

УДК 539.3+612.311

С. М. Босяков, кандидат физико-математических наук, доцент (БГУ);**А. Н. Доста**, кандидат медицинских наук (БГМУ);**А. В. Винокурова**, магистрант (БГУ)**ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫЙ ЭКСПЕРИМЕНТ ПО ОПРЕДЕЛЕНИЮ
НАПРЯЖЕННОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕРЕПА ЧЕЛОВЕКА
ПРИ ВЕРХНЕЧЕЛЮСТНОМ РАСШИРЕНИИ**

В работе представлены результаты конечно-элементного моделирования верхнечелюстного расширения черепа человека. Определены эквивалентные напряжения, возникающие в костях верхнечелюстного комплекса, а также в области контакта зубов верхней челюсти и костной ткани при различной высоте расположения пластинок аппарата по отношению к верхнему небу. Моделирование черепа и зубов верхней челюсти выполнено на основании данных спиральной томографии интактного сухого черепа взрослого человека. Показано, что при уменьшении расстояния между пластинками и верхним небом распределение эквивалентных напряжений в черепе существенно изменяется. Полученные результаты могут быть использованы при проектировании конструкций ортодонтических аппаратов Нурах с учетом индивидуальных особенностей пациентов.

The results of finite element modeling of the maxillary expansion of the human skull are present. The equivalent stresses in the bones of the maxillary complex and at the contact of the upper jaw and bone are determined. The distance between the plates of the device and the palate is different. Simulation of the skull and upper jaw is made on the basis of the spiral CT intact dry skull of an adult. As the distance between the plates and the palate decreases the distribution of equivalent stresses in the skull changes significantly. The results can be used for the design of Hyrax orthodontic appliances to suit the individual patient.

Введение. Для лечения сужения верхней челюсти у взрослых пациентов с врожденными расщелинами губы и неба используют комплексный подход, который предусматривает хирургическую подготовку, ортодонтическое лечение, а также протетические мероприятия. Ортодонтическое лечение осуществляется с применением различных ортодонтических аппаратов, развивающих значительные усилия, которые могут приводить к разрыву срединного небного и других швов черепа, а также к смещению и повороту зубов верхнего зубного ряда [1, 2]. Клинические наблюдения показывают, что конструктивные особенности аппаратов для верхнечелюстного расширения влияют на интенсивность и характер перемещения зубов и челюстных костей. В связи с этим представляется актуальным и практически востребованным исследование влияния конструкции ортодонтического аппарата на напряженно-деформированное состояние черепа человека. Настоящая работа посвящена сравнительному анализу напряженно-деформированного состояния костей верхнечелюстного комплекса после активации различных конструкций ортодонтических аппаратов Нурах.

Основная часть. Стереолитографическая модель черепа получена с применением программы для обработки медицинских изображений MIMICS 14.12 (Materialise's Interactive Medical Image Control Systems, Materialise BV, Leuven, Belgium) на основании 210 томографических изображений высушенного трупного

интактного черепа взрослого человека с хорошо сохранившимися альвеолярными отростками и зубами. Шаг томографических срезов составляет 1 мм. При генерации стереолитографической (STL) модели удалены первые и вторые премоляры верхней челюсти, а также постоянные моляры, на которые устанавливается ортодонтический аппарат. Конечно-элементная модель, показанная на рис. 1, получена после обработки STL-модели в модуле 3-matic 6.1 пакета MIMICS.

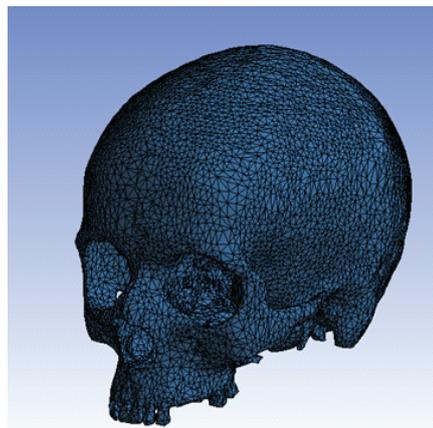


Рис. 1. Дискретная модель черепа человека без премоляров и первого моляра

Импортирование дискретной модели черепа в программную среду пакета ANSYS Workbench 13 (ANSYS Inc., USA) выполнено с помощью

его компонента Finite Element Modeler. Полученная модель содержит 26 445 узлов и 91 731 элемент типа Solid72. Максимальный размер элемента равен 1 мм.

Твердотельные модели премоляров и первого моляра черепа человека также получены на основании томографических данных черепа человека с применением CAD-пакета SolidWorks 2010 (SolidWorks Corporation, USA). С помощью графических примитивов этого пакета построена модель ортодонтического аппарата Нугах с коронками, устанавливаемыми на премоляры (14-й и 24-й зубы) и постоянные моляры (16-й и 26-й зубы), а также стержнями, соединяющими коронки с действующими на премоляры (15-й и 25-й зубы). Отметим, что в ортодонтическом аппарате Нугах, используемом для раскрытия небного шва, активная часть (винт) фиксируется к пассивной (коронке или кольцу) посредством проволочных элементов, припаянных к небной поверхности колец или коронок, укрепляемых цементом на моляры и премоляры [3]. Модель ортодонтического аппарата, полученная в пакете SolidWorks, представлена на рис. 2.

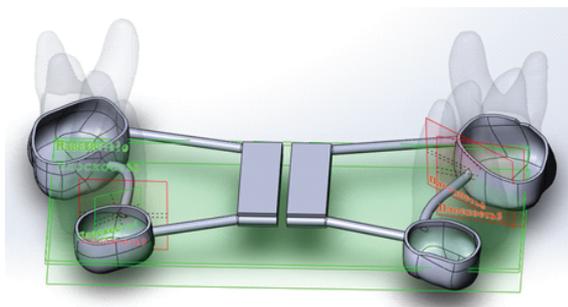


Рис. 2. Геометрическая модель ортодонтического аппарата, установленная на четвертые премоляры и постоянные моляры

Длина и ширина пластинок модели ортодонтического аппарата, представленного на рис. 2 (\$B\$), составляют 10 мм и 4 мм соответственно; радиус поперечного сечения стержней равен 1 мм, длина стержней составляет 27 мм, толщина коронок 0,2 мм.

Генерация конечно-элементной модели ортодонтического аппарата, премоляров и первого моляра выполнена с применением компонента Mechanical Model пакета Ansys Workbench 13. Общее количество элементов и узлов составляет 13 320 и 26 375 соответственно; максимальный размер полученных элементов для аппарата равен 1 мм, тип элемента – Mesh200. Модель аппарата и зубов после импортирования в модуль Finite Element Modeler добавлена в конечно-элементную модель черепа. При этом контакт между коронками ортодонтического аппарата и

зубами верхней челюсти задан с помощью контактных элементов CONTA174 и TARGE170. Контакт между черепом и зубами задан с помощью контактных элементов CONTA173 и TARGE170.

Граничные условия, накладываемые на череп, соответствовали жесткой заделке узлов, находящихся в окрестности большого затылочного отверстия [2, 4, 5]. Перемещение каждой пластинки составляет 0,4 мм (соответствует активации винта ортодонтического аппарата на половину оборота). Перемещения задавались только в горизонтальном направлении.

Конечно-элементный расчет напряженно-деформированного состояния черепа с установленным ортодонтическим аппаратом проводился для случая, когда модуль упругости материала, из которого изготовлены пластинка и стержни аппарата, составлял $E = 200$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu = 0,3$. Модуль упругости компактной (кортикальной) костной ткани и зубов равен $E = 15$ ГПа и $E = 20$ ГПа соответственно; коэффициент Пуассона как для кортикальной костной ткани, так и для зубов $\nu = 0,3$ [6]. Распределения эквивалентных напряжений получены для случаев A и B установки ортодонтического аппарата. В случае A стержни и пластинки ортодонтического аппарата расположены в одной плоскости (в горизонтальной плоскости xOy), в случае B пластинки ортодонтического аппарата расположены на 8 мм выше (ближе к верхнему небу) по отношению к горизонтальному положению. На рис. 3 и 4 приведены распределения эквивалентных напряжений в черепе для случаев A и B установки ортодонтического аппарата.

Из рис. 3 видно, что в случае A значительные напряжения возникают только в области верхней челюсти; максимальные эквивалентные напряжения составляют 127,15 МПа. Рис. 4 показывает, что в случае B напряжения возникают в области альвеолярных и лобных отростков верхней челюсти, а также в области лобно-носового шва; наибольшие эквивалентные напряжения равны $\approx 35,5$ МПа. Также важно отметить, что в случае B практически не нагружается срединный небный шов, посредством раскрытия которого, как правило, осуществляется расширение верхней челюсти. Поэтому случай A установки ортодонтического аппарата более предпочтителен, чем вариант B , для быстрого раскрытия срединного небного шва. Однако следует учитывать, что при горизонтальной установке ортодонтического аппарата будут возникать значительные, по сравнению со случаем B , ортодонтические силы, действие которых при активации винта может сопровождаться сильными болевыми ощущениями.

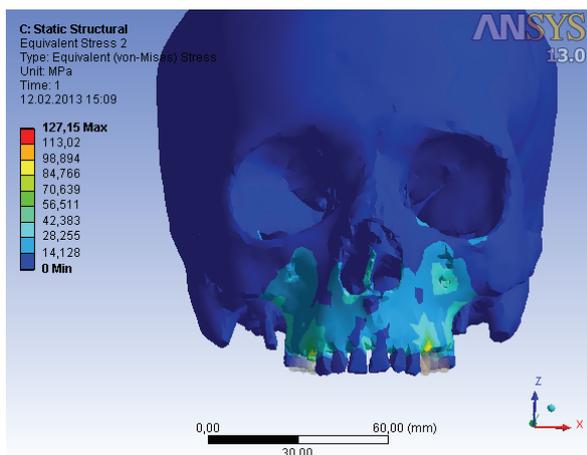


Рис. 3. Распределение эквивалентных напряжений в черепе после активации ортодонтического аппарата (стержни и пластинки ортодонтического аппарата расположены в плоскости xOy)

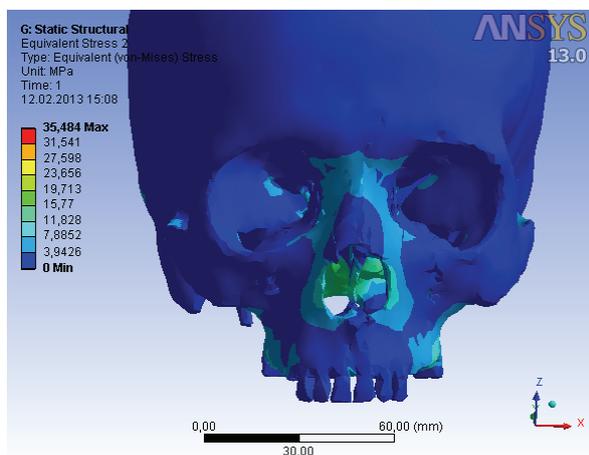


Рис. 4. Распределение эквивалентных напряжений в черепе после активации ортодонтического аппарата (пластинки ортодонтического аппарата смещены к верхнему небу на 8 мм по отношению к горизонтальному положению)

Следует отметить, что наибольшие напряжения как в случае *A*, так и в случае *B* возникают в костной ткани, окружающей зубы, на которые устанавливается ортодонтический аппарат. Это обстоятельство подтверждают диаграммы распределения эквивалентных напряжений в основании черепа. Значения напряжений в костной ткани, с которой контактируют опорные зубы, находятся в диапазоне от 56,5 до 127,15 МПа (случай *A*) и от 15,77 до 35,5 МПа (случай *B*). В то же время кости черепа по-разному нагружаются в случаях *A* и *B* установки ортоданти-

ческого аппарата. Так, в случае *A* высокие напряжения возникают в резцовой кости, верхней челюсти и небной кости. В случае *B* напряжения в верхней челюсти меньше напряжений, возникающих в затылочной кости.

Заключение. Проведенный вычислительный эксперимент по определению напряженно-деформированного состояния черепа человека показал, что расположение пластинок ортодонтического аппарата Нугах существенно влияет на величины и направление перемещений точек черепа и опорных зубов. Направления перемещений костей черепа, определенные для двух случаев расположения пластинок, указывают на то, что обе рассматриваемые конструкции ортодонтических аппаратов не являются оптимальными, поскольку наблюдается верхнечелюстное раскрытие срединного небного шва. Конечно-элементный расчет ортодонтических аппаратов с различным расположением пластинок относительно верхнего неба показал, что оптимальным является положение пластинок аппарата, при котором они находятся на высоте, составляющей $1/8$ часть расстояния между окклюзионной плоскостью и верхним небом.

Литература

1. Chasonas, S. J. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances / S. J. Chaconas, A.A. Caputo // *Am. J. Orthod.* – 1982. – Vol. 82, No. 16. – P. 492–501.
2. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion / C. Provatidis [et al.] // *Med. Eng. Phys.* – 2007. – Vol. 29. – P. 566–579.
3. Аболмасов, Н. Г. Ортодонтия / Н. Г. Аболмасов, Н. Н. Аболмасов. – М.: МЕДпресс-информ, 2008. – 424 с.
4. Gautam, P. Biomechanical response of the maxillofacial skeleton to transpalatal orthopedic force in a unilateral palatal cleft / P. Gautam, L. Zhao, P. Patel // *Angl. Orthod.* – 2011. – Vol. 81, No. 3. – P. 503–509.
5. Jafari, A. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces – A three-dimensional FEM study / A. Jafari, K. S. Shetty, M. Kumar // *Angl. Orthod.* – 2003. – Vol. 73, No. 1. – P. 12–20.
6. Чуйко, А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк. – Харьков: Прапор, 2006. – 304 с.

Поступила 27.02.2013