

ԵՐԵՎԱՆԻ ՄԻԻԹԱՐ ՀԵՐԱՑՈՒ ԱՆՎԱՆ ՊԵՏԱԿԱՆ ԲԺՇԿԱԿԱԿՆ ՀԱՄԱԼՍԱՐԱՆ

ՏԻԳՐԱՆ ԱՇՈՏԻ ՄՈՒՐԱԴՅԱՆ

**ԿԱՏԱՐԱՅԻՆ ՈՍԿՐԻ ԱՊԱՃԻ ԿԱՆԽԱՐԳԵԼՈՒՄԸ ԱՏԱՄՆԱՅԻՆ
ԻՄՊԼԱՆՏԱՑԻԱՅԻ ԺԱՄԱՆԱԿ ՈՍԿՐԱՅԻՆ ՀՅՈՒՍՎԱԾՔԻ
ԿԵՆՍԱՄԵԽԱՆԻԿԱԿԱՆ ՀԱՏԿՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԻ ՀԱՇՎԱՌՄԱՍԱՐ**

բժշկական գիտությունների թեկնածուի գիտական աստիճանի հայցման
ատենախոսության

ՍԵՂՄԱԳԻՐ

ԺԴ.00.12. – «Ստոմատոլոգիա»

ԵՐԵՎԱՆ - 2021

ЕРЕВАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ им. М. ГЕРАЦИ

МУРАДЯН ТИГРАН АШОТОВИЧ

**ПРОФИЛАКТИКА РЕЗОРБЦИИ КРЕСТАЛЬНОЙ КОСТИ
ПРИ ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ С УЧЕТОМ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ
СВОЙСТВ КОСТНОЙ ТКАНИ**

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук по специальности
14.00.12 – «Стоматология»

Ереван - 2021

Ատենախոսության թեման հաստատվել է Երևանի Մ. Հերացու անվան
պետական բժշկական համալսարանի գիտակորորինացիոն խորհրդի
2015թ. թիվ նիստում

Գիտական ղեկավար՝

բ.գ.դ. Ա.Յու. Պողոսյան

Պաշտոնական ընդդիմախոսներ՝

բ.գ.դ., պրոֆեսոր Կ.Վ. Լալայան

բ.գ.թ., դոցենտ Հ.Դ. Ենոքյան

Առաջատար կազմակերպություն՝

«Միքայելյան վիրաբուժության
ինստիտուտ» ՓԲԸ

Ատենախոսության պաշտպանությունը կայանալու է 2021թ. սեպտեմբերի 18-ին,
ժամը 10⁰⁰ Երևանի Մ. Հերացու անվան պետական բժշկական համալսարանում
գործող ՀՀ ԲՈԿ-ի 025 «Ակնաբանություն, ԼՕՌ, ստոմատոլոգիա»
մասնագիտական խորհրդի նիստում (ՀՀ, 0025, ք. Երևան, Կոյունի փող. 2):
Ատենախոսությանը կարելի է ծանոթանալ ԵՊԲԿ-ի գրադարանում:

Սեղմագիրն առաքված է 2021թ. հուլիսի 23-ին:

Մասնագիտական խորհրդի
գիտական քարտուղար՝



բ.գ.դ., պրոֆ. Մարգարյան Մ.Մ.

Тема диссертации утверждена на заседании научно- координационного совета
Ереванского Государственного Медицинского Университета
имени М. Гераци 2015г.

Научный руководитель:

д.м.н. А.Ю. Погосян

Официальные оппоненты:

д.м.н., профессор К.В. Лалаян

к.м.н., доцент А.Д. Енокян

Ведущая организация:

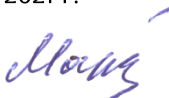
"Институт хирургии Микаелян" АՕՅԹ

Защита диссертации состоится 18 сентября 2021г. в 10⁰⁰ на заседании
специализированного совета ВАК РА 025 "Офтальмология, ЛОР, стоматология"
при Ереванском государственном медицинском университете им. М. Гераци
(РА, 0025, г. Ереван, ул. Корюна 2)

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ЕГМУ.

Автореферат разослан 23 июля 2021 г.

Ученый секретарь
специализированного совета



д.м.н., проф. Маркарян М.М.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы

Изучение современной литературы показало, что потеря объема крестальной кости является актуальной проблемой имплантации (Rasperini G, Siciliano VI et al., 2014, Kniha K, Milz S. et al., 2018, Padhye NM, Lakha T et al., 2020). Несмотря на это, вопрос этиологии и патогенеза проблемы остаётся открытым (Dreyer H, Grischke J. et al. 2018; Bevilacqua L, Milan A. et al., 2018; Al Zahrani S, Al Mutairi AA. 2019; Uppala S, Parihar AS. Et al., 2020) Отсутствует доскональное изучение конкретных ситуаций, при которых были бы выявлены патогенетические и этиологические причины потери кости, а также учтены индивидуальные костные характеристики пациентов (объем и плотность кости вокруг имплантов, тип кости, абсолютная и относительная нагрузка на импланты). Существующие работы подтверждают зависимость потери кости от перегрузки и от парафункциональных нагрузок, от метода фиксации ортопедической конструкции к абатментам, от типов абатментов и ортопедической конструкции, от длины и диаметра имплантата, но в данных исследованиях не учитываются объем кости окружающий имплантат, типы некоторых неригидных конструкций и возможные нагрузки (присутствие консоли, присутствие патологий функционирования нижней челюсти и т.д.), абсолютная и относительная нагрузка (нагрузка на имплантат с учетом объема имплантата) на данный имплантат и следовательно давление на окружающую кость (Ghoveizi R., Alikhasi M. et al, 2013; Glisic M, Stamenkovic D. et al., 2016; de Paula GA, Silva GC et al., 2018; Lee H, Park S et al., 2019; Tribst JPM, Dal Piva AMO et al., 2020).

Отсутствие таких исследований не дает возможности заранее оценить возможную потерю крестальной кости и предотвратить ее.

В повседневной практике значительное место занимают пациенты с концевой адентией. Одним из критериев, предъявляемых пациентами к будущему протезированию это не съёмные конструкции. С другой стороны, врач сам понимает, что не съёмные конструкции при возможности являются конструкциями выбора. Данный вопрос в современной стоматологии возможно решить с помощью имплантологического лечения. Стандартные протоколы предоставляют предсказуемые результаты лечения при постановки 2-х и более имплантов и приготовлении самостоятельной конструкции. Однако есть клинические ситуации, когда нет возможности постановки второго импланта из-за недостатка костной поддержки. Протезированием выбора в данной ситуации может стать постановка одного импланта и протезирование совместно на импланте и зубах одновременно. Некоторые современные исследование допускают возможность данного лечения при жесткой фиксации конструкции (Misch С.Е., 2005; Chee W., Jivraj S., 2006; Michalakos K.X., Calvani P., Hirayama H., 2012;). Изучая другие возможности протезирования, можно предположить лечение с приготовлением конструкции, включающим отдельно

фиксированные на зубах и имплантате коронок со специальными элементами ретенции и амортизирующими элементами. Дополнительными положительными качествами данной конструкции будут 1) лучшее проведение гигиенических мероприятий 2) с помощью амортизирующих элементов будет минимализирована биомеханическая несовместимость зубов и имплантата. 3) с помощью специальных замков будет уменьшена возможность интрузии и миграция зубов.

Цель исследования

Повышение эффективности дентальной реабилитации методом профилактики резорбции кости вокруг шейки дентальных имплантов с учетом биомеханических свойств разных типов костной ткани.

Задачи исследования

1. Изучение амортизационных свойств разных типов кости для выбора оптимального диаметра имплантата.

2. Изучение зависимости резорбции кристалльной кости вокруг шеек имплантов от типов костной ткани методом FEA.

3. Изучение зависимости диаметра имплантат от мультиэтиологических факторов и выведение формулы устанавливающую данную зависимость.

4. Изучение математических моделей конструкций, соединяющих имплант-зуб.

5. Проведение анализа математических моделей ортопедических конструкций, соединяющих имплант-зуб, позволяющего определить степень напряжения кости вокруг имплантатов в зависимости от метода протезирования.

6. Изучение различных амортизационных элементов и ортопедических конструкций, позволяющих гасить биомеханическую несовместимость соединения имплант-зуб.

Научная новизна

Впервые будет

1. Разработана математическая формула, устанавливающая оптимальный диаметр имплантата в зависимости от качественных характеристик приимплантатной кости пациента.
2. Предложен протокол выбора диаметра имплантата в зависимости от амортизирующих свойств кости в секторе имплантации.
3. Установлена зависимость напряжения кристалльной кости от диаметра имплантата, типа костной ткани и ортопедической конструкции на основании FEA анализа.
4. Оценено напряжение приимплантатной кости на основании анализа конечных элементов при различных ортопедических конструкциях, соединяющих имплантат-зуб.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Оценка биомеханических свойств кости в зависимости от типа кости.
2. Разработка математической формулы для расчета оптимального диаметра имплантата в мультифакторной зависимости.

3. Оценка напряжений кости при различных конструкциях, соединяющих имплант-зуб.

Практическая значимость и внедрение результатов

Будет составлен протокол дооперационного обследования пациентов и планирования операции с учетом индивидуальных костных характеристик, что в свою очередь даст возможность более индивидуального выбора диаметра имплантатов и их количества. Будут исследованы методы уменьшения напряжения кости вокруг имплантов при разных типах кости, что позволит минимизировать потерю крестальной кости в пришеечной зоне имплантатов. Проведение анализа конечных элементов различных ортопедических конструкций позволит рекомендовать стоматологам-имплантологам и ортопедам выбор правильной ортопедической конструкции, минимизирующей резорбцию крестальной кости.

Апробация работы

Основные материалы диссертации обсуждены и доложены на заседании Научно-координационного Совета ЕГМУ им М. Гераци (2015, 2016) и на заседании кафедры челюстно-лицевой хирургии ЕГМУ(2016). Результаты диссертационной работы представлены на заседании ассоциации челюстно-лицевой хирургии, Ереван, 2016, 2017.

Публикации: По основным положениям диссертации опубликованы 7 научных статей и получен патент 25.09.2014 на полезную модель: Зубной протез; N-374 U.

Объём и структура диссертации

Диссертационная работа изложена на 119 страницах компьютерного текста и состоит из введения, обзора литературы, материала и методов исследования, результатов клинического исследования, обсуждения полученных данных, заключения, выводов и практических рекомендаций, списка литературы, содержащего 209 источников: 204 англоязычных и 5 русскоязычных. Работа проиллюстрирована 6 таблицами, 3 диаграммами и 28 рисунками.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Клинические исследования проводились в челюстно-лицевом отделении “Гераци” № 1 больничного комплекса, стоматологических клиниках “Артидент” и “Мурадент” в период 2012-2017гг. Было проведено обследование и дентальная имплантация 128 больным в возрасте 16-67 лет. Из 125 больных мужчин было 53 мужчин (42,4%), женщин 72 (57,6%). Из 125 пациентов 100 пациентов были распределены в основную группу, 25 пациентов в контрольную. Из общего числа пациентов 73 (58,4%) были в возрасте от 36 до 55 лет. Остальные возрастные группы, вместе взятые составляли всего-49 (41,6%) больных. Основная и контрольная группы были гомогенны по возрастным и половым критериям.

До проведения оперативного вмешательства всем больным проводились клинические, радиологические и, при необходимости, лабораторные обследования по общепринятым методикам. Объективное обследование челюстно-лицевой области включало осмотр, пальпацию, перкуссию. Для планирования дентальной имплантации, в зависимости от клинического случая проводили радиовизиографию, ортопантографию, а чаще компьютерную томографию. Для получения цифровых данных при оценке рентгенограмм мы применяли денситометрическую функцию радиовизиографического анализа. В каждом конкретном случае, на этапах предимплантационного радиологического обследования выяснялись объемные характеристики костной ткани имплантируемого ложа, при помощи, выдвинутой нами формулы рассчитывалось необходимое количество, а также размеры дентальных имплантов в зависимости от плотности костной ткани.

Математическое моделирование

С помощью математических расчетов мы получили данные об сравнительных амортизационных возможностях кости разных типов. Наша теория резорбции кости, которая основывается на физико-математических расчетах, в основе нашей которой лежат амортизационные способности костной ткани вокруг дентальных имплантов.

Кость действует методом эластической деформации, т.е. деформируясь под воздействием внешних сил снова возвращается в первоначальное трехмерное положение. В периодонте действуют более совершенные системы амортизации, например, гидравлические (Michalakakis K.X., Calvani P., Hirayama H., 2012). В основе нашего математического моделирования учитывались силы эластической деформации, модуль Юнга и объемные параметры деформируемого тела. Для расчетов мы использовали всеобщие известные данные, приведённые в литературе, а также формулы расчетов из механической физики. Кость действует методом эластической деформации, т.е. деформируясь под воздействием внешних сил, снова возвращается в первоначальное трехмерное положение. В основе нашего математического моделирования учитывались силы эластической деформации, модуль Юнга и объемные параметры деформируемого тела. Нами также проведено математическое моделирование зависимости резорбции кристалльной кости в зависимости от диаметра импланта при разных значениях плотности костной ткани.

Из вышеописанных формул рассчитывается теоретическая зависимость резорбции кристалльной кости вокруг шейки имплантов в зависимости от объема, плотности и, соответственно, амортизационных способностей окружающей имплант костной ткани.

Одним из вопросов современной имплантологии является выбор диаметра импланта, который будет оптимальным для данного сегмента, как опорный элемент, передающий оптимальное давление на кость, одновременно окруженный достаточным количеством данной кости для амортизации (стабильной эластической деформации, то есть адаптации к нагрузке без резорбции) жевательной нагрузки.

Адаптационные возможности разных типов костей кардинально различаются. Следуя из этого, одним из важных факторов в клинической практике врача имплантолога является правильное определение возможного давления на кость и амортизационные возможности данной кости. Определение степени давления, как инициатора стресса, можно сделать определив составляющие данного давления.

С точки зрения составления плана лечения первой задачей является определение типа и дизайна окончательного протеза, в зависимости от возможных опорных элементов (зубов и имплантов). При планировании имплантации, одним из основных задач является выбор импланта и его характеристик, таких как длина, диаметр, дизайн импланта в зависимости от имплантанционных систем. Критериями выбора имплантов, как опорных элементов являются 1) доступная высота кости, 2) доступная ширина кости, 3) тип кости, 4) вертикальные, горизонтальные консоли и окклюзионная сила воздействия на имплант.

Характеристики импланта и ортопедической конструкции являются составляющими давления импланта на окружающую кость. В наших исследованиях мы попытались рассмотреть каждый из этих факторов и получить математическую зависимость между ними.

3D компьютерное моделирование (Finite Element Modeling)

Компьютерное моделирование проводилось методом анализа конечных элементов (FEA). Компьютерное моделирование позволяет проводить эффективное изучение самых сложных систем при минимальном затрате ресурсов. Построение компьютерной модели основывалось на создании шаблона изучаемого объекта-оригинала и состоит из двух этапов - создание качественной и количественной модели. Чем больше свойств будет выявлено и перенесено на компьютерную модель - тем более приближенной она окажется к реальной модели, и, следовательно, большими возможностями сможет обладать система, использующая данную модель.

Материалом компьютерного исследования стала разработанная нами теория зависимости резорбции крестальной кости вокруг шеек имплантов от плотности периимплантной кости, а также разработанная нами ортопедическая конструкция соединяющая зуб-имплант.

Для моделирования методом конечных элементов (МКЭ) были использованы компьютерные томографии (КТ) нижней челюсти человека, которые были проектированы в виде графической плоскости. Костные контуры, а также границы между кортикальной и губчатыми слоями были перенесены на графическую плоскость в виде координат x, y, z и анализированы программой конечных элементов (рис. 1). Соединение данных координат давало линейную геометрию, называемую рамочным моделированием. На рис.2 отображена линейная геометрия кортикальной кости. Отдельно, аналогичным методом собиралась линейная геометрия губчатой кости, после чего полученные линейные плоскостные фигуры соединялись в единую 3D фигуру при помощи компьютерной программы моделирования ANSYS .

Далее, для разборки модели исследования был спроектирован дентальный цилиндрический имплантат со средними размерами 12мм в длину и 3.75 мм в диаметре и супраструктурой, который устанавливался в проектированную кость с 4-мя разными плотностями (D1, D2, D3, D4). С помощью МКЭ вычислялась амортизационная реакция окружающей имплант костной ткани (stress/strain distribution) в зависимости от соотношения кортикальной и губчатой слоев.

РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Основываясь на физико-математических расчетах, мы пришли к выводу мультисоставляющей патологического стресса кости, которая является основным из факторов резорбции кости вокруг импланта. Стресс, как результат взаимодействия импланта и кости, может стать пагубным лишь в случае, когда адаптационные возможности кости исчерпаются. Данная ситуация может развиваться давление/адаптация перевесит на сторону агрессивного фактора.

Так как в клинической практике врача- имплантолога встречаются различные типы костей с различными составляющими кортикального и губчатого слоев, важным для долгосрочного успеха имплантации является изначально правильная оценка адаптационных возможностей кости.

На примере четырех основных типов кости мы хотим показать, как кардинально различаются адаптационные возможности данных тканей в зависимости от их плотности. Для этого мы рассчитали силу упругости, развивающуюся в этих костях при одинаковой деформации. Были сделаны расчеты для демонстрации степени различия адаптационных и амортизационных возможностей костных тканей в зависимости от их типа. И так примем, что кость типа D1 почти 100% кортикальная кость, отсюда следует $F(D1) = 1 \cdot \Delta V \cdot E_{\text{корт}} = 1 \cdot \Delta V \cdot 15000 = 15000 \Delta V$ (Н)

Кость типа D2 характеризуется как составляющая из 50% кортикальной и 50% губчатой кости, следовательно $F(D2) = \Delta V \cdot E(D2) = \Delta V_{\text{корт}} \cdot E_{\text{корт}} + \Delta V_{\text{губ}} \cdot E_{\text{губ}}$ (Н)

$\Delta V_{\text{корт}} + \Delta V_{\text{губ}} = \Delta V$, $\Delta V_{\text{корт}} = 0,5 \Delta V$, $\Delta V_{\text{губ}} = 0,5 \Delta V$, $F(D2) = 0,5 \Delta V \cdot 15000 + 0,5 \Delta V \cdot 15000 = 7500 \Delta V + 7500 \Delta V = 15000 \Delta V$ (Н)

Кость типа D3 характеризуется как составляющая из 25% кортикального слоя и 75% губчатого слоя, следовательно, $F(D3) = \Delta V \cdot E(D3) = \Delta V_{\text{корт}} \cdot E_{\text{корт}} + \Delta V_{\text{губ}} \cdot E_{\text{губ}}$, $\Delta V_{\text{корт}} = 0,25 \Delta V$, $\Delta V_{\text{губ}} = 0,75 \Delta V$, $F(D3) = 0,25 \Delta V \cdot E_{\text{корт}} + 0,75 \Delta V \cdot E_{\text{губ}} = 0,25 \Delta V \cdot 15000 + 0,75 \Delta V \cdot 1500 = 3750 \Delta V + 1125 \Delta V = 4875 \Delta V$ (Н)

Кость типа D4 состоит из минимального кортикального слоя и почти полностью из тонкого трабекулярного губчатого слоя. Сделаем расчет условно принимая, что данный тип состоит из 10% кортикального слоя и 90% губчатого слоя.

$F(D4) = \Delta V \cdot E(D4) = \Delta V_{\text{губ}} \cdot E_{\text{губ}} + \Delta V_{\text{корт}} \cdot E_{\text{корт}}$, $\Delta V_{\text{губ}} = 0,9 \Delta V$, $\Delta V_{\text{корт}} = 0,1 \Delta V$; $F(D4) = 0,9 \Delta V \cdot E_{\text{губ}} + 0,1 \Delta V \cdot E_{\text{корт}} = 0,9 \Delta V \cdot 1500 + 0,1 \Delta V \cdot 15000 = 1350 \Delta V + 1500 \Delta V = 2850 \Delta V$ (Н)

И так из расчетов стало видно, что для четырех разных типов костей с условным объемом V, при деформации развиваются совершенно разные по модулю силы.

Из математического расчета для абсолютно эластической деформации костей мы получили следующие показатели,

$$FD1 = 15000\Delta V /H/; FD2 = 8250\Delta V /H/; FD3 = 4875\Delta V /H/; FD4 = 2850\Delta V /H/$$

Сравнивая числа видим, что в третьем и четвертом типах костей при одинаковой деформации развились силы упругости соответственно в 3 и 5 раз меньше, чем в первом типе кости. Следуя из этого для деформации кости на одинаковый объем потребуется соответственно большие силы. Получается, что кости типа D3 и D4 имеют меньше амортизационных способностей, чем кость типа D1 в 3 и 5 раз.

Известно, что потеря кости и ранняя несостоятельность имплантат больше наблюдаются при меньших показателях плотности кости (Weng D, Jacobson Z, Tarnow D., 2003; Michalakis K.X., Calvani P., Hirayama H., 2012).

Следуя этой теории, логичным является выбор по возможности импланта с наибольшим диаметром, который благодаря большой площади поверхности при одинаковой силе воздействия обеспечит наименьшее давление. При увеличении диаметра импланта возникает вопрос, а какой же минимальный объем кости должен окружать имплант. Принято, что в вестибуло-оральном направлении от шейки импланта до края гребня кости должно быть минимум 1-1,5 мм расстояние.

Принимая во внимание предыдущие расчеты можно сделать вывод, что выбор диаметра импланта должен зависеть минимум от двух критериев. С одной стороны, мы должны принять во внимание давление имплантата на кость, а с другой стороны учитывать возможность кости погасить это давление. И когда мы имеем костную ткань с меньшими адаптационными, или, иначе говоря, амортизационными способностями, мы должны увеличить объем этих тканей. И если принимать, что при типах кости D1, D2 толщина кости у шейки имплантата должна быть 1мм, то при кости типа D4 оно должно быть гораздо больше.

И так с помощью физико-математических расчетов можно сделать вывод, что разные типы костей имеют кардинально различные амортизационные возможности, плотные типы костей могут противостоять большим нагрузкам, а более пористые типы костей нет. Следовательно, для обеспечения амортизации давления импланта на кость потребуются разные объемы данных костей. Отсюда следует, что при выборе диаметра имплантата целесообразно учитывать тип кости данного пациента, при плотных типах костей (D1, D2) толщина кости у шейки импланта в вестибуло-оральном направлении может составлять 1-1,5 мм, а при пористых типах костей (особенно D4) толщина костной стенки у шейки импланта должна составлять от 3-4мм и более.

С этой точки зрения в клинических ситуациях, когда наблюдается недостаточная ширина альвеолярного отростка, для обеспечения импланта

достаточным объёмом кости становится более предпочтительным выбор 2-х более узких, чем одного более широкого имплантата. Так мы получаем одновременно меньшее давление на кость (суммарно объём двух узких имплантов будет равным или больше, чем одного широкого) и достаточный объём кости (в вестибулярно - оральном направлении) для амортизации давления., а период 2012-1017гг. под нашим наблюдением находились 125 пациентов с частичными и полными адентиями верхней и нижней челюстей.

Клинические исследования проводились в челюстно-лицевом отделении “Гераци” № 1 больничного комплекса, стоматологических клиник “Артидент” и “Мурадент”. Было проведено обследование и дентальная имплантация 125 больным в возрасте 16-67 лет. Из 125 больных мужчин было 53 мужчин (42,4%), женщин 72 (57,6%). Из 125 пациентов 100 пациентов были распределены в исследуемую группу, 25 пациентов в контрольную. Перераспределение количества больных по возрастной категории представлено на графике 1. Как видно на графике 1, из общего числа пациентов 73 (58,4%) были в возрасте от 36 до 55 лет. Остальные возрастные группы, вместе взятые составляли всего-49 (41,6%) больных. Основная и контрольная группы были гомогенны по возрастным и половым критериям.

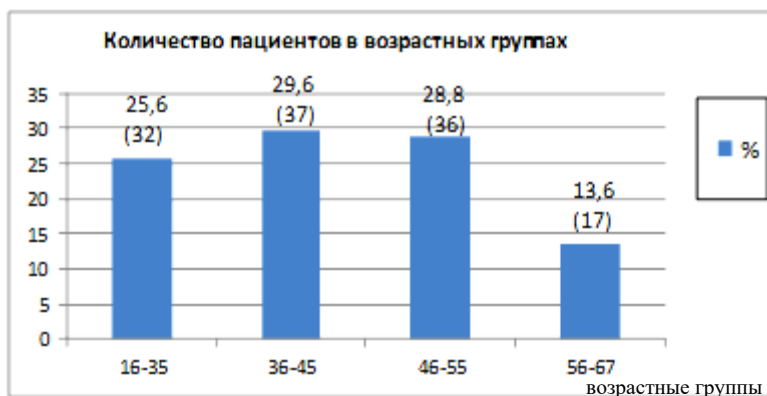


Рисунок 1. Процентное соотношение количества леченных больных в зависимости от возраста.

До проведения оперативного вмешательства всем больным проводились клинические, радиологические и, при необходимости, лабораторные обследования по общепринятым методикам. Объективное обследование челюстно-лицевой области включало осмотр, пальпацию, перкуссию. Для планирования дентальной имплантации, после общего обследования пациента проводилась исследование компьютерной томографии. Восковым или цифровым шаблоном рассчитывалось

положение и направление будущей реставрации, размеры вертикальной и горизонтальной консоли.

Пациенты наблюдались через 3,6,12 и более месяцев (средняя продолжительность 15 месяцев). Для измерения потери кости при оценке рентгенограмм мы применяли калибровочную функцию программного обеспечения радиовизиографа. В каждом конкретном случае, на этапах предимплантационного радиологического обследования выяснялись объемные характеристики костной ткани имплантируемого ложа, после этого при помощи выдвинутой нами формулы рассчитывалось необходимое количество, а также размеры дентальных имплантов в зависимости от плотности костной ткани.

Статистический анализ данных исследования был проведен U-критерием Манн-Уитни (из-за разного количества пациентов в исследуемой и контрольной группах), используемый для оценки различий между двумя независимыми выборками по уровню какого-либо признака, измеренного количественно.

Из результатов наших физико-математических расчетов можно сделать вывод, что разные типы костей имеют кардинально различные амортизационные возможности, плотные типы костей могут противостоять большим нагрузкам, а более пористые типы костей нет. Следовательно, для обеспечения амортизации давления импланта на кость потребуются разные объемы данных костей. При выборе диаметра импланта целесообразно учитывать тип кости данного пациента, при плотных типах костей (D1, D2) толщина кости у шейки импланта в вестибуло-оральном направлении может составлять 1-1,5 мм, а при пористых типах костей (особенно D4) толщина костной стенки у шейки импланта должна составлять от 3-4мм и более.

С этой точки зрения в клинических ситуациях, когда наблюдается недостаточная ширина альвеолярного отростка, для обеспечения импланта достаточным объемом кости становится более предпочтительным выбор 2-х более узких, чем одного более широкого импланта. Так мы получаем одновременно меньшее давление на кость (суммарно объем двух узких имплантов будет равным или больше чем одного широкого) и достаточный объем кости (в вестибулярно-оральном направлении) для амортизации давления.

Результаты исследований показывают важность учитывая типа кости, как одного из основных критериев выбора диаметра импланта для успешного имплантологического лечения. Последующая нагрузка на импланты в период ортопедической реабилитации должна быть компенсирована достаточным объемом и качеством костной ткани вокруг имплантов, только в этом случае риск резорбции кости вокруг шейки импланта станет минимальным.

В ходе FEA исследования мы получили результаты, которые показывают, что с уменьшением кортикального слоя и увеличением губчатого слоя альвеолярной кости уменьшается возможность кости противодействовать заданной нагрузке. При типе кости D4 мы получили критичные показатели напряжения и деформации. Полученные результаты суммировано показано в ниже приведенной таблице.

Таблица 1.

Результаты FEA исследование для разных типов кости.

	Напряжения, Па	Деформации, м
100 % корт.	$3 \cdot 10^7$	$5.22 \cdot 10^{-7}$
50% корт. 50% губч.	$3.24 \cdot 10^7$	$1.4 \cdot 10^{-6}$
30% корт. 70 % губч.	$5.687 \cdot 10^7$	$8.3 \cdot 10^{-6}$
10% корт. 90 % губч.	-	-

Исходя из результатов исследования методом FEA можно сделать вывод, что при пористом типе кости при одинаковой нагрузке развиваются более высокие показатели напряжения и деформации, а при типе кости D4 показатели были критичными (то есть возможна поломка или резорбция). Исходя из результатов можно сделать вывод, что для получения более стабильного и долгосрочно успешного результата имплантации при пористом типах кости с минимальным кортикальным слоем надо уменьшать давление на кость путем увеличения диаметра импланта, а также одновременно принимать в расчет объем кости, который будет окружать имплант (при большем объеме амортизационные возможности возрастают). При недостаточном количестве кости, для более предсказуемого результата один более широкий имплант рекомендуется заменять двумя более узкими для сохранения достаточного объема кости при уменьшенном давлении.

С помощью физико-математических расчетов мы получили формулу, которая дает возможность более быстрого и систематизированного выбора диаметра импланта в зависимости от клинической ситуации с помощью расчета.

$$D = D_{\text{ср}} + D_{\text{ср}}(X\%(I_{\text{ср}}/I-1) + Y\%(H_{\text{ср}}/H_D-1) + Z\%(F(1 + d_{\text{верт}} \cdot \sin \alpha) / F_{\text{ср}}-1) + K\%(d_{\text{гориз.}} / d_{\text{гориз. ср}}-1) + P\%(d_{\text{верт}}/d_{\text{верт.ср}} - 1))$$

где D-диаметр имплата, I-длина импланта, $D_{\text{ср}}$ -диаметр среднего импланта, $I_{\text{ср}}$ -длина среднего импланта ср - выбранное среднее число Хаусфилда, H_D - число Хаусфилда рассчитаное для данного участка кости на длину имплантата, F-вертикальная окклюзионная сила данного пациента, $F_{\text{ср}}$ - выбранная средняя вертикальная окклюзионная сила, α угол наклона импланта к оси ортопедической конструкции, $d_{\text{верт}}$ - длина вертикальной консоли (т.е. высота ортопедической конструкции), $d_{\text{верт ср}}$ -средняя длина вертикальной консоли, $d_{\text{гориз}}$ -длина горизонтальной консоли, $d_{\text{гориз ср}}$ -длина средней горизонтальной консоли, X%, Y%, Z%, K%, P%- процентные коэффициенты значимости каждого составляющего.

Формула показывает зависимость между диаметром импланта, длиной импланта, плотностью кости, длиной вертикальной и горизонтальной консоли, от угла наклона оси вектора вертикальной жевательной силы к оси импланта, от жевательной силы данного пациента. А также, получили формулу дающая возможность оценить

какой оптимальной толщины должна быть вестибуло-оральная стенка кости вокруг шейки импланта.

Мы так же получили формулу дающая возможность оценить какой оптимальной толщины(L) должна быть вестибуло-оральная стенка кости вокруг шейки импланта.

$$L=D + R+R (J\%(H_{cp}/H_D-1),$$

где D- диаметр импланта, R- толщина остаточной стенки кости вокруг шейки импланта, J% -процентный коэффициент значимости амортизационных способностей кости.

Исходя из полученной нами формулы можно сделать вывод, что при недостаточной плотности кости или ощутимой ангуляции импланта, при присутствии консольных единиц, при повышенном мышечном тоне пациента, при сравнительно высокой протетической части надо иметь достаточную ширину костного гребня, увеличивать длину и диаметр выбираемого импланта, заменять один имплант на две с меньшим диаметром или проводить костную пластику для получения нужного объёма кости вокруг импланта. Все эти параметры выбора диаметра импланта, так или иначе описываются в литературе, но на сегодняшний день нет возможности систематизированных исследований выживаемости имплантов принимая в расчет все параметры. Выведенная нами формула позволяет оценивать совместно приведенные все параметры.

Исходя из полученных нами формул, устанавливающих оптимальный диаметр импланта в зависимости сразу от нескольких критериев, мы разработали протокол выбора диаметра импланта в клинической практике имплантолога.

После стандартной процедуры обследования, выяснения вида, дизайна будущей ортопедической конструкции и принятия решения об имплантации, пациент направляется на обследование компьютерной томографии.

- На основе компьютерной томографии рассчитывается высота и ширина альвеолярного гребня, а так же средняя плотность кости, то есть среднее число Хаусфилда, в местах установки имплантов.
- Далее после окончательного планирования конструкции (восковое моделирование, или компьютерное моделирование будущей конструкции) рассчитываются длины вертикальных и горизонтальных консолей, а также угол наклона оси жевательной поверхности от оси имплантов.
- После получения вышеперечисленных данных, последние вводятся в полученную нами формулу для вычисления диаметра импланта.
- После диаметр импланта вводится в следующую формулу и получается оптимальная ширина альвеолярного гребня в данной клинической ситуации. Сравнивая с показателями компьютерной томографии, принимается решение о возможной аугментации или замены одного импланта на две более узкие.

Данная последовательность действий дает возможность получить достаточную костную поддержку для имплантов и, следовательно, для будущей ортопедической

конструкции. Достаточная костная поддержка конструкции, следовательно снижение стресса в приимплантной зоне дает возможность минимализации риска резорбции кости в долгосрочной перспективе.

Под нашим наблюдением за период 2012-2017гг. находились 125 пациентов в возрастной группе 16-67 лет с частичными и полными адентиями верхней и нижней челюстей. Из 125 пациентов мужчин было 53 (42,4%), женщин 72 (57,6%). Пациентам, как метод восстановления утраченных зубов была предложена дентальная имплантация с последующей ортопедией. По методу планирования имплантации пациенты были разделены на две группы: основная (100 пациентов) и контрольная (25 пациентов). В основной группе при расчете диаметра имплантатов (длина всегда выбиралась максимально возможная) была использована выведенная нами формула, а в контрольной группе диаметр имплантатов выбирался как возможно шире, вестибулярно-орально оставляя примерно 1мм окружающей кости.

На протяжении наблюдения 3 месяца, 6 месяцев, 12 и более месяцев (средняя продолжительность наблюдения 15 мес.), у пациентов основной группы наблюдалась потеря кости в среднем на 0,3 мм меньше (0,295 в среднем), чем у пациентов контрольной группы (0,737мм в среднем) (Диаг.1). Основываясь на результатах данного исследование, можно предположить, что выведенная нами формула может стать одним из ориентиров при планировании имплантации.

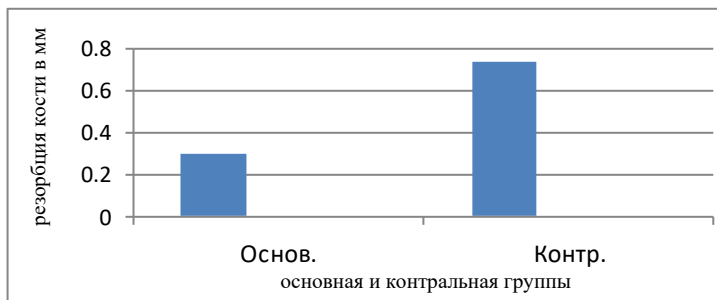


Рисунок 2. Резорбция кости вокруг имплантов после 15 мес. ортопедической реабилитации в основной и контрольных группах исследуемых пациентов.

В клинической практике у врача стоматолога есть несколько вариантов решений ортопедической реабилитации пациентов с концевой адентией. Одна из них это постановка двух и более имплантов и приготовление независимой конструкции на них, что является более желательным выбором, из-за меньших негативных сторон и хорошего прогноза лечения. Следующий вариант - это постановка одного импланта и протезирование, соединяя зуб и имплант в одну конструкцию. Решениями могут быть конструкции с жестким соединением, в том числе и предложенная нами конструкция с амортизационными элементами. Последняя имеет более высокие

амортизационные возможности, что уменьшает биомеханическую несовместимость при соединении имплант-зуб:

При действии мезиодистальных и вертикальных сил на промежуточную часть из-за присутствия амортизационных элементов происходит погашение первоначального импульса воздействия, вследствие чего происходит более равномерное перераспределение сил давления на опорные элементы и, следовательно, на окружающие ткани. При этом предложенная конструкция дает возможность регулирования амортизационных возможностей, подбирая более жесткие или мягкие амортизационные вкладки.

Физико-математические расчеты были проверены так же с помощью FEA исследования. Были смоделированы конструкции соединяющие имплант-имплант, с жестким соединением зуб-имплант, и предложенная нами конструкция. На каждый элемент были воздействованы силы 100, 150, 200, 250Н.

Результаты исследования рассмотрим в приведенной ниже таблице 2.

Таблица 2.

Максимальное напряжение в кости при разных типах конструкций и разной силе нагрузки.

Тип конструкции	Воздействие 100 Н на каждую единицу конструкции	Воздействие 150 Н на каждую единицу конструкции	Воздействие 200 Н на каждую единицу конструкции	Воздействие 250 Н на каждую единицу конструкции
Имплант-имплант	36.951	73.9	110.85	147.8
Имплант -зуб жесткое соединение	33.32	66.64	108.29	144.94
Имплант -зуб не жесткое соединение с применением амортизирующих элементов	12.39	27.56	37.198	49.597

И так, в результате исследования мы получили, что применение амортизационных элементов помогает уменьшению биомеханической несовместимости и создает более благоприятное перераспределение жевательных сил. Основываясь на этом, мы считаем, что предложенный нами метод протезирования при концевой адентии может стать альтернативой стандартному протоколу лечения с постановкой двух имплантов и независимой конструкцией при невозможности постановки двух имплантов.

ВЫВОДЫ

1. Пористые типы костей с минимальным кортикальным слоем имеют меньше адаптационных возможностей чем более плотные типы костей, и, следовательно, если при типах кости D1, D2 вестибуло-оральная стенка кости у шейки импланта должна быть примерно 1мм, то при кости типа D4 она должна быть 3-4мм и больше.
2. При недостаточной ширине альвеолярного отростка, для обеспечения импланта достаточным объёмом кости становится более предпочтительным выбор 2-х более узких, чем одного более широкого импланта.
3. При выборе диаметра импланта применение выведенной нами математической формулы дает возможность быстрее и последовательнее выявить необходимый диаметр импланта для долгосрочно успешной имплантологической реабилитации в зависимости от таких факторов, как длина импланта, тип кости, угол ангуляции импланта по отношению к оси ортопедической конструкции, высота ортопедической конструкции и длина горизонтальной консоли.
4. При измерении ширины альвеолярного отростка, важным является выявления оптимальной ширины отростка для минимализации резорбции костной ткани в последующем. Расчет оптимальной ширины альвеолярного отростка в зависимости от типа кости, можно произвести с помощью, выведенной нами формулы. При недостатке ширины гребня принимается решение об аугментации или об замене широкого импланта на две более узкие.
5. Анализ FEA моделей ортопедических конструкций, соединяющих имплант-зуб жестким соединением и не жестким соединением, а также имплант- имплант (как сравнительную модель) позволил определить, что напряжение и деформация кости вокруг имплантов и зубов меньше при использовании нежесткого соединения.
6. Применение амортизационных элементов помогает уменьшению биомеханической несовместимости и создает более благоприятное перераспределение жевательных сил. В ходе исследования нами была разработана и сконструирована и запатентована ортопедическая конструкция с использованием FEA анализа с достаточной амортизацией, которая позволит соединить имплант-зуб в одну конструкцию преодолевая биомеханическую несовместимость.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. В клинических случаях, когда имеем пористую костную ткань с меньшими адаптационными возможностями, мы должны увеличить объёмности окружающую имплант. И если принимать, что при типах кости D1, D2 толщина кости у шейки импланта должна быть 1-1,5мм, то при кости типа D4 оно должно быть от 3-4 мм и больше.
2. При недостаточной ширине альвеолярного отростка, для обеспечения достаточным объёмом кости вокруг импланта, становится более предпочтительным выбор 2-х более узких, чем одного более широкого импланта.
3. Применение предложенного нами протокола выбора диаметра импланта и выведенных нами формулы дает возможность более продуктивного и систематичного выбора диаметра имплантов и расчета оптимальной ширины альвеолярного гребня, что дает более предсказуемый результат успешного имплантологического лечения.
4. В клинической практике врача стоматолога есть несколько вариантов решения ортопедической реабилитации пациентов с концевой адентией. Одна из них это постановка одного импланта и протезирование соединяющее зуб и имплант в одну конструкцию. Решением могут быть использование предложенного нами конструкции с не жестким соединением и с амортизационными элементами.
5. Предложенная нами конструкция имеет более высокие амортизационные возможности, что уменьшает биомеханическую несовместимость при соединении имплант-зуб. Данный метод протезирования при концевой адентии может стать альтернативой стандартному протоколу лечения при невозможности постановки двух имплантов или с целью уменьшения финансовых затрат.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Погосян А.Ю., Мурадян Т.А. Зависимость резорбции кости у шейки имплантанта от амортизационных способностей кости // *Medicine Science and Education*, N 17: 2014, 204-207.
2. Погосян А.Ю., Мурадян Т.А., Григорян Н.Е. Соединение имплантанта и зуба в одной конструкции. Новый вид не жесткого соединения имплантанта-зуб с применением амортизационных элементов // *Вопросы теоритической и клинической медицины*, N2: 2015, 18-21.
3. Мурадян Т.А. Соединение импланта с зубами // *Вестник стоматологии и челюстно-лицевой хирургии*, том 12, вып. 3-4: 2015,14-18.

4. Мурадян Т.А. Определение зависимости резорбции крестальной кости вокруг шеек имплантов от плотности костной ткани методом FEA // Вопросы теоритической и клинической медицины, N 5, 2017, 27-31.
5. Мурадян Т.А., Верлинский С.В. Трехмерный анализ методом конечных элементов (3D FEA) ортопедической конструкции,соединяющий имплант-зуб // Вопросы теоритической и клинической медицины, N5, 2017, 40-44.
6. Anna Yu. Poghosyan, Tigran A. Muradyan, Norik E. Grigoryan. Comparison Evaluation of Periimplant Alveolar Crest Stress/Strain Distribution Ability Depending on Alveolar Bone Density // Mathematical Model, J. Interdiscipl Med Dent Sci., 2015, 3: 178.
7. Tigran A Muradyan, Nshan A Muradyan, Sergey V Verlinski, Anna Yu Poghosyan.Three-dimensional finite element analysis comparative model of tooth–implant nonrigid fixation // Simulation, 2020, 1-8, DOI: 10.1177/0037549720972781

ՏԻԳՐԱՆ ԱՇՈՏԻ ՄՈՒՐԱԴՅԱՆ

ԿԱՏԱՐԱՅԻՆ ՈՍԿՐԻ ԱՊԱՃԻ ԿԱՆԽԱՐԳԵԼՈՒՄ ԱՏԱՄՆԱՅԻՆ ԻՄՊԼԱՆՏԱՑԻԱՅԻ ԺԱՄԱՆԱԿ

ԱՄՓՈՓՈՒՄ

2012-2017թթ մեր կողմից հետազոտվել է 16-67 տարեկան 125 պացիենտ, որոնցից 53-ը տղամարդ (42,4%), 72 (57,6%)–ը կին: Պացիենտներին, որպես բուժման մեթոդ առաջարկվել է ատամնային իմպլանտացիա: Պացիենտները բաժանավել են երկու խմբի՝ հիմնական 100 հոգի և ստուգող 25 հոգի: Պացիենտների ընդհանուր թվից 73-ը (58,4%) գտնվել են 36-55 տարեկան տարիքային խմբում: Հիմնական խմբում իմպլանտի դիամետրը ընտրելիս օգտագործվել է մեր կողմից դուրս բերված բանաձևը, իսկ ստուգող խմբում իմպլանտի դիամետրը ընտրվել է հնարավորինս լայն՝ վզիկի մոտ վեստիբուլ-օրալ ուղղությամբ՝ թողնելով 1մմ ոսկրային պատ:

Հետազոտության ընթացքում պացիենտները զննվել են իմպլանտացիայից 3,6,12 և ավել (միջինը 15 ամիս) ամիսներ անց: Հիմնական խմբում նկատվել է ոսկրի ռեգորբեցիա 0,4 մմ-ով ավելի քիչ (միջինը 0,295 մմ), քան ստուգող խմբում (միջինը 0,737մմ): Հենվելով հետազոտության արդյունքներին կարելի է եզրակացնել, որ մեր կողմից դուրս բերված բանաձևը կարող է կիրառվել իմպլանտի դիամետրի հաշվարկի և հետագայում ոսկրի ռեգորբեցիայի նվազեցման համար:

Մաթեմաթիկական մոդելավորման և կլինիկական հետազոտությունների արդյունքները ցույց են տալիս, որ կախված տեսակից, ոսկրային հյուսվածքի ամորտիզացիոն-ադապտատիվ ունակությունները կարող են անգամներով տարբերվել կախված տեսակից՝ կորտիկալ և սպունգանման հյուսվածքների քանակների փոխհարաբերությունից: Ավելի խիտ տեսակի ոսկրերը (D1-D2) կարող են դիմակայել ավելի մեծ ծանրաբեռնման քան ավելի նոսրերը: Իմպլանտների դիամետրը ընտրելիս կարևոր է հաշվի առնել նաև ոսկրի տեսակը, և եթե կարծր ոսկրի դեպքում կարող ենք վեստիբուլ-օրալ ուղղությամբ թողնել 1-1.5 մմ հաստությամբ ոսկոր իմպլանտի վզիկի շուրջ, ապա ավելի նոսր ոսկրի դեպքում այդ քանակը պիտի լինի ավելի շատ: Այստեղից ելնելով, այն դեպքերում, երբ ավելոյար ելունի հաստությունը բավարար չէ ընտրված իմպլանտը շրջափակել բավարար քանակով ոսկրային հյուսվածքով, ավելի նպատակահարմար է փոխարինել մեկ հաստ իմպլանտը երկու բարակով կամ դիմել ելունի աուգմենտացիայի:

Հետազոտությունների ստացված արդյունքներից առաջարկվել է իմպլանտի ընրության պրոտոկոլ, որը ներառում է հետևյալ փուլերը՝

1. Առաջնային բերանի խոռոչի հետազոտում, ապագա օրթոպեդիկ կոնստրուկցիայի տեսակի և դիզայնի պարզաբանում, իմպլանտացիոն բուժման պլանավորում:

2. Կոմայյուտերային շերտագրային հետազոտում, ավելոյար ելունի բարձրության, հաստության, միջին խտության (Հաուսֆիլդի միջինացված ցուցանիշ) ճշգրտում ապագա իմպլանտանտների դիրքերում
3. Կոնստրուկցիայի դիզայնի պլանավորում (կոմայյուտերային կամ մոմային (waxup)), վերտիկալ և հորիզոնական կոնսուլների երկարության չափում, ինչպես նաև իմպլանտատի առանցքի և վերտիկալ օկլյուզիոն ճնշման կազմած անկյան չափում:
4. Վերը նշված տվյալները ստանալուց հետո վերջիններս մուտքագրվում են մեր կողմից մշակված բանաձևի մեջ ապագա իմպլանտատի դիամետրի հաշվարկի համար:
5. Ստացված իմպլանտի դիամետրը ներմուծվում է ավելոյար ելունի օպտիմալ դիամետրի հաշվարկման բանաձև և ստացված ցուցանիշը համեմատվում է կոմայյուտերային տոմոգրաֆիայից ստացած ավելոյար ելունի փաստացի հաստության ցուցանիշի հետ: Համեմատության արդյունքում, եթե առկա է հավասար կամ ավել ոսկրային ծավալ, ապա համարվում է օպտիմալ պայման ապագա տեղադրված իմպլանտի ծառայելու համար, իսկ եթե ունենք ոսկրային ծավալի դեֆիցիտ, ապա պետք է կայացնենք որոշում մեկ իմպլանտի փոխարեն երկու ավելի փոքր տրամագծով իմպլանտ ընտրելու կամ ոսկրային աուգմենտացիայի վերաբերյալ:

Մեր կողմից մշակվել է օրթոպեդիկ կոնստրուկցիա, որը հնարավորություն է տալիս միացնել ատամները իմպլանտներին: Տվյալ կոնստրուկցիան պարունակում է ամորտիզացիոն ներդիրներ, որոնք հնարավորություն են տալիս մարել բիոմեխանիկական անհամատեղելիությունը ատամի և իմպլանտի միջև:

Առաջարկված օրթոպեդիկ կոնստրուկցիայի կիրառմամբ անցկացվել է համակարգչային հետազոտություն (3D FEA), որի արդյունքները ցույց են տալիս առաջարկված կոնստրուկցիայի արդյունավետությունը:

Ելնելով հետազոտության արդյունքներից կարելի է ասել, որ մեր կողմից առաջարկված կոնստրուկցիան կարող է լինել ծայրամասային ադենտիայի ժամանակ իմպլանտացիոն բուժման ստանդարտ պրոտոկոլի, այն է որկու և ավել իմպլանտի տեղադրում և առանձին կոնստրուկցիայի պատրաստում, այլտերնատիվ լուծում: Հատկապես այն դեպքերում, երբ մեզիալ դիրքում իմպլանտի տեղադրումը անհնար է կամ դժվարացած է: Ատամնային իմպլանտացիայի ժամանակ կատարային ոսկրի ապաճի կանխարգելման համար՝ 1. մշակվել է մաթեմաթիկական բանաձև, որի օգնությամբ հնարավոր է ընտրել իմպլանտի օպտիմալ դիամետրը՝ ելնելով հարիմպլանտային ոսկրի որակական հատկանիշներից, 2. առաջարկվել է իմպլանտի դիամետրի ընտրման պրոտոկոլ ելնելով իմպլանտացիոն դաշտում ոսկրի մեխանիկական հատկանիշներից, 3. որոշվել է հարիմպլանտային ոսկրի լարվածության կապը իմպլանտի դիամետրի, ոսկրի տեսակի և օրթոպեդիկ կոնստրուկցիայի միջև FEA անալիզի հիման վրա 4. գնահատվել է հարիմպլանտային ոսկրի լարվածությունը ատամ-իմպլանտ միացնող տարբեր կոնստրուկցիաների դեպքում FEA անալիզի հիման վրա:

TIGRAN MURADYAN

PREVENTION OF CRYSTAL BONE RESORPTION DURING THE DENTAL IMPLANTATION

SUMMARY

125 patients from 2012 to 2017 at the age of 16-67 years old were examined, 53 (42,4%) were men and 72 (57,6%)-were women. Dental implantation was recommended as a treatment method for patients. Patients were divided into two groups: 100 patients were in the main group and 25 patients were in comparison group. Implantation protocol was used in the main group which we recommended, and in the comparison, group was chosen implant diameter as widely as possible leaving 1 mm of the bone wall in vestibular-oral direction at each side.

During the study, patients were examined after 3.6,12 and more months. The bone resorption was found to be less than 0.4 mm (0,295 mm) in the main group than in the control group (0,737 mm). Based on the results of the study, we can conclude that the protocol we take may be used to calculate the implant diameter and to reduce bone resorption.

The results of mathematical modeling suggest that the bone tissue amortization-capacities may differ by types of bone, more dense types of bones (D1-D2) can withstand greater overload than the less dense. When selecting the implant diameter, it is important to take into account the type of bone, and if in case with hard bone we can leave a 1-1.5 mm bone wall at vestibulo oral direction at each side, in the case with less hard bone we must leave more bone at vestibulo oral direction. If the alveolar bone thickness is not sufficient to amortization the selected implant with sufficient amount of bone tissue, it is more appropriate to replace a thick implant with two thin implants or apply the bone augmentation.

We have developed a prosthetic construction that enables connect teeth to implant. This construction contains amortization tabs that allow for less biomechanical incompatibility between tooth and implant.

The proposed prosthetic constitution was based on a computerized research (3D FEA), the results of which show the effectiveness of the proposed construction.

Based on the results of the study, we can say that the proposed constitution can be used as alternative protocol for implantation in peripheral edentulous,

especially when we cannot use standard protocol, for example implant placement in the medial position is impossible or difficult.

Based on the results of the research, we proposed implant selection protocol, which includes the following steps:

The first we made oral cavity examination, clarification of the type and design of the future prosthodontics construction, planning of implant treatment.

1. Computer tomography scanning, adjustment of alveolar ridge height, thickness, medium density (Hounsfield average) in future implant positions.
2. At the third we need prosthodontics construction design planning (computer or wax up), measurement of the length of the vertical-horizontal brackets, as well as the measurement of the angle of the implant axis vertical occlusion forceps.
3. After receiving the above data, the latter are entered in the formula developed by us to calculate the diameter of the future implant.
4. The diameter of the resulting implant is entered into the formula for calculating the optimal diameter of the alveolar ridge. The obtained index is compared with the index of the actual thickness of the alveolar ridge obtained from computed tomography. By comparison, if there is an equal or more actual bone volume, it is considered an optimal condition for serving a future implant, and if we have a bone volume deficit, we must decide whether to choose two smaller diameter implants or bone augmentation.

We have developed the prosthodontics construction that allows to attach teeth to implants. This construction contains cushioning inserts that allow eliminate the biomechanical incompatibility between the tooth and implant.

Based on the results of the research, it can be said that the proposed prosthodontics construction can be used as an alternative solution for implant treatment patients with peripheral edentulous, especially in cases where implant placement in the mesial position is impossible or difficult.

For the prevention of crestal bone resorption during dental implantation was done: 1. developed mathematical formula, with the help of which it is possible to select an optimal implant value based on the characteristics of the bone. 2. Offered protocol for choice of the implant diameter, based on the mechanical characteristics of the bone in the implantation area. 3. determined relationship bone tension and implant diameters, bone type and orthopedic build-up based on FEA analysis.

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'T.M.J.' with a horizontal line underneath.