

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

БЕЛОРУССКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ  
ПОСЛЕДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ

КАФЕДРА ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ И ОРТОДОНТИИ  
С КУРСОМ ДЕТСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

**С.П. РУБНИКОВИЧ И.С. ХОМИЧ Ю.А. КОСТЕЦКИЙ**

**ДЕНТАЛЬНАЯ ИМПЛАНТАЦИЯ С  
ПРИМЕНЕНИЕМ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО  
УЛЬТРАЗВУКА**

Учебно-методическое пособие

Минск БелМАПО  
2017

УДК 616.314-77-089.843-085.837.3(075.9)

ББК 56.6я73

Р 82

Рекомендовано в качестве учебно-методического пособия  
НМС Белорусской медицинской академии последипломного образования  
протокол № 7 от 12.07. 2017

**Авторы:**

зав. кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии БелМАПО, д.м.н., профессор *С.П. Рубникович*  
старший преподаватель кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии БелМАПО, к.м.н. *И.С. Хомич*  
доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии БелМАПО, к.м.н. *Ю.А. Костецкий*

**Рецензенты:**

кафедра хирургической стоматологии БГМУ  
зав. кафедрой челюстно-лицевой хирургии БГМУ, профессор доктор  
медицинских наук *А.С. Ластовка*

**Рубникович С.П.**

Р 82           Дентальная имплантация с применением низкоинтенсивного  
ультразвука: учеб.-метод. пособие /С.П. Рубникович [и др.]. – Минск.:  
БелМАПО, 2017. – 30 с.

ISBN 978-985-584-180-8

В издании представлен обзор литературы, освещающий основные сведения о модификациях поверхности дентальных имплантатов, направленных на улучшение интеграции имплантатов с костной тканью. Рассмотрены эффекты от воздействия низкоинтенсивным ультразвуком на дентальные имплантаты и окружающие имплантат живые ткани. Описаны принцип работы и методика применения ультразвукового аппарата при проведении дентальной имплантации для улучшения смачиваемости поверхности устанавливаемых имплантатов.

Пособие предназначено для врачей-стоматологов, клинических ординаторов, врачей-стажеров, и студентов 3-5 курсов стоматологических факультетов.

УДК 616.314-77-089.843-085.837.3(075.9)

ББК 56.6я73

**ISBN 978-985-584-180-8**

© Рубникович С.П., [и др.], 2017

© Оформление БелМАПО, 2017

## **ВВЕДЕНИЕ**

Актуальной проблемой современной стоматологии является лечение и реабилитация пациентов с частичной вторичной адентией. Существует несколько методов лечения частичной вторичной адентии, среди которых применение дентальных имплантатов имеет ряд преимуществ по сравнению с традиционным протезированием [2, 6].

Важным аспектом в лечении пациентов с частичной вторичной адентией методом дентальной имплантации является сокращение сроков от момента установки дентальных имплантатов до их функциональной нагрузки. Одним из способов сокращения сроков протезирования пациентов с частичной вторичной адентией является оптимизация процессов остеоинтеграции дентальных имплантатов путем изменения свойств поверхности имплантатов и воздействия на протекающие вокруг них процессы, начиная с ранних послеоперационных сроков. С этой целью применяются различные химические и физические методы модификации поверхности дентальных имплантатов, включающие в себя изменение геометрии, смачиваемости, микро- и нанотопографии, направленные на улучшение молекулярных взаимодействий и клеточного ответа на имплантационные биоматериалы для достижения более эффективной остеоинтеграции [6, 7].

Среди множества лечебных мероприятий, используемых при лечении частичной вторичной адентии, большое значение имеет применение физических факторов. Они широко применяются на различных этапах терапии, профилактики и реабилитации стоматологических заболеваний [1, 5].

Перспективным в этом плане является комбинированное воздействие низкоинтенсивным импульсным ультразвуком (НИУ) при проведении дентальной имплантации [3, 4, 8].

### **1. Остеоинтеграция дентальных имплантатов**

Остеоинтеграция определяется как прямое образование кости на поверхности имплантата и представляет собой функциональный анкилоз. Эта концепция была описана проф. П. И. Бранемарком как состоящая из весьма дифференцированной ткани, имеющей непосредственное структурное и функциональное соединение между упорядоченной живой костью и несущей нагрузку поверхностью имплантата [9, 13].

Остеоинтеграция принадлежит к категории прямого или первичного заживления. Ее можно сравнить с прямым заживлением переломов, в котором концы фрагментов срастаются без промежуточной фиброзной или фиброзно-хрящевой ткани. Фундаментальное различие, однако, существует: остеоинтеграция объединяет не кость с костью, а кость с поверхностью

имплантата. С точки зрения тканевой инженерии поверхность имплантата работает в качестве скаффолда (каркаса) в этом уникальном явлении. Современные дентальные и ортопедические имплантаты были разработаны на основе этой концепции и называются остеоинтегрируемыми. Остеоинтеграция включает в себя несколько клеточных и внеклеточных биологических процессов, которые происходят на границе кость – имплантат, и способствуют образованию кости на поверхности имплантата. Активация остеогенных процессов происходит благодаря факторам роста и дифференцировки, выделяемым активированными клетками крови на поверхности имплантата [9, 12, 14].

## **1.2 Влияние поверхностных характеристик дентальных имплантатов на остеоинтеграцию**

Поверхность имплантата является одним из шести важных факторов, описанных Т. Albrektsson, необходимых для остеоинтеграции внутрикостных имплантатов. За последние 10 лет модификациям поверхностных характеристик дентальных имплантатов уделяли много внимания в различных исследовательских группах. Их задачами было улучшить клинические характеристики дентальных имплантатов в областях с недостаточным количеством или качеством костной ткани, ускорить заживление костной ткани, а также стимулировать рост костной ткани для возможности размещения имплантата в местах, которые не имеют достаточного остаточного костного объема альвеолярного отростка [9, 12-15, 18].

Характеристики поверхности дентальных имплантатов – это факторы, влияющие на скорость и степень реакции костной ткани на имплантат, а также механические качества интерфейса кость/имплантат. Качество поверхности материала имплантата зависит от физико-химических (поверхностной энергии, заряда и химического состава) и топографических (шероховатость поверхности и ориентация неровностей) характеристик. Они определяют активность прикрепленных клеток на поверхности имплантата [13, 14, 18].

### **1.2.1 Топография поверхности дентальных имплантатов**

Многочисленные исследования свидетельствуют, что шероховатость поверхности титановых имплантатов влияет на скорость остеоинтеграции и биомеханическую фиксацию. Шероховатость поверхности имплантата можно разделить в зависимости от размерности измеряемых особенностей поверхности на макро-, микро- и нанонеровности [9, 18].

Доказано, что первичная фиксация и долгосрочная механическая стабильность имплантата с выраженной степенью шероховатости

поверхности выше по сравнению с гладкой. Основным механизмом, лежащим в основе этого, является механическая блокировка между макрошероховатыми особенностями поверхности имплантата и окружающей профиль костью. Тем не менее, одним из основных рисков при высокой шероховатости поверхности может быть увеличение риска развития периимплантита, а также увеличение ионной утечки [13, 14].

### **1.2.2 Смачиваемость поверхности дентальных имплантатов**

Т. Albrektsson и соавт. (1981) обнаружил, что среди факторов, влияющих на контакт кость – имплантат, таких как топография, химический состав, гидрофильность и энергия поверхности, наиболее важной является смачиваемость. Смачиваемость поверхности дентальных имплантатов в большой степени зависит от поверхностной энергии и влияет на степень контакта с физиологической средой [13].

В дополнение к топографическим и химическим характеристикам гидрофильный характер поверхности материалов дентальных имплантатов является показательным маркером поверхностной энергии и может играть важную роль в их взаимодействии с биологическими молекулами, клетками и тканями. Доказано, что на начальном этапе остеоинтеграции поверхность и смачиваемость дентальных имплантатов способны изменять степень адсорбции белка. Непосредственно после имплантации биоматериалы покрыты слоем белков плазмы, состоящим преимущественно из альбуминов, фибриногена, IgG, фибронектина и фактора фон Виллебранда. Количество и состав, а также степень конформационного состояния адсорбированных белков регулирует клеточный ответ. Считается, что взаимодействия белок – биоматериал подталкивают экспозицию скрытых белковых структур и последовательностей, которые служат в качестве рецепторов для сайтов различных типов клеток, которые затем инициируют реакцию организма на поверхность материала дентального имплантата [14].

В повышении смачиваемости поверхностей известен открытый белорусским ученым академиком Е. Г. Коноваловым (1961) так называемый ультразвуковой капиллярный эффект, который заключается в увеличении глубины и скорости проникновения жидкости в капиллярные каналы под действием ультразвука. При нормальном падении волн на отверстие в капиллярной трубке наблюдался дополнительный подъем уровня жидкости (сверх высоты капиллярного уровня), пропорциональный силе звука. На основании этого открытия было предложено явление «обратного» ультразвукового капиллярного эффекта, нашедшего широкое применение в медицине [8].

## 2. Методы модификации поверхности дентальных имплантатов

С целью ускорения, улучшения и оптимизации остеоинтеграции дентальных имплантатов учеными было предпринято множество попыток модификации их поверхности от изменения микрорельефа до нанесения на поверхность биологически активных веществ. Шероховатые поверхности имплантатов показали лучшую первичную стабильность по сравнению с полированными поверхностями. Этот эффект связан с увеличением площади поверхности имплантата и, следовательно, большим контактом имплантата с костью. В результате улучшается адгезия кровяного сгустка и сети фибрина к поверхности имплантата, что инициирует контактный, а не дистантный остеогенез. Также предпринимались попытки модификации поверхности дентальных имплантатов путем нанесения производных эмалевого матрикса, хитозана и костных морфогенетических белков, но показали разноречивые результаты [9, 13].

Высокая степень смачиваемости поверхности также ведет к более полноценной и гомогенной адсорбции белков на поверхности дентальных имплантатов. В свою очередь, это усиливает активацию тромбоцитов и ведет к образованию более плотной и гомогенной сети фибрина на ранних стадиях остеоинтеграции. Для повышения гидрофильности дентальных имплантатов было предложено несколько способов. Путем незначительного изменения химического состава поверхность можно превратить из гидрофобной в гидрофильную (привлекающую воду), олеофильную или «сверхгидрофильную». При угле контакта поверхностей с водой менее  $5^\circ$  возникает явление спонтанной смачиваемости. Изучались и использовались различные методики обработки поверхности для улучшения биологических качеств поверхности, которые благотворно влияли на механизм остеоинтеграции. Этот подход направлен на оптимизацию механизма остеоинтеграции для более быстрого формирования кости и улучшения стабильности имплантатов во время заживления, что позволяет выполнять функциональную нагрузку в более ранние сроки [13].

В литературе описаны различные способы обработки титановой поверхности с целью получения поверхности со специфическими свойствами, имеющими прямое влияние на процесс остеоинтеграции. Обработанные токарным способом поверхности имплантата представляют первоначальный дизайн поверхности имплантата. Этот тип поверхности назван токарным и характеризуется минимально шероховатым рельефом (0,5 мкм). По классическим протоколам токарная обработка поверхности использовалась в течение многих десятилетий и считалась золотым стандартом для дентальных имплантатов. Основанием для этого служили хорошие клинические результаты. Тем не менее, основная часть экспериментальных данных к середине 1990-х годов показала, что увеличение шероховатости поверхности в умеренной степени ( $Sa = 1,0-2,0$  мкм) увеличивает не только контакт на границе кость — имплантат, но и

биомеханическое взаимодействие этого интерфейса в ранние периоды остеоинтеграции. Шероховатые поверхности нашли широкое применение в имплантологии и в значительной степени вытеснили гладкие поверхности из клинического применения в дентальной имплантологии. Множество исследований доказывают, что шероховатость поверхности титановых имплантатов влияет на скорость остеоинтеграции скоростью и количеством костной ткани, формирующейся на поверхности. Сравнение поведения различных типов клеток показывает, что оно зависит от степени шероховатости поверхности. Известно, что микро топография создает условия, благоприятные для взаимодействия клеток и внеклеточного матрикса, и повышает выделение факторов роста. Микро топография поверхности увеличивает дифференциацию остеогенных клеток, приводящую к высокой активности щелочной фосфатазы и синтеза остеокальцина [18].

В настоящее время различные методы могут быть использованы для модификации поверхности титановых имплантатов. Поверхности большинства коммерчески-доступных имплантатов получают путем кислотного травления после дробеструйной обработки. Кислотное травление часто осуществляется с использованием фтористоводородной, азотной или серной кислоты и двойным травлением (смесью кислот). Дробеструйная обработка осуществляется частицами кремния, гидроксиапатита, оксида алюминия или частиц  $TiO_2$ , после чего следует обычно кислотное травление для гомогенизации микропрофиля имплантата и удаления как можно большего числа остаточных частиц дробеструйной обработки. Электрохимическое анодирование поверхности титана может способствовать микронному утолщению и ионной пропитке слоя  $TiO_2$ , в то время как распад поверхности материала проявляется в образовании пористых структур и связанной с ними микро- или нанотопографии. Другие методы включают в себя метод контролируемой очистки и окисления с помощью плазменного тлеющего разряда, метод выращивания тонких пленок и осаждения органических надслоев, таких как полимеры, аминокислоты, пептиды и белки. Эти химические модификации поверхности могут быть объединены с предварительно созданными микро структурами, направленными на соответствие биологическим компонентам или индукции желаемых биологических реакций. Совсем недавно были представлены усовершенствованные литографические методики модификации поверхности и методики, основанные на так называемых золь-гель системах. Тем не менее, отсутствие клинических данных, а также высокие затраты на изготовление таких поверхностей остаются их недостатками [14, 17].

К **механическим методам** обработки поверхности дентальных имплантатов можно отнести шлифовку, пескоструйную (воздушно-абразивную), токарную обработку и полировку. Эти методы обработки поверхности в основном позволяют получить малошероховатые или гладкие поверхности, которые могут улучшать адгезию, пролиферацию и

дифференцировку клеток. На современном этапе в основном применяется комбинированная обработка поверхности дентальных имплантатов SLA (sand blasted large grit acid etched), которая представляет собой грубозернистую пескоструйную обработку с последующей протравкой кислотой. Поверхность SLA получают пескоструйной обработкой частицами оксида алюминия или гранулами оксида титана, благодаря которой достигается макрошероховатость титановой поверхности. Затем в течение нескольких минут следует травление соляной, серной кислотой или их смесью при повышенной температуре, после чего на поверхности появляются микро-углубления размером 2–4 мкм. Этот вид титановой поверхности в последние годы интенсивно изучался *in vitro* и *in vivo*. Исследования на клеточных культурах, гистологические исследования костной ткани и эксперименты на животных моделях показали, что поверхность SLA является наилучшим выбором в отношении контактных поверхностей имплантатов. Тенденция к улучшению и ускорению костной интеграции имплантатов с поверхностью SLA по сравнению с гладкими на начальной стадии заживления, вероятно, базируется на увеличении формирования локальных цитокинов и факторов роста [12].

**Химические методы** основаны на химических реакциях, происходящих на границе поверхности титана и раствора. Они включают в себя обработку кислотами, щелочами, перекисью водорода, золь-гель реакции, химическое осаждение паров и анодизацию. Химическая модификация титановых поверхностей направлена на изменение шероховатости и состава поверхности, а также на улучшение смачиваемости и увеличение поверхностной энергии [13].

**Физические методы** модификации поверхности имплантатов включают плазменное напыление, распыление, ионную депозицию. TPS – плазменное напыление титана – метод введения порошка титана в плазменную струю при высоких температурах. Происходит слипание и сплавление частиц титана на поверхности имплантата с получением шероховатости 7 мкм. При этом значительно увеличивается площадь поверхности имплантата [14].

**Биомолекулярная функционализация поверхности дентальных имплантатов.** Общим направлением в инжиниринге клеточного и тканевого ответа на поверхности имплантатов является модификация материала поверхности для селективной взаимосвязи со специфическими типами клеток через биомолекулярное распознавание. Идея функционализировать поверхность имплантатов естественными или синтетическими молекулами, основанными на пептидах, белках и факторах роста, появилась из гипотезы, что имитируя среду костной ткани, которая состоит из органического матрикса (в основном коллаген), неорганический КФ может улучшить показатели поверхности имплантата за счет стимулирования начального биологического ответа [15].

*Нанесение аргинин-глицин-аспарагиновой кислоты.* Исследования на животных подтвердили остеокондуктивный потенциал нанесения аргинин-



глицин-аспарагиновой последовательности как возможного метода функционализации поверхности титановых имплантатов [16].

*Костные морфогенетические белки (КМБ).* Осуществлялись попытки нанесения костных морфогенетических белков на поверхность дентальных имплантатов для улучшения остеоинтеграции. Однако успех такой функционализации зависит от типа, доставки и концентрации такого покрытия. Некоторые исследования показали противоречивые результаты при оценке поверхностей имплантатов, модифицированных костными морфогенетическими белками. КМБ - это класс факторов роста, которые способствуют образованию кости, но они же стимулируют работу остеокластов [16].

Li и соавт. оценил эффекты КМБ-2 и способ его доставки на остеокондуктивность дентальных имплантатов с титановой поверхностью и с КФ покрытием на экспериментальной модели. Было обнаружено, что остеокондуктивность функционализированных имплантатов зависит от типа доставки КМБ-2, и она значительно уменьшалась, когда КМБ-2 был нанесен поверхностно [16].

**Нанесение биологически активных веществ на поверхность дентальных имплантатов.**

*Бисфосфонаты* – это антирезорптивные агенты, направленные на замедление атрофии кости. Бисфосфонаты, нанесённые на поверхность имплантатов, увеличивали локальную периимплантную плотность кости. Экспериментальные исследования *in vivo* показали отсутствие отрицательных явлений и совсем незначительное усиление остеоинтеграции. Другие экспериментальные исследования с погружением имплантатов в памидронат или золедронат продемонстрировали значительное увеличение площади контакта кость – имплантат. Основная проблема заключается в нанесении и пролонгированном высвобождении антирезорбтивных препаратов на поверхности титанового имплантата. Из-за высокого химического сродства бисфосфонатов с КФ поверхностями наносить антирезорбтивный препарат на дентальные имплантаты можно с помощью метода биомиметического нанесения при комнатной температуре. Однако идеальная доза антирезорбтивного препарата должна быть четко определена, так как увеличение периимплантной костной плотности зависит от концентрации бисфосфонатов [13, 16].

*Статины* - это препараты для снижения биосинтеза холестерина в печени, как следствие – для снижения общей концентрации холестерина в крови и уменьшения риска сердечно-сосудистых заболеваний. Доказано, что симвастатин может индуцировать экспрессию матричной рибонуклеиновой кислоты костного морфогенетического белка (КМБ-2), что может способствовать формированию костной ткани. Симвастатин, administered перорально взрослым крысам, увеличивал массу губчатого слоя и компрессионную прочность костей. Аппликации статинов на альвеолярный гребень повышали формирование костной ткани и

параллельно подавляли активность остеокластов в зоне заживления. Кроме того, клинические исследования показали, что с применением статинов связано повышение минеральной плотности костной ткани. Ду и соавт. исследовали влияние симвастатина путем перорального введения на остеоинтеграцию имплантатов у крыс с остеопорозом и обнаружили, что он значительно улучшал интеграцию кости с имплантатом. Еще одно исследование показало, что у экспериментальных животных с интраперитонеальным введением симвастатина увеличился контакт имплантат – кость и плотность костной ткани и предполагается, что симвастатин может иметь потенциал для улучшения качества остеоинтеграции. В исследовании *in vitro* Ян и соавт. показали, что пористые поверхности имплантатов, заполненные симвастатином, способствуют ускорению остеогенной дифференцировки преостеобластов, что имеет потенциал для улучшения характера остеоинтеграции [14, 16].

*Нанесение антибиотиков.* Антибактериальные покрытия на поверхности имплантатов изучали в качестве возможного пути предотвращения хирургических инфекций после установки имплантатов. Гентамицин вместе со слоем гидроксиапатита, нанесенный на поверхность имплантатов, может выступать в качестве локального профилактического средства вместе с системными антибиотиками в стоматологической имплантации. Применение тетрациклина явилось практичным и эффективным химическим механизмом для обеззараживания и детоксикации загрязненных поверхностей имплантатов. Кроме антибактериального действия тетрациклин эффективно удаляет смазанный слой, а также эндотоксины с поверхности имплантата. Кроме того, он подавляет активность коллагеназы, увеличивает адгезию, пролиферацию клеток и заживление кости. Тетрациклин также повышает прикрепление кровяного сгустка и удержание его на поверхности имплантата на начальном этапе процесса заживления и, таким образом, способствует остеоинтеграции [17].

**Наноструктурирование поверхности титановых дентальных имплантатов.** Нанопористая топография поверхности, как правило, благоприятствует пролиферации и дифференцировке клеток, действуя непосредственно на селективную адгезию остеобластов к поверхности, что может еще более ускорить процесс остеоинтеграции имплантатов. Нанотопография поверхности, полученная травлением смесью  $H_2SO_4/H_2O_2$ , может стимулировать пролиферацию остеобластов и угнетать рост фибробластов. Нанобиоматериалы имеют большую площадь поверхности, чем обычные. Как следствие, они имеют более высокую адсорбцию белков, что очень важно в регулировании взаимодействия клеток с поверхностью имплантата. Ряд исследований *in vitro* показали, что клетки, культивированные на нанотрубчатых поверхностях, демонстрировали более высокую адгезию, активность щелочной фосфатазы, пролиферацию и отложение костной ткани. Эта повышенная клеточная активность *in vitro* также экстраполировалась на связь с костью *in vivo*. Нанотрубчатые

поверхности значительно повышали силу сцепления с костью (почти в 9 раз) по сравнению с только отпескоструенными поверхностями, и гистологический анализ показывал более плотный контакт кость – имплантат и выработку коллагена 1 типа [7, 9, 15, 18].

**Стерилизация и хранение как способ модификации поверхности дентальных имплантатов.** Изменение методов стерилизации и хранения имплантатов с поверхностью SLA является еще одним способом модификации поверхности имплантатов. Поверхность имплантата промывается в азоте, чтобы предупредить контакт с кислородом, и затем упаковывается в вакуумную капсулу с физиологическим раствором. Такая обработка подвергает гидроксигированию оксид титана без изменения топографии поверхности, что повышает смачиваемость поверхности [15].

### **3. Применение ультразвука при дентальной имплантации.**

В литературе имеется множество убедительных данных о применении методов физиотерапии при лечении воспалительных и дистрофических заболеваний в стоматологии, в том числе при развившихся послеоперационных осложнениях. В основе применения физиотерапии при нарушении процессов регенерации костной ткани лежат воздействия на различные уровни вегетативной регуляции функций органов, включая метаболизм и региональный кровоток. Применение физических факторов в стоматологии может быть как монотерапией, так и в комплексе с традиционными схемами послеоперационного ведения пациентов для профилактики осложнений, в том числе и после экстракции зубов [1, 4].

В настоящее время достаточно сведений, подтверждающих эффективность физиотерапии в профилактике осложнений после хирургических вмешательств, в частности при дентальной имплантации [3, 5].

В стоматологии известно применение следующих физических факторов: постоянный и переменный электрический ток, постоянное электрическое поле высокого напряжения, высокой, сверхвысокой и ультравысокой частоты, магнитотерапия, гипотермия, ультразвуковая терапия, импульсный ток низкого напряжения и частоты, гидротерапия, ультрафиолетовое облучение, светолечение, аэрозольтерапия, криотерапия, парафино-, озокерито- и грязелечение, применяют также вакуум-терапию, дарсонвализацию и массаж. Известно применение низкочастотного ультразвука для повышения эффективности пломбировки корневых каналов в эндодонтии и для ускорения перемещения зубов в ортодонтии. В стоматологической практике физиотерапия применяется в комплексе с другими методами лечения, занимает достойное место и имеет большие перспективы [1, 3-5].

Большое внимание уделяется физическим факторам, обладающим противовоспалительным, антибактериальным, регенерационным и иммуномодулирующим действием. Такими физиологическими эффектами обладает ультразвуковая терапия. Этот метод является традиционным в практической физиотерапии, механизм лечебного действия и биофизические основы которого достаточно хорошо, но не до конца изучены [3-5, 22].

При правильно подобранных дозировках ультразвук ускоряет регенеративные и репаративные процессы в области воздействия, повышает микроциркуляцию и лимфообращение, нормализует обменные процессы, улучшает функциональное состояние нервной и эндокринной систем. Перечисленный широкий диапазон влияний ультразвука на организм дает возможность применения его для лечения многих стоматологических заболеваний [19, 22].

Терапевтический эффект от воздействия ультразвука зависит от множества параметров: интенсивности, частоты, длительности, места, режима воздействия (непрерывного или импульсного) и методики воздействия (лабильная или стабильная, через контактную среду или бесконтактная). Важным аспектом является неионизирующее действие ультразвука, а также повышение неспецифической резистентности организма к неблагоприятным окружающим условиям. Такое многообразие терапевтических эффектов ультразвука обуславливает весьма широкие показания к его лечебному использованию. В основном в физиотерапии при лечении нарушений кровообращения, повреждений мягких тканей, для ускорения заживления ран, рассасывания отеков, размягчения рубцов при костных патологиях применяется непрерывный и импульсный ультразвук низкой и средней интенсивности [1, 3, 5].

В последнее время в физиотерапии стали применять низкочастотный ультразвук в диапазоне от 20 кГц. Низкочастотный ультразвук обладает высокой биологической активностью, обусловленной механическим, тепловым и физико-химическим действующими факторами [3-5].

При озвучивании низкочастотным ультразвуком повышается проницаемость клеточных мембран и гистогематических барьеров, уменьшаются отеки, улучшается региональное кровообращение и микроциркуляция, повышается местный иммунитет. Воздействие низкочастотным ультразвуком ускоряет регенераторные и репаративные процессы, усиливает активность антибиотиков и повышает проникновение лекарственных веществ в поврежденные ткани, оказывает противовоспалительное, гемостатическое, обезболивающее и спазмолитическое действие. В отличие от высокочастотных ультразвуковых колебаний низкочастотные более глубоко проникают в ткани, обладая менее выраженным тепловым эффектом. При сравнительно небольшой интенсивности низкочастотного ультразвука (до 2 Вт/см<sup>2</sup>) в тканях активируются процессы обмена веществ, повышается проницаемость

стенок сосудов и содержание нуклеиновых кислот, стимулируются процессы тканевого дыхания [19, 20].

Доказано, что ультразвук обладает выраженным противовоспалительным действием и ускоряет рассасывание отеков после повреждениями мягких тканей. Энергия ультразвуковых колебаний передается через биологические ткани в виде высокочастотных акустических колебаний, которые широко используются в медицине в диагностических, терапевтических и хирургических манипуляциях. Хотя точный механизм взаимодействия низкоинтенсивного импульсного ультразвука с живой тканью и стимуляции заживления кости остается неясным, исследования, проведенные в этом направлении, показали, что низкоинтенсивный импульсный ультразвук может стимулировать регенерацию костной ткани, сокращать общее время остеointеграции дентальных имплантатов и повышать качество остеointеграции [21].

Результаты ряда исследований свидетельствуют, что импульсные ультразвуковые волны могут ускорять заживление переломов трубчатых костей и нижней челюсти. Низкоинтенсивный импульсный ультразвук имеет прямое влияние на клеточную физиологию, увеличивая включение ионов кальция в хрящевой и костной клеточных культурах и стимулируя экспрессию многочисленных генов, участвующих в процессе заживления. В дополнение к модулированию экспрессии генов ультразвук может стимулировать ангиогенез и увеличивать кровоток вокруг перелома. Помимо этого волны акустического давления облегчают ток жидкости, что увеличивает доставку питательных веществ и удаление отходов (феномен акустического течения), тем самым стимулируя пролиферацию и дифференцировку фибробластов, хондробластов и остеобластов [19, 21].

Низкоинтенсивный импульсный ультразвук использовался для стимулирования заживления переломов и остеотомий в ортопедии. В стоматологии проводили исследования эффектов низкоинтенсивного импульсного ультразвука на ткани периодонта и регенерацию кости в послеоперационном периоде и получили подтвержденные положительные результаты от воздействия на органы челюстно-лицевой области. Исследования зарубежных ученых продемонстрировали перспективность применения низкоинтенсивного ультразвука в индуцировании формирования кости вокруг титановых заготовок, установленных экспериментальным животным [3, 5, 19].

### **3.1. Механизм влияния низкоинтенсивного импульсного ультразвука на процесс остеointеграции имплантата в костной ткани при воздействии на послеоперационную область.**

Положительный эффект от воздействия низкоинтенсивного импульсного ультразвука на костную ткань в ранние послеоперационные

сроки доказан многочисленными исследованиями [20, 21].

В исследованиях по ускорению заживления экспериментальных дефектов костей лабораторных животных, свежих и несрастающихся переломов, авторами приведены различные схемы воздействия низкоинтенсивным импульсным ультразвуком, начиная с первого дня после операции (остеотомии в эксперименте), со второй недели, с 3 недели, длительностью от 5 до 56 дней с разными параметрами ультразвука (мощность от 0,5 до 1,0 Вт/см<sup>2</sup>, скважность импульсов 10, 20, 30, время экспозиции 10-20 минут).

Многими исследованиями доказано увеличение активности щелочной фосфатазы после воздействия на клетки низкоинтенсивным импульсным ультразвуком. Так, при воздействии низкоинтенсивным импульсным ультразвуком на культуры клеток остеобластического ряда в течении 5 дней оценивали активность щелочной фосфатазы на 3, 5, 7, 9, 11 и 13 сутки. В результате активность щелочной фосфатазы (ЩФ) в лизатах и супернатантах обработанных НИУ клеток начинала увеличиваться на 3 и 7 сутки соответственно, и достигла максимума на 11-й день, и активность ЩФ была в группе стимуляции НИУ значительно выше, чем в контрольной группе в каждый момент времени. ЩФ это фермент, который гидролизует сложноэфирную связь органического соединения фосфата в щелочных условиях и играет важную роль в кальцификации костей. Фермент не только гидролизует вещества, которые ингибируют кальцификацию, такие как пирофосфат и АТФ, но также является необходимым условием для получения повышенной концентрации фосфата, необходимого для кристаллизации гидроксиапатита. Кроме того, высокая активность ЩФ коррелирует с образованием матрикса остеобластами до начала минерализации, что доказано Герстенфельдом и др. Активность ЩФ, как правило, используется в качестве раннего маркера остеогенной дифференциации. Было документально подтверждено, что активность ЩФ в остеобластах или остеобласто-подобных клетках начинала увеличиваться с 5-го дня после ежедневного воздействия низкоинтенсивным импульсным ультразвуком, что свидетельствует о повышении остеогенеза [20, 21].

Еще в одном исследовании воздействие НИУ в эксперименте показало 7,0% реоссификацию хирургического дефекта в течение 2-х недель после операции, в то время как у контрольных крыс - 3,6%. На 3-ей и 4-ой неделе, наблюдалось значительное различие в соотношении реоссификации (12,0% против 5,8% и 18,1% против 9,8% соответственно;  $P < .05$ ).

НИУ ультразвук вызывает увеличение кровотока в модели перелома у животных. Новые кровеносные сосуды образуются на воспалительной стадии, и исследования *in vitro* показали, что воздействие НИУ увеличивает образование оксида азота и активацию гипоксией индуцированного фактора -1 alpha, что приводит к повышению экспрессии уровней эндотелиального фактора роста сосудов-А в остеобластах. Это может стимулировать ангиогенез, что очень важно в начале восстановления костной ткани и

является необходимым предшественником эндохондральной оссификации. НИУ также увеличивает выработку цитокинов, таких как эндотелиальный фактор роста, фактор роста фибробластов и интерлейкина-8 в остеобластах и клетках надкостницы, что необходимо для ангиогенеза. Ученые использовали доплерографическую сонографию для изучения кровотока вокруг трещины в середине вала локтевой кости у собак, и выявили 3-кратное увеличение кровотока через 1 неделю при 20 минутном ежедневном лечении НИУ. Этот вывод согласуется с ранее упомянутыми в лабораторных исследованиях.

Физические стимуляции определенной интенсивности усиливают клеточный метаболизм и фенотипическую адаптацию. Физическая стимуляция включает в себя физическое нагружение, электрическую стимуляцию током низкого напряжения, и импульсный ультразвук низкой интенсивности (НИУ). НИУ, как вид биофизической терапии, является безопасным и эффективным подходом, одобренным для лечения свежих переломов костей ассоциацией по контролю за продуктами и лекарствами (FDA) в 1994 году. Воздействие НИУ предложило ряд преимуществ в регенерации пародонта, в том числе неинвазивность, минимальные побочные реакции тканей, и простота в использовании. Проводились исследования с целью ускорения заживления резорбции репаративным цементом при экспериментальном перемещении зубов у ортодонтических пациентов. Кроме того, НИУ показал эффективность в стимуляции заживления повреждений периодонта путем повышения образования новой костной ткани и цементна корня. Исследования *in vitro* подтвердили положительную регуляцию различных генов, участвующих в минеральном обмене, дифференциации цементобластов, и фибробластов при воздействии НИУ. Недавние исследования показали благотворное влияние НИУ в восстановлении дефектов альвеолярной кости, пародонта и окончатых дефектов кости [5, 19, 21, 22].

Механизм процесса механотрансдукции, с помощью которого остеокласты или остеобласты преобразуют внешнюю энергию напряжения сдвига жидкости в биохимические изменения, остаются неясными.

Исследования *in vivo* показали, что терапевтический эффект НИУ может способствовать восстановлению и регенерации костной ткани, ускоряет заживление переломов костей, а также повышает остеогенез в области distraction. Кроме того, было доказано в исследованиях *in vitro*, что воздействие НИУ может повышать экспрессию генов, участвующих в образовании костной ткани: коллагена типа I и X, агреккана, трансформирующего фактора роста бета, гена Runx2, остеокальцина, инсулиноподобного фактора роста-I, костного сиалопротеина и щелочной фосфатазы. Кроме того, НИУ способствует синтезу белка и включению ионов кальция в различных клеточных линиях остеобластов.

Низкоинтенсивный импульсный ультразвук (НИУ) является формой механической энергии, которая передается в живых тканях в виде волн акустического давления, результатом чего являются биохимические процессы на клеточном уровне, и получил широкое признание в качестве эффективного

и безопасного терапевтического подхода в регенерации костной ткани. В отличие от непрерывного ультразвука высокой интенсивности НИУ не оказывает совсем или оказывает минимальный отрицательный эффект на клетки или ткани. Хотя поглощение ультразвуковых волн может привести к преобразованию энергии в нагрев, указанный эффект чрезвычайно мал для ультразвука низкой интенсивности в импульсном режиме. Несколько исследований подтверждают, что ускорение регенерации костной ткани *in vivo* и остеиндуктивных реакций *in vitro*, индуцированных НИУ были вызваны его нетепловыми эффектами. Кроме того, учеными было проведено сравнительное исследование эффектов НИУ и микроволновой гипертермической стимуляции на остеогенез, и их результаты показали, что ультразвуковое индуцирование образования новой костной ткани не опосредуется через гипертермию [21, 22].

Для лучшего понимания остеогенной активности НИУ, проводились исследования изменения экспрессии генов связанных с остеогенезом после воздействия НИУ. Runx2 – Runt домен семейства факторов транскрипции является эссенциальным фактором транскрипции остеогенного пути. Runx2 способен транскрипционно активировать несколько остеобласт-специфических генов, в том числе щелочной фосфатазы, остеокальцина, коллагена I, остеопонтинина и костного сиалопротеина. В экспериментах на лабораторных животных доказано, что стромальные клетки костного мозга крысы, подвергнутые воздействию НИУ имели значительное увеличение экспрессии Runx2, по сравнению с необработанными клетками. Runx2 является ключевым объектом механического раздражения, что способствует ремоделированию кости.

Механизмы, участвующие в восстановлении тканей стимуляцией НИУ-до конца не выяснены; тем не менее, признано, что анаболические биофизические эффекты, вызванные НИУ, скорее всего, вызваны механическими нагрузками и/или микро-потоками жидкости, воздействующими на клеточную мембрану, фокальные контакты и структуры цитоскелета, и вызывающими внутриклеточную трансдукцию сигнала и последующую транскрипцию генов. Интегрины, которые соединяют цитоскелет с внеклеточным матриксом и опосредуют различные сигнальные каскады участвуют в трансдукции механических стимулов в биохимические сигналы. Ряд субъединиц интегрин, а именно интегрин  $\beta 1$  обильно представлен в остеобластах и остеобластоподобных клетках [20-22].

С другой стороны, увеличение гидростатического давления, оказываемого НИУ, может уменьшать дифференцировку клеток-предшественников остеокластов, доставляемых в область повреждения кости с помощью ангиогенеза. Стоит отметить, что гемодинамическое напряжение сдвига, индуцированное повышением артериального давления и последующим увеличением тока жидкости, а также повышенной турбулентностью жидкости, вызванной модальностью акустических волн в месте повреждения кости может выступать в качестве выделяющегося стимулятора при наборе остеопрогениторных клеток из костного мозга, повышая тем самым



заживление и ремоделирование костей [19, 22].

Как упоминалось ранее, НИУ вызывает очень небольшие изменения температуры в тканях. Ангиогенез усиливается за счет увеличения экспрессии мРНК и продукции фактора роста эндотелия сосудов остеобластами человека и клетками надкостницы [1, 3, 5, 21].

Известно, что ультразвук интенсивностью 0,4 Вт/см<sup>2</sup> не оказывает повреждающего действия на зоны роста нижней челюсти в сагиттальном направлении. Все это позволило предположить, что ультразвук можно использовать с целью стимулирования энхондрального остеогенеза при лечении детей с недоразвитием и укорочением ветви нижней челюсти без поражения зоны роста и с дистальной окклюзией, обусловленной нижней ретрогнатией. Оптимальными оказались следующие параметры ультразвукового воздействия: 0,4 Вт/см<sup>2</sup> в импульсном режиме 10 мс с продолжительностью 10 минут в течение 10 дней.

#### **4. Исследование влияния низкоинтенсивного импульсного ультразвука на смачиваемость поверхности и остеоинтеграцию дентальных имплантатов в эксперименте.**

На кафедре ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии совместно с кафедрой «Конструирования и производства приборов» БНТУ были проведены исследования влияния НИУ на смачиваемость поверхности дентальных имплантатов.

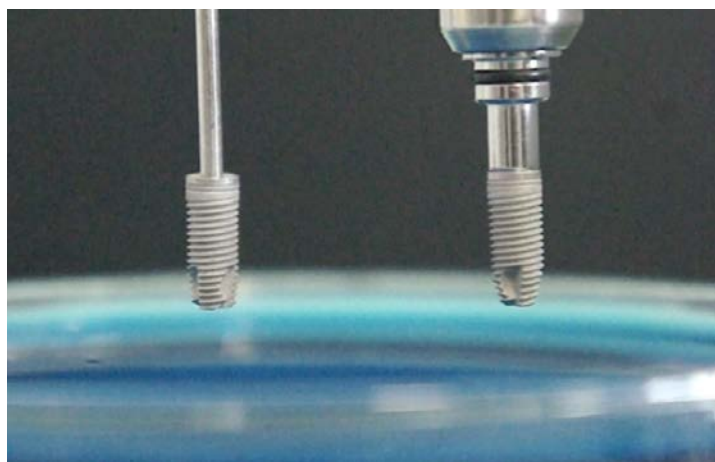
Для проведения исследования влияния низкоинтенсивного импульсного ультразвука на смачиваемость поверхности титановых дентальных имплантатов была разработана экспериментальная медико-техническая модель и использовали 64 дентальных имплантата – 32 опытных и 32 контрольных образца. Модель состояла из ультразвукового аппарата, лабораторного штатива с плавной вертикальной подачей, в котором фиксировалась ультразвуковая насадка с опытным образцом дентального имплантата и крепеж с контрольным имплантатом, и неподвижно-установленной цифровой фото/видеокамеры (Рис. 1). В качестве смачивающего агента был использован подкрашенный бриллиантовым зеленым стерильный физиологический раствор 0.9% хлорида натрия в чашке Петри.

При проведении эксперимента, в чашку Петри с жидкостью одновременно и равномерно погружали на одинаковую глубину контрольный и опытный образцы имплантатов (Рис. 2). В процессе погружения опытный образец дентального имплантата подвергали озвучиванию ультразвуком с частотой 32 кГц в течение 15 секунд при помощи концентратора-волновода, плотно зафиксированного в опытном образце (Рис. 3). Результаты проведенных исследований показали, что смачиваемость поверхности всех опытных образцов дентальных имплантатов

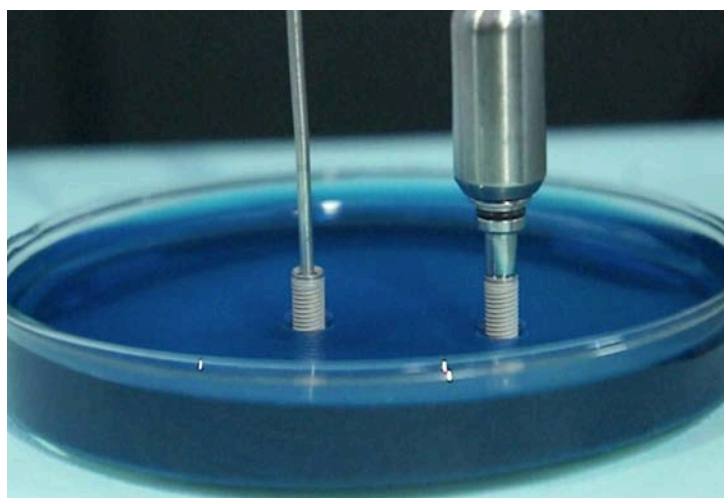
достигала 100% за время до 12 секунд, а смачиваемости контрольных образцов не наблюдалось (Рис. 4).



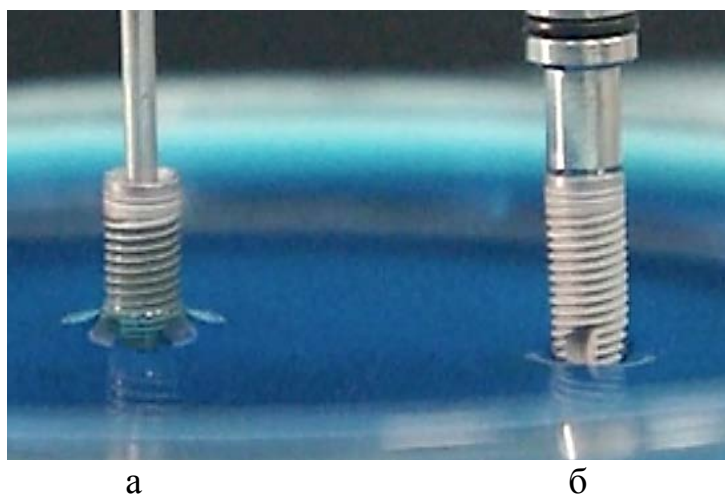
**Рисунок 1. – Экспериментальная медико-техническая модель**



**Рисунок 2. – Дентальные имплантаты до контакта с жидкостью**



**Рисунок 3. – Дентальные имплантаты при частичном погружении в жидкость**



**Рисунок 4. – Смачивание поверхности дентальных имплантатов:  
а – опытный образец; б – контрольный образец**

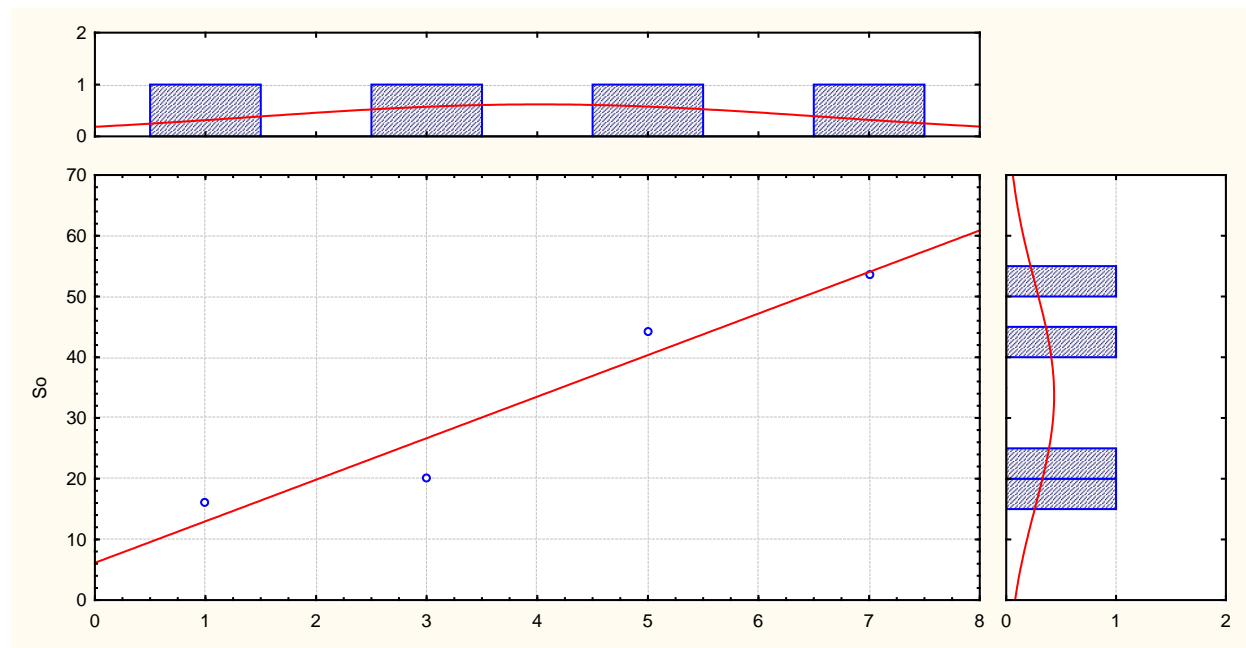
Таким образом была экспериментально доказано возникновение эффекта смачиваемости на поверхности титановых дентальных имплантатов при воздействии на них низкоинтенсивным импульсным ультразвуком (Рис. 4).

Также с ЦНИЛ БелМАПО кафедрой были проведены морфометрические исследования по изменению костной ткани в процессе остеоинтеграции имплантатов под воздействием НИУ.

Проведение морфологических исследований позволило нам получить дозу-эффект для улучшения процессов остеоинтеграции. При проведении исследований в эксперименте лабораторным животным устанавливали дентальные имплантаты в большеберцовую кость. Дентальные имплантаты озвучивали с частотой 32 кГц, а на периимплантные ткани воздействовали с частотой 28 кГц.

В результате экспериментально-морфологических исследований установлено, что увеличение площади остеобластической поверхности происходило быстрее и активнее на 47,2–66,8% в группе с комбинированным воздействием НИУ, по сравнению с животными первой контрольной группы и второй экспериментальной группой ( $p < 0,001$ ).

Применение дентальной имплантации с комбинированным воздействием низкоинтенсивным импульсным ультразвуком на дентальные имплантаты и периимплантные ткани имело выраженную линейную зависимость ( $R=0,96$ ) – при комбинированном применении низкоинтенсивного импульсного ультразвука происходило выраженное увеличение площади активной остеобластической поверхности ( $p=0,0332$ ) (Рис. 5).



**Рисунок 5. – Линейная зависимость площади костных трабекул с высокой плотностью остеогенных клеток от воздействия низкоинтенсивным импульсным ультразвуком**

## **5. Применение низкоинтенсивного ультразвука при дентальной имплантации.**

### **Противопоказания к применению.**

1. Острые состояния (шок, интоксикация).
2. Хронические заболевания челюстно-лицевой области в стадии обострения.
3. Заболевания сердечно-сосудистой системы в стадии субкомпенсации и декомпенсации.
4. Доброкачественные и злокачественные образования челюстно-лицевой области.
5. Нарушения свертываемости крови.
6. Беременность и период лактации.
7. Сахарный диабет в стадии декомпенсации.
8. Психические заболевания, эпилепсия и/или указание на них в анамнезе.
9. Противопоказания, соответствующие таковым к использованию ультразвука в диапазоне 22-400 кГц.
10. Противопоказания, соответствующие таковым к применению лекарственных средств, используемых во время хирургического вмешательства и в послеоперационный период.

## **5.1 Перечень необходимого медицинского оборудования.**

1. Стандартный хирургический инструментарий для дентальной имплантации.
2. Дентальные имплантаты.
3. Ультразвуковой аппарат с насадкой для озвучивания имплантатов, выдающий частоту в диапазоне 22-400 кГц и интенсивность 0,5-2 Вт/см<sup>2</sup>.
4. Ультразвуковая насадка для послеоперационного воздействия.
5. Лекарственные средства, инструменты и материалы для проведения операции.

## **6. Описание технологии использования метода дентальной имплантации с применением НИУ.**

### **6.1 Озвучивание дентальных имплантатов.**

Под местным обезболиванием проводят разрез, отступив 0.5 мм от края десны вокруг удаляемого зуба (корня).

Производят удаление корня зуба максимально атравматично, общепринятыми методами. При отсутствии корня производят разрез по гребню альвеолярного отростка и делают вертикальные послабляющие разрезы, отслаивают и мобилизуют слизисто-надкостничный лоскут с вестибулярной стороны оперируемой области альвеолярного отростка.

В случае инсталляции внутрикостной части винтового двухэтапного дентального имплантата в лунку удаленного корня формируют воспринимающее костное ложе по ходу лунки удаленного корня и вглубь альвеолярного отростка челюсти на величину, достаточную для хорошей первичной фиксации имплантата.

В случае отсроченной дентальной имплантации воспринимающее ложе готовят общепринятыми методами. В подготовленное ложе устанавливают имплантат; непосредственно в процессе установки имплантата с помощью ультразвукового аппарата и насадки производят контактное озвучивание устанавливаемого имплантата низкоинтенсивным импульсным ультразвуком в прерывистом режиме с длительностью воздействий – 0,5-5 с и паузой - 1 с, интенсивностью и частотой в диапазоне 0,01-5 Вт/см<sup>2</sup> и 22-40 кГц соответственно; мобилизованный слизисто-надкостничный лоскут без натяжения укладывают поверх лунки и ушивают наглухо, либо устанавливают формирователь десны (Рис. 6-8).

### **6.2 Контактное воздействие низкоинтенсивным импульсным ультразвуком на оперированную область.**

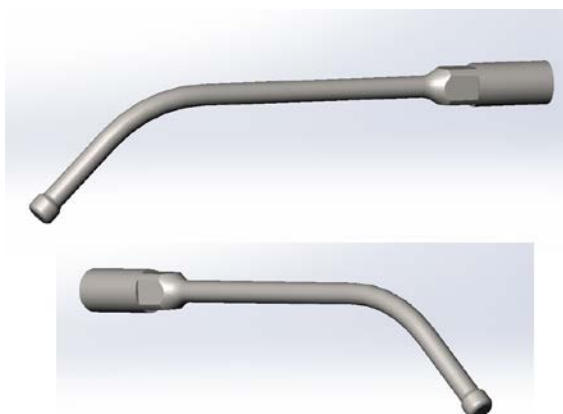
В течение 3-14 дней оперированную зону челюсти подвергают контактному ультразвуковому воздействию низкоинтенсивного импульсного

ультразвука в прерывистом режиме с длительностью воздействий – 5-10 с и паузой - 1-2 с, интенсивностью 0,5-1 Вт/см<sup>2</sup> и частотой в диапазоне 22-40 кГц в течение 3-15 мин через волновод в области установленного имплантата. Швы снимают на 5-7 сутки. При хорошей первичной фиксации проводят протезирование – изготовление и фиксацию временных пластмассовых коронок с выведением из окклюзии.

### **7. Аппарат для комбинированного ультразвукового воздействия при дентальной имплантации**



**Рисунок 6. – Аппарат ультразвуковой VM-1**



**Рисунок 7. – Насадка  
для озвучивания имплантатов**



**Рисунок 8. – Насадка для  
послеоперационного контактного  
УЗ воздействия**

## Настройка параметров

В режиме главного меню возможно изменение следующих параметров ультразвукового генератора:

- Частота
- Автоподстройка
- Уровень мощности
- Скважность.



Для входа в режим настройки частоты необходимо нажать клавишу «Частота».

Частота ультразвука задается в пределах от 22000 Гц до 28000 Гц.

Для настройки частоты необходимо нажать на поле с рабочей частотой и ввести новое значение частоты. Настройку необходимо подтвердить нажатием клавиши «Ввод».

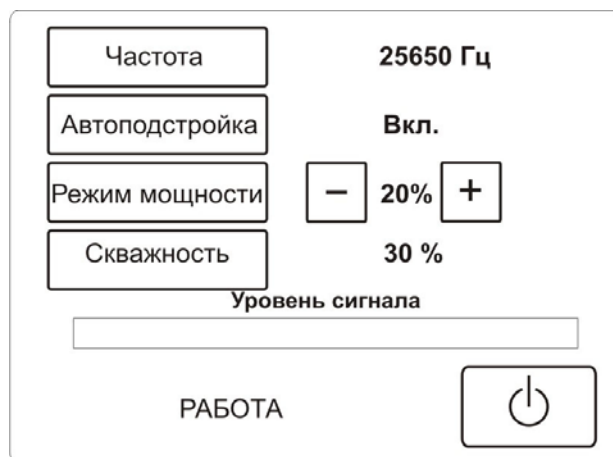
Нажатием на клавиши «-» и «+» возможно уменьшение или увеличение установленного значения частоты с шагом 5 Гц.

Для выхода из режима настройки частоты необходимо нажать клавишу «Выход».





Настройка уровня мощности осуществляется нажатием на клавишу «Режим мощности». Уровень мощности регулируется в пределах от 20 % до 100 % с шагом 20 %. Для уменьшения или увеличения уровня мощности необходимо нажать на клавиши «-» и «+». Для выхода из режима настройки мощности необходимо нажать на клавишу «Уровень мощности».



Настройка скважности импульсов осуществляется аналогично настройке уровня мощности.

Скважность регулируется в пределах от 5 % до 90 % с шагом 5 %.

Для уменьшения или увеличения скважности необходимо нажать на клавиши «-» и «+».

На случай смещения резонансной частоты в результате изменения параметров ультразвуковой системы в аппарате предусмотрена автоматическая подстройка на частоту с более высокой амплитудой. Режим плавающей или фиксированной частоты выбирается нажатием на клавишу «Автоподстройка».

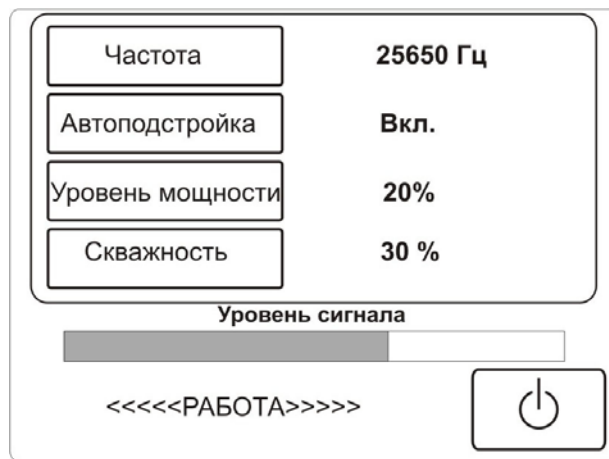
При этом на дисплее отображается индикация «Вкл.» или «Выкл.», соответствующая режимам плавающей и фиксированной частоты.

При включенном режиме автоподстройки возможно произвольное изменение значения рабочей частоты. Настройки аппарата сохраняются и при отключенном питании аппарата.

### **Режим работы**

Нажатие на пусковую педаль активирует ультразвуковой излучатель. При этом в нижней части дисплея отображается индикация работы в виде стрелок, распространяющихся от надписи «РАБОТА».





Включение аппарата в рабочий режим также возможно и в режимах настройки параметров.

### 8. Пример клинического применения ультразвука при дентальной имплантации



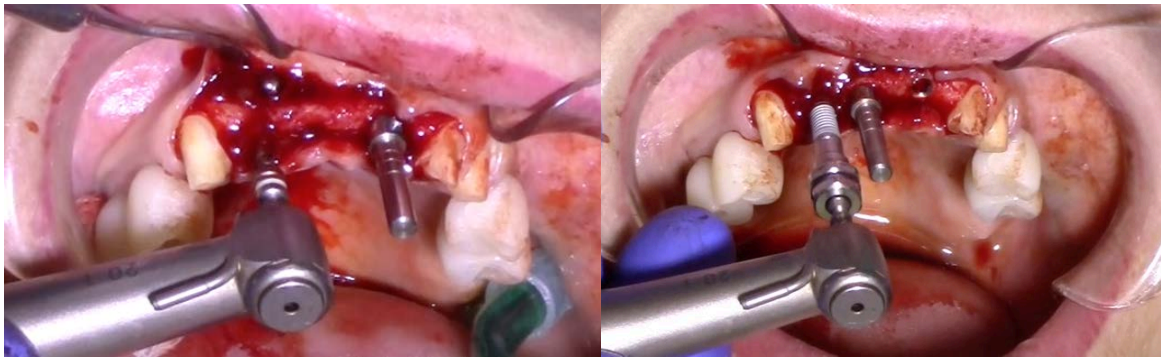
Рис. 9.

После проведения анестезии проводится разрез по гребню альвеолярного отростка в области планируемой дентальной имплантации (Рис. 9).



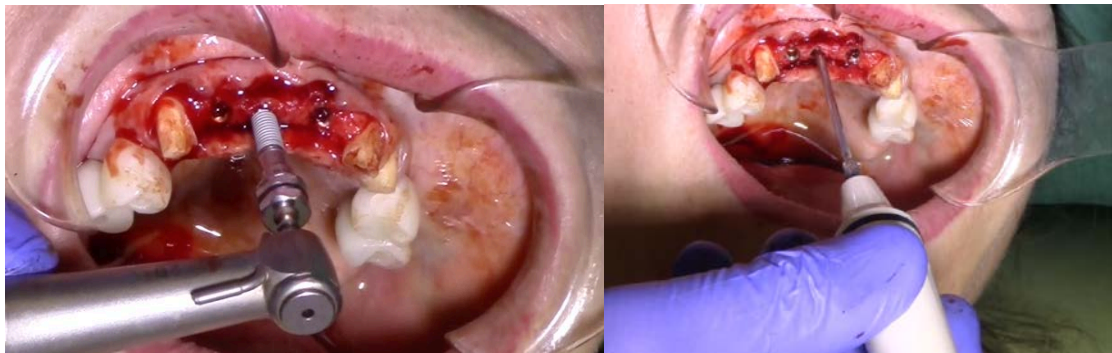
Рис. 10.

После чего проводится отслойка слизисто-надкостничного лоскута для визуализации альвеолярного гребня (Рис. 10).



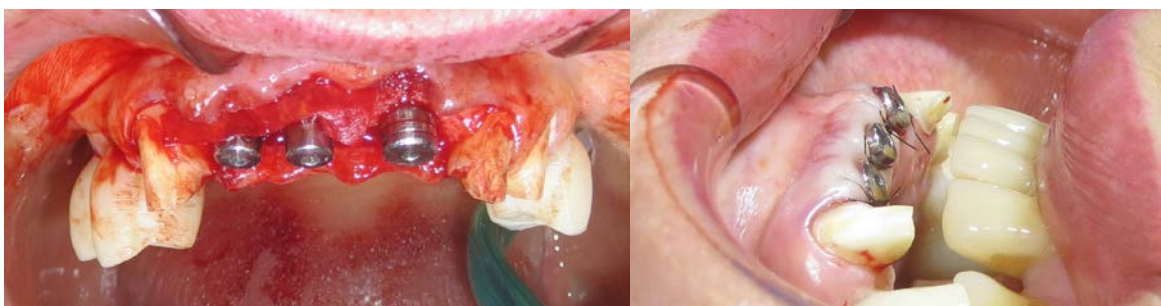
**Рис. 11.**

Костные ложа подготавливаются в соответствии с рекомендуемым протоколом компанией-производителем системы используемых дентальных имплантатов (Рис. 11).



**Рис. 12.**

Устанавливаемые дентальные имплантаты озвучиваются с помощью волновода, фиксируемого в имплантате, аппаратом VM-1 (Рис. 12).



**Рис. 13.**

В имплантаты устанавливают формирователи десны и накладывают швы (Рис. 13).



**Рис. 14**

При наличии возможности фиксируют временный протез (Рис. 14).



**Рис. 15**

Воздействие на ткани в проекции установленных имплантатов (Рис. 15).

## Литература:

1. Боголюбов, В. М. Общая физиотерапия : учебник для студентов высш. мед. учеб. заведений / В. М. Боголюбов, Г. Н. Пономаренко. – М. : [б. и.] ; СПб. : [б. и.], 1996. – 480 с.
2. Бузер, Д. Протоколы протезирования в имплантологической стоматологии. Частичная адентия / Д. Бузер. – М. : Азбука, 2011. – 168 с.
3. Герасименко, М. Ю. Ультразвук и синусоидально-моделированные токи в реабилитации больных после костно-реконструктивных операций в челюстно-лицевой области : дис. канд. мед. наук : 14.00.21 / М. Ю. Герасименко. – М., 1988. – 140 с.
4. Киселев, М. Г. Ультразвук в медицине / М. Г. Киселев, В. Т. Минченя, Д. А. Степаненко. – Минск : БНТУ, 2009. – 427 с.
5. Корчажкина, Н. Б. Методы физиотерапии в дентальной имплантологии : дис. ... д-ра мед. наук : 14.00.51 / Н. Б. Корчажкина. – М., 2002. – 236 с.
6. Миш, К. Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты : пер. с англ. / К. Е. Миш. М. : МЕДпресс-информ, 2010. 616 с.
7. Мушеев, И. У. Практическая дентальная имплантология / И. У. Мушеев, В. Н. Олесова, О. З. Фрамович. – М. : Локус Станди, 2008. – 497 с.
8. Обратный ультразвуковой капиллярный эффект и некоторые направления его клинического применения / В. В. Педдер [и др.] // 10-я международная конференция-семинар EDM 2009, 1-6 июля, Эрлагол / Новосиб. гос. тех. ун-т. – Новосибирск, 2009. – С. 414–423.
9. Параскевич, В. Л. Дентальная имплантология: основы теории и практики / В. Л. Параскевич. – 3-е изд. – М. : МИА, 2011. – 400 с.
10. Рубникович, С. П. Лазерно-оптическая диагностика болезней периодонта и обоснование методов их лечения / С. П. Рубникович // Стоматолог. – 2012. – № 1. – С. 15–19.
11. Рубникович, С. П. Лечение пациентов с полной адентией верхней челюсти съемными протезами с опорой на дентальные имплантаты / С. П. Рубникович // Стоматолог. – 2015. – № 3. – С. 29–36.
12. A histomorphometric study of nanothickness and plasma-sprayed calcium-phosphorous-coated implant surfaces in rabbit bone / A. Quaranta [et al.] // The J. of Periodontol. – 2010. – Vol. 81, № 4. – P. 556–561.
13. Albrektsson, T. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them / T. Albrektsson, A. Wennerberg // The Int. J. of Prosthodont. – 2004. – Vol. 17, № 5. – P. 536–543.
14. Anselme, K. Topography effects of pure titanium substrates on human osteoblast long-term adhesion / K. Anselme, M. Bigerelle // Acta Biomater. – 2005. – Vol. 1, № 2. – P. 211–222.
15. Bagnò, A. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials / A. Bagnò, C. Di Bello // J. of Mater. Sci. Mater. in Med. – 2004. – Vol. 15, № 9. – P. 935–949.
16. Biofunctionalization of titanium implants with a biomimetic active peptide (P-15) promotes early osseointegration / R. Lutz [et al.] // Clin. Oral Implants Res. – 2010. – Vol. 21, № 7. – P. 726–734.
17. Black, J. Biological performance of materials: fundamentals of biocompatibility / J. Black. – Fourth. ed. – N. Y. : Taylor & Francis Group, 2005. – 520 p.

18. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography / D. M. Dohan Ehrenfest [et al.] // Trends in Biotechnol. – 2010. – Vol. 28, № 4. – P. 198–206.
19. Effect of low-intensity pulsed ultrasound stimulation on callus remodelling in a gap-healing model: Evaluation by bone morphometry using three-dimensional quantitative micro-CT / K. Tobita, [et al.] // J. of Bone and Joint Surg. – 2011. – Vol. 93, № 4. – P. 525–530.
20. Effects of low-intensity pulsed ultrasound on dental implant osseointegration: a preliminary report / Y. Ustun [et al.] // Eur. J. of Dent. – 2008. – Vol. 2, № 4. – P. 254–262.
21. Effects of near-field ultrasound stimulation on new bone formation and osseointegration of dental titanium implants in vitro and in vivo / S. K. Hsu [et al.] // Ultrasound in Med. & Biol. – 2011. – Vol. 37, № 3. – P. 403–416.
22. Enhancement of fracture healing by low intensity ultrasound / M. Hardjiargyrou [et al.] // Clin. Orthop. and Relat. Res. – 1998. – № 355, suppl. – P. 16–29.

## Оглавление

Введение	3
1 Остеоинтеграция дентальных имплантатов	3
1.2. Влияние поверхностных характеристик дентальных имплантатов на остеоинтеграцию	4
1.2.1. Топография поверхности дентальных имплантатов	4
1.2.2 . Смачиваемость поверхности дентальных имплантатов	5
2. Методы модификации поверхности дентальных имплантатов	6
3 Применение ультразвука при дентальной имплантации	11
3.1. Механизм влияния низкоинтенсивного импульсного ультразвука на процесс остеоинтеграции имплантата в костной ткани при воздействии на послеоперационную область в течение 7 дней после операции	13
4. Исследования влияния низкоинтенсивного импульсного ультразвука на смачиваемость поверхности и остеоинтеграцию дентальных имплантатов в эксперименте.	17
5. Применение низкоинтенсивного ультразвука при дентальной имплантации.	20
5.1. Перечень необходимого медицинского оборудования.	21
6. Описание технологии использования метода дентальной имплантации с применением НИУ	21
6.1. Озвучивание дентальных имплантатов.	21
6.2. Контактное воздействие низкоинтенсивным импульсным ультразвуком на оперированную область.	21
7. Аппарат для комбинированного уз воздействия при дентальной имплантации.	22
8. Пример клинического применения ультразвука при дентальной имплантации	25
Литература	28
.....	

Учебное издание

**Рубникович** Сергей Петрович  
**Хомич** Илья Станиславович  
**Костецкий** Юрий Аурелович

**ДЕНТАЛЬНАЯ ИМПЛАНТАЦИЯ С ПРИМЕНЕНИЕМ  
НИЗКОИНТЕНСИВНОГО УЛЬТРАЗВУКА**

Учебно-методическое пособие

В авторской редакции

Подписано в печать 12. 07. 2017. Формат 60x84/16. Бумага «Discovery».

Печать ризография. Гарнитура «Times New Roman».

Печ. л. 1,86. Уч.- изд. л. 2,10. Тираж 100 экз. Заказ 208.

Издатель и полиграфическое исполнение –

Белорусская медицинская академия последипломного образования.

Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,  
распространителя печатных изданий № 1/136 от 08.01.2014.

220013, г. Минск, ул. П. Бровки, 3.

