

УДК 531/534: [57+61]

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ МЕХАНИЧЕСКИХ ПРИЧИН ВОЗНИКНОВЕНИЯ ВТОРИЧНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ

В.Ю. Кирюхин*, Г.И. Рогожников**, В.А. Вершинин**

* Кафедра теоретической механики Пермского государственного технического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29а, e-mail: kvu@perm.ru

** Кафедра ортопедической стоматологии Пермской государственной медицинской академии, Россия, 614990, Пермь, ул. Куйбышева, 39

Аннотация. В данной работе с помощью конечно-элементного моделирования производится анализ напряженно-деформированного состояния фрагмента нижнего зубного ряда. Цель расчетов заключается в том, чтобы изучить, как изменяется механическое состояние зубов и десны при возникновении дефекта зубного ряда в виде утраты одного из зубов. Особое внимание уделяется тому, как модифицируются основные параметры напряженно-деформированного состояния. В результате были проиллюстрированы и выделены те величины упругой модели, изменения которых соответствуют ожидаемому направлению развития вторичной деформации.

Ключевые слова: зубочелюстная система, биомеханика, метод конечных элементов, вторичная деформация.

Введение

Решение проблем стоматологической практики, которые возникают в связи с развитием вторичной деформации зубов, на данном этапе развития медицинской науки немислимо без глубокого понимания причин возникновения данного симптома. Действительно, в результате утраты одного или нескольких зубов в зубном ряду начинаются изменения, выражающиеся в том, что оставшиеся зубы из занятого в процессе роста положения начинают смещаться в какое-то другое, новое, казалось бы, не обоснованное с точки зрения физиологии. При этом речь идет не о естественных движениях, совершаемых зубом в лунке за счет периодонтальной щели. При вторичной деформации происходит перестройка всего комплекса тканей и органов, окружающих область дефекта, и смещающиеся зубы движутся вместе с альвеолой, принимая новое «стабильное» положение. Из практики известно, что в процессе развития вторичной деформации зубы могут сдвигаться в горизонтальном и вертикальном направлениях, возможны повороты в любом направлении.

Попытки дать объяснения этому симптому делались во все время существования научного подхода в стоматологии. В данной работе авторы не ставят перед собой цель детально обсуждать этот вопрос. Заинтересованный читатель сможет найти нужную информацию в работах [1-4].

В своей предшествующей публикации [4] авторы на основе анализа выдвинули гипотезу о возможной природе вторичной деформации, суть которой сводилась к следующему. В норме при целостном зубном ряде на зуб действует комплекс нагрузок различной природы: усилия со стороны пищи, усилия со стороны контактирующих соседних зубов и зубов-антагонистов, усилия со стороны костных тканей альвеолярного отростка, передаваемые через слой периодонта. Все вместе данные усилия образуют уравновешенную (в среднем по времени) систему сил. Геометрия, механические свойства и иные параметры зубочелюстной системы соответствуют гомеостатическому состоянию.

Исчезновение какого-либо зуба приводит к тому, что какие-то из усилий, перечисленных выше, либо изменяются, либо исчезают вовсе. Но адаптационные механизмы работы организма обладают определенной инертностью, их реакция не может быть мгновенной. Поэтому, когда нарушается гомеостатическое состояние, в элементах зубочелюстной системы возникают новые напряжения, отличающиеся от тех, которые возникают при равновесии в норме. Изменение напряжений (вместе с механическими деформациями) запускает механизмы перестройки и адаптационного роста, которые, в свою очередь, изменяют форму и положение лунки и самого зуба.

Существенной отличительной особенностью механизма, предлагаемого авторами, является исследование всего комплекса механических напряжений и деформаций, возникающих в твердых тканях, окружающих зуб. И далее авторы считают, что истинной механической причиной вторичной деформации следует считать не столько силы, действующие на зуб, сколько напряжения, возникающие вокруг него в области альвеолярного отростка.

Подытоживая вышесказанное, при описании вторичной деформации авторами предлагается рассматривать лишь твердые ткани альвеолярного отростка, подверженные действию усилий со стороны мышц в местах их крепления и со стороны зуба, передающего через слой периодонта весь комплекс воспринимаемых им нагрузок.

Цель данного исследования состоит в том, чтобы на конечно-элементной модели рассчитать и проанализировать, какие мгновенные изменения происходят в окружении лунки удаленного зуба. Оценка изменений, в силу особенностей модели, будет производиться на уровне напряжений и деформаций в области костной ткани альвеолярного отростка и соседних зубов. В результате анализа предстоит оценить качественное соответствие между рассчитанным изменением напряженно-деформированного состояния (или его отдельными компонентами и параметрами) и наблюдаемым в клинике направлением развития вторичной деформации. В то же самое время становится возможным выдвинуть гипотезу, подтверждаемую расчетами, о том, что некоторый параметр напряженно-деформированного состояния может быть выбран в данной ситуации в качестве критерия перестройки при вторичном деформировании. Необходимость конкретизации такого критерия очевидна, поскольку в перспективе предполагается решение задачи выбора способа реабилитации больного и оптимального проектирования выбранного метода лечения.

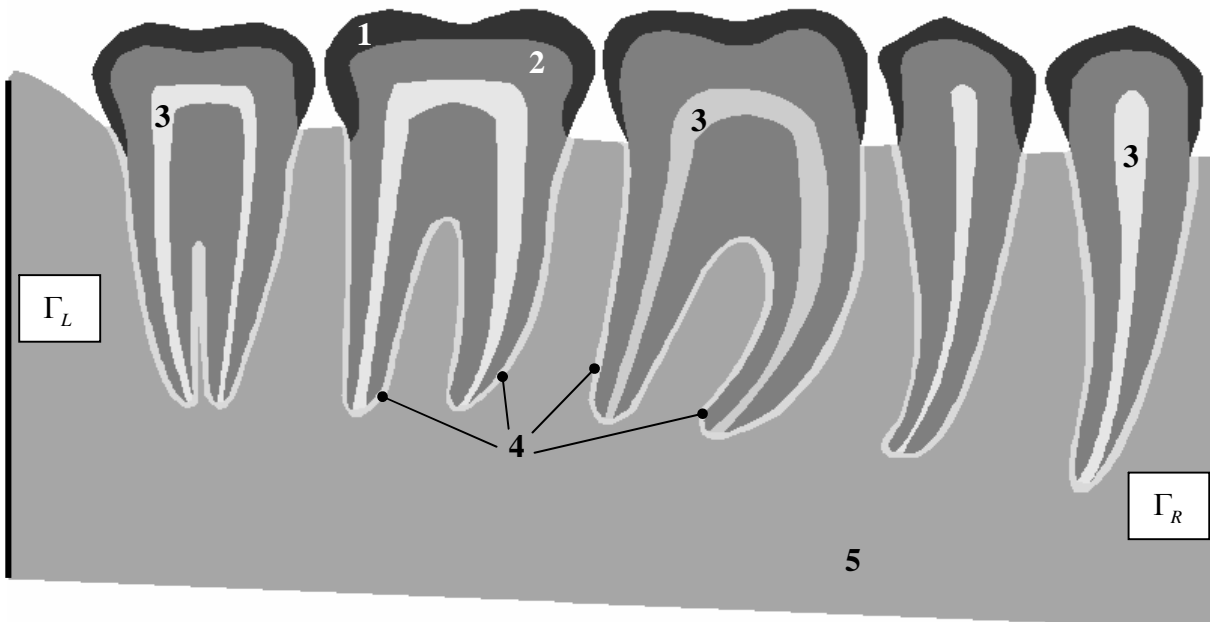


Рис. 1. Конечно-элементная плоская модель фрагмента зубного ряда: 1 – эмаль, 2 – дентин, 3 – пульпа, 4 – периодонт, 5 – альвеолярный отросток, Γ_L , Γ_R – левая и правая границы модели, соответственно. Степень почернения соответствует степени твердости ткани

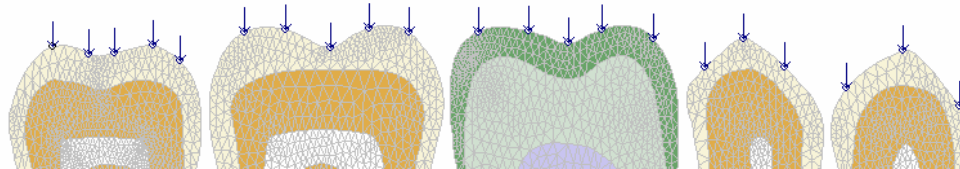


Рис. 2. Форма усилий, прикладываемых к поверхностям зубов

Конечно-элементная модель

Рассматривается линейно-упругая модель области, показанной на рис. 1. Данная модель имитирует 5 крайних зубов нижнего ряда. Антагонисты не рассматриваются. В этой статье авторы не приводят основных соотношений теории упругости и не излагают метод конечных элементов, отсылая при необходимости к соответствующим источникам, например, [5, 6].

На основании одной и той же модели просчитывались две ситуации. В первом случае (*Модель 1*) считалось, что все пять зубов присутствуют на своих местах и испытывают некоторую нагрузку, о которой речь пойдет дальше. Во втором случае (*Модель 2*) третий зуб (на рис. 2 он выделен оттенками серого цвета) убирался, имитируя возникновение дефекта зубного ряда. При этом считалось, что исчезают эмаль, дентин и пульпа третьего зуба, однако периодонтальная прослойка сохраняется. В данной работе анализируется разница между состояниями *Модели 1* и *Модели 2*.

Традиционно выбор граничных условий в задачах биомеханики требует анализа и предположений, поскольку приходится вычленять интересующую область из общего движения биомеханической системы, обладающей в целом сложной геометрией и нетривиальным движением. В этих условиях не всегда возможно заранее, не решая задачи, определить точки (области) с известным перемещением или известным

напряжением. Зачастую этот вопрос исследователи решают интуитивно или на основании эксперимента.

В представленной работе авторы предлагают смешанные граничные условия в таком виде:

$$\begin{aligned} u_x(\vec{r}) = 0 \text{ и } P_y(\vec{r}) = 0 \text{ при } \vec{r} \in \Gamma_L, \\ u_y(\vec{r}) = 0 \text{ и } P_x(\vec{r}) = 0 \text{ при } \vec{r} \in \Gamma_R, \end{aligned} \quad (1)$$

где \vec{P} – вектор плотности поверхностных сил.

Такой выбор граничных условий обусловлен тем, что любой из фрагментов нижней челюсти должен испытывать изгиб, поскольку снизу отсутствует какая-либо опора. Также недопустимо смещение элементов в горизонтальном направлении, что противоречит физическому пониманию процессов деформирования данного тела. Вертикальное перемещение необходимо исключить, для того чтобы избежать движения челюсти вниз как жесткого целого, однако фиксирование отдельной точки или малой части поверхности приводит к возникновению концентраторов напряжений, что также недопустимо при имитации биосистемы.

Из-за различий в форме жевательных поверхностей между *Моделями 1* и *2* в каждой из них задавались собственные силовые граничные условия. Нагрузки, испытываемые зубами, следует считать некоторым эффективным по времени воздействием, пропорциональным интегралу по времени на некотором представительном интервале (например, 1-3 дня или неделя). Поэтому в *Модели 1* нагрузки приложены ко всем зубам, хотя ни одно действительное мгновенное нагружение не соответствует этому. Для выбора значений сил предполагалось, что ежедневные нагрузки вызывают приспособляемость периодонта и окружающих тканей, что отражается на их максимальной выносливости, которая, по-видимому, с ними коррелирует. Таким образом, авторы воспользовались значениями выносливости пародонта к вертикальной нагрузке из [7], которые для мужчин составили 36,5 кг, 60,5 кг, 60,4 кг, 35,3 кг и 36,5 кг в соответствии с расположением зубов на рисунке. Тогда эффективные нагрузки выбирались пропорционально максимальной выносливости с коэффициентом 0,4, который на самом деле в рамках упругости, применяемой в данном исследовании, играет условную роль.

В *Модели 2* 3-й зуб исчезает, следовательно, не может воспринимать ту же нагрузку. Однако общие усилия, развиваемые мышечным аппаратом нижней и верхней челюстей, не успевают перестроиться. Поэтому считается, что суммарная сила, приходящаяся на зубы, не изменяется. Тогда утраченная сила третьего зуба распределяется среди остающихся четырех зубов также пропорционально максимальной выносливости периодонта. Таким образом, сохраняется главный вектор жевательных усилий. Во всех случаях совокупная сила, которая должна прикладываться к зубу, разбивалась на 3 или 5 равных векторов в соответствии с рис. 2.

Свойства использованных в модели материалов приведены в таблице 1. Для ткани альвеолярного отростка было выбрано эффективное значение модуля упругости, поскольку при расчетах не выделяются трабекулярная и кортикальная ткани. Ткань десны считается однородной и изотропной. В *Модели 2* свойства утраченного зуба полагались равными нулю.

Расчеты производились в программных пакетах *Earth* и *Pr_Mech2D*, позволяющих создавать конечно-элементную модель и производить по ней расчеты с различными свойствами ее фрагментов. Всего сетка конечных элементов насчитывала 16536 элементов и 8506 узлов. Рассматривалась плосконапряженная модель.

Таблица 1

Механические свойства элементов модели [8, 9]

Тип ткани	Модуль Юнга, Па	Коэффициент Пуассона ν
Эмаль	$4,800 \cdot 10^{10}$	0,3
Дентин	$1,800 \cdot 10^{10}$	0,3
Кортикальная + трабекулярная ткань	$1,050 \cdot 10^{10}$	0,3
Периодонт, пульпа	$6,664 \cdot 10^6$	0,49

В ходе вычислений определялись напряженно-деформированные состояния *Моделей 1* и *2* и различия по элементам между ними. При этом согласно выдвинутой и проверяемой гипотезе особое внимание уделялось изменению состояния костной ткани альвеолярного отростка. Авторы интересовало лишь мгновенное изменение, которое со временем развилось бы во вторичную деформацию. На основе клинического опыта авторы предположили, что вторичная деформация при таком дефекте будет заключаться в смещении 2-го и 4-го зубов (рис. 1) в область образовавшейся вакансии. Эти зубы будут наклоняться друг к другу, совершая плоское движение. Причем вращательное движение будет более выражено, чем поступательное. 1-й и 5-й зубы также могут сместиться, но в гораздо меньшей степени. В некоторых клинических ситуациях такие деформации 1-го и 5-го зубов не заметны вовсе.

Таким образом, в результатах расчетов изменение напряженно-деформированного состояния сопоставляется с предполагаемым направлением развития вторичной деформации. Однако сами процессы перестройки и разрушений, которые впоследствии произойдут в тканях, не рассчитываются и не анализируются.

Результаты и выводы

Далее авторы приводят результаты расчетов по *Моделям 1* и *2*, а также изменение напряженно-деформированных состояний между ними.

На рис. 3-21 проиллюстрированы компоненты напряженно-деформированного состояния. Комментарии к их содержанию даны в подрисуночных подписях. Стоит отметить, что для наглядности результатов вручную задавались минимальные и максимальные значения для шкалы градуировки серого цвета. Наименьшее значение показано черным цветом, а наибольшее – белым. Если изображаемая величина превышала установленное максимальное значение, она иллюстрировалась белым. Наоборот, значения ниже установленного минимального уровня изображались черным цветом. Поэтому в областях закрепления пиковые напряжения не видны.

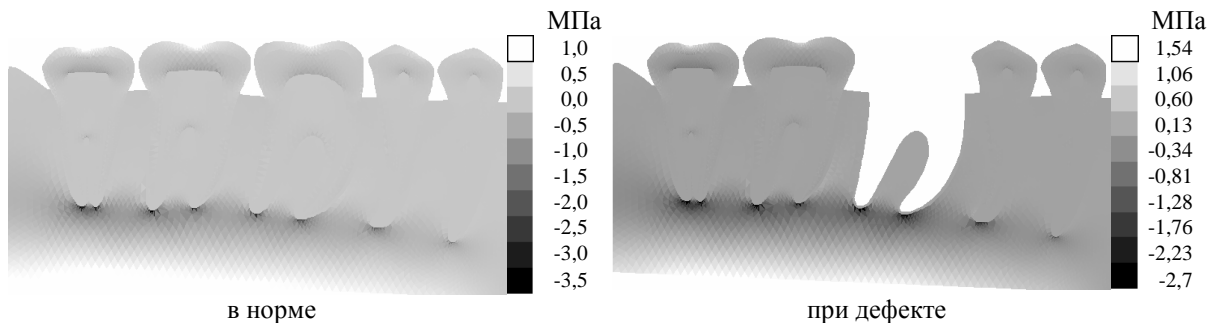


Рис. 3. Горизонтальные напряжения σ_x в норме и при дефекте

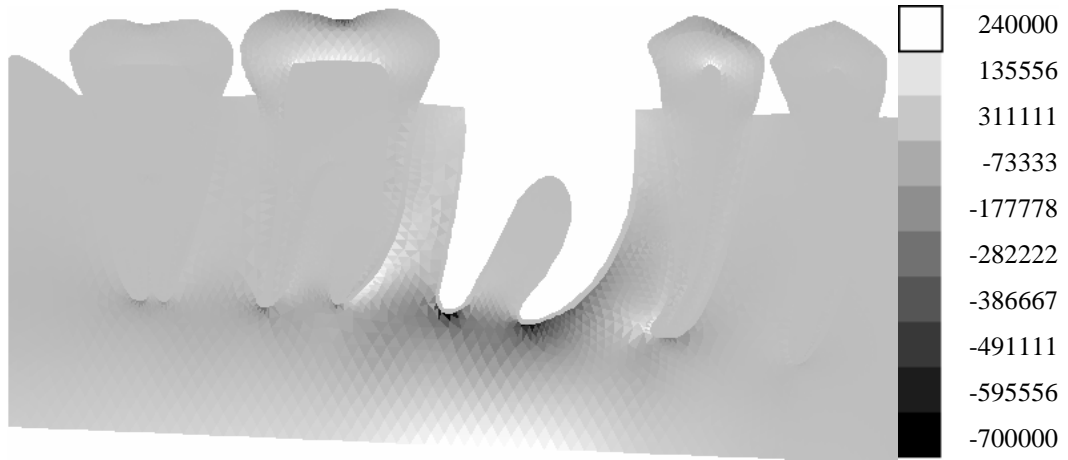


Рис. 4. Изменение горизонтальных напряжений $\Delta\sigma_x$, Па

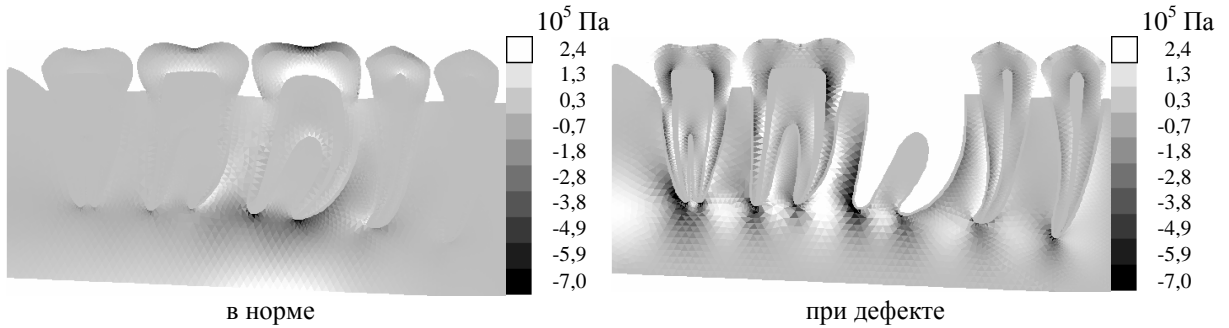


Рис. 5. Вертикальные напряжения σ_y в норме и при дефекте

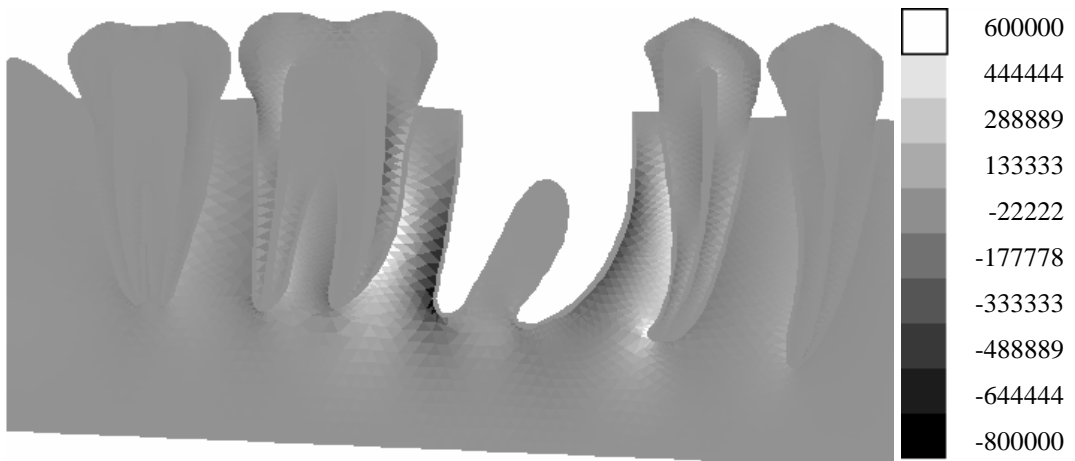


Рис. 6. Изменение горизонтальных напряжений $\Delta\sigma_y$, Па

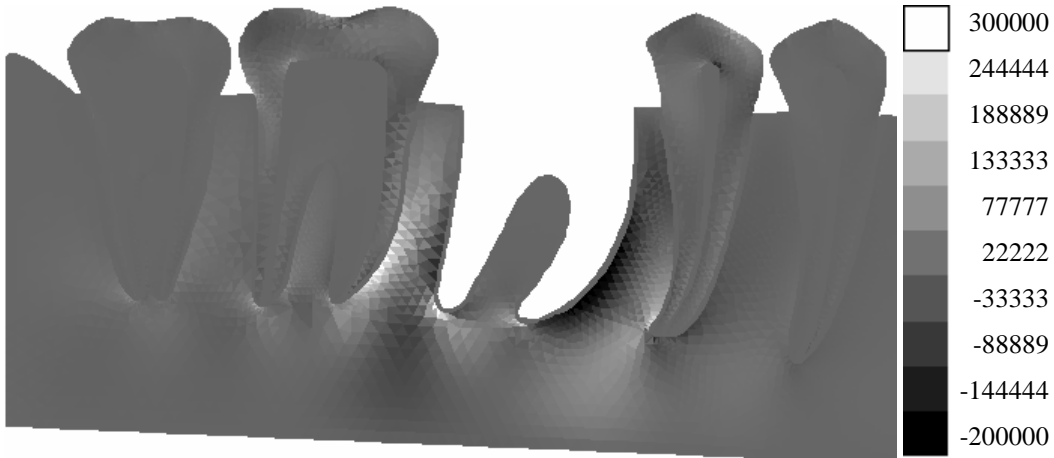


Рис. 7. Изменение сдвиговых напряжений $\Delta\tau_{xy}$, Па

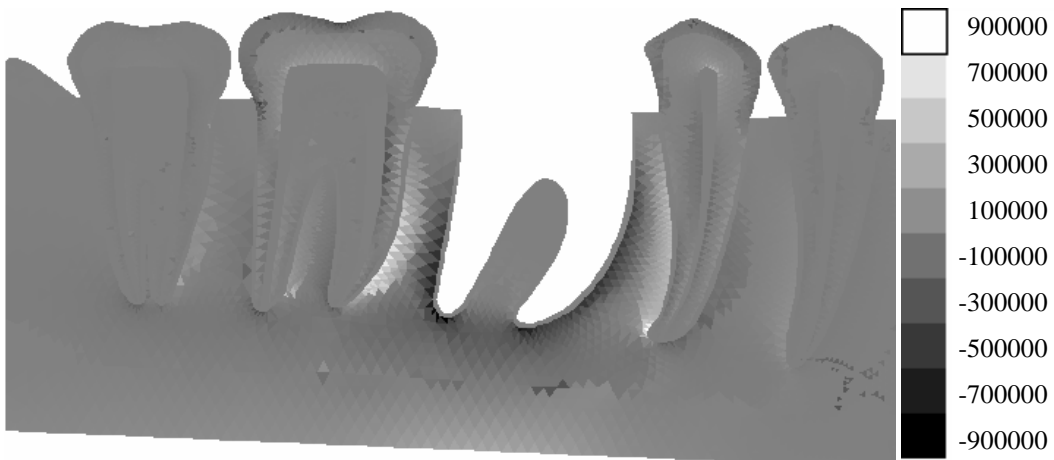


Рис. 8. Изменение первого главного напряжения $\Delta\sigma_1$, Па

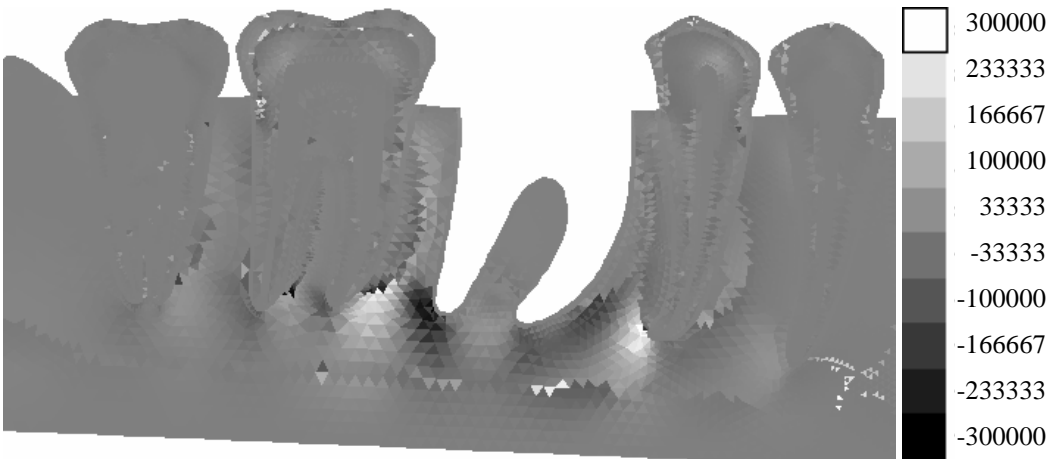


Рис. 9. Изменение второго главного напряжения $\Delta\sigma_2$, Па

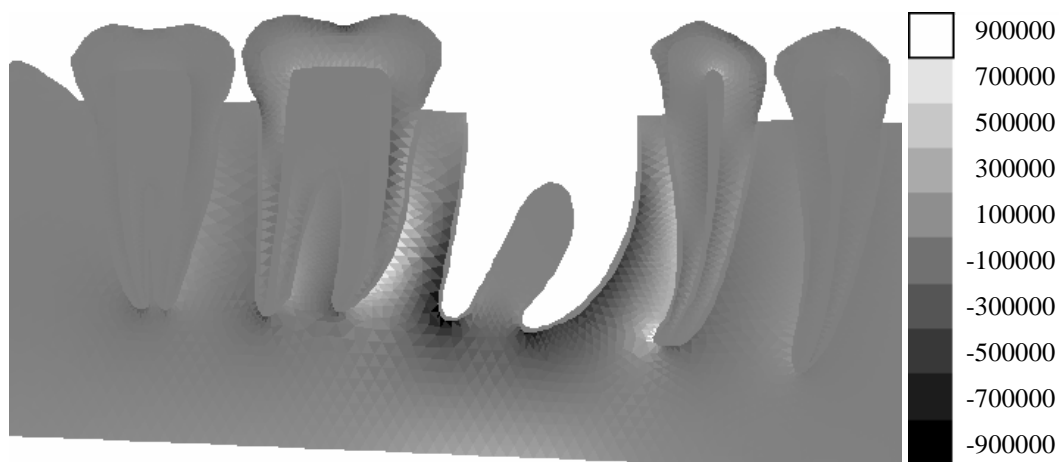


Рис. 10. Изменение интенсивности напряжений $I_1(\sigma)$

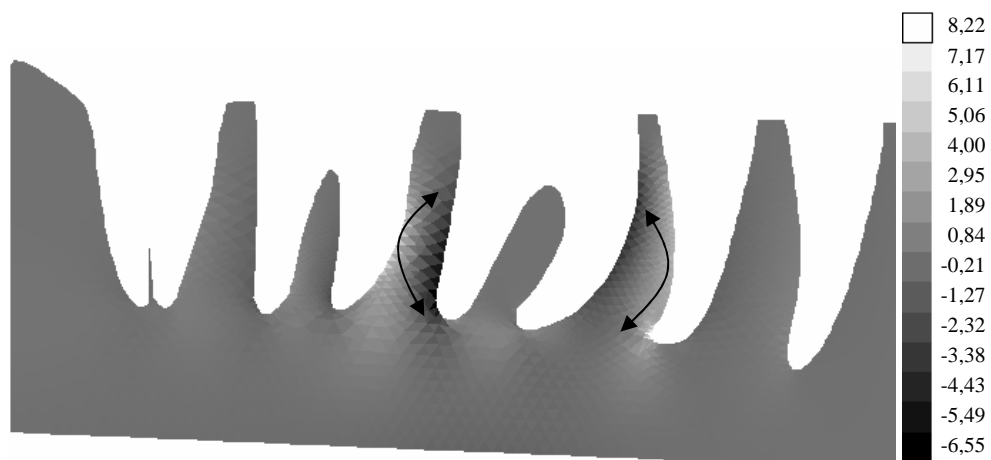


Рис. 11. Изменение вертикальных деформаций $\Delta \epsilon_y \cdot 10^5$

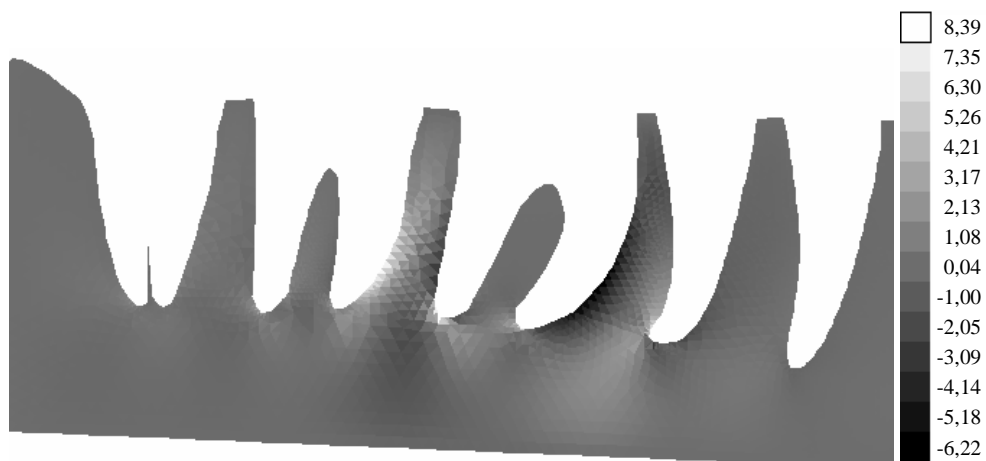


Рис. 12. Изменение изгибных деформаций $\Delta \gamma_{xy} \cdot 10^5$

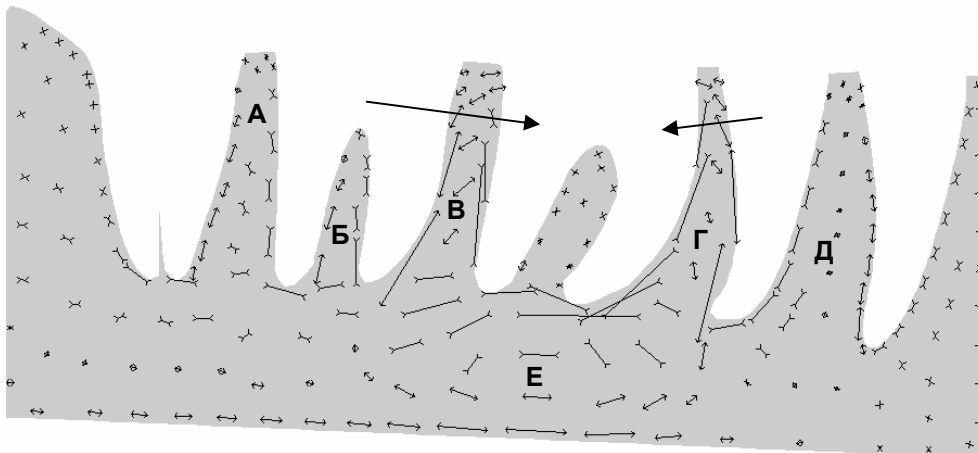


Рис. 13. Изменение первых главных напряжений с учетом направлений главных площадок:
————— — сжимающие напряжения, ————— — растягивающие напряжения

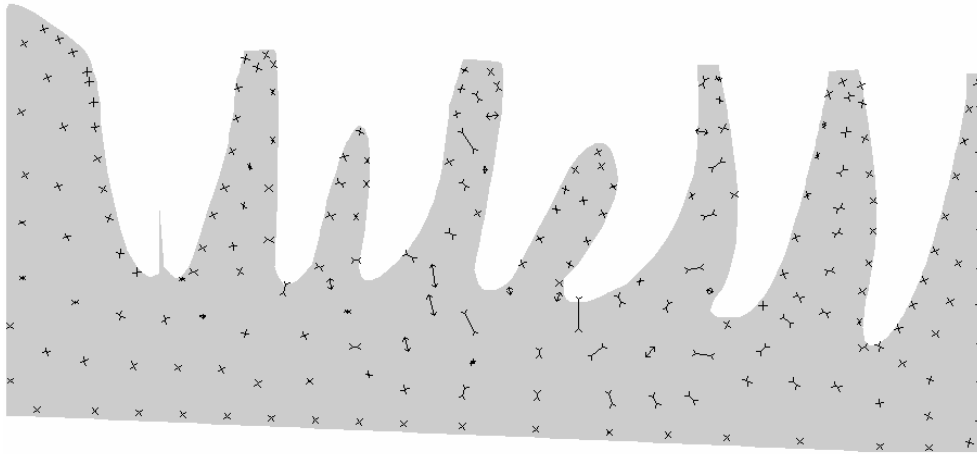


Рис. 14. Изменение вторых главных напряжений с учетом направлений главных площадок

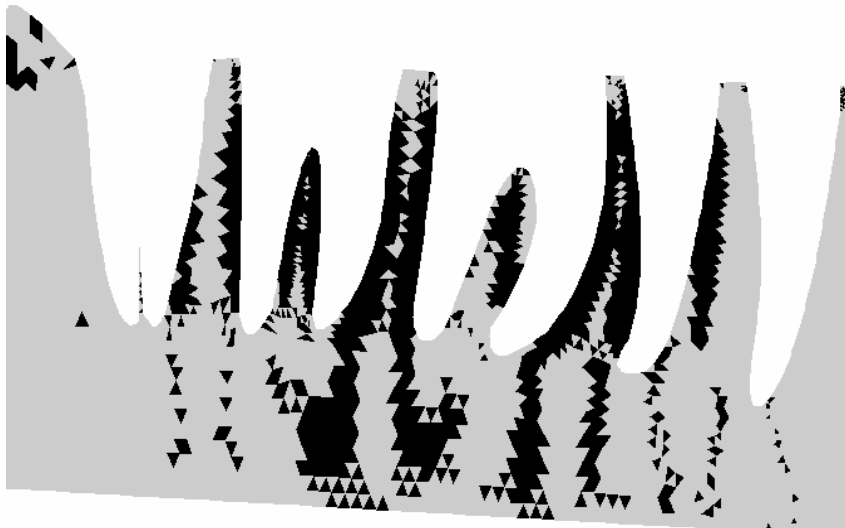


Рис. 15. Черным цветом обозначены области, где вертикальные напряжения изменяются более, чем на 100%, согласно формуле (2)

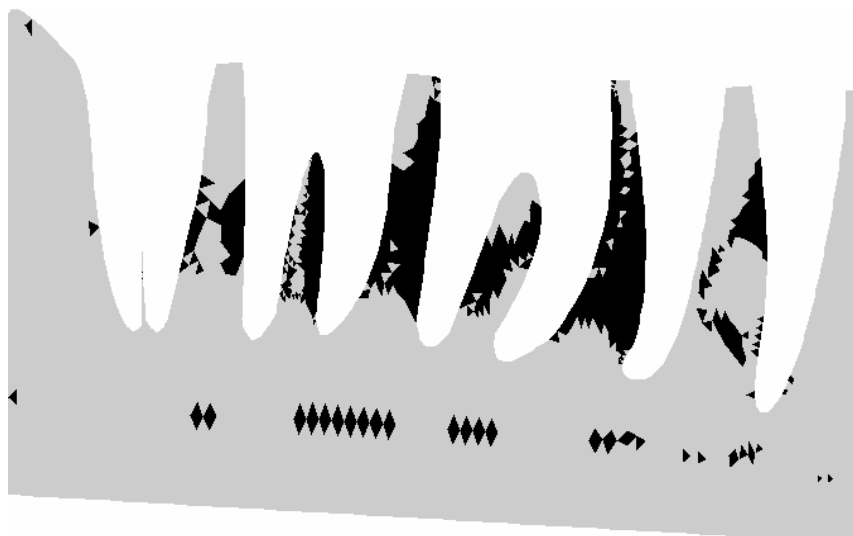


Рис. 16. Черным цветом обозначены области, где горизонтальные деформации изменяются более, чем на 100%, согласно формуле (2)

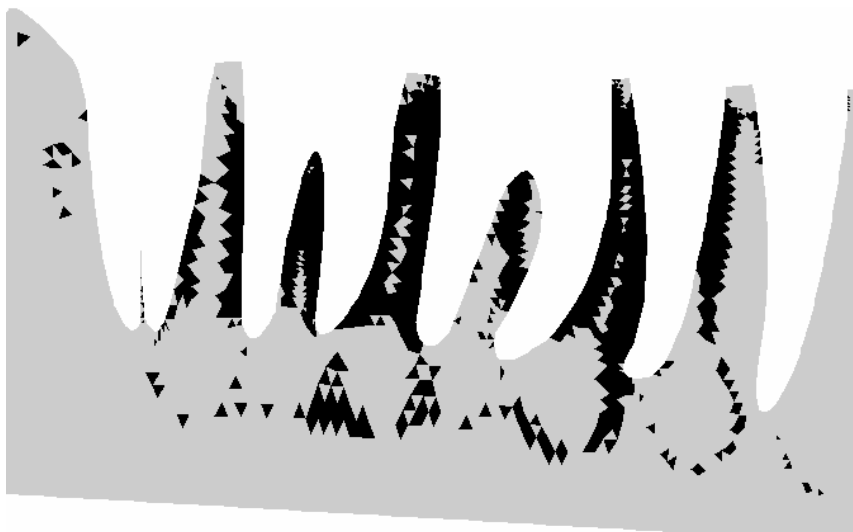


Рис. 17. Черным цветом обозначены области, где вертикальные деформации изменяются более, чем на 100%, согласно формуле (2)

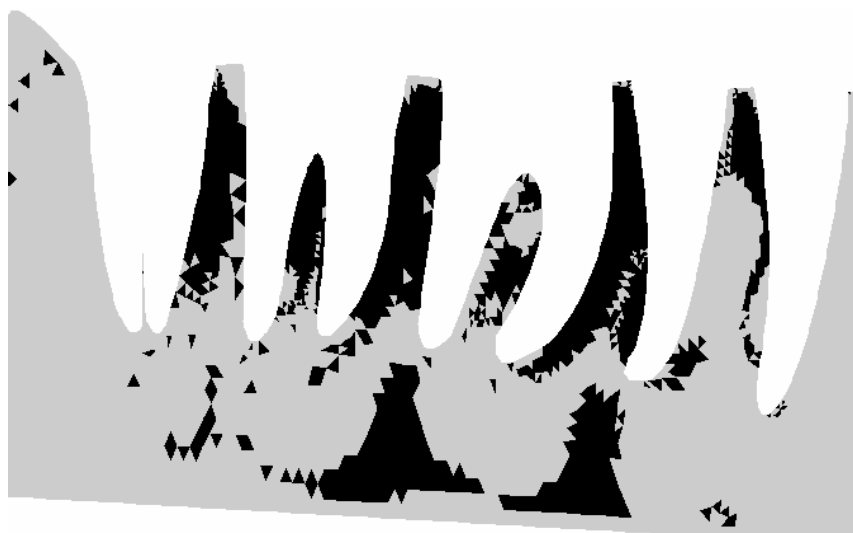


Рис. 18. Черным цветом обозначены области, где изгибные деформации изменяются более, чем на 100%, согласно формуле (2)

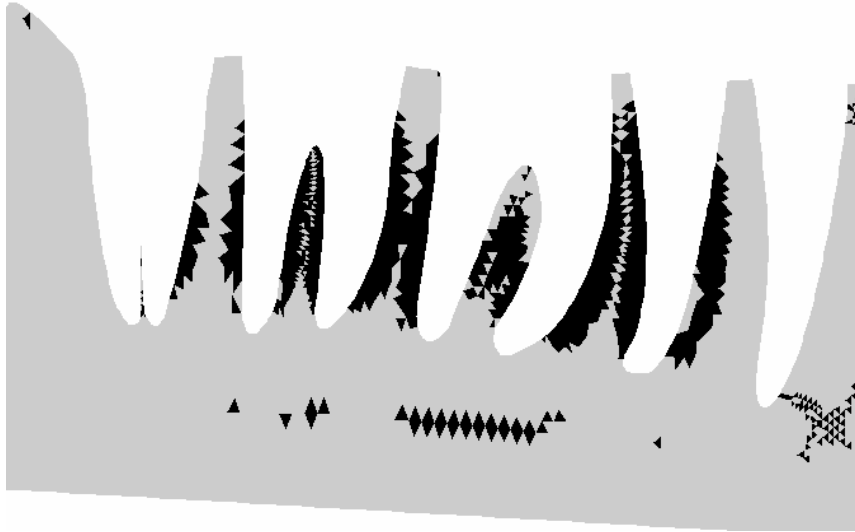


Рис. 19. Черным цветом обозначены области, где поперечные деформации ϵ_z изменяются более, чем на 100%, согласно формуле (2)

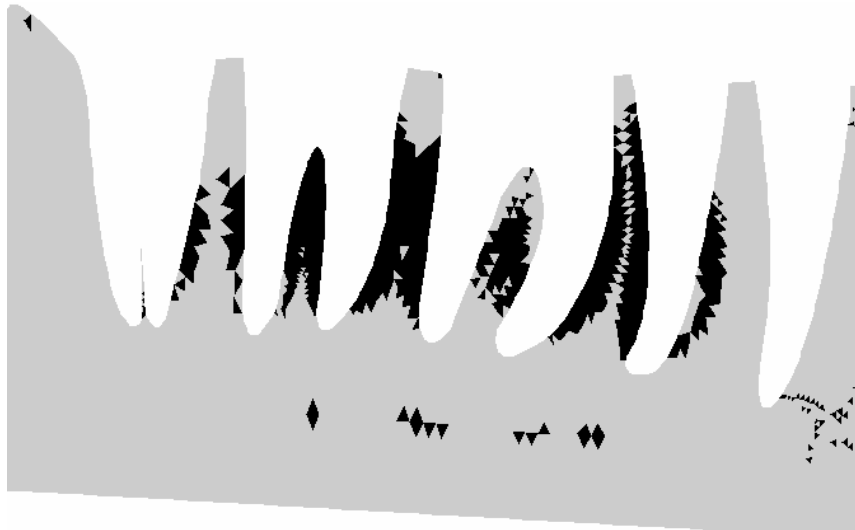


Рис. 20. Черным цветом обозначены области, где первые главные напряжения изменяются более, чем на 100%, согласно формуле (2)

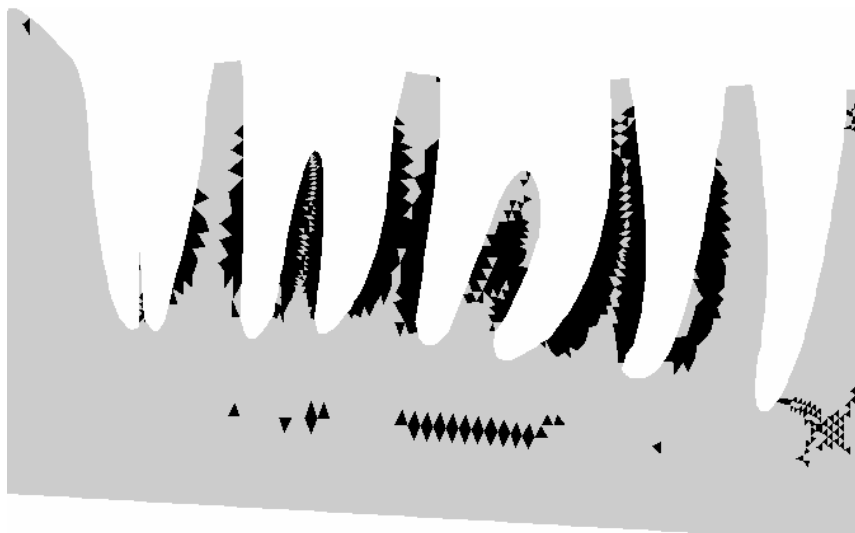


Рис. 21. Черным цветом обозначены области, где интенсивность напряжений изменяется более, чем на 100%, согласно формуле (2)

На основании выполненных расчетов и иллюстраций можно сделать несколько важных выводов, относящихся как непосредственно к поставленному вопросу, так и к смежным проблемам.

По рис. 3 и 5 хорошо видно, насколько равномерно конструкция представленного фрагмента нижней челюсти распределяет нагрузку, полученную эмалевой поверхностью зубов, по объему альвеолярного отростка.

В попытке проследить связь между напряженно-деформированным состоянием, как уже говорилось, интерес представляют не только и не столько сами значения напряжений, деформаций и связанных с ними величин, сколько их изменение. Это обусловлено гипотезой, о которой говорилось во вводной части статьи, и которая обсуждалась в предыдущих публикациях авторов. Как это хорошо видно из отдельных иллюстраций и на основании общего впечатления, такая связь наличествует. Конечно, на данном этапе исследований не выдвигался никакой объективный критерий корреляции между изменением напряженно-деформированного состояния и направлением развития вторичной деформации. Однако это не мешает с определенной уверенностью говорить о существовании такой связи. Если попытаться обобщить и сравнить иллюстрации, основные изменения локализуются в области стенок между альвеолой 3-го зуба и альвеолами 2-го и 4-го. Также заметны значительные изменения непосредственно на нижней границе альвеол 2-го и 4-го зубов. Направления изменений соответствуют высказанному предположению о направлении развития вторичной деформации оставшихся зубов. Более детально такая связь прослеживаются дальше.

Некоторые обобщающие результаты расчетов сведены в таблицу 2, при составлении которой рассматривались минимальные и максимальные значения выбранных величин и их изменение при возникновении дефекта. Требуется пояснить, что минимальное и максимальное изменения по элементам означают, что сначала в каждом элементе определялась разница между значением при дефекте и в норме, а после из полученных значений определялись наибольшее и наименьшее значения. Максимальное относительное изменение величины по элементам вычислялось по формуле

$$\text{Max}_i \left(\frac{a_d - a_n}{a_n} \text{Sign}(a_d a_n) \right) 100\% , i = \overline{1, 16536} \quad (2)$$

где a_d , a_n – значения исследуемой величины при дефекте и в норме соответственно, функция Sign определяет знак аргумента, i – индекс конечного элемента. В результате определения такой величины получились достаточно большие значения, которые означают, что в модели присутствуют области, в которых переменные напряженно-деформированного состояния возрастают не только кратно, но и на порядки. Очевидно, что здесь сыграли свою роль скачки значений, вызванные погрешностью, обусловленной разбиением на конечные элементы. Тогда авторы исследовали области, в которых возникают значительные изменения, выраженные увеличением более чем в 2 раза. Такой анализ привел к появлению диаграмм, изображенных на рис. 15-21, которые явно указывают на то, что резкие изменения происходят не только в тех местах, где можно было ожидать концентрации напряжений, но также в областях, удаленных от присутствующих неоднородностей. Интересно наблюдение, что области, отмеченные черным цветом, на всех рисунках в той или иной степени соответствуют областям в кости, где при образовании дефекта зубного ряда начинают происходить не только процессы перестройки, но и разрушения. Вертикальные напряжения (рис. 15), вертикальные деформации (рис. 17), поперечные деформации (рис. 19), главные напряжения (рис. 20), интенсивность напряжений (рис. 21) указывают на значительные изменения, прежде всего, в областях боковых границ стенок альвеол с периодонтом.

Именно в этих местах начинается резорбция костной ткани, если жевательную нагрузку с помощью протеза перенести на соседние зубы, которые со временем могут увеличивать свою подвижность и расшатываться. Изменение горизонтальных, вертикальных, изгибных и поперечных деформаций (рис. 16-19) указывают на область Е (рис. 13), где, как известно по работе [3], протекают процессы гистологического характера, сопровождающиеся зачастую локальными разрушениями.

Далее авторы предлагают обратить внимание на напряжения. Изменения горизонтальной компоненты тензора напряжений σ_x не так заметны. Об этом свидетельствуют иллюстрации на рис. 3 и 4 и данные таблицы 2. Этот факт понятен, если учесть, что к модели приложены вертикальные нагрузки. Но распределение и горизонтальной, и остальных компонент напряжений указывает на то, что приложение такой нагрузки, которая равнялась бы полученным изменениям, в виде массовых сил к стенкам, разделяющим альвеолы, привело бы к их загибанию в область образовавшейся вакансии. Наиболее ярко о таком направлении изменений свидетельствуют диаграммы на рис. 8, 10 и 13. Так, на рис. 13 изображено первое главное напряжение с помощью стрелок, длина которых соответствует его величине, а направление – главной первой оси тензора $\tilde{\sigma}$. Распределение и направление указанных стрелок совпадает с направлением изменений, которые произойдут в кости через несколько недель в результате вторичной деформации зубов. Действительно, в областях А, Б и В под действием изображенных изменений должен произойти изгиб отмеченных стенок по часовой стрелке, что привело бы к повороту 2-го зуба в область вакансии. Изменение величины σ_1 и его направление в областях Г и Д, будучи реальной нагрузкой, привело бы к повороту указанных стенок и с ними 4-го зуба против часовой стрелки также в область вакансии. Однако наличие ротационного эффекта в области Е способствовало бы тому, центры указанных зубов также сместились бы в область вакансии. Совокупность приведенных эффектов создала бы нетривиальное плоское движение 2-го и 4-го зубов при удалении 3-го, как это показано стрелками на рис. 13.

Поля изменений компонент тензора деформации, в принципе, дают аналогичную картину, повторяя те тенденции, которые были выявлены для напряжений.

Как можно заметить, приведены диаграммы не для всех значений, указанных в таблице 2. Это вызвано соображениями объема и тем, что исключенные иллюстрации не настолько очевидно характеризуют направление развитие вторичной деформации.

По диаграммам видно, что практически отсутствуют отклонения на периферии, на отдалении больше, чем 2 зуба от возникшего дефекта.

Модель плоская, не учтены выходящие за плоскость ткани, поэтому возможны погрешности по отношению к реальной картине.

Очень высокие деформации возникают в периодонтальной прослойке, что связано с низким модулем упругости этого материала. Пульпа, имеющая в модели те же свойства, деформируется меньше, поскольку имеет укрепляющее окружение в виде дентина.

У края периодонта при образовании дефекта увеличиваются горизонтальные деформации, что в долгосрочной перспективе также может способствовать расшатыванию зубов.

Таблица 2

Диапазоны изменений основных характеристик напряженного деформированного состояния

Параметр	В норме		При дефекте		Изменение длины диапазона, %	Относительное изменение min, %	Относительное изменение max, %	Минимальное изменение по элементам	Максимальное изменение по элементам	Максимальное относительное изменение величины по элементам, %
	min	max	min	max						
σ_x	-3750790 Па	1467900 Па	-3888260 Па	1540830 Па	4.03	3.67	4.97	0.40000 Па	869350 Па	209951
σ_y	-1313370 Па	231600 Па	-1278620 Па	628511 Па	23.44	-2.65	171.38	0.07200 Па	924912 Па	169487
τ_{xy}	-636278 Па	1101070 Па	-627968 Па	1159870 Па	2.91	-1.31	5.34	0.90000 Па	338871 Па	413686
$\varepsilon_x \cdot 10^3$	-0.33118	0.13998	-0.34351	0.14692	4.09	3.72	4.96	0.00000	0.07746	159993
$\varepsilon_y \cdot 10^3$	-0.12309	0.06158	-0.08230	0.08183	-11.12	-33.14	32.88	0.00000	0.08225	81428
$\gamma_{xy} \cdot 10^3$	-0.15756	0.27265	-0.15550	0.28721	2.91	-1.31	5.34	0.00000	0.08391	413691
$\varepsilon_z \cdot 10^3$	-0.04176	0.13320	-0.04387	0.14062	5.44	5.04	5.57	0.00000	0.03279	3775982
σ_1	-3763517 Па	1470571 Па	-3922598 Па	1543701 Па	4.44	4.23	4.97	7.43498 Па	963004 Па	4852
σ_2	-925156 Па	229355 Па	-999072 Па	349633 Па	16.82	7.99	52.44	0.0063 Па	503891 Па	471364
$I_1(\sigma)$	-4662074 Па	1461605 Па	-4847754 Па	1535364 Па	4.24	3.98	5.05	1.591 Па	1147606 Па	3790454
$I_2(\sigma)$	$-2.31 \cdot 10^{10} \text{ Па}^2$	$3.38 \cdot 10^{12} \text{ Па}^2$	$-2.43 \cdot 10^{11} \text{ Па}^2$	$3.63 \cdot 10^{12} \text{ Па}^2$	7.30	5.15	7.31	9529 Па^2	$1.02 \cdot 10^{12} \text{ Па}^2$	1135796

Примечание: Положительное изменение, выраженное в процентах, свидетельствует о росте абсолютного значения, отрицательное – о снижении

Конечно, организм обладает приспособительными функциями, и те катастрофические изменения, которые мгновенно возникают в пародонте, со временем нивелируются за счет регуляризации. Так, снижаются мышечные усилия, уменьшая жевательную нагрузку, также развивается перестройка в области костной ткани, изменяющая механические свойства. Вдобавок, человек, получивший подобную травму, не сразу начнет пользоваться в полной мере данной областью зубного ряда.

Тем не менее, по результатам проведенных исследований очевидно, что в костной ткани альвеолярного отростка при образовании вакансии зубного ряда происходят изменения механического состояния, качественно совпадающие с направлением развития вторичной деформации, наблюдаемой в клинике. Следовательно, ее причиной могут быть не силы, действующие на зуб, утративший антагониста или соседа, а механические напряжения и деформации в области сохранившегося пародонта.

Такой вывод позволит в дальнейшем говорить о задачах оптимального проектирования методов реабилитации больных, утративших зубы и, возможно, приобретших вторичную деформацию зубного ряда, как о проблемах управления напряжениями и деформациями.

Список литературы

1. *Гаврилов, Е.И.* Деформация зубных рядов / Е.И. Гаврилов. – М.: Медицина, 1984.
2. *Пономарева, В.А.* Механизм развития и способы устранения зубочелюстных деформаций / В.А. Пономарева. – М.: Медицина, 1964.
3. *Пономарева, В.А.* Перестройка зубочелюстной системы при образовании зубочелюстных деформаций после частичной потери зубов и подготовка полости рта к протезированию/ В.А. Пономарева : автореф. дис... д-ра мед. наук. – М. – 1968.
4. *Вершинин, В.А.* Биомеханические аспекты вторичной деформации зубов / В.А. Вершинин, В.Ю. Кирюхин, Г.И. Рогожников // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Том 8, № 2. – С 19-28.
5. *Лурье, А.И.* Теория упругости / А.И. Лурье. – М.: Наука, 1970.
6. *Бояршинов, М.Г.* Численные методы. Часть 3 / М.Г. Бояршинов. – Пермь: ПГТУ, 2002.
7. *Амираев, У.А.* К вопросу о выносливости пародонта зубов / У.А. Амираев, Г.С. Николаев, В.П. Шатунов – М., 1972. – С. 32-34.
8. *Pechenov, V.S.* Finite Element Stress Analysis of Tooth Crowns with Titanium Inlays / V.S. Pechenov, N.B. Astashina, Y.I. Nyashin, G.I. Rogozhnikov // Russian Journal of Biomechanics. – 1997. – Том 1, № 1-2. – P. 108-118.
9. *Nyashin, M.Y.* Determination of Optimal Orthodontic Forces / M.Y. Nyashin, V.S. Pechenov, F.G. Rammerstorfer // Russian Journal of Biomechanics. – 1997. – Том 1, № 1-2. – P. 84-96.

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF MECHANICAL FACTORS OF SECOND DEFORMITY ARISING

V.Y. Kiryukhin, G.I. Rogozhnikov, V.A. Vershinin (Perm, Russia)

In this study the analysis of the stress and strain state of the low dentition fragment is produced study by means of the finite element method. The aim of the evaluation is to investigate the changing mechanical state of the teeth and the alveolar process when defect of the dentition (one tooth loss) arises. The reseach is focused on the changing parameters of stress and strain state. As a result the model values which modifications correspond to the desirable direction of second deformity development are illustrated and noted.

Key words: dentofacial system, biomechanics, finite element method, second deformity.

Получено 5 сентября 2005