

АВТОМАТИЗАЦИЯ ПЛАНИРОВАНИЯ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ МЕТОДОВ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

С.С. Наумович, С.А. Наумович

Белорусский государственный медицинский университет

Введение. Развитие стоматологии на современном уровне привело к появлению большого количества новых материалов и технологий, которые могут с успехом применяться при оказании стоматологической помощи. Однако технологическое развитие специальности зачастую сочетается с несовершенной диагностикой и последующим планированием лечения без полноценного обоснования. В отличие от многих других областей медицины в стоматологии достаточно размыты показания и противопоказания к различным способам лечения. Выбор метода лечения зачастую основывается на клиническом опыте врача-стоматолога и предпочтениях пациента, однако не всегда выбранный вариант протезирования будет наиболее оптимальным для зубочелюстной системы. Негативное влияние протезов может иметь различные проявления, но одним из наиболее важных следует считать перегрузку естественных зубов и тканей протезного ложа. В конечном итоге она приведет к преждевременной потере зубов, сокращению сроков пользования протезами и их низкой функциональности.

Принципиально новые возможности при планировании врачебного вмешательства открывают методы математического моделирования. Суть их заключается в возможности неразрушающим методом спрогнозировать и оценить влияние будущего зубного протеза на зубочелюстную систему. В отечественной и зарубежной литературе описано большое количество исследований по математическим моделям различных компонентов зубочелюстной системы. В последнее десятилетие количество публикаций растет, что объясняется в первую очередь развитием компьютерных технологий с появлением большого количества программных пакетов по моделированию. Однако полученные результаты чаще сфокусированы на чисто научных задачах и не всегда имеют практическое применение, потому что за основу создания модели берется не зубочелюстная система конкретного пациента, а усредненная модель. Применение моделирования в практической деятельности врачей-стоматологов ограничено целым рядом причин, основной из которых является отсутствие специального программного обеспечения для этих целей. Большинство описываемых в литературе математических моделей различных компонентов зубочелюстной системы построены в прикладных программных пакетах для конечно-элементного анализа, работа с которыми требует наличия специальных навыков и знаний и требует обязательного привлечения специалистов математического профиля [2, 4, 6].

Цель исследования: разработать методику индивидуального биомеханического анализа зубочелюстной системы пациента для проведения ортопедического лечения.

Материалы и методы. Для реализации поставленной цели нами был разработан программный комплекс «3D-Mathdent», который состоит из нескольких модулей [1]. Так для проведения индивидуального биомеханического анализа была разработана и численно реализована физико-математическая модель зубочелюстной системы, которая включает зубы, периодонтальную связку, костную ткань челюсти и десну. Процесс индивидуализации моделирования предполагает ввод для расчетов данных пациентов с последующим анализом. Данные для ввода можно условно разделить на 3 группы: геометрические параметры, механические константы и внешние нагрузки. Наибольшую вариабельность, которая должна учитываться при моделировании, на наш взгляд, имеют именно геометрические размеры зубов и челюстей и их пространственные координаты. К сожалению, методик ввода индивидуальных данных по механическим свойствам тканей и органов полости пока не существует, так как получить такие данные можно только при инвазивных манипуляциях. Внешние нагрузки для процесса моделирования можно задавать в определенных диапазонах, которые встречаются в процессе жевания.

Ввод геометрических параметров пациента для расчета математической модели, учитывая сложность пространственного строения зубов и их большое число на челюсти, возможен только

на основе данных компьютерной томографии. В последнее десятилетие на рынке диагностического оборудования появился принципиально новый тип компьютерных томографов, предназначенный непосредственно для обследования челюстно-лицевой области. Основное отличие специализированного стоматологического томографа от компьютерных томографов общемедицинской практики заключается в том, что, во-первых, для сканирования вместо тысяч точечных детекторов используется один плоскостной сенсорный датчик, похожий на сенсор ортопантомографа, и, во-вторых, в том, что рентгеновский луч коллимируется в виде конуса. В международной литературе такие томографы получили аббревиатуру СВСТ — cone-beam computer tomography, что переводится как компьютерные томографы с коническим лучом [3, 5]. Обработка полученного изображения осуществляется в каждом томографе с помощью специализированного программного обеспечения производителя, которое позволяет просматривать как плоскостные изображения срезов, так и строить объемную модель исследуемого сегмента. Однако, несмотря на декларируемые производителями трехмерные возможности реконструкции, в реальности получаемая картинка абсолютно не позволяет разделить контуры зубов и челюстей. Для решения этой проблемы был разработан специальный поэтапный алгоритм сегментации изображений челюстно-лицевой области для выделения объемных объектов зубов и челюстей. Программный комплекс работает с изображениями с любых компьютерных томографов, т.к. данные при этом сохраняются в формате DICOM.

Результаты и их обсуждение. По результатам сегментации компьютерных томограмм программный комплекс строит трехмерные модели зубов с учетом всех особенностей поверхности корней и коронок. По наружной поверхности корня, до того уровня, где заканчивается костная ткань, создается модель периодонтальной связки. Ее ширина может задаваться врачом, сама связка генерируется в виде упругой прослойки с линейными изотропными свойствами. Непосредственно от наружной части периодонтальной связки начинается костная ткань челюсти, которая в общем объеме имеет геометрические данные, полученные при обработке томограмм. Внутри массива костной ткани программный комплекс разделяет костную ткань на внутреннюю кортикальную пластинку, или стенку зубной альвеолы, губчатую костную ткань и наружную кортикальную пластинку. Ширина каждой части задается по усредненным анатомическим размерам, в перспективе возможно использование данных оптической плотности изображений для разделения структуры кости. Непосредственно в физико-математической модели данные по структуре кости различаются параметрами механических констант. На построенной цифровой модели врач-стоматолог согласно клинической ситуации выбирает различные типы несъемных либо съемных зубных протезов. Программа при выборе типов протезов определяет тип передачи жевательной нагрузки: на зубы и затем на периодонтальный комплекс либо на зубы и слизистую оболочку и опосредованно на костную ткань челюсти. Также определяется количество зубов, включенных в конструкцию мостовидного либо съемного протеза. После выбора конструкции протеза врач получает данные расчета напряженно-деформированного состояния периодонтального комплекса. Проведя подобное моделирование для различных типов зубных протезов можно сравнить распределение напряжений в разных частях зубочелюстной системы и выбрать наиболее оптимальную конструкцию протеза.

AUTOMATION OF THE PROSTHODONTIC TREATMENT PLANNING WITH THE USE OF MATHEMATICAL MODELING

S.S. Naumovich, S.A. Naumovich

The article describes a technique of individual biomechanical analysis in the planning of construction of various types of dentures. This methodology was developed as a software complex «3D-Mathdent» combining the user interface with the module for the calculation of stresses in a maxillo-dental system for planning fixed and removable prostheses and module for computer tomograms processing to obtain individual patient geometric data of dentition.

Литература.

1. Ласло, М. Вычислительная геометрия и компьютерная графика на C++ / М. Ласло. М.:Изд-во «Бином», 1997.
2. Dorow, C. Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method / C. Dorow, F.G. Sander // J. Orofac. Orthop. 2005. Vol.66, №3. P.208-218.
3. Ludlow J.B., Laster W.S., See M. et al. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images.// Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. – 2007. – Vol. 103. – P. 534-542.

4. Natali, A.N. A multi-phase media formulation for biomechanical analysis of periodontal ligament / A.N. Natali [et al] // *Meccanica*. 2002. Vol.37, №4-5. P.407-418.

5. Scarfe W.C., Farman A.G. What is cone-beam CT and how does it work? // *Dent. Clin. North. Am.* – 2008. – Vol. 52. - P.707-730.

6. Toms, S.R. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament / S.R. Toms [et al] // *J. Biomech.* 2002. Vol.35, №10. P.1411-1415.