO 11.5mm maxilla	1.03	24	0.140300	0.925	1.0	1.1
DFI 10 mm mandibula	1.33	24	0.369640	1.1	1.3150	1.6
DFI 11,5 mm mandibula	1.27	24	0.245764	1.125	1.25	1.425
NEO 10 mm mandibula	0.93	24	0.276740	0.775	0.86	1.1
NEO 11,5mm mandibula	1.07	24	0.117239	0.975	1.075	1.175

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 6 месеца за имплантат SPI 10 мм у максили је $0,29 \pm 0,06$, а 50% вредности ресорпције кости је изнад 0,29 (Me=0,29 са IQR (0,265-0,330))

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 6 месеца за NEO 10 мм у максили је $0,41 \pm 0,15$, а 50% вредности ресорпције кости је изнад 0,375 (Me=0,375 са IQR (0,29-0,515)).

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 6 месеца за имплантат SPI 11,5мм у максили је $0,31 \pm 0,05$, а 50% вредности ресорпције кости је изнад 0,31 (Me=0,31 са IQR (0,255-0,35))

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 6 месеца за имплантат NEO 11,5 мм је $0,26 \pm 0,04$, а 50% вредности ресорпције кости је изнад 0,275 (Me=0,275 са IQR(0,25-0,295)).(табела 12 и графикон 7а)

Разлика након 6 месеца између просечних вредности ресорпције пери-имплантне кресталне кости поред SPI 10 мм и NEO 10 мм имплантата у максили је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -2.58777$; $p = .009660$).

Разлика након 6 месеци између просечних вредности пери-имплантне кости поред SPI 11,5 мм у односу на NEO 11,5 мм имплантата у максили је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = 2,897061$; $p = 0,003767$).

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 12 месеци око имплантате SPI 10 мм у максили је $1,24 \pm 0,27$, а 50% вредности ресорпције око имплантата је изнад 1,3 (Me=1,3 са IQR(1,05-1,405)).(табела 12 и графикон 7 а)

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 12 месеци око имплантата NEO 10 мм у максили је $0,72 \pm 0,12$, а 50% вредности ресорпције око имплантата је изнад 0,835 (Me=0,835 са IQR(0,29-0,915)).

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 12 месеци око имплантата SPI 11,5 мм у максили је $1,28 \pm 0,08$, а 50% вредности ресорпције око имплантата је изнад 1,29 (Me=1,29 са IQR(1,225-1,31))

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 12 месеци за имплантат NEO 11,5 мм износи $1,03 \pm 0,14$, а 50% вредности ресорпције око имплантата је изнад 1,0 (Me=1,0 са IQR(0,925-1,1)).(табела 12 и графикон 7а)

Разлика након 12 месеци између просечних вредности ресорпције пери-имплантне кости око SPI 10 мм у максили према NEO 10 мм у максили је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = -2.58777$; $p = .009660$).

Разлика након 12 месеци између просечних вредности ресорпције пери-имплантне кости око SPI 11,5 мм у односу на NEO 11,5 мм имплантата у максили је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z = 2,897061$; $p = 0,003767$).

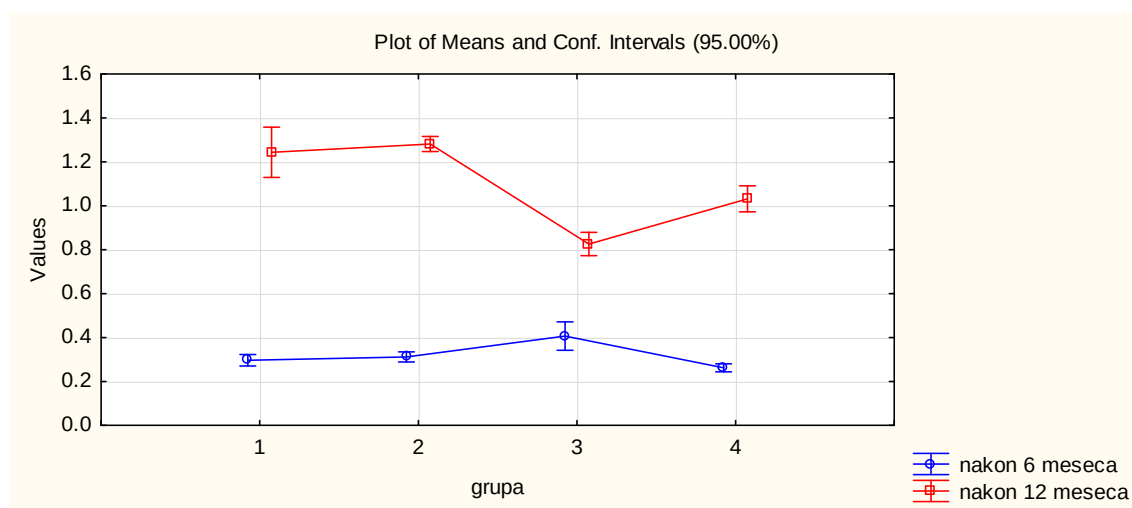
У поређење са Wilcoxon Matched Pairs тестом, разлика регистрована између просечних вредности ресорпције пери-имплантатне кости на SPI 10 мм у максили на 6 у односу на 12 месеци је значајна за $p < .05$.

У поређење са Wilcoxon Matched Pairs тестом, разлика регистрована између просечних вредности ресорпције пери-имплантатне кости NEO 10 мм у максили на 6 у односу на 12 месеци је значајна за $p < .05$.

У поређењу са Wilcoxon Matched Pairs тестом, разлика регистрована између просечних вредности ресорпције пери-имплантатне кости на SPI 11,5 мм у максили на 6 месеца у односу на 12 месеци је значајна за $p < .05$.

У поређење са Wilcoxon Matched Pairs тестом, разлика регистрована између просечних вредности ресорпције пери-имплантатне кости NEO 11,5 мм у максили на 6 у односу на 12 месеци је значајна за $p < .05$.

Графикон 7а. Приказ процентуалних вредности ресорпције периимплантатне кости у максили после 6 и 12 месеци



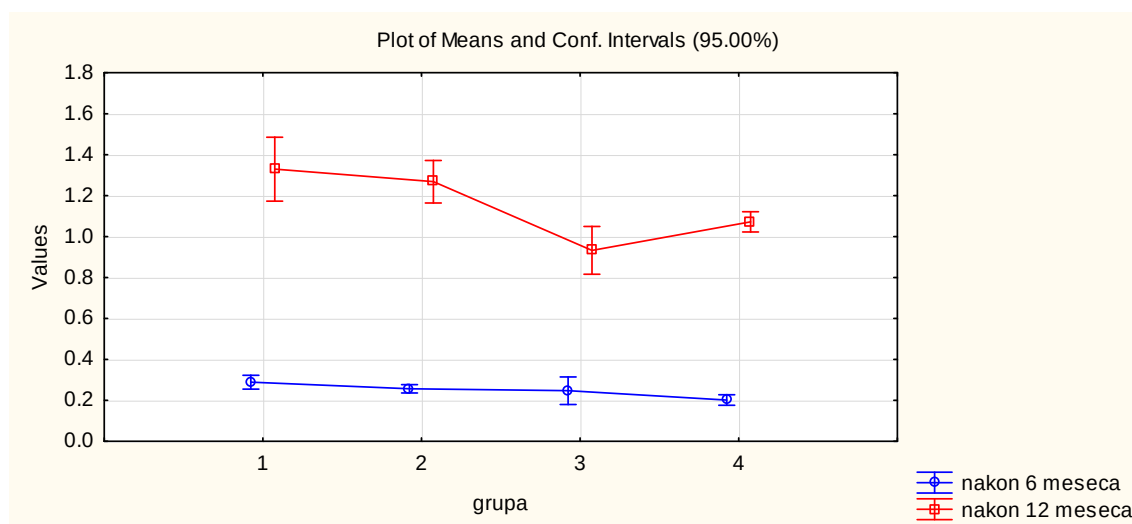
*1 SPI 10 mm maxilla

2 SPI 11.5 mm maxilla

3 NEO 10 mm maxilla

4 NEO 11.5 mm maxilla

Графикон 76. Приказ просечних вредности пери-имплантне ресорпције у мандибули након 6 и 12 месеци



*1 DFI 10 mm mandibula

2 DFI 11.5 mm mandibula

3 NEO 10 mm mandibula

4 NEO 11.5 mm mandibula

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости након 6 месеци за DFI 10 мм имплантат у мандибули је $0,29 \pm 0,08$, а 50% вредности ресорпције имплантата је изнад 0,27 (Me=0,27 са IQR (0,21-0,235)).

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости после 12 месеци за имплантат DFI 10 мм у мандибули је $1,33 \pm 0,37$, а 50% вредности ресорпције имплантата је преко 1,315 (Me=1,315 са IQR (1,1-1,6)).

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости после 6 месеци за NEO 10 мм мандибуларни имплантат је $0,25 \pm 0,16$, а 50% вредности ресорпције имплантата је изнад 0,19 (Me=0,19 са IQR (0,15-0,3)).

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости после 12 месеци за NEO 10 мм мандибуларни имплантат је $0,93 \pm 0,283$, а 50% вредности ресорпције имплантата је изнад 0,86 (Me=0,86 са IQR (0,775-1,1)).

Просечна вредност ресорпције пери- имплантне кости после 6 месеци за имплантат DFI 11,5 мм у мандибули је $0,26 \pm 0,05$, а 50% вредности ресорпције имплантата је изнад 0,255 (Me=0,255 са IQR (0,245-0,285)).

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости после 12 месеци за имплантат DFI 11,5 мм у мандибули је $1,27 \pm 0,25$, а 50% вредности ресорпције имплантата је изнад 1,25 (Me=1,25 са IQR (1,125-1,4258)). (табела 12 и графикон 7 б)

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости после 6 месеци за NEO 11,5 мм мандибуларни имплантат је $0,20 \pm 0,06$, а 50% вредности ресорпције имплантата је изнад 0,2 (Me=0,2 са IQR (0,165-0,25)).

Просечна вредност ресорпције пери-имплантне кости после 12 месеци за мандибуларни имплантат NEO 11,5 мм износи $1,07 \pm 0,12$, а 50% вредности ресорпције имплантата је преко 1,075 (Me=1,075 са IQR (0,975-1,175)).(табела 12 и графикон 7б)

Разлика након 6 месеци између просечних вредности пери-имплантне кости око DFI 10 мм мандибуле у односу на NEO 10 мм доње вилице је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z=2.629006$; $p=.008564$).

Разлика након 6 месеци између просечних вредности DFI 11,5 мм у мандибули наспрам NEO 11,5 мм у мандибули је значајна за $p < .05$ (Mann-Whitney U тест: $Z=2.814583$; $p=.004884$).

Разлика после 12 месеци између просечних вредности пери-имплантне кости око DFI 10 мм у мандибули наспрам NEO 10 мм у мандибули је значајна за $p < .05$ (Mann- Whitney U тест: $Z=3.577510$; $p=.000347$).

Разлика после 12 месеци између просечних вредности пери-имплантне кости око DFI 11,5 мм у мандибули наспрам NEO 11,5 мм у мандибули је значајна за $p < .05$ (Mann- Whitney U тест: $Z=3.113568$; $p=.001849$).

У поређењу са Wilcoxon Matched Pairs тестом, разлика регистрована између просечних вредности ресорпције пери-имплантатне кости DFI 10 мм у мандибули на 6 месеци у односу на 12 месеци је значајна за $p < .05$.

У поређењу са Wilcoxon Matched Pairs тестом, разлика регистрована између просечних вредности ресорпције пери-имплантатне кости NEO 10 мм у мандибули на 6 месеци у односу на 12 месеци је значајна за $p < .05$.

У поређењу са Wilcoxon Matched Pairs тестом, разлика регистрована између просечних вредности ресорпције пери-имплантатне кости DFI 11,5 мм у мандибули на 6 месеци у односу на 12 месеци је значајна за $p < .05$.

У поређењу са Wilcoxon Matched Pairs тестом, разлика регистрована између просечних вредности ресорпције пери-имплантатне кости NEO од 11.5 мм у доњој вилице на 6 месеци у односу на 12 месеци је значајна за $p < .05$.

6. ДИСКУСИЈА

Имплантатна рехабилитација безубих алвеоларних простора данас се сматра најадекватнијим приступом попуњавања парцијалних или тоталних безубих подручја.^{145,78,210}

Иновативна решења у погледу макро и микро дизајна површине имплантата, као и правилно изабрана хируршка техника уградње, доводе до високог процента успешности постављених имплантата у максили и мандибули (95,9–99,3%).^{43,70,178,47,18,161,60,198,73}

Најважнији фактор дуготрајности имплантата је примарна стабилност, која представља главни предуслов успешне остеоинтеграције. Примарна стабилност зависи од квалитативно-квантитативних карактеристика кости, функционално дизајниране површине имплантата и хируршке технике изведене у складу са протоколом. Ова техника треба да минимализује трауме коштаног и меког ткива на месту уградње, уз примену сила затезања торк-кључем до 35 N/cm².^{129,166,94,137,162,32,241,151,248,21,204,155}

Више студија указује на то да је густина кости варијабилна у мандибули и максили и може значајно утицати на примарну стабилност. Бројна истраживања, укључујући припремну фазу ове студије, већ су потврдила предвидљивост примарне стабилности имплантата у преимплантолошком периоду (Fuster и сарадници, 2011).⁷⁴

Обрада података о густини кости на месту имплантације, као и о димензијама имплантата (ширина и дужина), омогућена је софтверском анализом СВСТ снимка. Анализа дигиталних резултата густине кости, дебљине и висине алвеоларног гребена омогућава стручњацима да лако одаберу одговарајући имплантат, оптималан за конкретну густину кости и технику уградње, чиме се постиже предвиђена успешност примарне стабилности.

Turkyilmaz и сарадници (2007) показали су у својој студији снажну повезаност између густине кости, измерене у HU јединицама, и примарне

стабилности имплантата. Одређени број истраживања потврђује да је евалуација густине кости варијабилна у мандибули и максили, што директно утиче на варијабилност примарне стабилности.
137,191,36,240,91,205,153,226,227

Maló и сарадници¹³³ су у свом раду из 2016. године представили податке у којима упоређују успешност Flap и Flapless хируршког приступа имплантирања. Наводе да је Flap техника повезана са већим процентом опстанка имплантата и мањом ресорпцијом пери-имплантне кости у поређењу са Flapless техником. Flap техника је такође изабрана као хируршка техника у нашој студији.

С друге стране, у студији Lemos-а и сарадника¹²³ из 2020. године, резултати указују на то да нема значајних разлика у дуговечности имплантата и ресорпцији маргиналне кости између ове две технике. Међутим, друга истраживања показују супротне резултате, где се код Flapless технике бележи мања ресорпција пери-имплантне кости, као и мањи субјективни осећај бола код пацијената у односу на конвенционалну Flap технику.^{162,118,132}

De Santis и сарадници су 2016. године у својој студији доказали да употреба прекомерне силе затезања торк-кључем ($\geq 50 \text{ N/cm}^2$) током имплантирања није довела до негативних ефеката на стабилност кости, ресорпцију или дуговечност имплантата.^{226,74,55,111,124} Сличне резултате су добили и Khayat и сарадници, који су применили још већу силу затезања ($\geq 176 \text{ N/cm}^2$).^{55,111,124}

Norton је 2017. године спровео истраживање у којем је евалуирао податке добијене применом мањих сила затезања торк-кључем (5, 10, 15 и 20 N/cm^2). Резултати су показали прихватљиве стопе дуговечности и примарне стабилности имплантата, уз оптималну ресорпцију маргиналне кости, што је било у складу са општеприхваћеним нормативима.¹⁵⁹

Прописана сила затезања торк-кључем од 35 N/cm^2 коришћена је у овој студији у складу са хируршким протоколом, чиме су постигнути очекивани резултати у погледу стабилности и ресорпције пери-имплантне кости.

Greenstein и Cavallaro (2017) су анализом литературе закључили да је оптимална сила затезања током имплантирања између 30–50 N/cm² за свежу екстракциону рану, без значајних микро померања.⁸³

Клиничка истраживања дизајна имплантата укључују анализу облика тела имплантата²¹¹, њиховог макро-дизајна (величина, ангулација, топографска постављеност, оштрина навоја)^{147,18} и микро-дизајна (храпавост добијена еродирањем и наношењем адитивних материјала).^{98,102,155}

Макроскопске карактеристике и топографски дизајн усмеравају процес остеогенезе и омогућавају фиксацију имплантата, што је главни предуслов за коштано нарастање и механичку фиксацију ћелија на површини имплантата.

Albrektsson је 2008. године навео да остеоинтегрисани интерфејс у просеку показује 60–70% контактне површине између имплантата и кости, што је мерено светлосним микроскопом. Ултраструктурне студије су откриле да протеоглици делимично граде овај интерфејс.

Brunski (1992) је нагласио значај примарне стабилности и дозволио микро покретљивост имплантата до 100 µm, што омогућава коштану регенерацију. Прекорачење ове границе доводи до стварања фиброзног ткива.^{11,7,107}

Топографска микрохрапавост имплантантне површине, постигнута еродирањем и применом електрохемијских и механичких метода (Hall, Lausmaa 2000)⁸⁶, резултира модификованом биодинамичном површином која апсорбује протеине, фибрин и крв, активирајући диференцијацију везивних ћелија и прогениторских ћелија које стварају остеобласте, одговорне за формирање нове кости.

Rupp и сарадници (2018) су запазили да микротопографија повећава површину имплантата, а њена биодинамичност фаворизује хидрофилност и омогућава увлачење крви у микропоре, што убрзава остеоинтегративни процес.^{239,122,110,39,38,126,156}

Испитујући имплантате са различитим типовима навоја, Lin и сарадници (2019)¹²⁵ су установили да стрес дистрибуција силе на пери-

имплантну кост (Von Mises-ове силе напрезања) не показује значајне разлике између различитих типова навоја. Ипак, приметили су да постоје разлике у топографски различитим местима дистрибуције силе у кортикалној и спонгиозној кости.^{154,64}

Сви поменути значајни услови (параметри) стабилности и дуготрајности денталних имплантата заједно омогућавају да едуковани и искусни стручњаци постигну функционалну и естетску рехабилитацију безубих простора до савршенства, на задовољство пацијента и практичара.

Праћење стабилности постављених денталних имплантата методом анализе резонантне фреквенције представља неинвазиван, савремен, прецизан и безболан метод за дијагностику промене стабилности имплантата током целокупног периода његовог опстанка у алвеоларној кости.

Нумерички подаци изражени у ISQ јединицама омогућавају терапеуту да прати промене стабилности од самог тренутка имплантације, кроз различите фазе до остеоинтеграције, као и годину дана након имплантације, што је било значајно за ову студију.^{163,85}

Више студија је евидентирало различиту стабилност имплантата у односу на морфолошке карактеристике површина, макро и микро дизајна. У истраживању су анализирана три типа имплантата:

1. SPI – спирални конусни имплантат, препоручљив за меку кост.
2. DFI – неурезујући цилиндрични имплантат, препоручљив за тврду кост.
3. NEO – универзални конусни имплантат, погодан за све типове кости.

Компарација просечних вредности примарне стабилности имплантата у меку кост (Q4 према Norton & Gamble, 0-500 HU) у бочној регији максиле показала је значајну предност NEO имплантата са наноструктуралном површином у односу на SPI имплантате. Слични резултати добијени су у студији Gomez и сар. (2017)²⁵⁰, где су приказане

задовољавајуће високе вредности примарне стабилности чак и у кости слабијег HU индекса.

Tözüm и сарадници (2010)²²⁴ су утврдили да различити брендови имплантата са навојима у постериорној регији максиле постижу различите ISQ вредности, а већа стабилност је пропорционална већем броју навоја. Разлика између дужина имплантата (10 и 11,5 мм) није била значајна за SPI и NEO имплантате.

У мандибули (Q2/3 према Norton & Gamble, +500-850 HU), DFI и NEO имплантати су показали значајно бољу примарну стабилност за NEO имплантате. Lozano-Carruscal и сарадници (2016)¹³⁰ потврдили су већу стабилност имплантата са конусном формом и оштрим навојима у односу на цилиндричне имплантате са заобљеним врховима.

Секундарна стабилност је праћена 3, 6 и 12 месеци након имплантације. Три месеца након имплантације, сви имплантати су показали благ пораст стабилности у односу на примарну, док је након шест месеци примећен статистички значајан пад. На крају 12. месеца, стабилност је била значајно већа, као резултат остеоинтеграције и максималног коштаног-имплантног контакта.^{7,86,215}

Cui и сарадници (2023)⁵¹ потврдили су да микро и нано обрада имплантата унапређује адхезију, пролиферацију и остеогену диференцијацију, доприносећи дуготрајности остеоинтеграције. Samaro Filho LCD и сарадници (2018)⁴⁴ показали су да је максимална стабилност свих типова имплантата постигнута 91 дан након имплантације.

Секундарна стабилност у бочној регији максиле и мандибуле показала је боље резултате за NEO имплантате у свим фазама мерења (3, 6 и 12 месеци). Argoneses и сарадници (2020)¹⁴ су доказали да имплантати дужине 10 мм показују боље вредности стабилности, посебно након три месеца.

Ови резултати су потврђени и у овој студији, где су NEO имплантати показали већу примарну и секундарну стабилност у односу на остале типове, како у максили, тако и у мандибули.

Имплантати који су већ стабилни, оптерећени и функционални, након одређеног времена подложни су ресорптивним губитком пери-имплантне кости. Сила притиска жвакања преноси се преко протетске реставрације на имплантат, а на крају се трансферира на коштано потпортни апарат (Skalak 1985).²¹² Оклузална траума у корелацији са величином имплантата, структуром површине и квалитетом кости резултира различитим степеном губитка пери-имплантне кости (Lindquist и сар. 1988).¹²⁷

Већина клиничких студија иницира да је губитак у тесној корелацији са оптерећењем имплантата (Smet и сар. 2001),⁵⁶ (Isidor и сар. 1997).⁹⁵ Међутим, други аутори у својим студијама нису могли да потврде ову повезаност ресорпције маргиналне кости око имплантата са протетским оптерећењем (Gotfredsen и сар. 2001).⁸², (Asikainen и сар. 1997).¹⁷

Други фактор који иницира пери-имплантну ресорпцију је инфекција. Етиологија пери-имплантног мукозитиса је акумулација бактеријског биофилма на површини имплантата и важи за главни фактор инфекције.⁹⁰

Агаујо и Lindhe (2018)¹⁵ описују различите анатомо-хистолошке карактеристике меког и тврдог ткива који окружују природни зуб и имплантат. Ове различитости могу бити одговорне за различите биолошке механизме укључене у одговор домаћина и уочену хомеостазу ткива између два ентитета.¹⁸⁶

Они су закључили и потврдили доказима из патолошке литературе да је одсуство крварења при сондирању у складу са здравим пародонтом, док клинички здрава слузница пери-имплантата формира чврсто трансмукозно заптивање око имплантата. Генерално, дубина сондирања код здравог пери-имплантног ткива треба да буде ≤ 5 мм.^{15,90,199,16}

Дубина сондирања већа од ове границе, а праћена крварењем приликом сондирања, еритематозним прстеном и локалним едемом, знак је за упалу коју је Америчка академија пародонтолога дефинисала као пери-имплантни мукозитис — болест која укључује инфламацију меког ткива око денталног имплантата, али без присуства губитка кости.¹⁷³

Нетретирање или неадекватно третирање пери-имплантног мукозитиса прогредира и доводи до пери-имплантитиса, где визуелно инфламаторне промене пери-имплантног меког ткива у комбинацији са крварењем приликом сондирања и/или супурације показују повећане дубине пародонталних џепова и прогресивни губитак пери-имплантне кости која је ≥ 3 мм.^{242,238,186}

Примарни третман пери-имплантног мукозитиса у почетној фази и стручно отклањање биофилма у пери-имплантној зони спречава или смањује прогредирање мукозитиса у ПИКР-а.¹⁰¹

Brisman (1996)³⁴ у свом истраживању указује на утицај брзине обртаја, притиска и времетрајања приликом дринг протокола за постављање имплантата на прегрејавање алвеоларне кости и његов утицај на рани губитак пери-имплантне кости.^{65,66,131,34} С друге стране, Cordioli и Majzoub (1997) утврдили су да дебљина дрилера не утиче на повећање температуре приликом препарације лежишта имплантата, али су доказали да највећи пораст температуре долази на дебљини између 4-8 мм, без значајних промена ако је уз употребу хлађења или не.⁵⁰

Имплантно-абатментни интерфејс и његова повезаност са инфламаторним реакцијама које угрожавају ниво пери-имплантне кресталне кости истраживао је Koutouzis (2019).¹¹⁶ Дошао је до сазнања да мењањем имплантно-абатментног комплексног дизајна и различитих типова конекција потенцијално добијамо различите вредности губитка кресталне кости и ниво пери-имплантне инфекције. Ово указује да бирањем адекватне конекције имплантат-абатмента можемо утицати на адекватни одговор пери-имплантне кости.

Узимајући у обзир утицај карактеристика површине имплантата, Stavropoulos и сар. (2021) на основу статистичких података више публикација урађених *in vivo* дошли су до сазнања да модификована површина денталних имплантата има значајно негативан утицај на пери-имплантне прогресије у односу на имплантате са механички и хемијски модификованом површином.²¹⁸

Doornewaard и сар. (2017) у својој студији дошли су до податка да храпавост површине имплантата има свој значај за губитак маргиналне пери-имплантне кости, и то пропорционално – што је храпавост мања, мањи је и губитак пери-имплантне кости.⁶⁰

Евалуирајући губитак маргиналне пери-имплантне кости, Piao и сар. (2009) су анализирали три различита имплантна система након периода од годину дана и дошли до сазнања да имплантати са храпавом површином и микронавојима бележе најмањи губитак маргиналне кости. Након њих следе имплантати са храпавом површином, док је највећи губитак маргиналне кости примећен код имплантата са хибридно обрађеном површином. За овај резултат заслужни су микронавоји који растеређују имплантат од функционалног оптерећења жвакаћег притиска.¹⁷⁷

Електронско истраживање које су спровели Niu и сар. (2017) потврђује да имплантати са микро навојима на кресталном делу значајно редукују губитак маргиналне (кресталне) кости у поређењу са имплантатима без микро навоја у вратном делу.¹⁵⁷ Ове резултате су додатно потврдили Lee и сар. (2016)¹²¹ и Shin и сар. (2016).²⁰⁷

Сличне резултате у погледу ресорпције кресталне кости уочили смо и код NEO имплантата са микро навојима у вратном пределу, где је примећена превенција пери-имплантне ресорпције. Евалуација добијених података о ресорпцији маргиналне пери-имплантне кости обављена је једноставно и прецизно коришћењем радиографске дигиталне процедуре. Полазни, нулти радиограм за сваког пацијента био је онај снимљен одмах након имплантације. Као и у другим студијама, у нашем истраживању полазни радиограм је упоређиван са радиограмом снимљеним након шест месеци од уградње или три месеца након оптерећења протетском круницом. Додатна компарација је извршена и на радиограму снимљеном дванаест месеци након уградње.^{71,238,53,184,171}

Сва мерења пери-имплантне ресорпције обављена су са дисталне и мезијалне стране, а израчуната је средња вредност губитка кресталне кости. Овакав приступ примењивали су и Calvo–Guirado и сар. (2018),⁴²

Ran и сар. (2019),¹⁶⁵ који су упоређивали радиографске податке током три и пет година након уградње.

Резултати регистровани и статистички обрађени у нашој студији за максилу у периоду од шест месеци након имплантације показали су да SPI имплантати са спиралним, лако обрађеним површинама имају статистички значајно мању ресорпцију маргиналне кости у поређењу са NEO имплантатима. Међутим, након дванаест месеци од имплантације, дошло је до промене степена ресорпције маргиналне пери-имплантне кости, при чему је ресорпција код SPI имплантата постала знатно већа у односу на NEO имплантате, који имају нано-структуралну површину и микро навоје у вратном делу. У истраживању Niu и сар. (2017) добијени су слични резултати, потврђујући да микро-дизајн навоја на кристалном делу редукује ресорпцију кристалне пери-имплантне кости.¹⁵⁷

Грубо обрађена површина и микро навоји у вратном делу имплантата представљају не само најнефективнији дизајн за одржавање нивоа маргиналне пери-имплантне кости, већ су и значајан фактор у смањењу функционалног оптерећења, како наводе Shin и сар. (2016) у свом истраживању.²⁰⁷

У истраживању које су спровели Abrahamsson и Berklundh (2009) на Универзитету у Гетеборгу, анализирани су резултати десет објављених студија које су пратиле оптималне факторе имплантатне површине и дизајна утицајне на презервацију маргиналне пери-имплантне кости током најмање три године. Резултати су показали да модификована имплантатна површина нема евидентну супериорност у односу на немодификовану површину у процесу презервације маргиналне пери-имплантне кости. Такође, утврђено је да конусни имплантати са микро навојима у коларном делу показују значајну предност у презервацији нивоа маргиналне пери-имплантне кости у односу на цилиндричне имплантате без микро навоја у коларном делу.¹

На основу резултата можемо закључити да микро навоји у вратном делу имплантата, који су присутни код NEO имплантата у нашој студији, имају значајан утицај на очување нивоа маргиналне пери-имплантне кости.

Ови навоји доприносе да ниво кортикалне кости поред имплантата остане на већем нивоу у поређењу са SPI имплантатима који немају микро навоје у вратном делу.^{157,207,42}

Дигитална радиографска евалуација нивоа пери-имплантне коштане ресорпције у мандибули, где су постављени имплантати DFI и NEO, спроведена је у три фазе, исто као и у максили. Полазни снимак, као основа за компарацију, забележен је одмах након имплантације. У другој фази, шест месеци касније, упоређене су средње вредности ресорпције пери-имплантне кости код DFI имплантата дужине 10 мм и 11,5 мм у мандибули са нумеричким подацима добијеним са мезијалне и дисталне стране.

Разлика након шест месеци између просечних вредности ресорпције пери-имплантне кости у мандибули између DFI имплантата од 10 мм и NEO имплантата од 10 мм била је статистички значајна за $p < 0,05$ (Mann/Whitney U тест: $Z=2,629006$; $p=0,008564$). Слично томе, разлика након шест месеци између DFI имплантата од 11,5 мм и NEO имплантата од 11,5 мм била је значајна за $p < 0,05$ (Mann/Whitney U тест: $Z=2,814583$; $p=0,004884$).

Добијени резултати указују на значајно мању пери-имплантну коштану ресорпцију код NEO имплантата у периоду од шест месеци након имплантације.

У завршној фази, дванаест месеци након имплантације у мандибули, евалуирани резултати потврдили су значајне разлике у пери-имплантној коштане ресорпцији између DFI и NEO имплантата.

Разлика у просечним вредностима ресорпције пери-имплантне кости у мандибули након дванаест месеци између DFI имплантата од 10 мм и NEO имплантата од 10 мм била је статистички значајна за $p < 0,05$ (Mann/Whitney U тест: $Z=3,577510$; $p=0,000347$).

Слично томе, разлика у просечној вредности ресорпције пери-имплантне кости у мандибули након дванаест месеци између имплантата

DFI од 11,5 мм и NEO од 11,5 мм била је значајна за $p < 0,05$ (Mann/Whitney U тест: $Z = 3,113568$; $p = 0,001849$).

Сумирани резултати ресорпције пери-имплантне кости (ПИКР) у мандибули дванаест месеци након имплантације показали су значајну разлику у степену ресорпције између DFI и NEO имплантата дужине 11,5 мм. Мања ресорпција код NEO имплантата, уочена и након шест и након дванаест месеци, била је значајна у односу на већу ресорпцију код DFI имплантата. Ова разлика је резултат дизајна NEO имплантата, који имају нано-структуралну површину и микро навоје у вратном делу, у поређењу са DFI имплантатима, који имају примарну обраду површине и немају микро кресталне навоје.

У клинички контролисаној евалуацији, компарацијом два различита имплантата истог бренда (MIS, Израел), једног са микро навојима на вратном делу и другог са полираним вратним сегментом, Bartu и сарадници (2009) добили су идентичне резултате као у нашој студији. Контролом након шест и дванаест месеци у мандибули установили су да имплантати са микро навојима имају статистички мањи ниво ресорпције пери-имплантне кости (ПИКР) у односу на имплантате са полираном вратном површином.³³

Свестан утицаја микро навоја, Jin и сарадници (2020) утврдили су нову чињеницу – иако је ресорпција умеренија, она и даље прогредира. У истраживању *in vitro* на мандибули, добијени су резултати који показују да након смањења нивоа кресталне кости, дистрибуција стреса повећава ниво ресорпције ПИКР-а. То указује да што је крестална кост тања, ниво ресорпције се повећава.¹⁰³ Ова чињеница је у сагласности са резултатима наше студије, где је у каснијем периоду контроле, идентичне дужине као и први, примећена већа ресорпција код свих имплантата.

Aloy-Prosper и сарадници (2011) у свом истраживању упоређивали су разлике у ресорпцији маргиналне кости код три различита типа имплантата, слично као у нашој студији. Анализирали су имплантате са полираним вратним делом, имплантате са грубо обрађеном површином и микро навојима у вратном делу, као и имплантате са грубо обрађеном

површином без микро навоја у вратном делу. У периоду праћења од десет година, имплантати са грубо обрађеном површином и микро навојима у вратном делу показали су мању ресорпцију ПИКР-а у односу на друга два типа имплантата.⁹

У нашој студији, за евидентирање различитих степена ресорпције ПИК-а, сваком пацијенту је непосредно након имплантације урађен дигитални ретроалвеоларни базични радиограм. У максили су постављени имплантати SPI дужине 10 и 11,5 мм, који су спирални, конусни, саморезујући имплантати са базично обрађеном површином, апексом са нано-структуралном површином и микро навојима на вратном делу.

Разлика у степену ресорпције ПИКР-а након шест месеци између просечних вредности SPI и NEO имплантата дужине 10 мм била је статистички значајна за $p < 0,05$ (Mann/Whitney U тест: $Z=2,58777$; $p=,009660$).

Разлика након шест месеци између просечних вредности ресорпције ПИК-а SPI и NEO имплантата дужине 11,5 мм у максили такође је била статистички значајна за $p < 0,05$ (Mann/Whitney U тест: $Z=2,897061$; $p=0,003767$).

Просечне вредности ресорпције ПИКР-а у периоду од дванаест месеци у максили код имплантата SPI и NEO дужине 10 мм биле су статистички значајно различите за $p < 0,05$ (Mann/Whitney U тест: $Z=2,58777$; $p=0,009660$).

Разлика просечних вредности ресорпције ПИКР-а у периоду од дванаест месеци у максили код имплантата SPI и NEO дужине 11,5 мм такође је била статистички значајна за $p < 0,05$ (Mann/Whitney U тест: $Z=2,897061$; $p=0,003767$).

7. ЗАКЉУЧАК

Компарацијом добијених резултата везаних за примарну и секундарну стабилност, као и пери-имплантну коштану ресорпцију код три различита типа имплантата, може се закључити:

1. Дентални имплантати дизајнирани за уградњу у све типове кости показују бољу примарну стабилност у односу на имплантате специјално дизајниране за типове кости Q1 и Q2, чак и када су сви имплантати били постављени у овим типовима кости.
2. Имплантати дизајнирани за све типове кости такође имају бољу примарну стабилност у поређењу са имплантатима дизајнираним за типове кости Q3 и Q4, без обзира на то што су сви имплантати били постављени у овим типовима кости.
3. Имплантати дизајнирани за све типове кости и са нано-структуралном површином показују бољу секундарну стабилност у односу на имплантате дизајниране за типове кости Q1 и Q2, при чему су сви имплантати били постављени у бочну регију мандибуле.
4. Имплантати дизајнирани за све типове кости и са нано-структуралном површином имају бољу секундарну стабилност од имплантата дизајнираних за типове кости Q3 и Q4, при чему су сви били уграђени у бочну регију максиле.
5. Пери-имплантна коштана ресорпција код имплантата дизајнираних за све типове кости и са нано-структуралном површином има ниже вредности ресорпције у односу на имплантате препоручене за типове кости Q1 и Q2.
6. Пери-имплантна коштана ресорпција код имплантата дизајнираних за све типове кости и са нано-структуралном површином показује ниже вредности ресорпције у односу на имплантате препоручене за типове кости Q3 и Q4.

8. ЛИТЕРАТУРА

1. Abrahamsson I, Berglundh T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Sep;20 Suppl 4:207-15.
2. Accioni F, Vázquez J, Merinero M, Begines B, Alcudia A. Latest Trends in Surface Modification for Dental Implantology: Innovative Developments and Analytical Applications. *Pharmaceutics*. 2022 Feb 21;14(2):455.
3. Akesson L, Håkansson J, Rohlin M. Comparison of panoramic and intraoral radiography and pocket probing for the measurement of the marginal bone level. *J Clin Periodontol*. 1992 May;19(5):326-32.
4. Alberttsson T, Wennerberg A. On Osseointegration in Relation to Implant Surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019 May; 21 Suppl 1:4-7
5. Albrektsson T, Donos N; Working Group 1. Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference 2012. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23 Suppl 6:63-5.
6. Albrektsson T, Tengvall P, Amengual-Peñafiel L, Coli P, Kotsakis G, Cochran DL. Implications of considering peri-implant bone loss a disease, a narrative review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2022 Aug;24(4):532-543.
7. Albrektsson T. Hard tissue implant interface. *Aust Dent J*. 2008 Jun;53 Suppl 1:S34-8.
8. Albrektsson T. On long-term maintenance of the osseointegrated response. *Aust Prosthodont J*. 1993;7 Suppl:15-24.
9. Aloy-Prósper A, Maestre-Ferrín L, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Marginal bone loss in relation to the implant neck surface: an update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011 May 1;16(3):e365-8.
10. Alpha Biotec. Neo Clinical book, Neo's Scientific overview, pre- clinical study, implant surface purity and Neo's performance- treatment concepts and indications .2016 https://alpha-bio.net/media/10427/clinical-book-neo-implant-dentaire_alphabio.pdf
11. Al-Sabbagh M, Eldomiaty W, Khabbaz Y. Can Osseointegration Be Achieved Without Primary Stability? *Dent Clin North Am*. 2019 Jul;63(3):461-473.
12. Ansari N, Sims NA. The cells of bone and their interactions. *Handb Exp Pharmacol*. 2020; 262:1-25
13. Aparecida de Mattias Sartori I, da Silveira Junior CD, Fontão FN, da Gloria Chiarello de Mattos M. Evaluation of radiographic technique using a new customized film holder for dental implant assessment. *Implant Dent*. 2014 Feb;23(1):13-7.
14. Aragonese JM, Aragonese J, Brugal VA, Gomez M, Suarez A. Relationship between Implant Length and Implant Stability of Single-Implant Restorations: A 12-Month Follow-Up Clinical Study. *Medicina (Kaunas)*. 2020 May 27;56(6):263.
15. Araujo MG, Lindhe J. Peri-implant health. *J Clin Periodontol*. 2018 Jun;45 Suppl 20:S230-S236.

16. Armitage GC. Clinical evaluation of periodontal diseases. *Periodontol* 2000. 1995 Feb;7:39-53.
17. Asikainen P, Klemetti E, Vuillemin T, Sutter F, Rainio V, Kotilainen R. Titanium implants and lateral forces. An experimental study with sheep. *Clin Oral Implants Res*. 1997 Dec;8(6):465-8.
18. Atieh MA, Alsabeeha N, Duncan WJ. Stability of trapezoidal and parallel-walled dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Aug;20(4):634-645
19. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):743-54.
20. Bahar E, Yoon H. Lidocaine: A Local Anesthetic, Its Adverse Effects and Management. *Medicina (Kaunas)*. 2021 Jul 30;57(8):782.
21. Barfeie A, Wilson J, Rees J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *Br Dent J*. 2015 Mar 13;218(5):E9.
22. Basrani B, Lemonie C. Chlorhexidine gluconate. *Aust Endod J*. 2005 Aug;31(2):48-52.
23. Becker W, Hujuel P, Becker BE. Resonance frequency analysis: Comparing two clinical instruments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Jun;20(3):308-312
24. Benkow HH. A New Principle and Appliance for Radiographic Tooth Measurements. *Journal of Dental Research*. 1957;36(4):641-643.
25. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Oct;15(5):529-39.
26. Bobbio A. Maia o primeiro autêntico implante dentário aloplástico endo-ósseo. Uui aprimoramento e uma prioridade [Maya, the first authentic alloplastic, endosseous dental implant. A refinement of a priority]. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 1973 Jan-Feb;27(1):27-36.
27. Bollind P, Johansson CB, Becker W, et al. descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implants designs; *Clin Oral Implants Res*. 2005 Aug;16(4):447-455
28. Bowers GM, Chadroff B, Carnevale R, et al. Histological evaluation of new attachment apparatus formation in humans. Part III. *Journal of Periodontology*. 1989b Dec;60(12):683-93
29. Bowers GM, Chadroff B, Carnevale R, et al. Histological evaluation of new attachment apparatus formation in humans. Part II. *Journal of Periodontology* 1989 Dec;60(12):675-82
30. Brägger U. Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontol* 2000. 1998 Jun;17:77-88.
31. Brånemark P. I. *Tissue- integrated Prostheses: Osteointegration in Clinical Dentistry*, Quintessence, 1985 Chicago, London, Berlin, Sao Paulo and Tokyo
32. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a ten year period , *Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery Suppl*, 1977, 16:1- 132

33. Bratu EA, Tandlich M, Shapira L. A rough surface implant neck with microthreads reduces the amount of marginal bone loss: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Aug;20(8):827-32. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01730.x. Epub 2009 Jun 7. Erratum in: *Clin Oral Implants Res.* 2009 Oct;20(10):1185.
34. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Jan-Feb;11(1):35-7.
35. Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D. The functional loading of implants increases their stability: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019 Feb;21(1):122-129.
36. Brüllmann D, Schulze R KW, Spatial resolution in CBCT machines for dental/ maxillofacial applications – what do know today?, *The British Institute of radiology*, publication 7 Oct.2014
37. Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells, *International Journal Oral Maxillofacial implants.* 1988 winter; 3(4):231-46
38. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988 Summer;3(2):85-97.
39. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface; *Review Clinical Materials.*1992;10(3):153-201
40. Caceres E. *Historia de Odontologia.* Citta de Guati Tipografia National de Guatemala; 1938
41. Cai H, Liang X, Sun DY, Chen JY. Long-term clinical performance of flapless implant surgery compared to the conventional approach with flap elevation: A systematic review and meta-analysis. *World J Clin Cases.* 2020 Mar 26;8(6):1087-1103.
42. Calvo-Guirado JL, López-López PJ, Pérez-Albacete Martínez C, Javed F, Granero-Marín JM, Maté Sánchez de Val JE, Ramírez Fernández MP. Peri-implant bone loss clinical and radiographic evaluation around rough neck and microthread implants: a 5-year study. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Jun;29(6):635-643.
43. Carlsson L, Röstlund T, Ko Albertsson B, Albertsson T, Brånemark P. I. Osseointegration of titanium implants, *Acta Orthop Scand.* 1986 Aug; 57 (4):285-9
44. Carmo Filho LCD, Marcello-Machado RM, Castilhos ED, Del Bel Cury AA, Faot F. Can implant surfaces affect implant stability during osseointegration? A randomized clinical trial. *Braz Oral Res.* 2018 Oct 25;32:e110.
45. Carral C, et al. Peri-implant radiographic bone level and associated factors in Spain. *J Clin Periodontol.* 2021 Jun;48(6):805-815
46. Cervino G, Meto A, Fiorillo L, et al. Surface Treatment of the Dental Implant with Hyaluronic acid: An Overview of Recent data; *Int J Environ Res Public Health* 2021 Apr 27;18(9): 4670

47. Charyeva O, Altynbekov K, Zhartybaev R, Sabdanaliev A. Long- term dental implant success and survival- a clinical study after an observation period up to 6 years, *Swed Dent J*, 2012;36 (1):1-6
48. Chen MH, Lyons K, Tawse-Smith A, Ma S. Resonance Frequency Analysis in Assessing Implant Stability: A Retrospective Analysis. *Int J Prosthodont*. 2019 Jul/Aug;32(4):317-326.
49. Cochran J, Stavropoulos A, Obrecht M, Pippenger B, Dard M. A comparison of Tapered and Nontapered implants in the Minipig. *International Journal of Oral Maxillofacial implants*. 2016;31(6):1341-1347
50. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Mar-Apr;12(2):186-93.
51. Cui J, Zhang S, Huang M, Mu X, Hei J, Yau V, He H. Micro-nano porous structured tantalum-coated dental implants promote osteogenic activity in vitro and enhance osseointegration in vivo. *J Biomed Mater Res A*. 2023 Apr 3.
52. D'Addazio G, Sinjari B, Arcuri L, Femminella B, Murmura G, Santilli M, Caputi S. Mechanical Pull-Out Test of a New Hybrid Fixture-Abutment Connection: An In Vitro Study. *Materials (Basel)*. 2021 Mar 22;14(6):1555.
53. De Bruyn H, Vandeweghe S, Ruyffelaert C, Cosyn J, Sennerby L. Radiographic evaluation of modern oral implants with emphasis on crestal bone level and relevance to peri-implant health. *Periodontol 2000*. 2013 Jun;62(1):256-70.
54. de Elío Oliveros J, Del Canto Díaz A, Del Canto Díaz M, Orea CJ, Del Canto Pingarrón M, Calvo JS. Alveolar Bone Density and Width Affect Primary Implant Stability. *J Oral Implantol*. 2020 Aug 1;46(4):389-395.
55. De Santis D, Cucchi A, Rigoni G, Longhi C, Nocini PF. Relationship Between Primary Stability and Crestal Bone Loss of Implants Placed with High Insertion Torque: A 3-Year Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Sep-Oct;31(5):1126-34.
56. De Smet E, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. The influence of plaque and/or excessive loading on marginal soft and hard tissue reactions around Brånemark implants: a review of literature and experience. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2001 Aug;21(4):381-93.
57. Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL, Romanos GE. Effects of occlusal forces on the peri-implant-bone interface stability. *Periodontol 2000*. 2019 Oct;81(1):179-193.
58. Dewdney P.A, Siegel M. I. Bone biology and the clinical implication for osteoporosis. *Physical Therapy*. 2006;86 (1):77-91
59. Diker B, Diker N, Tak Ö. Comparison of Reliability of 3 Resonance Frequency Analysis Devices: An In Vitro Study. *J Oral Implantol*. 2022 Feb 1;48(1):9-14.
60. Doornewaard R, Christiaens V, De Bruyn H, Jacobsson M, Cosyn J, Vervaeke S, Jacquet W. Long-Term Effect of Surface Roughness and Patients' Factors on Crestal Bone Loss at Dental Implants. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017 Apr;19(2):372-399.

61. Đudarić L, Zoričić S, Cvijanović O, Fuzinac- Smojver A, Čelić T, Martinović D. Osnova biologije koštanog tkiva. *Medicina fluminensis* 2014, Vol. 50, N. 1, P. 23-38
62. Eccellente T, Piombino M, Piombino S, D'errico M. loading with overdenture in edentulous jaw: long term results; *Journal of Clinical Periodontology*, vol 36, Jun 2009 ISSN 0303-6979
63. El Homossany MEB, Askar MG, Mohamed AMA. Finite Element Analysis of the Stresses Induced by One-Piece and Two-Piece Dental Implants Supporting All-on-4 Implant-Supported Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022 Jul-Aug;37(4):763-770.
64. Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig*. 2010 Aug;14(4):411-6.
65. Eriksson A, Alberktsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects, *Int. J Oral Surg*. 1982 Apr;11(2):115-21
66. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983 Jul;50(1):101-7.
67. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. *J Periodontol*. 2005 Jul;76(7):1066-71.
68. Falco A, Berardini M, Trisi P. Correlation Between Implant Geometry, Implant Surface, Insertion Torque, and Primary Stability: In Vitro Biomechanical Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Jul-Aug;33(4):824-830.
69. Filiberto M, Daniele B, Franco B, Antonio S, Adriano P, Giovanna I, Raimondo Q. Histological and Histomorphometric Comparison of Innovative Dental Implants Laser Obtained: Animal Pilot Study. *Materials (Basel)*. 2021 Apr 7;14(8):1830.
70. Florencio-Silva R, Rodrigues da Silva Sasso G, Sasso- Cerri E, et al. Biology of Bone Tissue: Structure, Function and Factors That Influence Bone Cells. *Biomed Res Int*. Epub 2015 Jul.13; 2015:421746
71. Floyd P, Palmer P, Palmer R. Radiographic techniques. *Br Dent J*. 1999 Oct 9;187(7):359-65
72. French D, Grandin HM, Ofec R. Retrospective cohort study of 4,591 dental implants: Analysis of risk indicators for bone loss and prevalence of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *J Periodontol*. 2019 Jul;90(7):691-700.
73. French D, Larjava H, Ofec R. Retrospective cohort study of 4591 Straumann implants in private practice setting, with up to 10-year follow-up. Part 1: multivariate survival analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Nov;26(11):1345-54.
74. Fuster-Torres MÁ, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Sep-Oct;26(5):1051-6.

75. Gao SS, Zhang YR, Zhu ZL, Yu HY. Micromotions and combined damages at the dental implant/bone interface. *Int J Oral Sci.* 2012 Dec;4(4):182-8.
76. Gaur A, Dhillon M, Puri N, Sethi Ahuja U, Rathore A. Questionable accuracy of CBCT in determining bone density: A comparative CBCT-CT in vitro study. *Dent Med Probl.* 2022 Jul-Sep;59(3):413-419
77. Geramizadeh M, Katoozian H, Amid R, Kadkhodazadeh M. Comparison of finite element results with photoelastic stress analysis around dental implants with different threads. *Dent Med Probl.* 2018 Jan-Mar;55(1):17-22.
78. Gerritsen A E, Allen P F, Wintter D J, Bronkhorst E M, Kreugerst N H. Tooth loss and oral health – related of life: A systematic review and metaanalysis, Health and quality of life outcomes 2010 Nov 5; 8:126
79. Gholami H, Mericske-Stern R, Kessler-Liechti G, Katsoulis J. Radiographic bone level changes of implant-supported restorations in edentulous and partially dentate patients: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jul-Aug;29(4):898-904.
80. Glied A, Mundiya J. *Implant Material Sciences, Dental Clinical North America* 2021Jan;65(1):81-88
81. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, Del Río J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *J Oral Maxillofac Surg.* 2016 Jul;74(7):1344-53.
82. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clin Oral Implants Res.* 2001 Dec;12(6):552-8.
83. Greenstein G, Cavallaro J. Implant Insertion Torque: Its Role in Achieving Primary Stability of Restorable Dental Implants. *Compend Contin Educ Dent.* 2017 Feb;38(2):88-95; quiz 96
84. Gröndahl K, Lekholm U. The predictive value of radiographic diagnosis of implant instability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Jan-Feb;12(1):59-64.
85. Gupta RK, Padmanabhan TV. Resonance frequency analysis. *Indian J Dent Res.* 2011 Jul-Aug;22(4):567-73.
86. Hall, J. & Lausmaa, Jukka. (2000). Properties of a new porous oxide surface on titanium implants. *Appl Osseointegration Res.* 1. 5-8.
87. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review; *Dental Materials J.* 2020 Jan 31;39(1):24-3
88. Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, Bornstein MM, Dawood A, Quirynen M. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Nov;23(11):1243-53.

89. Hasegawa T, Hongo H, Yamamoto T, Abe M, Yoshino H et al. Matrix Vesicle – Mediated mineralization and osteocytic regulation of bone mineralization Int J Mol Sci. 2022 Sept 1;23(17); 9941
90. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE. Peri-implant mucositis. J Clin Periodontol. 2018 Jun;45 Suppl 20:S237-S245.
91. Hohlweg- Majert B, Metzger MC, Kummer T, Schultze D. Morphometric analysis– Cone beam computed tomography to predict bone quality and quantity, Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, vol. 39, issue 5, July 2011, 330-334
92. Huang H, Wu G, Hunziker E. The clinical significance of implant stability quotient (ISQ) measurements: A literature review. J Oral Biol Craniofac Res. 2020 Oct-Dec;10(4):629-638.
93. Imai M, Ogino Y, Tanaka H, Koyano K, Ayukawa Y, Toyoshima T. Primary stability of different implant macrodesigns in a sinus floor elevation simulated model: an ex vivo study. BMC Oral Health. 2022 Aug 8;22(1):332.
94. Insua A, Monje A, Wang HL, Miron R. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. J Biomed Mater Res A. 2017 Jul; 105 (7):2075-2089
95. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res. 1997 Feb;8(1):1-9.
96. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res. 2006 Oct;17 Suppl 2:8-18.
97. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use: BMC Oral Health. 2018 May 15;18(1):88
98. Jamaguchi K, Ishiura Y, Tawaka S, Kazyoshi B. Influence of the rigidity of provisional restoration supported on four immediately loaded implants in the edentulous maxilla on biomechanical bone- implant interactions under simulated bruxism condition: a three-dimensional finite element analysis. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. International Journal Prosthodont. 2014 Sep-Oct;27(5):442-50
99. Jansson L, Guan T, Modin C, Buhlin K. Radiographic peri-implant bone loss after a function time up to 15 years. Acta Odontol Scand. 2022 Jan;80(1):74-80
100. Jaramillo R, et al. Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices: Osstell Mentor and Osstell ISQ. Implant Dent. 2014 Jun;23(3):351-6.
101. Jepsen S, Berglundh T, Genco R, Aass AM, Demirel K, Derks J, et al. Primary prevention of peri-implantitis: managing peri-implant mucositis. J Clin Periodontol. 2015 Apr;42 Suppl 16:S152-7.
102. Jiang H, Yao Y, Tang W, Han D, Zhang L. et al. Design of dental implants at materials level: An overview; J Biomed Material Res. A. 2020 Aug.1;108(8):1634-1661

103. Jin ZH, Peng MD, Li Q. The effect of implant neck microthread design on stress distribution of peri-implant bone with different level: A finite element analysis. *J Dent Sci*. 2020 Dec;15(4):466-471.
104. Јојић Б, Перовић Ј. Орална хирургија, Универзитетски учебници, Универзитет у Београду, 1997
105. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*. 2003;53(6 Suppl 2):409-43.
106. Jokstad A, Ganeles J. Systematic review of clinical and patient- reported outcomes following oral rehabilitation on dental implants with a tapered compared to a non-tapered implant design. *Clin Oral Implants Res* 2018 Oct;29 Suppl. 16:41-54
107. Joos U, Wiesmann HP, Szuwart T, Meyer U. Mineralization at the interface of implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006 Sep;35(9):783-90.
108. Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T. Parameters of resonance frequency measurement values: a retrospective study of 385 ITI dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Feb;19(2):214-8.
109. Kästel I, de Quincey G, Neugebauer J, Sader R, Gehrke P. Does the manual insertion torque of smartpegs affect the outcome of implant stability quotients (ISQ) during resonance frequency analysis (RFA)? *Int J Implant Dent*. 2019 Dec 12;5(1):42
110. Kawahara H. Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors; *International Dental Journal* 1983 Dec ;33(4):350-75
111. Khayat PG, Arnal HM, Tourbah BI, Sennerby L. Clinical outcome of dental implants placed with high insertion torques (up to 176 Ncm). *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Apr;15(2):227-33.
112. Kohen J, Matalon S, Block J, Ormianer Z. Effect of implant insertion and loading protocol on long-term stability and crestal bone loss: A comparative study. *J Prosthet Dent*. 2016 Jun;115(6):697-702.
113. Kohli N, Stoddart JC, van Arkel RJ. The limit of tolerable micromotion for implant osseointegration: a systematic review. *Sci Rep*. 2021 May 24;11(1):10797.
114. Kopp KC, Koslow AH, Abdo OS. Predictable implant placement with a diagnostic/surgical template and advanced radiographic imaging. *J Prosthet Dent*. 2003 Jun;89(6):611-5.
115. Kostić A. Osnovi normalne histologije. Beograd: Naučna knjiga, 1950
116. Koutouzis T. Implant-abutment connection as contributing factor to peri-implant diseases. *Periodontol 2000*. 2019 Oct;81(1):152-166.
117. Krings W, Kovalev A, Glaubrecht M, Gorb SN. Differences in the Young modulus and hardness reflect different functions of teeth within the taenioglossan radula of gastropods. *Zoology (Jena)*. 2019 Dec;137:125713
118. Kumar D, Sivaram G, Shivakumar B, Kumar T. Comparative evaluation of soft and hard tissue changes following endosseous implant placement using flap and flapless techniques in

the posterior edentulous areas of the mandible-a randomized controlled trial. Oral Maxillofac Surg. 2018 Jun;22(2):215-223.

119. Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. Clin Oral Implants Res. 2006 Feb;17(1):75-9.

120. Lachmann S, Laval JY, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part 2: peri-implant bone loss follow-up. An in vitro study with the Periotest and Osstell instruments. Clin Oral Implants Res. 2006 Feb;17(1):80-4.

121. Lee SY, Koak JY, Kim SK, Rhyu IC, Ku Y, Heo SJ, Han CH. A Long-Term Prospective Evaluation of Marginal Bone Level Change Around Different Implant Systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016 May-Jun;31(3):657-64.

122. Lemons JE. Dental implant on biomaterials and biomechanics. Ala J Med 1983 Jan;20(1):36-41

123. Lemos CAA, Verri FR, Cruz RS, Gomes JML, Dos Santos DM, Goiato MC, Pellizzer EP. Comparison between flapless and open-flap implant placement: a systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2020 Sep;49(9):1220-1231.

124. Lemos CAA, Verri FR, de Oliveira Neto OB, Cruz RS, Luna Gomes JM, da Silva Casado BG, Pellizzer EP. Clinical effect of the high insertion torque on dental implants: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2021 Oct;126(4):490-496.

125. Lin CP, Lu SH, Zhu JX, Hu HC, Yue ZG, Tang ZH. [Influence of thread shapes of custom-made root-analogue implants on stress distribution of peri-implant bone: A three-dimensional finite element analysis]. Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban. 2019 Dec 18;51(6):1130-1137. Chinese.

126. Lindhe J, Lang NP, Karring T, (ed.). Klinicka parodontologija i dentalna implantologija. Zagreb: Nakladni zavod Globus, 2010.

127. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. J Prosthet Dent. 1988 Jan;59(1):59-63.

128. Link GKSB, Ferreira GM, Gomes De Oliveira RC, Lindh C, Leles CR, Ribeiro-Rotta RF. The Influence of Tactile Perception on Classification of Bone Tissue at Dental Implant Insertion, Clinical implant Dentistry and Related Research, volume 18 issue 3 June 2016, p.601-608

129. Linkow L, Chercheve R. Theories and Techniques of oral implantology, Vol 2, 1970 St. Louis 1970 C.V. Mosby Company

130. 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 Mar 1;21(2):e214-21.

131. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1972;9:1-80.
132. Maier FM. Initial Crestal Bone Loss After Implant Placement with Flapped or Flapless Surgery-A Prospective Cohort Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Jul-Aug;31(4):876-83.
133. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A. Three-Year Outcome of Fixed Partial Rehabilitations Supported by Implants Inserted with Flap or Flapless Surgical Techniques. *J Prosthodont*. 2016 Jul;25(5):357-63. doi: 10.1111/jopr.12400. Epub 2015 Nov 20. PMID: 26588599.
134. Marković A, Calvo-Guirado JL, Lazić Z, Gómez-Moreno G, Calasan D, Guardia J, Čolic S, Aguilar-Salvatierra A, Gačić B, Delgado-Ruiz R, Janjić B, Mišić T. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Jun;15(3):341-9.
135. Marković A, Simić N. Izbor pacijenta i planiranje implantacije. *Oralna implantologija Vol 1 br1* 1996
136. Marotti G, Cane V, Palazzini S, Palumbo C. Structure – function relationships of the osteocyte. *Italian J Miner Electrolite Metab* 1990; 4:93-106
137. 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 Jul;23(7):767-74.
138. Martini AP, Barros RM, Júnior AC, Rocha EP, de Almeida EO, Ferraz CC, Pellegrin MC, Anchieta RB. Influence of platform and abutment angulation on peri-implant bone. A three-dimensional finite element stress analysis. *J Oral Implantol*. 2013 Dec;39(6):663-9.
- Maxillofac Implants. 2019 Suppl;34:s7-s23.
139. McKinley M, Dean O'Loughlin V. *Human Anatomy* McGraw-Hill International edition 2006, ISBN 0-07-111622-2; Chapter 4; 103-108
140. McKinley M, Dean O'Loughlin V. *Human Anatomy* McGraw-Hill International edition 2006, ISBN 0-07-111622-2; Chapter 6; 147-158
141. McKinley M, Dean O'Loughlin V. *Human Anatomy* McGraw-Hill International edition 2006, ISBN 0-07-111622-2; Chapter 6; 164-169
142. Meffert RM. Maxilla vs mandible: why use HA? *Compend Suppl*. 1993;(15):S533-8; quiz S565-6.
143. Menini M, Bagnasco F, Calimodio I, Di Tullio N, Delucchi F, Baldi D, Pera F. Influence of Implant Thread Morphology on Primary Stability: A Prospective Clinical Study. *Biomed Res Int*. 2020 Aug 5;2020:6974050.
144. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance

frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. Clin Oral Implants Res. 1997 Jun;8(3):226-33.

145. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:108-25.

146. Messias A, Nicolau P, Guerra F; Titanium dental implants with different collar design and surface modifications: Comparative Study Clin Oral Implants Res. 2019 Jan;30(1):20-48

147. Meto A, Bardhoshi M, Tragaj E, Halimi E, Xhajanka E, Cervino G, D'Amico C, Fiorillo L, Meto A. The use of monophasic implants as an alternative of implant-prosthetic rehabilitation in the posterior maxilla with no sinus lift. Minerva Dent Oral Sci. 2022 Feb;71(1):25-30.

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

149. Misch CE. Early bone loss etiology and its effect on treatment planning. Dent Today. 1996 Jun;15(6):44-51.

150. Miše I. Oralna kirurgija. Jugoslovenska medicinska naklada, Zagreb 1982

151. Monje A, Ravidà A, Wang HL, Helms JA, Brunski JB. Relationship between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019 Suppl;34: s7-s23.

152. Monje A, Suarez F, Garaicoa CA, Monje F, Galindo-Moreno P, García-Nogales A, Wang HL. Effect of location on primary stability and healing of dental implants. Implant Dent. 2014 Feb;23(1):69-73.

153. Morar L, Baciut G, Baciut M, Bran S, et al. Analysis of CBCT Bone Density using the Hounsfield scale, J. Prosthesis 2022, 4 (3) 414-423

154. Mosavar A, Ziaei A, Kadkhodaei M. The effect of implant thread design on stress distribution in anisotropic bone with different osseointegration conditions: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015 Nov-Dec;30(6):1317-26.

155. Mueller CK, Thorwarth M, Schmidt M, Schlegel KA, Schultze-Mosgau S. Comparative analysis of osseointegration of titanium implants with acid-etched surfaces and different biomolecular coatings. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2011 Dec;112(6):726-36.

156. Murphy WM. Clinical and experimental bone changes after intraosseous implantation. J Prosthet Dent. 1995 Jan;73(1):31-5.

157. Niu W, Wang P, Zhu S, Liu Z, Ji P. Marginal bone loss around dental implants with and without microthreads in the neck: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2017 Jan;117(1):34-40.

158. Norton MR. Resonance Frequency Analysis: Agreement and Correlation of Implant Stability Quotients between Three Commercially Available Instruments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018 Oct 3

159. Norton MR. The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Jul/Aug;32(4):849-857.
160. Norton MR. When dental implants go wrong. *Med Leg J*. 2020 Sep;88(3):124-138.
161. Ogle OE. Implant surface material, design and osseointegration *Dent Clin North Am*. 2015 Apr;59(2):505-20
162. Olmedo-Gaya MV, Romero-Olid MN, Ocaña-Peinado FM, Vallecillo-Rivas M, Vallecillo C, Reyes-Botella C. Influence of different surgical techniques on primary implant stability in the posterior maxilla: a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2023 Mar 28.
163. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont*. 2006 Jan-Feb;19(1):77-83;
164. Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehabil*. 2013 Mar;40(3):221-7.
165. Pan YH, Lin HK, Lin JC, Hsu YS, Wu YF, Salamanca E, Chang WJ. Evaluation of the Peri-Implant Bone Level around Platform-Switched Dental Implants: A Retrospective 3-Year Radiographic Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Jul 18;16(14):2570.
166. Pandey C, Rokaya D, Bhattarai BP. Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review. *Biomed Res Int*. 2022 Jun 14; 2022:6170452.
167. Parlar A. Immediate implant placement, immediate restauration, immediate loading; Zbornik XII-og simpozijuma oralnih hirurga i oralnih implantologa Srbije, Novembar 2015
168. Patel JR. Intraoral radiographic errors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1979 Nov;48(5):479-83.
169. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(1):20140224
170. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(1):20140238.
171. Peñarrocha-Oltra D, Palau I, Cabanes G, Tarazona B, Peñarrocha-Diago M. Comparison of digital protocols for the measurement of peri-implant marginal bone loss. *J Clin Exp Dent*. 2018 Dec 1;10(12): e1216-e1222.
172. Pepelassi EA, Diamanti-Kipioti A. Selection of the most accurate method of conventional radiography for the assessment of periodontal osseous destruction. *J Clin Periodontol*. 1997 Aug;24(8):557-67
173. Peri-implant mucositis and peri-implantitis: a current understanding of their diagnoses and clinical implications. *J Periodontol*. 2013 Apr;84(4):436-43.
174. Perovic J. Oralna Implantologija, Beograd 2001, ID 91473164/616, 314-77: 15-18
175. Perovic J. Osnovi Oralne Implantologije, Univerzitet u Beogradu, Stomatoloski fakultet, 1997, Beograd, ID = 50989836/ 616.31- 089.84:11-13

176. Petersson A, Ph E, and Sennerby L. On standard calibration of ISQ transducer pegs. Prerequisites for accurate and comparable RFA measurements. *Integr Diagn Updat* 2016; 1: 1–3.
177. Piao CM, Lee JE, Koak JY, Kim SK, Rhyu IC, Han CH, Herr Y, Heo SJ. Marginal bone loss around three different implant systems: radiographic evaluation after 1 year. *J Oral Rehabil*. 2009 Oct;36(10):748-54.
178. Prithviraj DR, Gupta V, Mulej N, Sandhu P. One –Piece Implants: placement timing, surgical technique, loading protocol, and marginal bone loss: *Prosthodont*. 2013 Apr, 22(3):237-44
179. Przekora A, Penolazzi L, Kalisz G, et al: Osteoclast- Mediated acidic hydrolysis of thermally gelled curdlan component of the bone scaffolds: Is it possible? *Carbohydr Polym*. 2022 Nov 1; 295:119914
180. Puleo DA, Thomas MV. Implant surfaces. *Dent Clin North Am*. 2006 Jul;50(3):323-38
181. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res*. 1992 Sep;3(3):104-11.
182. Radlović S, Perović J. Preoperativno određivanje položaja endoosalnih implantata. *Stomatološki glasnik Srbije*, br.5 1988
183. Rantamaa HR, Kangas J, Jordan M, Mehtonen H, Mäkelä J, Ronkainen K, Turunen M, Sundqvist O, Syrjä I, Järnstedt J, Raisamo R. Evaluation of virtual handles for dental implant manipulation in virtual reality implant planning procedure. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2022 Sep;17(9):1723-1730
184. Reddy MS, Wang IC. Radiographic determinants of implant performance. *Adv Dent Res*. 1999 Jun; 13:136-45
185. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Oct;17 Suppl 2:35-51.
186. Renvert S, Persson GR, Pirih FQ, Camargo PM. Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: Case definitions and diagnostic considerations. *J Clin Periodontol*. 2018 Jun;45 Suppl 20: S278-S285.
187. Riden K. Key topics in oral and maxillofacial surgery. BIOS scientific publishers 1998; ISBN 1859960308
188. Rittel D, Dorogoy A, Shemtov-Yona K. Modeling the effect of osseointegration on dental implant pullout and torque removal tests. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Oct;20(5):683-691.
189. Rodrigo D, Martin C, Sanz M. Biological complications and peri-implant clinical and radiographic changes at immediately placed dental implants. A prospective 5-year cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23(10):1224-31
190. Rosen S, Ogg-Bell K, Heller A, Weisenstein P, Beck FM. Use of an organic iodine compound to decrease oral microflora in the implant patient. *Ohio Dent J*. 1988 Fall;62(10):20-1.

191. Rudolf R, New approaches by the development of optimal dental implant surface similar bone structure, University of Maribor, Book of abstracts- 19th Congress of the Balkan stomatological Society, April 2014: 6-8
192. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Hüttig F. Surface characteristics of dental implants: A review. Dent Mater. 2018 Jan;34(1):40-57.
193. Rutala WA, Gergen MF, Weber DJ. Room decontamination with UV radiation. Infect Control Hosp Epidemiol. 2010 Oct;31(10):1025-9
194. Sahiwal IG, Woody RD, Benson BW, Guillen GE. Macro design morphology of endosseous dental implants; Journal of Prosthet Dentistry 2002 May;87(5):543-51
195. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:163-201.
196. Sanz M, Alandez J, Lazaro P, Calvo JL, Quirynen M, van Steenberghe D. Histopathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Brånemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. Clin Oral Implants Res. 1991 Jul-Sep;2(3):128-34.
197. Sanz M, Chapple IL; Working Group 4 of the VIII European Workshop on Periodontology. Clinical research on peri-implant diseases: consensus report of Working Group 4. J Clin Periodontol. 2012 Feb;39 Suppl 12:202-6.
198. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Levin L. Evaluation of long-term implant success. J Periodontol. 2005 Oct;76(10):1623-8.
199. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. J Periodontol. 2018 Jun;89 Suppl 1: S267-S290.
200. Scribano E, Ascenti G, Mazziotti S, Blandino A, Racchiusa S, Gualniera P. Computed tomography in dental implantology: medico-legal implications. Radiol Med. 2003 Jan-Feb;105(1-2):92-9.
201. Scundrić A, Matić S, Odavić M, Lazić Z. Current concept in oral implantology. Vojnosanit Pregl. 1997 Jul-Aug;54(4 Suppl):59-62
202. Sennerby L, Ericson LE, Thomsen P, Lekholm U, Astrand P. Structure of the bone – titanium interface in retrieved clinical oral implants. Clin Oral Implants Res. 1991 Jul-Sep;2(3):103-11
203. Sewerin I. Filmholdere til intraoral røntgenundersøgelse med parallelteknik [Film holders for intraoral radiographic examination with paralleling technic]. Tandlaegebladet. 1980 Mar;84(5):141-6. Danish
204. Shafiullah R, Hariharan R, Krishnan CS, Azhagarasan NS, Jayakrishnakumar S, Saravanakumar M. Influence of Cortical Layer and Surgical Techniques on the Primary Implant Stability in Low-density Bone: An *In Vitro* Study. J Contemp Dent Pract. 2021 Feb 1;22(2):146-151.

205. Shapurian T, Damoulis Petros D, Reiser G M, Griffin T J, Rand W M. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index, International Journal of Oral &Maxillofacial implants, Mar/Apr 2006, Vol.21, Issue 2 p. 290-297
206. Shibata Y, Tanimoto Y, Maruyama N, Nagakura M. A review of improved fixation methods for dental implants. Part II: biomechanical integrity at bone-implant interface. J Prosthodont Res. 2015 Apr;59(2):84-95.
207. Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006 Sep-Oct;21(5):789-94.
208. Sigurdsson TJ, Hardwick R, Bogle GC, Wikesjö U. Periodontal repair in dogs: space provision by reinforced ePTFE membranes enhances bone and cementum regeneration in large supraalveolar defects. Journal of Periodontology. 1994 Apr;65(4):350-6
209. Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. Clin Oral Implants Res. 2010 Jun;21(6):598-604.
210. Sims NA, Vrahnas C. Regulation of cortical and trabecular bone mass by communication between osteoblasts, osteocytes and osteoclasts Arch Biochem Biophys 2014 Nov 1;561:22-8
211. Sivrikaya EC, Omezli MM. The Effect Of Tapered And Cylindrical Implants On Stress Distribution In Different Bone Qualities: A Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019 November/December;34(6): e99–e105.
212. Skalak R, Aspects of Biomechanical Considerations in: Branemark PI, Zarb GA, Alberktsson T. eds. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry, QUINTESSENCE, 1985 Chicago, London, Berlin, Sao Paulo and Tokyo: (Ch. 5) 117-128
213. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, Kloss F, Gröbe A, Heiland M, Ebker T. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. Biomed Res Int. 2016; 2016:6285620.
214. Song D, et al. Diagnostic accuracy of CBCT versus intraoral imaging for assessment of peri-implant bone defects. BMC Med Imaging. 2021 Feb 10;21(1):23.
215. Souza JCM, Sordi MB, Kanazawa M, Ravindran S, Henriques B, Silva FS, Aparicio C, Cooper LF. Nano-scale modification of titanium implant surfaces to enhance osseointegration. Acta Biomater. 2019 Aug; 94:112-131.
216. Stamenković D. [The biomechanics of dental implants and dentures]. Srp Arh Celok Lek. 2008 May;136 Suppl 2:73-83.
217. Stanford SR. Surface modifications of dental implants, Austrian Dental Journal 2008 Jun;53 Suppl.1:S26-33
218. Stavropoulos A, Bertl K, Winning L, Polyzois I. What is the influence of implant surface characteristics and/or implant material on the incidence and progression of peri-implantitis? A systematic literature review. Clin Oral Implants Res. 2021 Oct;32 Suppl 21:203-229.

219. Steinemann SG. Titanium- the material of choice? *Periodontol* 2000. 1998 Jun; 17:7-21.
220. Sun WJ, Kothari S, Sun CC. The relationship among tensile strength, Young's modulus and indentation hardness of pharmaceutical compacts; *Powder of Technology*, Vol.331 May 2018:1-6
221. Szucs A, Divinyi T, Lorincz A. Fogászati implantátumok mechanikai feszültségátadásának biomechanikai vizsgálata vége-selelemes analízissel. Irodalmi áttekintés I. rész [A biomechanical study of the mechanical stress transmission of dental implants using finite element analysis. Review of literature. Part I]. *Fogorv Sz.* 2006 Aug;99(4):141-7.
222. Testori T, Zuffetti F, Capelli M, Galli F, Weinstein RL, Del Fabbro M, Fokas G. Immediate versus conventional loading of post-extraction implants in the edentulous jaws, *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Dec;16(6):926-35
223. 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.
224. Tözüm TF, Turkyilmaz I, Bal BT. Initial stability of two dental implant systems: influence of buccolingual width and probe orientation on resonance frequency measurements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Sep;12(3):194-201.
225. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* 2008 Nov 24; 8:32.
226. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 2006 Dec;33(12):881-8.
227. 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 Aug;34(8):716-22.
228. Van Steenberghe D, Quirynen M. Reproducibility and detection threshold of peri-implant diagnostics. *Adv Dent Res.* 1993 Aug;7(2):191-5
229. Vandeweghe S, Cosyn J, Thevissen E, Teerlinck J, De Bruyn H. The influence of implant design on bone remodeling around surface-modified Southern Implants®. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Oct;14(5):655-62.
230. Ванковски В, Стоматолошки структури над импланти: Учебно помагало, 2005; ISBN 9989-838-9:17-26
231. Varghai K, Eppell SJ, Wang R. Effect of Drilling Speed on Dental Implant Insertion Torque. *J Oral Implantol.* 2020 Oct 1;46(5):467-474
232. Velásquez-Forero FH, Jiménez-Brau DA, Esparza-García M. Histomorphometric reference data of transiliac bone biopsy in children from 8 to 17 years old. *Bol Med Hosp Infant Mex.* 2018;75(3):135-144. English.

233. Vlahović Z, Dubovina D, Šćepanović M, Praktikum iz oralne implantologije. 1 izd. Kosovska Mitrovica: Medicinski fakultet Priština, 2018: 11-23; ISBN 978-86-80601-80-9
234. Vlahovic Z, Mikic M. 3 D printing Guide implant placement: Case report, Balkan Journal of dental medicine 10, 1515/bjdm-2017-0010; ISSN 2335-0245
235. Влаховић З. Компаративна анализа локалног одговора периимплантантног ткива на ко уградње денталних имплантата флап и флаплес методом [докторска дисертација]. Косовска Митровица: 2012
236. Vukadinović M. Oprema i instrumentarijum za implantaciju. Oralna implantacija, Vol. 1. br. 1 1996
237. Wade RG, Burr NE, McCauley G, Bourke G, Efthimiou O. The Comparative Efficacy of Chlorhexidine Gluconate and Povidone-iodine Antiseptics for the Prevention of Infection in Clean Surgery: A Systematic Review and Network Meta-analysis. Ann Surg. 2021 Dec 1; 274(6):e481-e488.
238. Wadia R. Peri-implant disease - outcome measures. Br Dent J. 2022 Apr; 232(8):533.
239. Wang K, Jin H, Song Q, Huo J, Zhang J, Lib P. Titanium Dioxide nanotubes as drug carriers for infection control and osteogenesis of bone implants, Drug Deliv Transl Res, 2021 Aug; 11(4):1456-1474
240. Watanabe H, Abdul MM, Kurabayashi T, Aoki H: Mandible size and morphology determined with CT on a premise of dental implant operation, Surgical and Radiologic Anatomy, published 8 oct. 2009, 32:343-349
241. Wie H, Herø H, Solheim T. Hot isostatic pressing-processed hydroxyapatite – coated titanium implants: light microscopic and scanning electron microscopy investigations; Int J Oral Maxillofac Implants 1998 Nov-Dec; 13(6):837-44
242. Windael S, Collaert B, De Buyser S, De Bruyn H, Vervaeke S. Early peri-implant bone loss as a predictor for peri-implantitis: A 10-year prospective cohort study. Clin Implant Dent Relat Res. 2021 Jun; 23(3):298-308
243. Wu D, Isaksson P, Ferguson SJ, Persson C. Young's modulus of trabecular bone at tissue level: A review Acta Biomater. 2018 Sep 15; 78:1-12
244. Yang JH, Wu UI, Tai HM, Sheng WH. Effectiveness of an ultraviolet-C disinfection system for reduction of healthcare-associated pathogens. J Microbiol Immunol Infect. 2019 Jun; 52(3):487-493
245. Young MP, Korachi M, Carter DH, Worthington HV, McCord JF, Drucker DB. The effects of an immediately pre-surgical chlorhexidine oral rinse on the bacterial contaminants of bone debris collected during dental implant surgery. Clin Oral Implants Res. 2002 Feb; 13(1):20-9.
246. Zampetti P. Storia dell' implantologia. Proceeding of the. 1st National Congress of Multidisciplinary implantology, Saronno, Italy, Istituto Padre Monti; 2004, p 135
247. Zechner W, Tangl S, Fürst G, et al. Osseus healing characteristics of three different implant types: Clin Oral Implants Res. 2003 Apr; 14(2):150-7

248. Zhuang J, Zhao D, Wu Y, Xu C. Evaluation of Outcomes of Dental Implants Inserted by Flapless or Flapped Procedure: A Meta-Analysis. *Implant Dent.* 2018 Oct;27(5):588-598.
249. Zielak JC, Rorbacker M, Gomes R, Yamashita C, Gonzaga CC, Giovanni AF. In vitro evaluation of the removal force of abutments in frictional dental implants. *J Oral Implantol.* 2011 Oct;37(5):519-23.
250. Zita Gomes R, de Vasconcelos MR, Lopes Guerra IM, de Almeida RAB, de Campos Felino AC. Implant Stability in the Posterior Maxilla: A Controlled Clinical Trial. *Biomed Res Int.* 2017; 2017:6825213.