

КЛИНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ БИОМЕХАНИКИ ВКЛЮЧЕННЫХ В БЛОК ИМПЛАНТАТОВ

CLINICAL ASPECTS OF BIOMECHANICS FOR IMPLANTS JOINED IN UNIT

*A. Utyuzh
A. Yumashev
R. Lushkov
V. Zagorskij
I. Nefedova*

Annotation

There are the fundamental principles of biomechanics, which are valid for a system that combines basic and abutment of the prosthetic design, as well as bone and soft tissues that interact with them lying at the heart of the individual design of prosthesis device using implant. The aim of this paper is to discuss in details the method of solving this problem with the use of complex clinical examination, articulator and mathematical modeling to create the optimum configuration of the prosthesis. Since the success of dental implantation phase of prosthetic rehabilitation is a factor determining the effectiveness of treatment, emphasis in this paper is made on achieving implant stability. The work is illustrated with clinical examples for treatment of the patient with full secondary edentulous.

Keywords: edentulous; prosthetics with edentulous; implant; implant; bone voltage; resorption; math modeling; orthopedic bed; osseointegration.

Основные факторы, которые влияют на успешность и долговечность использования стоматологических имплантатов и супраструктур при протезировании конструкциями с опорой на имплантаты, это распределение напряжений и выраженность вызываемых ими деформаций подлежащей кости, возникающие под действием жевательных и окклюзионных нагрузок. Комплексная оценка клинического состояния при обследовании пациентов включает определение количества и

Аннотация

В основе индивидуального моделирования конструкции протеза с опорой на имплантаты лежат фундаментальные принципы биомеханики, которые являются справедливыми для системы, объединяющей базисную и супраструктурную части протезной конструкции, а также костные и мягкие ткани, взаимодействующие с ними. Целью настоящей статьи явилось подробное рассмотрение методики решения данной клинической задачи с применением комплексного клинического обследования, артикулятора и математического моделирования для создания оптимальной конфигурации протеза. Поскольку успешность имплантационной фазы протезирования является фактором, определяющим результативность всего лечения, особое внимание в данной работе уделяется достижению имплантационной стабильности. Работа иллюстрирована клиническим примером лечения пациента при полной вторичной адентии.

Ключевые слова:

Полная адентия; протезирование при адентии; имплантат; опора на имплантаты; напряжение кости; резорбция; математическое моделирование; протезное ложе; остеointegrация.

конструкции имплантатов, направление и топографию их установки с целью оптимального распределения нагрузок на подлежащие костные структуры. Кроме того, анализу подвергается состояние костных структур и мягких тканей, образующих протезное ложе, учитываются возможные общие и местные реакции организма в ответ на планируемое лечение.

Теоретический и концептуальный базис протезирова-

ния с опорой на имплантаты основывается преимущественно на сведениях об анатомических и функциональных аспектах естественной окклюзии. И все же, разработка индивидуального плана лечения во многом носит эмпирический и даже интуитивный характер, что в ряде случаев может быть связано с наличием неудачного практического опыта, повторными пробами и ошибками. Зачастую их наличие связано с недостатком понимания биофизических принципов, лежащих в основе взаимодействия протезной конструкции и костно-мышечной системы полости рта. Однако лишь при условии наличия у специалиста сформированного представления о данных взаимоотношениях можно говорить об успешном исходе ортопедического лечения.

При моделировании протезной конструкции на имплантатах важнейшее значение приобретает знание механизмов передачи напряжений от ее супраструктуры на челюстную кость. Такие сведения можно получить путем применения такого варианта математического моделирования как метод конечных элементов. В его основе лежат данные физических свойств костных структур челюстей черепа человека, а также имплантационных материалов, твердых тканей зуба и пародонта, которые путем специальных расчетов позволяют сравнить картину распределения нагрузок при различных конфигурациях протеза в сходных клинических условиях, сравнивая их преимущества и недостатки.

Согласно G. Weintraub (1987), нормальная горизонтальная физиологическая подвижность зубов находится в пределах 0,11–0,15 мм при действии силы в 300–500 г, тогда как вертикальное смещение зуба в тканях пародонта при нагрузке в 1–2 кг составляет 0,3–0,5 мм.

H. Aoki (1988) и несколько позже E. Matsuo et al (1989) оспаривают состоятельность этих данных. Усовершенствовав процесс исследования и применив электронное оборудование для измерений, в своих экспериментах они получили гораздо большие значения амплитуды движений зуба. При чем ними было отмечено, что эти движения существенно гасятся благодаря амортизационным свойствам периодонтальных тканей, сосудисто-нервного пучка и самой альвеолярной кости. Рост амплитуды движений зуба был объяснен смещением соотношения внеальвеолярной и альвеолярной его частей [8, 9].

Преимущество перекрывающих протезных конструкций в условиях отсутствия большого количества зубов заключается в возможности за их счет равномерно распределять нагрузку между оставшимися зубами, имплантатами и слизистой оболочкой протезного ложа. В этих случаях дистальные участки базиса перекрывающего протеза могут погружаться в слизистую оболочку протезного ложа до 200 мкм. Учитывая, что любое жесткое со-

единение базиса съемного протеза с имплантатом будет являться рычагом первого рода по отношению к имплантату и кости, следует отдавать предпочтение лабильному или полубильному варианту соединения базиса с имплантатом, придерживаясь распределения удерживающей протез нагрузки в направлении вертикальной оси имплантатов.

Мы считаем, что оптимальное направление нагрузки для опорных имплантатов располагается по вертикальной оси в зоне его окклюзионной поверхности. В случае, когда фиксация протеза осуществляется за пределами окклюзионной поверхности имплантата, точка крепления должна находиться как можно ближе к десне.

Сопоставление картин напряжений и деформаций одиночных и объединенных в блок имплантатов показал, что реакция костной ткани в первом и втором случае существенно отличается. По нашему мнению, взаимоотношения титанового имплантата и окружающей его кости характеризуются наличием тончайшей амортизирующей прослойки новообразованной костной ткани, которая позволяет имплантату совершать микроэкскурсии.

Биомеханика протезной конструкции с фиксацией на одиночный имплантат

Для одиночного имплантата соединение в 17 Н/мм² соответствует нагрузке до 100 Н, тогда как при установке нескольких имплантатов, жестко соединенных протезной конструкцией, возможность сопротивляться жевательной нагрузке резко возрастает. Принципиальным в этой связи является распределение нагрузки от зубного протеза на имплантаты по его вертикальной оси, а также соблюдение окклюзионного баланса. Поэтому следует исключать множественные блокирующие контакты на защитных бугорках протеза: щечные бугорки зубов на верхней челюсти, язычные бугорки на нижней челюсти. Сохраняются контакты на опорных бугорках протеза, коими являются небные бугорки зубов верхней челюсти и щечные бугорки зубов нижней челюсти. Формирование сбалансированной окклюзии, достигаемое посредством движений нижней челюсти, а также множественными контактами между искусственными зубными рядами обеспечивает корректность при создании протетической плоскости в межчелюстном пространстве, особенно при отсутствии большого количества зубов и при потере последней пары зубов-антагонистов [1, 2].

Клинические наблюдения свидетельствуют, что фиксация перекрывающего протеза на один имплантат является нецелесообразной, так как дистальная часть базиса протеза в этом случае при нагрузке является рычагом, который вывихивает имплантат. Установка одного имплантата может выполняться в качестве временного решения с целью стабилизации имеющегося съемного

протеза, или в роли опорного элемента для ортодонтического аппарата, или же с диагностической целью для оценки реакции костной ткани.

Протезная конструкция с опорой на два и более имплантата, имеет более гармоничную картину распределения напряжений и деформаций, определяемую точкой приложения нагрузки от зубного протеза на балку, объединяющую имплантаты [3].

Биомеханика двух имплантатов, объединенных в блок

Вертикальная нагрузка, приложенная в середине балки, объединяющей два имплантата, вызывает напряжение с распределением, сходным с таковым в случае одиночных имплантатов. Концентрация основного массива напряжений локализуется в месте приложения на балке, затем равномерно распределяясь по двум имплантатам, преимущественно в их верхних двух третях. Хотя такая картина распределения напряжений сходна с картиной, свойственной одиночным имплантатам при действии нагрузки по вертикальной оси, устойчивость двух имплантатов, объединенных балкой, по отношению к жевательным нагрузкам, поступающим от съемного протеза, будет значительно выше. Практический опыт показывает, что описанное размещение опорных и удерживающих элементов на балке между имплантатами является оптимальным для функционирования съемного протеза с опорой на имплантаты.

Вертикальная нагрузка на один из двух имплантатов приводит к возникновению в точке ее приложения интенсивных, до 80%, сжимающих напряжений, распределяющихся вполне сбалансированно по телу опорного имплантата, с максимальной концентрацией также в его верхних двух третях. Противоположный имплантат в области соединения его шейки с балкой испытывает растягивающие напряжения интенсивностью до 70–80%, которые равномерно компенсируются в верхних двух третях конструкции по убывающей до его верхушки [4]. Сходная ситуация возникает при погружении дистальных участков базиса съемного протеза в слизистую оболочку протезного ложа, тогда непродолжительное силовое воздействие будет компенсироваться параимплантатной костью. При постоянных или повторяющихся нагрузках возможно возникновение деструктивных изменений в окружающей имплантат костной ткани [7].

Для достижения поперечной стабилизации нужно принимать во внимание взаимодействие базиса съемного протеза со слизистой оболочкой протезного ложа, поскольку концевой отдел базиса протеза всегда погружается на неподвижный имплантат в костной ткани. Жесткое крепление базиса к имплантату в таком случае будет провоцировать действие раскачивающей, дестабилизирующей нагрузки на имплантат. Применение парасагит-

альной стабилизации при этом способствует существенному перераспределению напряжений от съемного протеза на опорные имплантаты.

Биомеханика четырех имплантатов, объединенных в блок

Объединение балочной конструкцией отдельно установленных имплантатов при съемном протезировании можно значительно повышает их устойчивость к нагрузкам. Плоскостное шинирование – выполнение стабилизации по определенной плоскости называется плоскостным, оно бывает треугольным или круговым (по дуге) [5].

Картина распределения напряжений при установке четырех имплантатов с усилием 17Н/мм² и нагрузке в 100Н показывает, что полученная конфигурация зубных протезов с опорой на четыре (и более) имплантата оказывается наиболее устойчивой. Так, при усилии 100Н, приложенному к центру балки, напряжения равномерно распределяются от места приложения нагрузки с убыванием значений по остальным имплантатам. Максимум напряжений локализуется преимущественно в верхних двух третях имплантатов по их вертикальной оси. Все напряжения компенсируются за счет количества имплантатов и объединяющей их супраструктуры.

Нагрузка на один из дистальных имплантатов вызывает концентрацию напряжений в противоположных имплантатах в области их шеек и в местах соединений с балкой. Картина распределения напряжений при кратковременной нагрузке на один из краевых имплантатов с усилием до 100Н существенно не отличается от описанной выше, поскольку напряжения от опорного имплантата посредством балки значительно компенсируются тремя другими имплантатами. В области шеек остальных имплантатов определяются растягивающие напряжения до 80%, которые носят компенсированный характер. Частых повторных нагрузок на один из дистальных имплантатов рекомендуется избегать во избежание развития костной резорбции.

Кратковременная нагрузка за пределами установленных имплантатов до 4 мм вызывает незначительный эффект погружения опорного имплантата с распределением напряжений через балку на другие, принимая при этом вполне скомпенсированный характер. Напряжения определяются в верхних двух третях имплантатов и в области соединения балки с имплантатом. Перманентная нагрузка на балочную консоль может явиться следствием перегрузки параимплантатной костной ткани с последующей деструкцией кости вокруг опорного и остальных имплантатов.

Детальное изучение реакций, возникающих при развитии упруго-напряженных состояний костной ткани и имплантатов, позволило нам выявить опорные реакции,

возникающие в упругом слое, который объединяет имплантат и кость. Модель костного ложа в челюсти с системой нагружающих ее сил показала, что наибольшие напряжения регистрируются в поверхностных тканях челюсти, а также в области вершины имплантата. При этом напряжения, действующие в кости оказываются в 8–10 раз меньше напряжений, которые определяются в теле имплантата. Это объясняется обусловлено ее большим поперечным сечением и разницей в механических характеристиках материалов. Прочность компактной костной ткани составляет 50Мпа, уступая в 8–10 раз прочности материала имплантата (450–600МПа), что позволяет говорить о сравнительно равных упругих компонентах, входящих в систему имплантат–кость. Мы полагаем, что заявление об одинаковой упругости материалов является справедливым лишь для кратковременно действующей жевательной нагрузке интенсивностью до 200–300 Н. Возможный диапазон напряжений, не приводящий к развитию разрушающих напряжений на границе костной ткани и имплантата, в этой системе составляет от 3 до 10 МПа. Условия при этом справедливы только для нормальной костной ткани и имплантатов анатомической формы.

Ниже представлены фото клинического примера, иллюстрирующие собственную разработанную модель ведения хирургического и ортопедического этапов лечения пациента с полной вторичной адентией.

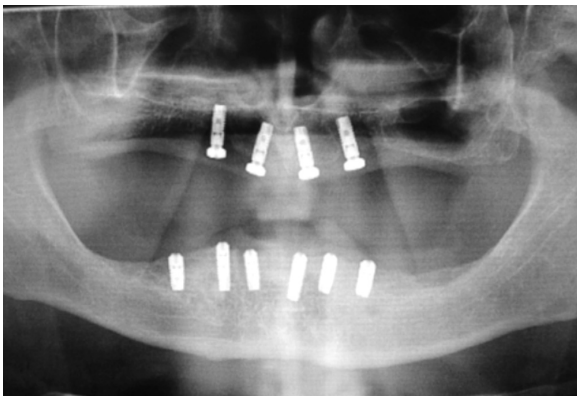


Рисунок 1. Рентгенологический контроль после установления 4-х имплантатов на верхней челюсти и 6-ти имплантатов на нижней челюсти.

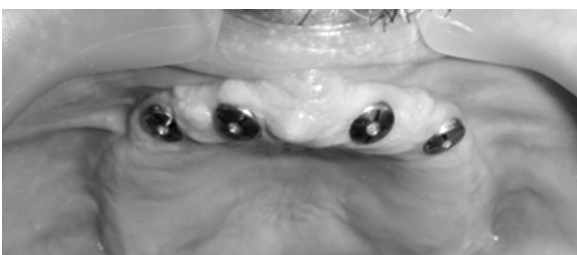


Рисунок 2. Полость рта пациента после установки формирователей десны на верхней челюсти.



Рисунок 3. Полость рта пациента после установки формирователей десны на нижней челюсти.

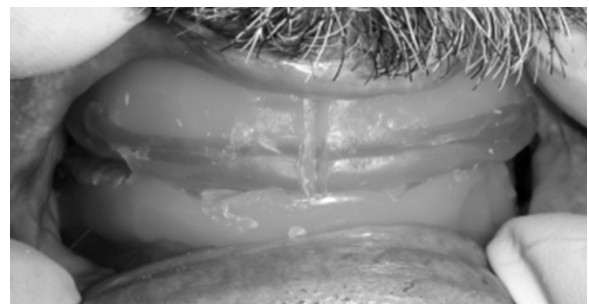


Рисунок 4. Определение центрального соотношения челюстей и пространственного расположения протетической плоскости по отношению к основанию черепа.



Рисунок 5. Фиксация балочных конструкций с индивидуальными абатментами на верхней челюсть.

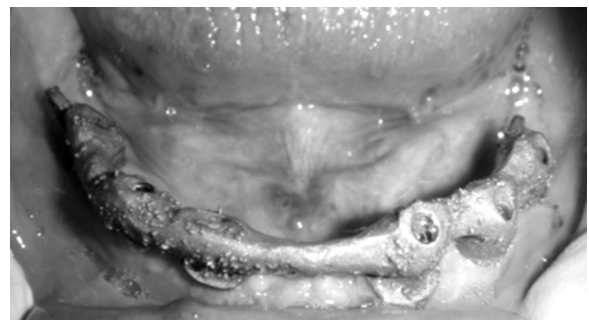


Рисунок 6. Фиксация балочной конструкции на нижнюю челюсть.



Рисунок 7. Съёмный протез верхней челюсти пациента с полной адентией.



Рисунок 8. Условно-съёмный протез нижней челюсти пациента с полной адентией.

Выводы

В ходе описанного исследования для нас стала очевидной роль такого функционально объединяющего фактора, способствующего интеграции имплантатов в костные структуры челюстей, как работа по пережевыванию пищи. Успешная остеоинтеграция замещающих имплантационных материалов, в свою очередь, напрямую зависит от соблюдения идентичности модулей их упругости с элементами кости челюстно-лицевой области, поскольку неоднородность данного биомеханического параметра при замещении дефекта зуба или зубного ряда провоцирует возникновение разрушающих паразитарных напряжений на стыке сред с различными показателями упругости. Это чревато структурно-функциональной несостоятельностью ортопедической конструкции и нарушением ее целостности. Во избежание данного последствия необходимо тщательное изучение механических характеристик материалов, используемых для изготовления имплантатов, а также их сопоставление с характеристиками замещаемых тканей. Все это позволяет избежать подобного неблагоприятного исхода протезирования, а также существенно продлить срок службы имплантатов.

В норме костная ткань является неизменно подверженной воздействию различных сил, находящихся в равновесном состоянии. На протяжении всего ее жизненного цикла баланс напряжений и деформаций составляет основу физико-химических и биомеханических процессов, поддерживающих ее гомеостаз. Следовательно, материал и конфигурация имплантата должны не вступать в конфликт с указанными параметрами биологической ткани, то есть обладать свойствами биоинертности и биоактивности. [6]

Проведенные нами биомеханические исследования с учетом приобретенного клинического опыта позволили сформулировать принципиальные положения касательно проведения зубной имплантации.

1. Вид имплантата. Наилучшая стабильность (как первичная, так и последующая) достигается с применением имплантатов, анатомически повторяющих форму корня зуба. Биомеханические исследования показывают, что они создают оптимальную компрессию кости по всей длине имплантата, а также в области его шейки. При этом длина и ширина имплантата должны несколько превышать размеры корня удаленного зуба.

2. Геометрия и поверхность имплантата. Характер макроструктуры и микропористость многих видов имплантатов позволяют увеличивать площадь их контакта костью, тем самым улучшая остеоинтеграцию.

3. Стабильность имплантата. Отмечено, что винтовые (в особенности – саморезные) конструкции отличаются наиболее высокими показателями стабильности, в то время как наиболее низкие результаты достигаются при применении цилиндрических и пластиночных имплантатов.

4. Анатомические особенности. Уже в первую неделю после имплантации на нижней челюсти развивается максимальная стабилизация, которая приходит к нормальным значениям в течение двух недель, оставаясь в дальнейшем неизменной. Верхнечелюстная костная ткань отличается преобладанием губчатой, рыхлой структуры, что значительно затрудняет достижение хорошей первичной стабильности сразу после установки абатмента. Как правило, уплотнение костной ткани вокруг имплантата и его стабилизация происходит уже под действием функциональной нагрузки.

ЛИТЕРАТУРА

1. Загорский В.А. Протезирование зубов на имплантатах / В.А. Загорский, Т.Г. Робустова. – Москва, 2011.

2. Загорский В.А. Биомеханика одиночных имплантатов / В.А. Загорский, В.В. Загорский // Стоматология. – 2013. – Т. 92, № 3.
3. Загорский В.А., Севбитов А.В., Загорский В.В. Действие резьбовых имплантатов на костную ткань. – Dental Magazine №6. – 2011
4. Утюж А.С., Загорский В.А., Загорский В.В. Упруго-напряженные состояния костных структур челюстей и черепа человека // Символ науки.– 2016.– № 2-3.
5. Локтионова М.В., Жидовинов А.В., Жажбаров А.Г., Салтовец М.В., Юмашев А.В. Реабилитация пациентов с тотальными дефектами нижней челюсти // Современная наука: актуальные проблемы теории и практики. 2006. – № 4.
6. Ремизова А.А., Юмашев А.В., Кристаль Е.А. Обоснование выбора высокоточных металлов, применяемых в стоматологии, на примере хромо-никелевого сплава // Стоматология для всех. – 2015. – № 4.
7. Утюж А.С., Загорский В.А., Загорский В.В. Биомеханика черепа человека. Механические свойства костной ткани черепа человека. // Научные основы современного прогресса – Уфа, 2016.
8. Kitamura E., Stegaroiu R., Nomura S., Miyakava O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis // Clin. Oral. Impl. – 2004. – № 15.
9. Yumashev A.V., Admakin O.I., Utyuzh A.S., Fomin I.V., Nefedova I.V. Contemporary approaches to treatment of patients with complete edentia and apparent alveolar atrophy. a comparative analysis // Science and Education: materials of the XI International research and practice conference. – Munich, 2016. – Vol. II.

© А.С. Утюж, А.В. Юмашев, Р.М. Лушков, В.В. Загорский, И.В. Неведова, (umalex99@gmail.com), Журнал «Современная наука: актуальные проблемы теории и практики»,

ЧИСТАЯ ВОДА

Реклама

7-я специализированная выставка и конгресс
КАЗАНЬ, 2016

23-25 ноября

12+

Организатор:
ОАО «Казанская ярмарка»

При поддержке:
Министерства экологии и природных ресурсов Республики Татарстан,
Министерства строительства, архитектуры и жилищно-коммунального хозяйства Республики Татарстан,
Федерального агентства водных ресурсов, ФГУ «СРЕДВОЛГАВОДХОЗ»

ОАО «Казанская ярмарка»
Россия, 420059, г. Казань, Оренбургский тракт, 8,
тел.: (843) 570-51-11, 570-51-27,
E-mail: d1@expokazan.ru, www.waterkazan.ru

ВЫСТАВОЧНЫЙ ЦЕНТР
ISO 9001 & ISO 14001
КАЗАНСКАЯ
ЯРМАРКА