

СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ТРЕХМЕРНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ ЗУБОВ И ЧЕЛЮСТЕЙ

Наумович С.С., Наумович С.А.

*УО «Белорусский государственный медицинский университет»,
г. Минск, Беларусь*

Введение. Развитие технологии конусно лучевой компьютерной томографии привело к появлению на рынке стоматологического оборудования более десятка специализированных денальных томографов различных производителей [3]. Обработка врачом полученного изображения осуществляется в каждом томографе с помощью специализированного программного обеспечения производителя, которое позволяет просматривать как плоскостные изображения срезов, так и строить объёмную модель исследуемого сегмента. Однако, несмотря на декларируемые производителями трехмерные возможности реконструкции, в реальности получаемая картинка абсолютно не позволяет разделить контуры зубов и челюстей. Поэтому для детальной оценки органов и тканей врачу все равно приходится обращаться к плоскостным изображениям. Сложность в трехмерной реконструкции зубочелюстной системы связана как с недостаточной разрешающей способностью современных денальных томографов, так и с очень схожими параметрами оптической плотности костной ткани и твердых тканей зуба. Также сегментация изображений зубов затруднена из-за наличия контактов зубов по апроксимальным поверхностям. Разделение этих органов на отдельные элементы с применением стандартных алгоритмов обработки изображений, заложенных в томографы, не представляется возможным.

Цель исследования – разработать алгоритм сегментации и программное обеспечение для построения трехмерных моделей зубочелюстной системы.

Объекты и методы. Объектом исследования явились компьютерные томограммы пациентов в формате DICOM 3, представляющие собой двумерные слои трехмерного изображения, полученные как на конусно лучевых, так и на спиральных томографах. Данный формат является международным стандартом при работе с медицинскими изображениями. Для реализации пользовательского интерфейса программы использовалась библиотека с открытым кодом Qt компании Nokia. Она открыта и поддерживается на большом числе платформ, включая Windows, Linux и MacOS, что позволяет легко переносить созданное на её основе программное обеспечение на различные платформы. В качестве основного языка программирования был использован C++, на котором основана

библиотека Qt. Для создания процедур отображения были использованы средства, предоставляемые OpenGL для ускорения вычислений. Коррекция контрастности и яркости, а также вывод модели рентгеновского изображения был построен на основе языка GLSL, которые компилируется на этапе выполнения программы в команды, выполняемые графическим ускорителем.

Результаты. Процесс выделения объектов на изображении называется сегментацией [1, 2]. В отличие от большинства внутренних органов сегментация зубов и челюстей, в предложенном алгоритме, выполняется в три этапа: 1) сегментация всех зубов и челюсти, верхней или нижней, с созданием объектов «Зубной ряд» и «Челюсть»; 2) уточнение объекта «Челюсть»; 3) разбиение объекта «Зубной ряд» на отдельные объекты «зуб ХХ».

Первый этап сегментации заключается в построении грубой модели всего зубного ряда, включающей все зубы челюсти с корнями и коронками, и начальной модели челюсти с помощью пороговой сегментации и методики преобразования водораздела. Учитывая, что каждая точка томограммы имеет свою яркость, которая зависит от того, насколько оптически плотным является участок органа или ткани, то, задавая пороговые значения оптической плотности, можно отделить сегменты изображения с одинаковой яркостью, или оптической плотностью. Такими сегментами, или объектами, будут челюсть и зубной ряд. Для этого на исходных изображениях компьютерных томограмм расставляются маркеры, соответствующие каждому сегменту: челюсти и зубам. В результате работы алгоритм создаёт два объекта, соответствующих положениям маркеров – объекты «Зубной ряд» и «Челюсть». Так как плотность костной ткани в некоторых отделах может быть достаточно низкой, то после проведения первого этапа сегментации определенные части челюсти (особенно верхней) с низкой минерализацией могут не отображаться. Поэтому для определения истинных размеров челюсти необходимо расширение её начальной модели с указанием меньшего нижнего порога сегментации. Применение при обработке изображений двухэтапной сегментации с разными порогами позволяет максимально точно реконструировать челюстные кости без потери данных. Получившийся в результате сегментации по методике преобразования водораздела объект «Зубной ряд» требует уточнения. Так как зубы в норме контактируют по аппроксимальным поверхностям, то на обработанных томограммах объект «Зубной ряд» представляет собой единую поверхность, без разделения зубов на отдельные модели. Поэтому следующим этапом в программе предусмотрено разрезание объекта «Зубной ряд»

на отдельные зубы по специальной методике. В результате отделения зубов друг от друга каждый зуб будет представлен отдельным объектом, который можно исследовать и анализировать.

Заключение. Разработанный алгоритм и программный модуль могут успешно использоваться с изображениями, полученными с различных компьютерных томографов, а полученные модели дают врачу-стоматологу дополнительные возможности на различных этапах диагностики и планирования лечения пациентов стоматологического профиля.

Литература.

1. Hassan, B. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position / B. Hassan, van der P. Stelt, G. Sanderink // Eur. J. Orthod. - 2009. - Vol. 31 (2). - P. 129-134.
2. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings / J.C. Kwong [et al.]. // Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop. - 2008. - Vol. 133. - P. 317-327.
3. Quereshy, F.A. Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery / F.A. Quereshy, T.A. Savell, J.M. Palomo // J. Oral Maxillofac. Surg. - 2008. - Vol. 66. - P. 791-796.