



УДК 539.3+612.311

С.М. БОСЯКОВ, канд. физ.-мат. наук; А.В. ВИНОКУРОВА
Белорусский государственный университет, г. Минск

А.Н. ДОСТА, канд. мед. наук
Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск

ПЕРЕМЕЩЕНИЯ ВЕРХНЕЧЕЛЮСТНОГО КОМПЛЕКСА ПЕРЕКРЕСТНОГО ПРИКУСА

В работе представлены результаты конечно-элементного моделирования напряженно-деформированного состояния черепа человека, возникающего при верхнечелюстном расширении с использованием различных конструкций ортодонтического аппарата HYRAX. Конечно-элементная модель верхнечелюстного комплекса и опорных зубов получена на основании томографических данных. Конструкции ортодонтического аппарата отличаются расположением винта относительно неба. Рассматриваются конструкции аппарата с расположением винта в одной горизонтальной плоскости и с винтом, смещенным на 8 мм по вертикали ближе к небу по отношению к этой плоскости. Активация винта аппарата осуществляется на половину оборота. Получены векторные поля перемещений интактного черепа и черепа с расщелиной, а также опорных зубов. Определены области возникновения наибольших перемещений в костных структурах черепа для различных конструкций. Проведен анализ влияния конструкции ортодонтического аппарата на перемещения опорных зубов. Полученные результаты могут быть использованы для проектирования аппаратов HYRAX при исправлении перекрестного прикуса с учетом индивидуальных особенностей пациентов.

Ключевые слова: быстрое верхнечелюстное расширение, верхнечелюстной комплекс, перекрестный прикус, расщелина неба, конечно-элементный анализ, ортодонтический аппарат HYRAX

Введение. Одной из трансверсальных аномалий взаимоотношения зубных рядов, требующей длительного активного лечения, является перекрестный прикус. К наиболее частым причинам его возникновения относятся нарушение роста челюсти, снижение жевательной функции или жевание на одной стороне, нарушение развития челюстей, а также врожденные расщелины неба. При лечении верхнечелюстных дефектов, в основном, применяют расширение верхней челюсти с использованием больших по величине трансверсальных сил. Для этого используются различные ортодонтические конструкции [1–4]. Расширение может ассоциироваться с ощущениями давления в различных областях сочленения верхней челюсти, особенно в области соединения верхней челюсти (к примеру, под глазами и в носовой части) [5, 6]. В то же время, важной составляющей верхнечелюстного расширения является обеспечение поперечного скелетного расширения верхней челюсти без стоматологических побочных эффектов [7].

Чтобы оценить влияние быстрого расширения верхней челюсти на костные структуры верхнечелюстного комплекса пациентов без расщелины и с расщелиной неба, выполнено достаточно много конечно-элементных исследований. Их результаты и история развития этого направления отражены в работах [8–15]. Как правило, в исследованиях, связанных с расчетом напряженно-деформированного состояния верхнечелюстного комплекса, действие ортодонтического аппарата не моделируется. Нагружение черепа осуществляется за счет приложения сосредоточенных трансверсальных сил (от 1 до 100 Н, [8, 11, 16–20]) или перемещений (от 0,2 до 5 мм, [9, 10, 13, 15, 20–24]) к зубам верхнего зубного ряда. При этом в более ранних работах [25, 26] неоднократно подчеркивалось, что направление сил играет важную роль в определении смещения и распределения напряжений в костях верхнечелюстного комплекса. Попытка смоделировать верхнечелюстное расширение при активации ортодонтического аппарата HYRAX предпринималась в работе [14].

Тем не менее, в действительности, нагружение черепа осуществлялось перемещением зубов верхнего зубного ряда в трансверсальном направлении. Таким образом, влияние особенностей реальной конструкции на верхнечелюстное расширение не рассматривалось. Вопрос о направлении и распределении сил, действующих во время верхнечелюстного расширения, по-прежнему остается актуальным. Целью настоящей работы является конечно-элементный анализ перемещений костей целого черепа, черепа с расщелиной, а также опорных зубов при активации различных конструкций ортодонтического аппарата HYRAX, отличающихся расположением винта относительно неба.

Материалы и методы. Стереолитографическая модель черепа получена с применением программы для обработки медицинских изображений MIMICS 14.12 (Materialise BV, Belgium) на основании 210 томографических изображений высушенного трупного интактного черепа взрослого человека с зубами. Шаг томографических срезов составляет 1 мм. Аналогичный подход использован в работах [9, 11, 16, 21] при разработке трехмерной твердотельной модели верхнечелюстного комплекса. К тому же, согласно исследованию [27] при действии ортодонтических сил на сухой череп начальная реакция аналогична реакции черепа в естественных условиях. При генерации STL-модели черепа удалены первые и вторые премоляры верхней челюсти, а также первые моляры, на которые устанавливается ортодонтический аппарат. Конечно-элементная модель получена после обработки STL-модели в модуле 3-matic 6.1 MIMICS. Импортирование дискретной модели черепа в пакет ANSYS Workbench 13 (ANSYS Inc., USA) выполнено с применением компонента Finite Element Modeler. Полученная конечно-элементная модель содержит 26 445 узлов и 91 731 элемент типа Solid72. Конечно-элементное разбиение выполнялось в автоматическом режиме. Моделирование периодонтальной связки не выполнялось, поскольку ее наличие практически не влияет на распределение напряжений в костных структурах черепно-лицевого комплекса при верхнечелюстном расширении [28]. Шовные соединения верхнечелюстного комплекса также не учитывались в конечно-элементной модели. Это обусловлено тем, что в черепе взрослого человека частично или полностью окостеневают, и, кроме этого, имеют малую толщину [8].

Твердотельные модели премоляров и первого моляра также получены на основании томографических данных черепа человека с применением CAD-пакета SolidWorks 2010 (SolidWorks Corporation, USA). С использованием графических примитивов этого пакета построена модель ортодонтического аппарата HYRAX с коронками, устанавливаемыми на первые премоляры и первые постоянные моляры. Коронки аппарата присоединены стержнями к пластинам, которые могут раздвигаться в горизонтальной плоскости за счет поворота винта. Дли-

на и ширина пластинок составляют 10 мм и 4 мм соответственно. Радиус поперечного сечения корня равен 1 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 ребра элемента для модели ортодонтического аппарата составляет 1 мм. Модель аппарата и зубов после импортирования в модуль Finite Element Modeler добавлена в конечно-элементную модель черепа. Контакт между коронками ортодонтического аппарата и зубами верхней челюсти задан контактными элементами CONTA174 и TARGE170. Контакт между черепом и зубами задан с помощью контактных элементов CONTA173 и TARGE170. При описании контактного взаимодействия между коронками и зубами, а также между верхней челюстью и зубами выбран тип Bonded, соответствующий отсутствию скольжения и проникновения. Все щели между контактирующими поверхностями при таком типе контакта закрыты, то есть выполняется «склеивание» поверхностей. Граничные условия, накладываемые на череп, соответствовали жесткой заделке узлов, находящихся в окрестности большого затылочного отверстия [9, 12, 14]. Конечно-элементная модель верхнечелюстного комплекса с установленным ортодонтическим аппаратом и граничные условия показаны на рисунке 1. Перемещение каждой пластинки составляет 0,4 мм (соответствует активации винта на половину оборота) [1, 29–32]. Упругие свойства тканей черепа, зубов и материала, из которого изготовлен ортодонтический аппарат, указаны в таблице 1.

Расчет напряженно-деформированного состояния черепа проводился для двух конструкций ортодонтического аппарата. Первая конструкция характеризуется расположением стержней и винта в одной горизонтальной плоскости. Во второй конструкции винт аппарата располагается на 8 мм ближе к небу по отношению к этой горизонтальной

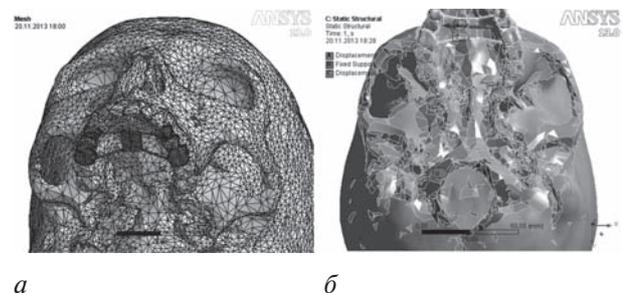


Рисунок 1 — Конечно-элементная модель верхнечелюстного комплекса с ортодонтическим аппаратом (а) и накладываемые на нее граничные условия (б): маркеры А и С указывают на трансверсальные перемещения пластинок аппарата вдоль оси Ox ; маркер В указывает на жесткую заделку узлов модели черепа в окрестности большого затылочного отверстия

Таблица 1 — Упругие свойства материалов

Материал	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона
Ортодонтический аппарат	200,0	0,3
Кортикальная костная ткань [25]	13,7	0,3
Губчатая костная ткань [25]	7,9	0,3
Зубы [26]	20,7	0,3

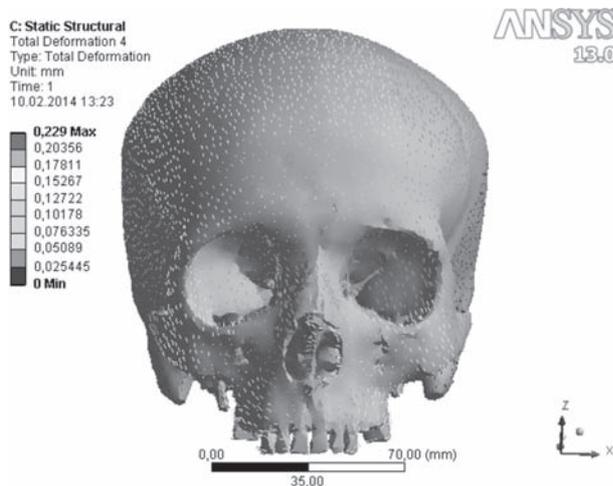
плоскости. Для первой и второй конструкций длины стержней изменяются от 8,15 мм до 12,20 мм и от 11,05 до 16,45 мм соответственно.

Перемещения черепа. Векторные поля полных перемещений точек верхнечелюстного комплекса без расщелины неба показаны на рисунке 2. Из рисунка 2 видно, что направление перемеще-

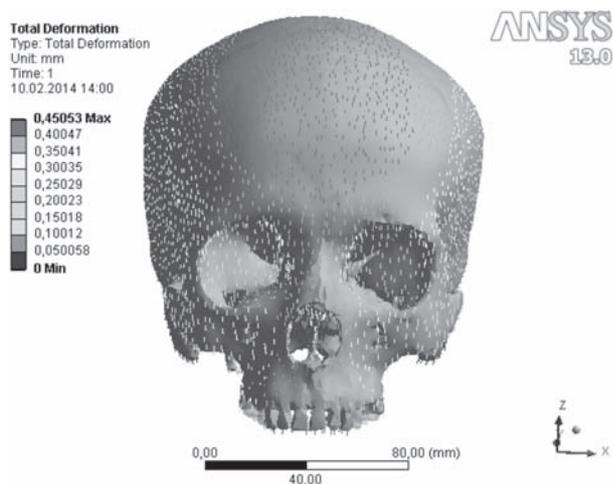
ний существенно изменяется при установке винта ортодонтического аппарата у неба по сравнению с направлением перемещений при расположении винта и стержней в горизонтальной плоскости. В случае *a* составляющая вектора полных перемещений верхней челюсти, коллинеарная оси аппликат (оси Oz), направлена вдоль положительного направления этой оси. В случае *b* полные перемещения (в том числе и составляющая коллинеарная оси аппликат) направлены вдоль отрицательного направления оси Oz . Череп в этом случае поворачивается вперед и вниз. Это обстоятельство соответствует результатам клинического исследования [33], в котором описан эффект, связанный с аналогичным поведением верхнечелюстного комплекса при быстром расширении верхней челюсти. Наибольшие и наименьшие значения перемещений вдоль координатных осей костных структур верхнечелюстного комплекса приведены в таблице 2.

Из таблицы 2 видно, что трансверсальные перемещения верхней челюсти при использовании конструкции с винтом у неба на левой стороне черепа уменьшаются более чем в 2 раза, на правой стороне более чем в 6 раз по сравнению с горизонтальной конструкцией. Для первого (см. рисунок 2 *a*) и второго (см. рисунок 2 *б*) вариантов конструкции аппарата наибольшие перемещения вдоль оси Ox левой стороны верхней челюсти составляют 37 % и 12 %, правой стороны — 55 % и 8 % от перемещения верхних концов стержня. В распределении трансверсальных перемещений черепа наблюдается асимметрия, как для горизонтального расположения аппарата, так и для конструкции со смещением к небу винтом. В частности, некоторые костные структуры левой стороны черепа (отдельные участки верхней челюсти, скуловая кость) перемещаются вправо, причем величины перемещений могут превышать перемещения левой части черепа. Это обстоятельство можно объяснить асимметрией самого верхнечелюстного комплекса, а также несимметричностью закрепления коронок на опорных зубах и стержней на коронке.

В сагитальной плоскости при горизонтальной конструкции аппарата область верхней челюсти в окрестности передних резцов незначительно смещается назад вдоль оси Oy (наибольшее перемещение в этом направлении составляет 17,5 % от перемещения пластинки аппарата). Участки верхней челюсти у моляров и некоторые другие кости черепа, в частности скуловые, перемещаются вперед. В этом направлении наибольшее перемещение 7,3 % от смещения пластинки аппарата. Соответствующий характер имеет распределение перемещений вдоль оси Oz . Область верхней челюсти у передних резцов и у носового хода незначительно опускается вниз, остальные костные структуры черепа смещаются вверх.



a



б

Рисунок 2 — Полные перемещения черепа без расщелины (вид спереди): *a* — череп с расположением стержней и винта ортодонтического аппарата в горизонтальной плоскости; *б* — череп с расположением винта на 8 мм выше по отношению к горизонтальному расположению аппарата

Таблица 2 — Наибольшие и наименьшие перемещения костей верхнечелюстного комплекса черепа без расщелины, возникающие при активации вполборота винта ортодонтического аппарата с расположением винта и стержней в горизонтальной плоскости и с винтом, расположенным на 8 мм выше горизонтального положения (результаты, относящиеся ко второму варианту, приведены в скобках)

Перемещение	Величина, мм	Костная структура черепа
Вдоль оси Oy , передняя часть верхнечелюстного комплекса	0,107 (0,047)	Боковые части верхней челюсти
	-0,179 (-0,029)	
Вдоль оси Oy , передняя часть верхнечелюстного комплекса	0,059 (0,093)	Область верхней челюсти в окрестности первых резцов, лобная кость (верхняя челюсть)
	-0,029 (-0,431)	Боковая часть верхней челюсти (лобная кость)
Вдоль оси Oz , передняя часть верхнечелюстного комплекса	0,122 (0,237)	Боковая часть верхней челюсти (теменная кость)
	-0,059 (-0,443)	Верхняя челюсть в окрестности срединного небного шва (передняя часть верхней челюсти и носовая кость)

При установке конструкции с винтом у неба распределение перемещений вдоль оси Oy качественно изменяется. Кости черепа, расположенные выше горизонтальной плоскости, проходящей через носовой гребень, смещаются вперед, область верхней челюсти, расположенная ниже перемещается назад. В вертикальном направлении передняя область черепа (верхняя челюсть, носовая, лобная и скуловые кости) смещаются вниз, теменная и затылочная области черепа поднимаются вверх. Учитывая такое движение можно сделать вывод, что череп поворачивается в сагиттальной плоскости, центр вращения находится в области носового хода. Это соответствует результатам работы [34] по нахождению положения центра сопротивления и центра вращения на основе голографической интерферометрии черепа при верхнечелюстном расширении. Векторные поля полных перемещений верхнечелюстного комплекса с расщелиной, возникающих при активации ортодонтических аппаратов различных конструкций, показаны на рисунке 3.

Наибольшие и наименьшие значения перемещений вдоль координатных осей костных структур верхнечелюстного комплекса с односторонней расщелиной неба приведены в таблице 3.

Для первого (см. рисунок 3 *a*) и второго (см. рисунок 3 *б*) вариантов конструкции аппарата наибольшие трансверсальные перемещения левой стороны верхней челюсти составляют 96 % и 32 %, правой стороны — 94 % и 25 % от перемещения верхних концов стержня. Эти перемещения существенно превышают перемещения вдоль оси Ox верхней челюсти в черепе без расщелины. Заметим, что расщелина неба находится на левой стороне черепа. Этим обстоятельством можно объяснить то, что перемещения левой части верхней челюсти превышают перемещения правой стороны для двух рассматриваемых конструкций ортодонтического аппарата.

Сравнительный анализ трансверсальных перемещений (вдоль оси Ox) показывает, что каче-

ственный характер распределения перемещения костных структур черепа практически не изменяется. В то же время, величины трансверсальных

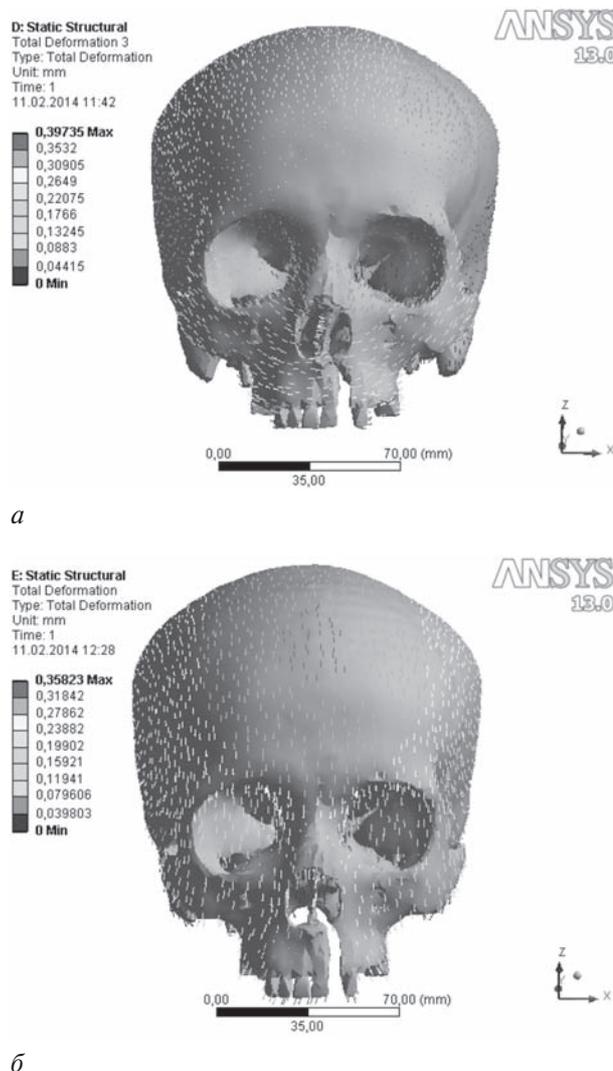


Рисунок 3 — Полные перемещения черепа с расщелиной (вид спереди): *a* — череп с расположением стержней и винта ортодонтического аппарата в горизонтальной плоскости; *б* — череп с расположением винта на 8 мм выше по отношению к горизонтальному расположению аппарата

Таблица 3 — Наибольшие и наименьшие перемещения костей верхнечелюстного комплекса черепа с расщелиной, возникающие при активации вполборота винта ортодонтического аппарата с расположением винта и стержней в горизонтальной плоскости и с винтом, расположенным на 8 мм выше горизонтального положения (результаты, относящиеся ко второму варианту, приведены в скобках)

Перемещение	Величина, мм	Костная структура черепа
Вдоль оси 0x	0,385 (0,128)	Верхняя челюсть и скуловая кость (верхняя челюсть)
	-0,375 (-0,099)	
Вдоль оси 0y, передняя часть верхнечелюстного комплекса	0,102 (0,067)	Лобная и височная кости (верхняя челюсть)
	-0,074 (-0,312)	Верхняя челюсть в окрестности расщелины неба (лобная и теменная кости)
Вдоль оси 0z, передняя часть верхнечелюстного комплекса	0,114 (0,172)	Боковая сторона верхней челюсти и скуловая кость затылочная кость)
	-0,055 (-0,344)	Верхняя челюсть в окрестности расщелины неба и затылочная кость (передняя область верхней челюсти и носовая кость)

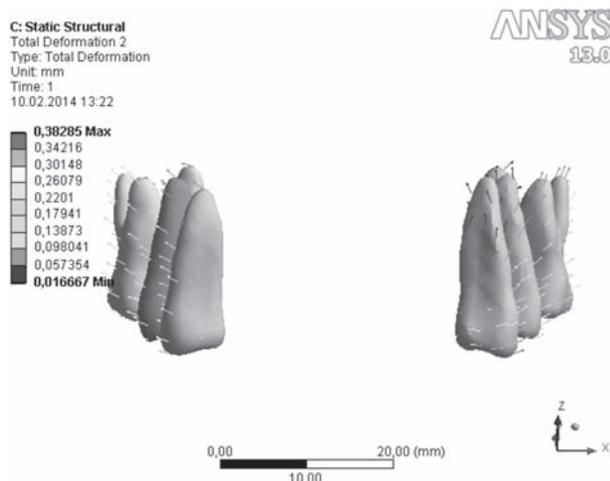
перемещений черепа с горизонтальной конструкцией аппарата в среднем в три раза превышают соответствующие перемещения для конструкции с винтом у неба. В сагиттальной плоскости имеют место как качественные, так и количественные отличия перемещений верхнечелюстного комплекса. Перемещения в направлении оси 0y для черепа с горизонтальной конструкцией аппарата имеют положительные значения для области верхней челюсти в области передних резцов, перемещения теменной части направлены противоположно. При смещении винта на 8 мм к небу практически вся верхняя челюсть незначительно перемещается назад, теменная часть существенно наклоняется вперед. В положительном направлении оси 0z (вверх) наибольшие перемещения получают точки скуловой кости, незначительно вниз опускается область верхней челюсти в окрестности расщелины. Для конструкции аппарата с винтом, расположенным у неба, верхняя челюсть, начиная от задней части к передним резцам, равномерно опускается вниз. Наибольшие положительные перемещения (вверх) получают точки затылочной кости.

Перемещения опорных зубов. Важную роль при верхнечелюстном расширении играет поведение опорных зубов, поскольку частично увеличение размеров дуги верхнего зубного ряда достигается за счет наклонно-вращательного движения зубов. Некорректная установка ортодонтического аппарата может сопровождаться вывихом опорных зубов и связанной с этим фенестрацией кортикальной пластинки, резорбцией корня и рецессией десны [5]. В то же время в исследованиях, посвященных конечно-элементному моделированию верхнечелюстного расширения, перемещения опорных зубов рассматриваются одновременно с перемещениями всего верхнечелюстного комплекса. Результаты таких расчетов выводятся в виде распределения полных перемещений (и их составляющих) точек чере-

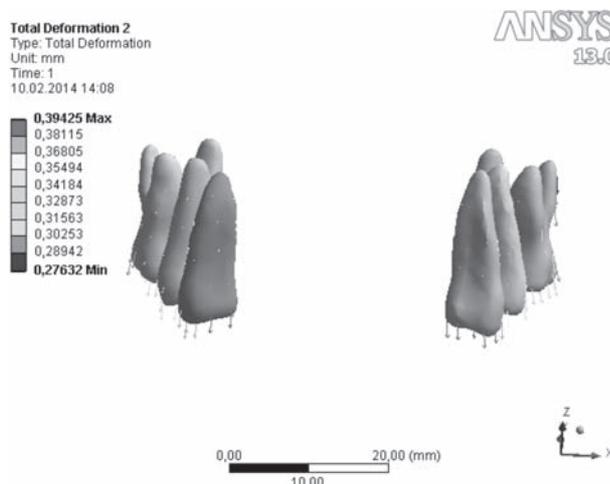
па, а также в виде таблиц, содержащих значения перемещений вдоль осей координат для отдельных областей верхней челюсти, содержащих зубы, а также точек, находящихся в апикальных областях или резцовых краях зубов [8–10, 13, 15, 20, 21]. Отдельно моделирование зубов выполнено в работе [14]. В этом исследовании также получены распределения перемещений в черепае, и, кроме этого, проведен анализ напряженно-деформированного состояния периодонтальной связки. Тем не менее, особенности перемещений опорных зубов не рассматриваются. В нашем случае модель черепа с ортодонтическим аппаратом позволяет не только оценить величины и направления перемещения опорных зубов, но и проанализировать влияние на них установки аппарата. Векторные поля полных перемещений опорных зубов показаны на рисунке 4.

Из рисунка 4 а видно, что опорные зубы на правой стороне получают перемещения, направленные аналогично перемещениям части верхней челюсти, в которой они закреплены. На правой стороне первый и второй премоляры получают вращательное движение с центром вращения, расположенным в области апекса корня, причем на второй премоляр не ставится коронка аппарата и действует только стержень, соединяющий коронки. Центр вращения первого и второго премоляра в вертикальной плоскости параллельной оси 0x располагаются на расстоянии, составляющем $\approx 30\%$ и $\approx 27\%$ от длины корня соответствующего зуба (расстояние отсчитывается от апекса). Поскольку перемещения в трансверсальном направлении достаточно велики (от $-0,150$ мм в апикальной области до $0,356$ мм для точек на окклюзионной поверхности), в этой плоскости может произойти вывих опорных зубов.

В вертикальной плоскости параллельной оси 0y все опорные зубы, за исключением первого моляра на левой стороне, получают вращательное движение с центром вращения, который на-



a

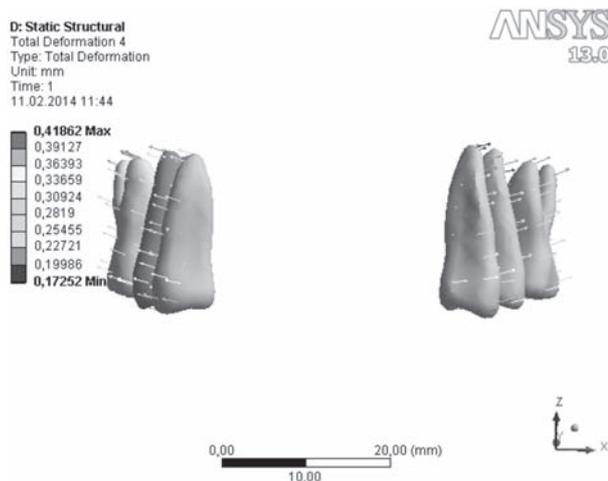


б

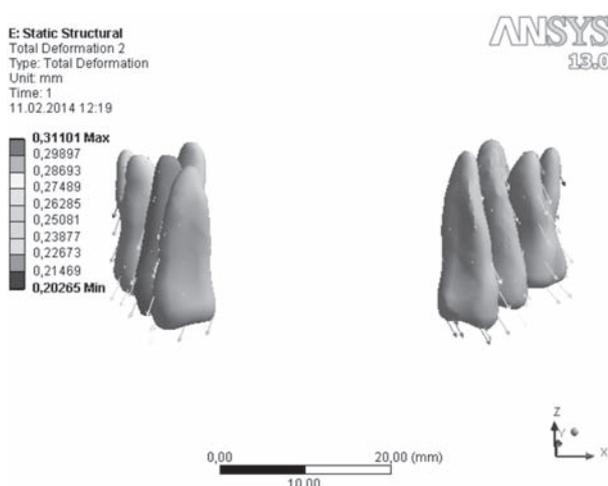
Рисунок 4 — Полные перемещения опорных зубов в черепе без расщелины (вид спереди): *a* — винт и стержни аппарата расположены в горизонтальной плоскости; *б* — винт ортодонтического аппарата расположен на 8 мм выше горизонтальной положения аппарата

ходится в области тела соответствующего зуба. Перемещения зубов в этой плоскости незначительны (максимальное перемещение $\approx 0,027$ мм испытывают апикальные области опорных зубов на правой стороне). С учетом толщины периодонтальной связки ($\approx 0,23$ мм [14]), можно сделать вывод, что вывиха зубов в сагиттальной плоскости не произойдет.

Рисунок 4 *б* показывает, что при установке винта ортодонтического аппарата на 8 мм выше горизонтальной плоскости, перемещения опорных зубов, так же как и перемещения всего верхнечелюстного комплекса, направлены, в основном вниз. Величины трансверсальных перемещений зубов соответствуют перемещениям альвеолярной области верхней челюсти. Перемещения опорных зубов на правой и левой сторонах черепа в этой плоскости одного знака (отрицательные для правой стороны и положительные для левой стороны). Поэтому можно сделать вывод, что центры вращения опорных зубов, а также поло-



a



б

Рисунок 5 — Полные перемещения опорных зубов в черепе с расщелиной (вид спереди): *a* — винт и стержни аппарата расположены в горизонтальной плоскости; *б* — винт ортодонтического аппарата расположен на 8 мм выше горизонтальной положения аппарата

вин верхних челюстей находятся в области носового хода.

Векторное поле полных перемещений опорных зубов, возникающее при активации ортодонтического аппарата с горизонтальным расположением и с винтом у неба для черепа с расщелиной, показано на рисунке 5. Из рисунка 5 видно, что при установке ортодонтического аппарата в горизонтальном положении и с винтом у неба вывиха опорных зубов не наблюдается. Центры вращения зубов практически совпадают с центрами вращения соответствующих половин верхней челюсти, как в первом, так и во втором случае.

Заключение. Подход к конечно-элементному исследованию напряженно-деформированного состояния интактного черепа и черепа с расщелиной неба при верхнечелюстном расширении, основанный на приложении нагрузки непосредственно от ортодонтического аппарата NYRAX,

позволяет более точно и полно смоделировать действие ортодонтических сил и поведение черепа, а также объяснить клинически наблюдаемые последствия [9, 12, 14, 15, 35].

Расчет перемещений костных структур верхнечелюстного комплекса и опорных зубов показал, что конструкции ортодонтического аппарата HURAX с расположением винта в одной горизонтальной плоскости со стержнями и с расположением винта у неба не являются оптимальными. В первом случае возникают существенные смещения вверх боковых частей верхней челюсти, поворот половин верхней челюсти в горизонтальной плоскости, а также значительное наклонно-вращательное перемещение опорных зубов. К основному преимуществу горизонтального расположения ортодонтического аппарата можно отнести значительные трансверсальные перемещения верхней челюсти, как для целого черепа, так и для черепа с расщелиной неба. При смещении винта аппарата к небу трансверсальные перемещения существенно уменьшаются. В то же время, многократно увеличиваются перемещения верхнечелюстного комплекса и опорных зубов в сагиттальной плоскости, что приводит к повороту черепа вперед и вниз в этой плоскости.

Возникновение нежелательных перемещений в сагиттальной плоскости указывает на необходимость прогнозирования оптимального расположения винта аппарата относительно неба. Также представляется целесообразной возможность изменения ортодонтами размеров пластинок аппарата, к которым крепятся стержни, чтобы избежать поворота верхней челюсти в горизонтальной плоскости. Асимметричный характер трансверсальных перемещений для целого черепа и черепа с расщелиной указывает на важность корректного закрепления стержней аппарата на коронках, причем как по высоте, так и по длине окружности коронки.

Работа выполнена при поддержке программы научных исследований FP7 IRSES Marie Curie грант TAMER 610547.

Список литературы

1. Chaconas, S.J. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances / S.J. Chaconas, A.A. Caputo. // Am. J. Orthod. — 1982. — Vol. 82. — Pp. 492–501.
2. Isaacson, R.J. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part I. Design of the force measuring system / R.J. Isaacson, J.L. Wood, A.H. Ingram // Angle Orthod. — 1964. — Vol. 34. — Pp. 256–260.
3. Isaacson, R.J. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part II. Forces present during treatment / R.J. Isaacson, A.H. Ingram // Angle Orthod. — 1964. — Vol. 34. — Pp. 261–270.
4. Initial results regarding force exertion during rapid maxillary expansion in children / C. Sander [et al.] // J. Orofacial Orthoped. — 2006. — Vol. 67. — Pp. 19–26.
5. Comparison of bipartite versus tripartite osteotomy for maxillary transversal expansion using 3-dimensional preoperative and postexpansion computed tomography data / C.A. Landes [et al.] // J. Oral Maxillofacial Surg. — 2009. — Vol. 67. — Pp. 2287–2301.

6. Zimring, J.F. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part III. Forces present during retention / J.F. Zimring, R.J. Isaacson // Angle Orthod. — 1965. — Vol. 35. — Pp. 178–186.
7. Timms, D.J. A study of basal movement with rapid maxillary expansion / D.J. Timms // Am. J. Orthod. — 1980. — Vol. 77. — Pp. 500–507.
8. Stress distribution and displacement analysis during an intermaxillary disjunction — A three-dimensional FEM study of a human skull / A. Boryor [et al.] // J. Biomech. — 2008. — Vol. 41. — Pp. 376–382.
9. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method / H. Iseri // Eur. J. Orthod. — 1998. — Vol. 20. — Pp. 347–356.
10. 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. Shetty, M. Kumar // Angle Orthod. — 2003. — Vol. 73, No. 1. — Pp. 12–20.
11. Maxillary expansion in customized finite element method models / H. Lee [et al.] // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. — 2009. — Vol. 136, No. 3. — Pp. 367–374.
12. Application of a new viscoelastic finite element method model and analysis of miniscrew-supported hybrid hyrax treatment / B. Ludwig [et al.] // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. — 2013. — Vol. 143, No. 3. — Pp. 426–435.
13. Biomechanical Effects of Rapid Palatal Expansion on the Craniofacial Skeleton With Cleft Palate: A Three-Dimensional Finite Element Analysis / X. Pan [et al.] // Cleft Palate-Craniofacial J. — 2007. — Vol. 44, No. 2. — Pp. 149–154.
14. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion / C. Provatidis [et al.] // Med. Eng. Phys. — 2007. — Vol. 29. — Pp. 566–579.
15. Biomechanical analysis of rapid maxillary expansion in the UCLP patient / D. Wang [et al.] // Med. Eng. Phys. — 2009. — Vol. 31. — Pp. 409–417.
16. Biomechanical analysis of maxillary expansion in CLP patients / C. Holberg [et al.] // Angle Orthod. — 2007. — Vol. 77. — Pp. 280–287.
17. Tanne, K. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction / K. Tanne, M. Sakuda // Angle Orthod. — 1991. — Vol. 61, No. 2. — Pp. 145–152.
18. Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion / H.S. Yu [et al.] // Eur. J. Orthod. — 2007. — Vol. 29. — Pp. 118–125.
19. Zhao, L. The structural implications of a unilateral facial skeletal cleft: a three-dimensional finite element model approach / L. Zhao, J.E. Herman, P.K. Patel // Cleft Palate-Craniofacial J. — 2008. — Vol. 45, No. 2. — Pp. 121–130.
20. Han, U.A. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution and displacement of the maxilla following surgically assisted rapid maxillary expansion / U.A. Han, Yo. Kim, J.U. Park // J. Cranio-Maxillofacial Surg. — 2009. — Vol. 37. — Pp. 145–154.
21. Gautam, P. Biomechanical response of the maxillofacial skeleton to transpalatal orthopedic force in a unilateral palatal cleft / P. Gautam, L. Zhao, P. Patel // Angle Orthod. — 2011. — Vol. 81, No. 3. — Pp. 503–509.
22. Holberg, C. Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion / C. Holberg, I. Rudzki-Janson // Angle Orthod. — 2006. — Vol. 76. — Pp. 543–550.
23. Holberg, C. Rapid maxillary expansion in adults: cranial stress reduction depending on the extent of surgery / C. Holberg, S. Steinhäuser, I. Rudzki-Janson // Eur. J. Orthod. — 2007. — Vol. 29. — Pp. 31–36.
24. In vitro validated finite element method model for a human skull and related craniofacial effects during rapid maxillary expansion / C. Provatidis [et al.] // Proc. Inst. Mech. Eng., Part H: J. Eng. Med. — 2006. — Vol. 220. — Pp. 897–907.
25. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite elements method / K. Tanne [et al.] // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. — 1989. — Vol. 95, No. 3. — Pp. 200–207.
26. Tanne, K. Effects of directions of maxillary forces on biomechanical changes in craniofacial complex / K. Tanne, J. Hiraga, M. Sakuda // Eur. J. Orthod. — 1989. — Vol. 11. — Pp. 382–391.
27. Kragt, G. The initial reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology /

- G. Kragt, H.S. Duterloo, J.J. Ten Bosch // Am. J. Orthod. — 1982. Vol. 81. — Pp. 49–56.
28. The effects of modeling simplifications on craniofacial finite element models: The alveoli (tooth sockets) and periodontal ligaments / S.A. Wood [et al.] // J. Biomech. — 2011. — Vol. 44. — Pp. 1831–1838.
 29. Susami, T. Orthodontic treatment of a cleft palate patient with surgically assisted rapid maxillary expansion / T. Susami, T. Kuroda, T. Amagasa // Cleft Palate-Craniofacial J. — 1996. — Vol. 33, No. 5. — Pp. 445–449.
 30. Effects of rapid maxillary expansion on the cranial and circummaxillary sutures / A. Ghoneima [et al.] // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. — 2011. — Vol. 140. — Pp. 510–519.
 31. Immediate effects of rapid maxillary expansion with Haas-type and hyrax-type expanders: A randomized clinical trial / A. Weissheimer [et al.] // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. — 2011. — Vol. 140. — Pp. 366–376.
 32. Memikoglu, T.U.T. Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment / T.U.T. Memikoglu, H. Iseri // Angle Orthod. — 1999. — Vol. 69, No. 3. — Pp. 251–256.
 33. Majourau, A. Biomechanical basis of vertical dimension control during rapid palatal expansion therapy / A. Majourau, R. Nanda // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. — 1994. — Vol. 106. — Pp. 322–328.
 34. The biomechanics of maxillary sutural expansion / S. Braun [et al.] // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. — 2000. — Vol. 118. — Pp. 257–261.
 35. Chung, C.H. Skeletal and dental changes in the sagittal, vertical, and transverse dimensions after rapid palatal expansion / C.H. Chung, B. Font // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. — 2004. — Vol. 126. — Pp. 569–575.

Bosiakov S.M., Vinokurova A.V., Dosta A.N.

The deformations of the craniofacial complex of cross-bite

The finite element modeling of the stress-strain state of a human skull during maxillary expansion using different designs of the orthodontic device HYRAX is carried out. The finite-element models of the craniofacial complex and supporting teeth are obtained on the basis of the tomographic data. Orthodontic appliance designs differ in the locations of the screw relative to the palate. The design with the location of the device rods and the screw in the same horizontal plane as well as the design with the location of the screw on 8 mm closer to the palate relative to the horizontal position are considered. Activation of the screw is carried out on a half turn. The displacements vector fields of a intact skull, a skull with a palate cleft, and the supporting teeth are obtained. Regions of the largest displacements of the skull bone structures are defined for different designs. Influence of the orthodontic appliance design on displacements of the supporting teeth is analyzed. The results can be used for the design of devices HYRAX for the treatment of cross-bite with taking into account the patient individual features.

Keywords: *rapid maxillary expansion, craniofacial complex, cross-bite, palate cleft, finite element modeling, orthodontic appliance HYRAX*

Поступила в редакцию 30.08.2014.