

ОБ ОСОБЕННОСТЯХ БИОМЕХАНИКИ МОСТОВИДНЫХ ПРОТЕЗОВ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ СОСТОЯНИЯ ОПОРНЫХ ЗУБОВ И ИМПЛАНТАТОВ РАЗНЫХ ТИПОВ

* Каунасская клиника Company "Implantatas"

** Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца

*** Буковинский государственный медицинский университет

Введение

Мостовидные протезы, один из самых древних видов протезов, о чем свидетельствуют раскопки старинных памятников и гробниц, до сих пор являются радикальным средством при нарушении непрерывности зубного ряда – частичной потере зубов.

При выборе конструкции зубного протеза и опорных зубов, как правило, необходимо учитывать следующие клинические данные: класс дефекта зубного ряда, протяженность дефекта, состояние пародонта всех оставшихся зубов, в том числе как расположенных рядом с дефектом зубного ряда, так и антагонистов. В некоторых случаях приходится учитывать состояние жевательной мускулатуры, тип прикуса и даже профессиональные привычки пациентов. Также «необходимо учитывать следующие моменты: 1) опоры этих протезов подвижны при нагрузках за счет эластичности волокон периодонта, сосудистой системы и наличия периодонтальной щели опорных зубов; 2) пародонт зубов при ношении мостовидного несъемного зубного протеза испытывает как вертикальные осевые нагрузки, так и нагрузки под различным углом к осям зубов в связи со сложным рельефом окклюзионной поверхности опор и тела протеза и характером жевательных движений челюсти; 3) в опорных элементах мостовидного протеза, его теле и пародонте при нагрузке возникают внутренние напряжения сжатия и растяжения. Нагрузка развивается не только во время жевательных движений, но и при глотании слюны и уста-

новлении зубных рядов в центральной окклюзии. Эти нагрузки следует рассматривать как циклические, вызывающие сложный комплекс ответных реакций пародонта» [1].

Таким образом, система нижняя челюсть (НЧ) – опорные зубы (имплантаты) – протезы (съёмные, мостовидные и пр.) – зубы-антагонисты "работает" в строгой взаимосвязи ее элементов. При смыкании челюстей (акте жевания) жевательная нагрузка вызывает деформацию каждого элемента пропорционально его жесткости (податливости), нагружая, в конце концов, костные ткани, окружающие каждый опорный элемент. Рационализация и оптимизация всех элементов и системы в целом – залог ее долговечности.

В системном подходе при анализе такой сложной системы особую роль приобретает биомеханическое сопровождение, построенное на современных компьютерных технологиях. В основе этих технологий лежит компьютерная томография (СТ), которая является не только одним из важнейших методов диагностики в медицине, но и служит для построения трехмерных (3D) представлений исследуемых объектов с последующим их использованием в системе СТ/CAD/CAE/CAM.

Целью предлагаемой статьи является изложение возможностей системы СТ/CAD/CAE/CAM, объединяющей технологические достижения нескольких популярных программ, для комплексного решения наибо-

лее актуальных задач практической стоматологии.

Материалы и методы

Современные компьютерные технологии в медицине вообще и в стоматологии в частности базируются на компьютерной томографии (СТ) и CAD/CAM-технологиях, которые пришли в медицину практически одновременно, в 80-х годах прошлого столетия.

CAD/CAM- технологии как элементы систем автоматизированного проектирования пришли в стоматологию из техники. Родоначальником принято считать Мэтта Андерсона, который в 1981 г. применил первую систему CAD/CAM при производстве титановых каркасов мостовидных протезов. Базируются современные достижения в биомеханике, в первую очередь, на современных компьютерных технологиях - системах CAD/CAM/CAE. CAD («Computer Aided Design») – компьютерный дизайн или компьютерное конструирование; CAM («Computer Aided Mechanics») – компьютерная помощь в производстве, включая передачу информации в центр изготовления изделия; CAE («Computer Aided Engineering») – компьютерная помощь в инженерных расчетах, как правило, на базе метода конечных элементов (МКЭ).

Особенно плодотворным оказалось применение специализированных программ по оценке напряженно-деформированного состояния (НДС) технических систем, основанных на таком современном методе механико-математического моделирования как метод конечно-

го элемента (МКЭ). МКЭ – международный стандарт для решения задач механики твердого тела посредством численных алгоритмов. Достаточно сказать, что ни один мост, ни один самолет и т.п. не сертифицируются международными организациями, если они рассчитаны без применения этого метода. В последние годы этот метод получает все большее применение в биомеханике вообще, а также в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии. Об этом свидетельствуют многочисленные статьи и материалы последних международных конгрессов, конференций и симпозиумов. В медицине, как и в технике, широко используются программные комплексы ANSYS, ABAQUS, SolidWorks/COSMOSWorks и др.

Как всегда при развитии в науке и технике, одно достижение вызывает развитие в других смежных областях. Конечно-элементное моделирование и анализ в медицине получают новые практически неограниченные возможности, если оно строится на базе компьютерной томографии, так как появляется возможность строить не канонические или идеализированные модели, а модели, максимально приближенные к конкретному пациенту, как по геометрии, так и по свойствам мягких и костных тканей. Вся система CAD/CAM/CAE – это, с одной стороны, система знаний, базирующаяся на инженерном подходе. С другой стороны, система CAD/CAM/CAE – это сложный комплекс разных компьютерных программ, и их освоение, как теоретическое, так и практическое, требует и времени, и методического обеспечения. Все современные компьютерные технологии построены на численных математических методах. Очевидно, знать их суть врачу трудно и, возможно, не обязательно. Но уметь готовить исходные данные, анализировать и внедрять полученные результаты необходимо. Работать с числом (его размерностью, знаком, порядком) – это удел любого

специалиста, обращающегося к биомеханике.

Результаты исследования и их анализ

На основе опыта, накопленного в клинике "Implantatas" [2,3,7,8], публикаций соавторов [4,5,6,9], в том числе совместных [10,11,13], и исследований, изложенных в монографии «Биомеханика в стоматологии» [12], можно сделать следующие выводы и практические рекомендации.

1. УСЛОВИЕ ПРОЧНОСТИ И УСЛОВИЕ ЖЕСТКОСТИ. В основе конструирования мостовидных протезов, как и любых элементов, используемых при реконструкции зубного ряда (имплантатов, вставок, субпериостальных имплантатов - СПИ), должно лежать условие прочности или аналогичное ему условие жесткости, которые взаимно связывают НАГРУЗКУ - СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ (КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ) – КОНСТРУКЦИЮ.

Представляя эти условия в виде треугольника, можно, определяя любую из вершин треугольника, решить следующие практические задачи:

- 1) При известных величине нагрузки и свойствах костных тканей (конструкционных материалов) можно определить основные параметры конструкции.
- 2) При известных свойствах костных тканей (конструкционных материалов) и основных параметрах конструкции можно определить предельную величину нагрузки.
- 3) При известных величине нагрузки и основных параметрах конструкции можно определить необходимые свойства костных тканей (конструкционных материалов).

Следует учитывать, что удовлетворение условия прочности не значит, что будет соблюдаться условие жесткости и наоборот.

2. НАГРУЗКА. Необходимо знать жевательную нагрузку для конкретного пациента в норме, при наличии заболевания и после реконструкции, например, установления мостовид-

ного протеза, имплантата, элемента фиксации и т.п.

Только при известной нагрузке (и ее компонентах в зависимости от типа прикуса и особенностей жевания) можно говорить и приступать к конструированию мостовидных протезов, как и любых элементов реконструкции зубного ряда (имплантатов, вставок, СПИ). Так происходит проектирование любого объекта и изделия - мост (через реку), автомобиль и самолет проектируют на определенную грузоподъемность.

В норме сила, создаваемая жевательными мышцами и регулируемая рефлекторно тензорцепторами и барорецепторами пародонта, - единственная внешняя сила, действующая в процессе откусывания и жевания, которая вызывает реакции в суставах, опорных зубах и имплантатах, внутренние силы в теле челюсти и мостовидных протезах.

Достаточно точно жевательная нагрузка может быть определена с помощью гнатодинамометра либо электромиографа.

Кроме величины и направления, нагрузку на челюсти (мостовидные протезы) классифицируют, принимая во внимание следующие главные характеристики нагрузок – режим нагружения и характер распределения нагрузки.

По характеру изменения нагрузки во времени различают:

статические нагрузки, нарастающие медленно и плавно от нуля до своего конечного значения, достигнув которого в дальнейшем не изменяются;

динамические нагрузки сопровождаются значительными ускорениями, как деформируемого тела, так и взаимодействующих с ним тел. При этом возникают силы инерции, которыми нельзя пренебречь. Большинство нагрузок в быту и в спорте, которые приводят к травме челюсти, носят динамический характер. Динамические нагрузки делят на периодические, мгновенно приложенные (ударные) и повторно-переменные.

Процесс жевания пищи сопряжен с циклически повторяющимися движениями челюсти. Нагрузки, непрерывно и периодически меняющиеся во времени, называют повторно-переменными. Для этих нагрузок особое значение имеет амплитудное значение нагрузки, а силы инерции при этом не учитываются (в отличие от периодических и ударных нагрузок).

По способу приложения внешние силы подразделяются на сосредоточенные и распределенные.

Сосредоточенными силами называют силы, передающиеся на элемент через площадку, размеры которой очень малы по сравнению с размерами всего элемента. Примерами сосредоточенных сил могут быть: силы, действующие со стороны резца (зуба) на откусываемое тело; нагрузка, возникающая при обжатии дробинки, близка к сосредоточенной, воспринимается только зубами-антагонистами.

Кроме того, встречаются нагрузки, которые могут быть представлены в виде сосредоточенного момента (пары сил). Примером приложения моментной нагрузки может служить: боковая компонента силы, которая определяется окклюзионным взаимоотношением зубов-антагонистов, умноженная на высоту коронки (плечо действия силы); процесс сверления челюсти (при установке имплантата) или зуба (при пломбировании) бором.

Распределенные нагрузки. Внешние нагрузки могут быть распределены по длине, по поверхности или по объему. В первом случае они называются погонными, во втором - поверхностными, в третьем - объемными.

Примером нагрузки, распределенной по длине, являются: нагрузка, создаваемая жевательными мышцами, которые прикреплены к нижней кромке угла челюсти на достаточно большой ширине; нагрузка, создаваемая пищевым комком значительного размера (перекрывающим окклюзионные площадки нескольких

зубов) и имеющим высокую жесткость.

3. СВОЙСТВА КОНСТРУКЦИОННЫХ МАТЕРИАЛОВ. Предварительные расчеты показывают, что мостовидные протезы из традиционных материалов (нержавеющая сталь, сплавы драгоценных металлов, хром-кобальта, циркония и пр.) обладают достаточной прочностью и жесткостью, что и определяет их эксплуатационные характеристики, в первую очередь долговечность, при восстановлении зубного ряда. Одной из основных механических характеристик материала для мостовидного протеза (имплантата, вставки, СПИ) следует считать предел усталостной прочности, который должен предоставляться фирмой-поставщиком и проверяться, хотя бы периодически, после обработки материала (литья) в лаборатории.

4. СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ. Если мы не знаем количественных прочностных характеристик кости конкретного пациента, то все наши рассуждения будут носить качественный характер. До недавнего времени вопрос о механических свойствах костных тканей конкретного пациента в режиме реального времени оставался неразрешимым. Это объясняется большой сложностью а, часто и невозможностью проведения прямых испытаний костных тканей *in vivo*. В научных исследованиях использовались статистические данные, полученные с использованием косвенных методов (ультразвуковые, замер твердости и т.п.), которые, как правило, даются в широких пределах без дифференциации по полу, возрасту и виду заболевания.

Ситуация изменилась кардинальным образом после создания компьютерной томографии (СТ), которая, помимо возможностей по диагностике, заложила основу разработки методики по калибровке чисел Хаунсфилда (Haunsfield, HU) в реальную плотность кости, что позволяет получать основные меха-

нические характеристики (предел прочности, модуль упругости) костных тканей пациента фактически в режиме реального времени. Появляется возможность построения карты плотности костных и мягких тканей, в первую очередь, в зонах, где предполагается размещение опорных элементов мостовидного протеза, опорных лент и фиксирующих элементов СПИ.

5. КОНСТРУКЦИЯ МОСТОВИДНЫХ ПРОТЕЗОВ ВО ВЗАМОСВЯЗИ С ПОДАТЛИВОСТЬЮ ОПОРНЫХ ЗУБОВ И ПОДАТЛИВОСТЬЮ ИМПЛАНТАТОВ. На изгибные деформации тела протеза существенное влияние оказывают соотношение податливости мостовидного протеза с податливостью опорных зубов и податливостью имплантатов.

Податливость любой биоконструкции является относительным показателем, характеризующим способность сопротивляться внешним нагрузкам вне зависимости от их конкретной величины. Показатель податливости может быть вычислен аналитически, так как математически вычисляется по формулам, включающим основные конструктивные параметры. Он может быть определен и экспериментально, если замеренные перемещения в системе разделить на величину нагрузки, вызвавшей это перемещение (податливость - величина обратная жесткости, имеет размерность мм/Н). Податливость - это перемещение в системе при силе, равной единице.

Податливость мостовидного протеза определяется только собственными свойствами протеза (расстоянием между опорами - пролетами, поперечным сечением, свойствами материала) и не зависит от абсолютного значения нагрузки.

Податливость зуба определяется следующими факторами. Вначале за счет деформации в первую очередь периодонта перемещения растут наиболее значительно. На втором этапе после «обжатия» периодонта упруго деформируются зуб и кость

альвеолы и скорость возрастания перемещений снижается. Наконец после контактного взаимодействия коронок соседних зубов жесткость всей системы значительно увеличивается, а скорость возрастания перемещений уменьшается. Таким образом, практически податливость зуба в основном определяется жесткостью периодонта – размером периодонтальной щели, состоянием (механическими свойствами) периодонта и жесткостью стенок альвеолы. Податливость отдельных зубов в норме существенно зависит от развитости корневой системы. Поэтому податливость клыка примерно в 1,5 раза выше, чем у моляра.

Податливость винтового имплантата, в меньшей степени зависит от его конструкции и в большей степени - от механических свойств окружающей имплантат костных тканей. Тип резьбы имеет меньшее значение, чем обработка поверхности, с целью повышения остеоинтеграции костной ткани. Податливость винтового имплантата в губчатой кости гораздо выше, чем податливость имплантата в кортикальной кости. Податливость винтового имплантата на порядок меньше, чем у зуба в норме, и соизмерима с податливостью мостовидного протеза при его изгибе.

Податливость субпериостального имплантата существенно зависит от соотношения жесткостей опорной пластинки и ниже лежащих костных тканей, которые являются упругим основанием. Податливость СПИ примерно в два раза меньше, чем у винтового имплантата.

Следует учитывать, что при абсолютно жесткой опоре (податливость равна нулю) вся нагрузка, приложенная к мостовидному протезу в этой зоне, будет полностью восприниматься имплантатом и передаваться на окружающую костную ткань. При абсолютно податливой опоре (фактически при отсутствии опоры) вся нагрузка, приложенная в этой зоне, будет восприниматься за счет изгиба тела моста. Поэтому в зависимости

от соотношения податливости мостовидного протеза с податливостью опорных зубов и податливостью имплантатов зависит, какой элемент конструкции нагружен больше. Если податливость моста и опоры одинаковы, то нагрузка на мост и на опору будет распределяться поровну.

6. КОНСТРУКЦИЯ МОСТОВИДНЫХ ПРОТЕЗОВ. После определения величины и направления действующих сил и свойств костных тканей в зонах предполагаемого размещения опорных элементов моста можно приступить к проектированию мостовидного протеза, при котором следует учитывать податливость мостовидного протеза (механические свойства материала мостовидного протеза; размер и конфигурацию поперечного сечения протеза; протяженность моста и количество опор); тип опор – количество опорных зубов и имплантатов; состояние опорных зубов и тип имплантатов (их податливость); протезную высоту опорных элементов, кривизну мостовидного протеза, наличие консоли и т.п.

1) Прочность и жесткость (податливость) мостовидного протеза определяются собственными свойствами: выбранным материалом, длиной пролета (расстоянием между опорами), размером и конфигурацией поперечного сечения протеза, и внешним фактором – величиной и направлением нагрузки.

Для тела мостовидного протеза наиболее опасно действие жевательной нагрузки в середине пролета моста, а для его опоры – при воздействии жевательной нагрузки строго на опору.

2) Протяженность и количество опор мостовидного протеза зависит от величины дефекта и криволинейности зубного ряда.

Увеличение количества опор (уменьшение длины пролетов) повышает прочность моста, которая зависит от расстояния между опорами линейно, и жесткость – которая зависит от расстояния в кубической степени.

3) Криволинейность зубного ряда и замещающего его мостовидного протеза приводит к трансформации вертикальной составляющей жевательной нагрузки во вращательную, вызывающую «выворачивание» промежуточной части мостовидного протеза. Установка дополнительной опоры в этом случае является радикальным средством, разбивающим криволинейную часть на более линейные участки.

4) Следует избегать конструкции протезов с односторонней опорой (консольной частью). Нагружение опор в этом случае существенно ухудшается. Ближайшая к дефекту опора будет воспринимать как поперечную нагрузку, приложенную к консоли, так и нагрузку от возникающего момента. Дальняя от дефекта опора будет нагружаться несвойственной для опорных зубов нагрузкой на «вытягивание» зуба из лунки, «экструзию» по терминологии, принятой в ортодонтии.

5) При изготовлении мостовидного протеза его наружную поверхность следует моделировать (облицовывать) с учетом профилей замещаемых зубов (из эстетических соображений); окклюзионную поверхность можно моделировать с минимальным повторением поверхности замещаемых зубов, что приведет к уменьшению боковых компонентов жевательной нагрузки; а оральную поверхность можно сделать практически гладкой, что уменьшит зоны концентрации напряжений и упростит гигиену полости рта.

6) Изгиб тела мостовидного протеза приводит к повороту сечений, которые максимальны на концевых опорах. Эти повороты при большой протезной высоте опорного зуба приведут к его преждевременному «расшатыванию».

7) При проектировании мостовидного протеза следует тщательно учитывать состояние опорных зубов. Подвижность зуба является интегральным показателем состояния пародонта. Математически эту

характеристику наиболее удобно вычислить с использованием податливости зуба.

7. КОНСТРУКЦИЯ ВИНТОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ

1) Диаметр, длина и тип резьбы имплантата определяют площадь поверхности, которая вступает в процесс остеоинтеграции костной ткани. Чем больше диаметр и длина погружаемой части имплантата, тем меньше напряжение в кости от действующих сил. Величина этих параметров - диаметра и длины всегда ограничиваются прочностью окружающей имплантат кости и другими медицинскими показателями.

2) Наличие коничности корпуса, особенно в пришеечной (цервикальной) части, снижает величину действующих напряжений.

3) Диаметр шейки имплантата, исходя из условия прочности, с учетом величины силы и ее наклона (боковой составляющей), предела усталостной прочности и параметров головки (ее длины), определяется по специально рассчитанным графикам, которые могут быть получены для всех типоразмеров имплантатов, используемых в клинике.

4) Следует учитывать, что осевая нагрузка между витками резьбы распределяется неравномерно. Первый виток воспринимает более 30% нагрузки, а пятый – около 9%.

5) Вопрос об эффективности микро-резьбы в пришеечной (цервикальной) части является дискуссионным.

8. КОНСТРУКЦИЯ СУБПЕРИСТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ. СПИ дает пациенту с беззубой челюстью последнюю надежду получить несъемный протез. СПИ наиболее сложны как по конструкции, технологии изготовления, установке и по способу удаления, так и по требованиям к квалификации врача. В силу этих особенностей конструкция СПИ в большой степени требует биомеханического анализа и обоснования.

1) Головка СПИ практически не отличается от головки винтового имплантата и таким же образом может

быть спроектирована, рассчитана и изготовлена.

2) Важнейшим элементом конструкции СПИ является опорная лента, которая передает нагрузку с головки на ниже лежащие ткани. Напряжения под опорной лентой зависят от площади опорной ленты в зоне головки и соотношения жесткостей опорной пластинки и ниже лежащих костных тканей. Жесткость опорной ленты (прямоугольного сечения) при изгибе линейно зависит от ширины и в кубической степени - от толщины, т.е. увеличение толщины более эффективно с механической точки зрения. Чтобы уменьшить отрицательное влияние увеличения толщины на кровоснабжение лоскута, его можно моделировать в виде ребра под головкой (утопить в костную ткань), что одновременно будет фиксирующим элементом в медио-дистальном направлении. Продление опорной ленты с обеих сторон альвеолярного гребня позволит установить фиксирующие винты на участках с более жесткой костной тканью. Такая конструкция, приближающаяся к арочной, позволит трансформировать деформацию изгиба опорной ленты в деформацию сжатия стоек арки, что более рационально с позиций механики, и разгрузит костную ткань под головкой – в зоне, где резорбция костной ткани наиболее вероятна. В отдельных случаях для снижения напряжений и сохранения гомотермии часть опорной ленты под головкой имплантата можно сделать без контакта с костью.

3) Несмотря на то, что жесткость опоры на СПИ обычно выше (податливость ниже), чем у винтового имплантата, т.е. он будет воспринимать большую часть жевательной нагрузки, его применение может быть более эффективным за счет возможности рационального распределения нагрузки.

4) Фиксирующие элементы в виде винтиков, гвоздиков и штырей, расположенные на стойках арочной конструкции, в зоне с более жесткой

костной тканью, будут «работать» в основном на сдвиг – вид деформации, предпочтительный изгибу. Изготовление винтиков, гвоздиков и штырей, а также отверстий для них по прецизионной технологии значительно повысит первичную фиксацию имплантата.

5) Фиксация СПИ тем эффективней, чем ближе расположены фиксирующие элементы к «путям» передачи нагрузки. Фиксация СПИ в точках, расположенных на стабилизационной (гибкой) ленте и пр., неэффективна.

6) Конструкционные мероприятия, предложенные в п. 2...5, делают дискуссионной необходимость остальных конструкционных элементов – перекидных, стабилизационных и пр. лент. Традиционную конструкцию локального и тотального СПИ в виде «корзинки» следует признать излишне сложной и травмирующей.

Комплект локальных имплантатов, установленных с помощью специального шаблона, решает не только все возможности тотального имплантата по передаче нагрузок, но и значительно упрощает его удаление, как целиком, так и по частям, позволяя удалять отдельные локальные имплантаты по мере необходимости.

8) Мостовидный протез при любой системе имплантатов обладает широкими свойствами, что особенно следует учитывать и использовать при замене тотального имплантата комплектом локальных имплантатов.

9. ВИРТУАЛЬНАЯ СТЕРЕОЛИТОГРАФИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ. Вместо получивших широкое распространение в стоматологии классических стереолитографических моделей, можно использовать виртуальные стереолитографические модели (STLV), которые будут строиться по данным компьютерной томографии пациента. Использование этих моделей предпочтительней, чем традиционные модели, так как они не требуют дополнительного оборудования и материалов, а по точности превосходят модели, получаемые по технологиям быстрого прототипирования.

Их точность определяется математическим аппаратом, заложенным в программах (например, «MIMICS» и «SolidWorks»), и не зависит от используемого оборудования, материала и квалификации исполнителя. В то же время они являются твердотельными, т.е. им можно придавать любые механические характеристики; обрабатывать средствами программы «SolidWorks», включая получение литейных форм созданной модели; подвергать испытаниям под нагрузкой, при любых температурных режимах и т.п.

С помощью STLV можно моделировать альвеолярный гребень (любую костную структуру зубочелюстного сегмента), мостовидный протез, СПИ, шаблоны и т.п., проводя все работы на экране компьютера.

10. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И АНАЛИЗ. Эффективность всех перечисленных выше рекомендаций и технических решений может быть смоделирована и проанализирована с использованием конечно-элементного анализа – метода конечных элементов (МКЭ).

Программные комплексы, реализующие МКЭ, наряду с основной сферой применения – анализом на прочность и расчетом деформаций – используются для решения задач, связанных с гидро- и термодинамикой, электроникой и радиационным анализом. Они обладают возможностью создавать модели любой геометрической сложности с заданной точностью, вводить материалы с геометрической и физической нелинейностью, в том числе и с гиперупругостью, исследовать контактные напряжения, конструкции с трещинами и т.п. МКЭ – международный

стандарт для решения задач механики твердого тела посредством численных алгоритмов. Достаточно сказать, что ни один мост, ни один самолет и т.п. не сертифицируются международными организациями, если они рассчитаны без применения этого метода.

Использование компьютерных технологий во многих случаях может быть единственной возможностью для получения необходимых по объему и глубине результатов и, на наш взгляд, в большинстве случаев предпочтительно моделированию в металле и, тем более, экспериментированию на пациенте. Например, конечно-элементная модель системы антагонисты – мостовидный протез – имплантат может быть успешно использована не только на стадии предоперационного планирования, но, что не менее важно, и в послеоперационный период с внесением в модель всех возникающих изменений у конкретного больного, т.е. биомеханический анализ позволяет подготовленному специалисту принимать обоснованные (оптимальные) решения на всех этапах лечения пациента с прогнозированием долговечности любой реставрации.

Конечно-элементное моделирование и анализ в медицине дает новые возможности, если оно строится на базе компьютерной томографии, так как появляется возможность строить не канонические или идеализированные модели, а модели, максимально приближенные к конкретному пациенту, как по геометрии, так и по свойствам мягких и костных тканей.

Заключение

Позлементный анализ системы нижняя челюсть (НЧ) – опорные зубы

(имплантаты) – протезы (съёмные, мостовидные и пр.) – зубы-антагонисты позволяет провести рационализацию и оптимизацию всех элементов системы в целом, что является залогом ее долговечности.

В системном подходе при анализе такой сложной системы особую роль приобретает биомеханическое сопровождение, построенное на современных компьютерных технологиях. В основе этих технологий лежит компьютерная томография (СТ), которая является не только одним из важнейших методов диагностики в медицине, но и служит для построения трехмерных (3D) представлений исследуемых объектов с последующим их использованием в системе СТ/CAD/CAE/CAM.

Разработана система СТ/CAD/CAE/CAM, объединяющая технологические достижения нескольких популярных программ, для комплексного решения наиболее актуальных задач практической стоматологии. Предварительное моделирование операции на экране компьютера повысит безопасность работы в операционной, улучшит качество лечения, будет хорошим учебным инструментом для молодых врачей. Накопленный архив клинического материала позволит перейти от качественной к количественной оценке работы медиков.

Предлагаемая система СТ/CAD/CAE/CAM может быть использована челюстно-лицевыми хирургами, ортопедами-стоматологами, имплантологами, ортодонтами, в ортопедии позвоночника и суставов и т.п., позволяя моделировать любые элементы реконструкции, не вскрывая предварительно операционное поле.

Литература

1. Руководство по ортопедической стоматологии ; под ред. В.Н.Копейкина. – М.: Медицина, 1993.- 496 с.: ил.
2. Суров О.Н. Зубное протезирование на имплантатах / О.Н. Суров. – М.: Медицина, 1993. – 208 с.
3. Суров О.Н. Субпериостальная имплантация. Почему субпериостальная имплантация (СИ)? / О.Н. Суров // Стоматологічна імплантатія. Остеоінтеграція: 3-й Український міжнародний конгрес: матеріали доп. – К., 2008. - С.171-174.
4. Некоторые особенности биомеханики дентальных субпериостальных (поднадкостных) имплантатов / [О.Н. Суров, А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк, С.Т. Лебедев] // Стоматолог. - Харьков, 2008. - Ч. 1.- №7. - С. 40-46; Ч. 2. - №8.- С.44-51.
5. Суров О.Н. Прочность шейки дентального имплантата / О.Н. Суров, А.Н. Чуйко, С.Т. Лебедев // Сб. матер. межд. научн. шк.-конф. «Тараповские чтения». - Харьков, 2008. - С. 132-133.

6. Суров О.Н. О прочности шейки имплантата / О.Н. Суров, А.Н. Чуйко, С.Т. Лебедев // Проблемы современной медицинской науки та освіти. – Харків, 2008, - №1. - С.45-49.
7. Суров О.Н. Ренессанс субпериостальной имплантации? / О.Н. Суров, Л.И. Линков // Новое в стоматологии. - М., 2009. - №1. - С.1-3.
8. Суров О.Н. Современная практика субпериостальной имплантации / О.Н. Суров // Новое в стоматологии. - М., 2009. - №4. - С.2-22.
9. Чуйко А.Н. Об особенностях конструирования, фиксации и стабилизации субпериостальных имплантатов с позиций биомеханики / А.Н. Чуйко, О.Н. Суров, Р.С. Алымбаев // ДенталЮг. – Краснодар, 2009. - №8. - С.46-51; №9. - С.60-67.
10. Об особенностях биомеханики при фиксации субпериостальных имплантатов / [А.Н. Чуйко, О.Н. Суров, Р.С. Алымбаев, И.А. Шинчуковский] // Український стоматологічний альманах. – 2010. - №1. - С.27-37.
11. Особенности конструкции, фиксации и стабилизации субпериостальных имплантатов с позиций биомеханики / А.Н. Чуйко, О.Н. Суров, Р.С. Алымбаев, А.В. Олейник [и др.] // Стоматолог. – Харьков, 2010. - Ч. 1. - №1. - С.40-47; Ч. 2. - №3. - С.44-49.
12. Чуйко А.Н. Биомеханика в стоматологии: монография / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Х.: Изд-во «Форт», 2010. – 516 с., ил.
13. Чуйко А.Н. Компьютерная томография и биомеханическое сопровождение в стоматологии / А.Н. Чуйко, О.Н. Суров, И.А. Шинчуковский // Стоматолог. – Харьков, 2010. - №10. - С.33-34.

Стаття надійшла

27.01.2011 р.

Резюме

На основе клинического опыта и публикаций авторов показано, что система антагонисты - мостовидные протезы - опорные зубы - имплантаты "работает" в строгой взаимосвязи ее элементов. Степень участия каждого элемента можно оценить с помощью относительного показателя – податливость элемента или податливость системы. Его величина определяется только собственными свойствами системы – конструкционными параметрами и свойствами материалов и не зависит от абсолютного значения нагрузки. Численное значение податливости может быть вычислено как аналитически, так и с использованием конечно-элементного моделирования и анализа на базе современных компьютерных технологий.

Предложенная CT/CAD/CAE/CAM-система для использования челюстно-лицевыми хирургами, ортопедами-стоматологами, имплантологами, ортодонтами, в ортопедии позвоночника и суставов позволяет моделировать любые элементы реконструкции, не вскрывая предварительно операционное поле.

Ключевые слова: элемент, система, податливость, система антагонисты - мостовидные протезы - опорные зубы – имплантаты, CT/CAD/CAE/CAM -система.

Резюме

На основі клінічного досвіду і публікацій авторів показано, що система антагоністи - мостоподібні протези - опорні зуби - імплантати "працює" в строгому взаємозв'язку її елементів. Ступінь участі кожного елемента можна оцінити за допомогою відносного показника – податливість елемента або податливість системи. Його величина визначається тільки власними властивостями системи – конструкційними параметрами і властивостями матеріалів та не залежить від абсолютного значення навантаження. Чисельне значення податливості може бути обчислено як аналітично, так і з використанням кінцево-елементного моделювання й аналізу на базі сучасних комп'ютерних технологій.

Запропонована CT/CAD/CAE/CAM-система для використання щелепно-лицьовими хірургами, ортопедами-стоматологами, імплантологами, ортодонтами, в ортопедії хребта і суглобів дозволяє моделювати будь-які елементи реконструкції, не розкриваючи заздалегідь операційне поле.

Ключові слова: елемент, система, податливість, система антагоністи - мостоподібні протези - опорні зуби – імплантати, CT/CAD/CAE/CAM -система.

Summary

According to the clinical experience and authors' publications the system antagonists - bridges - supporting teeth – implants "works" in a strict intercommunication of its elements. The degree of each element's participation can be estimated by a relative index of element's pliability or system's pliability. Its quantity is determined only by own properties of the system (structural parameters and properties of the materials) and does not depend on the absolute loading value. The numeral value of pliability can be calculated both analytically and with the use of certainly-element design and analysis on the basis of modern computer technologies.

The CT/CAD/CAE/CAM system is suggested for use by maxillofacial surgeons, orthopedists-stomatologists, implantologists, orthodontists, in the orthopedics of spine and joints, allowing to design any element of reconstruction, avoiding preliminary opening of the operative field.

Key words: an element, system, pliability, system antagonists - bridges - supporting teeth - implants, CT/CAD/CAE/CAM system.