

УДК 531/534: [57+61]

О БИОМЕХАНИКЕ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ НЕСЪЕМНЫМИ ПРОТЕЗАМИ

А.Н. Чуйко¹, А.В. Олейник²

¹ Кафедра механики и графики Харьковского государственного университета питания и торговли, Украина, 61061, Харьков, ул. Клочковская, 333, e-mail: achuiko@mail.ru

² Кафедра ортопедической стоматологии, Национальный медицинский университет им. А.А. Богомольца, Украина, 01601, Киев, бульвар Т. Шевченко, 13

Аннотация. Проведен биомеханический анализ нижней челюсти человека в норме, при одностороннем включенном дефекте и после протезирования несъемными конструкциями. Исследование проводилось на плоской модели зубного ряда, включающей зубы от клыка до третьего моляра. Область каждого зуба содержит следующие структурные составляющие: собственно зуб, включающий коронку (эмаль), шейку зуба и корень (дентин), периодонтальную щель, компактную пластинку и губчатое вещество зубной альвеолы. Получены рекомендации для планирования ортопедического лечения пациентов с односторонними включенными дефектами зубного ряда в боковом участке нижней челюсти несъемными конструкциями зубных протезов.

Ключевые слова: биомеханика, биомеханический анализ, нижняя челюсть, плоская модель, включенный дефект зубного ряда, напряженно-деформированное состояние зубочелюстной системы, мостовидный зубной протез.

ВВЕДЕНИЕ

Согласно литературным источникам и клиническим данным частичная потеря зубов является одной из распространенных патологий в клинике ортопедической стоматологии. При нарушении непрерывности зубных рядов развивается сложный комплекс морфологических и функциональных нарушений, которые проявляются в пародонте оставшихся зубов, а также в жевательных мышцах и височно-нижнечелюстных суставах [4].

Особого внимания заслуживает проблема протезирования включенных дефектов зубного ряда в боковом участке нижней челюсти. Протезирование в данном случае решает целый ряд задач: восстанавливается целостность зубного ряда, предупреждается снижение межальвеолярной высоты и возникновение мышечно-суставных дисфункциональных состояний, предотвращается перегрузка пародонта оставшихся зубов и развитие деформаций [3]. Наиболее сложным для рационального протезирования является случай, когда включенные дефекты дистально ограничены только одним зубом, при этом возможны варианты наличия или отсутствия мезиального наклона оси опорного зуба.

Имеет значение и тот факт, что при включенных дефектах в боковом участке пациенты обращаются с целью протезирования в отдаленные сроки, мотивируя это отсутствием эстетического дефекта и частичной компенсацией потери жевательной

© Чуйко А.Н., Олейник А.В., 2009

Чуйко Анатолий Николаевич, доцент кафедры механики и графики, Харьков

Олейник Александр Владимирович, ассистент кафедры ортопедической стоматологии, Киев

эффективности. И только наличие мышечно-суставных дисфункций вынуждает их обращаться за ортопедической помощью. Однако отсутствие субъективных жалоб пациентов не всегда означает компенсацию утерянной функции жевания и отсутствие изменений в жевательных мышцах.

Решение этих задач в полном объёме невозможно без учёта напряжённо-деформированного состояния (НДС) зубочелюстной системы у пациентов с включёнными дефектами зубных рядов, которое может быть определено методом конечных элементов.

Целью исследования является обобщение данных клинического обследования пациентов с односторонними включёнными дефектами зубных рядов в боковом участке нижней челюсти; анализ НДС зубочелюстной системы у этой категории пациентов и разработка методологических подходов по оптимизации восстановления функции жевания.

РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

В клиническом исследовании принимали участие 52 пациента в возрасте от 30 до 60 лет (среди них 30 мужчин (57,7%) и 22 женщины (42,3%)), которые имели включённые дефекты зубных рядов на нижней челюсти.

С учётом цели работы была выделена отдельная группа из 34 пациентов с включёнными дефектами, дистально ограниченными в боковом участке только одним зубом (среди них мужчин 19 (55,8%) и женщин 15 (44,2%)); основные жалобы среди пациентов этой группы были на нарушение жевательной функции. В частности, 14 пациентов (9 мужчин (26,5%) и 5 женщин (14,7%)) жаловались на невозможность жевания на стороне дефекта (даже при потере одного моляра); 20 пациентов (13 мужчин (38,2%) и 7 женщин (20,6%)) жаловались на невозможность жевания на здоровой стороне.

При обследовании зубных рядов у пациентов, имеющих проблемы с жеванием на здоровой стороне, в 12 случаях (60%) выявлен мезиальный наклон зуба, ограничивающего дефект дистально, который приводил к образованию гипербалансирующего контакта на внутренних скатах жевательных зубов. В 8 случаях (40%) выявлен язычный наклон, при котором образовывались контакты щёчных бугров нижнего моляра с нёбными буграми одноимённого верхнего моляра.

Образование гипербалансирующих контактов проявляется преждевременными контактами на нерабочей стороне, которые препятствуют окклюзионным контактам рабочей стороны. Это вынуждает пациентов жевать на стороне дефекта зубного ряда, что негативно сказывается на функционировании всей зубочелюстной системы (ЗЧС).

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ НЕСЪЁМНЫМИ КОНСТРУКЦИЯМИ

Особенности конечно-элементной модели ЗЧС в норме

Под влиянием усилий, возникающих в зубочелюстной системе, происходит деформация всех тканевых элементов пародонта: зуба, кости альвеолы и десны с надкостницей, а также связочного аппарата – периодонта. Возникающие напряжения являются не только функциональными раздражителями сосудистых и нервных элементов пародонта, играющих важную роль в рефлекторной регуляции жевательного давления. Эти напряжения при определенных значениях, длительности и характере

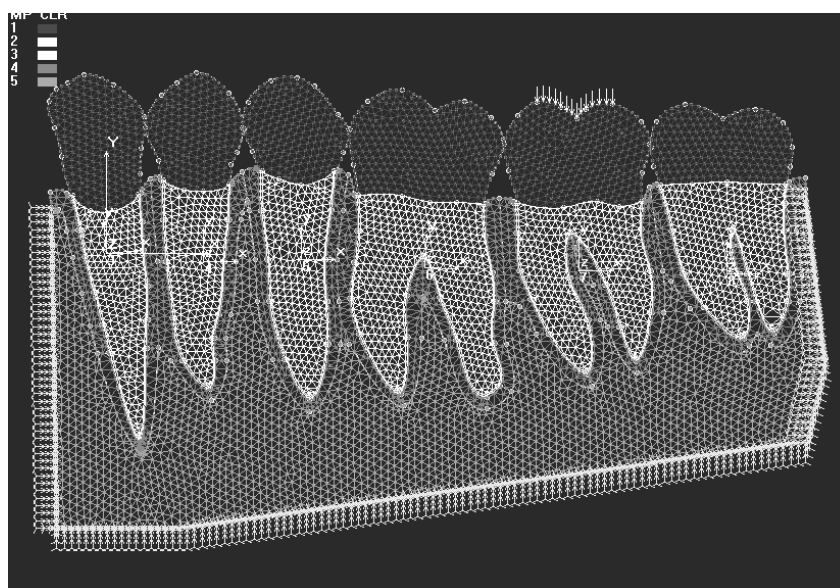


Рис. 1. Конечно-элементная модель зубного ряда

действия могут привести к структурной перестройке костных тканей и, как следствие, возникновению различных патологий.

В развитие работы [6], в которой представлено исследование напряженно-деформированного состояния отдельных зубов, обратимся к построению конечно-элементной модели зубного ряда в норме. В качестве первого приближения рассмотрим плоскую модель, содержащую зубы 3, 4, 5, 6, 7, 8-й нижней челюсти человека (рис. 1). Построение объемной (трехмерной) модели принципиальных трудностей, кроме значительно большей трудоемкости, не содержит.

Модель зубного ряда, изображенная на рис. 1, содержит следующие основные структурные составляющие: зубы, включающие коронку (эмаль), шейку зуба и корень (дентин); периодонтальную щель; компактную пластинку зубной альвеолы и губчатое вещество. Усложнение модели за счет введения других структурных составляющих, например надкостницы альвеолярной кости, возможно при наличии данных о ее размере и механических свойствах. Конфигурация модели или ее отдельных составляющих может оперативно изменяться в зависимости, например, от данных рентгенограммы конкретного пациента.

Десна (слизистая оболочка) в состав ЗЧС не включалась, так как, на наш взгляд, ее влияние на прочность ЗЧС незначительно и нет достоверных данных о ее механических свойствах. Также с целью некоторого упрощения модели цемент зуба, напоминающий по строению кость, включен в конфигурацию корня зуба.

Особое внимание при построении модели уделялось размерам периодонтальной щели и механическим свойствам периодонта. Ширина щели выполнена переменной: в пришеечном сечении 0,25 мм, в первой трети длины корня 0,15 мм, в апикальной части максимальная ширина 0,28 мм. Естественно, ширина периодонтальной щели может быть изменена как в зависимости от данных разных авторов, размеров щели конкретного зуба, так, например, и в зависимости от атрофических процессов в костной ткани альвеолы.

В изображенной модели профиль каждого зуба выполнен достаточно точно в соответствии с атласом *Ash* и *Nelson* [8]. Для того чтобы разрабатываемая плоская модель была адекватна реальной челюсти не только качественно, но и количественно, особое внимание уделялось толщине каждого элемента зубочелюстного сегмента. Эта толщина определялась по равенству объемов частей реального зуба и

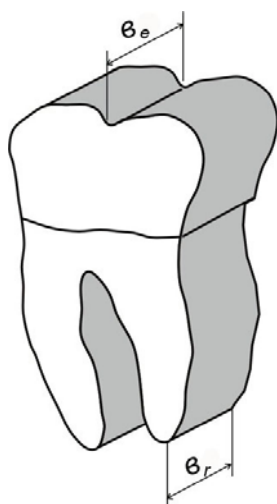


Рис. 2. Схема сохранения адекватности плоской модели и объемного зуба

Таблица 1

Числовые значения «толщин» структурных составляющих модели (см. рис. 1) и число элементов, использованное для моделирования каждой структурной составляющей*

Параметры модели		Зубы											
		Клык		Первый премоляр		Второй премоляр		Первый моляр		Второй моляр		Третий моляр	
		Э	Д	Э	Д	Э	Д	Э	Д	Э	Д	Э	Д
Толщина, мм		4,5	5,0	5,0	4,0	5,5	5,0	9,0	7,0	8,5	6,0	8,0	6,0
Число элементов		411	388	363	382	357	448	590	785	544	586	410	567
	щель	148		130		138		216		196		172	
	комп. ткань	1766											
	губч. ткань	3872											

* Э – эмаль, Д – дентин

смоделированного (рис. 2), что выразилось в соответствующем определении площади сечения в орально-вестибулярном направлении [6]. Каждому элементу модели присваивается необходимая «заданная» толщина (b_e – для эмали, b_r – для корня и т.д.).

Принципиальным отличием разрабатываемой модели, кроме количества зубов, является установка контактных элементов (работающих только при сжатии) между поверхностью корня каждого зуба и внутренней поверхностью стенки альвеолы и между контактными площадками соседних зубов. Таким образом, упругая деформация периодонта (его «обжатие») происходит только до возникновения контакта между соприкасающимися поверхностями. При дальнейшем увеличении нагрузки

деформируется не только зуб и периодонт, но и весь альвеолярный отросток. Фактически создана модель, которая в технике называется «конструкция с зазором».

Расстояние между контактными площадками соседних зубов выдержано близким к 0,05 мм. Только после перемещения зубов под действием нагрузки, так что этот промежуток исчезает, начинается их контактное (одностороннее) взаимодействие. Общее число контактных элементов равно 556. Общее число элементов в модели (см. рис. 1) равно 13026.

Геометрические размеры и механические характеристики всех структурных составляющих модели могут оперативно изменяться для обеспечения индивидуального подхода в каждом конкретном случае. Например, механические свойства ЗЧС в зоне больного зуба могут значительно отличаться от свойств костных тканей в зоне здорового зуба.

Основные механические характеристики структурных составляющих модели [5] приведены в табл. 2. Дополнительно включены данные для бюгодента (материала, из которого изготавливается мостовидный протез).

В табл. 2 обозначены: E – модуль упругости костной ткани; μ – коэффициент Пуассона; $\sigma_{в.р}$ и $\sigma_{в.с}$ – предел прочности при растяжении и сжатии соответственно. Пределы прочности приведены в таблице для справки, чтобы можно было сравнить получаемые действующие напряжения с разрушающими.

Приведенные механические характеристики тканей пародонта отражают только упругие (линейные) свойства костных и мягких тканей. Однако костные и тем более мягкие ткани обладают существенной пластичностью, т.е. нелинейностью [6]. Современные программы, реализующие метод конечного элемента (МКЭ), позволяют учитывать любой тип нелинейности при наличии достоверных исходных данных. При анализе линейной модели, которая является более жесткой системой, чем реальная биосистема, следует учитывать, что получаемые с ее помощью перемещения будут меньше, а напряжения больше именно на столько, на сколько введенные механические характеристики отличаются от реальных. В наибольшей степени, применительно к данной модели, это замечание следует отнести к механическим свойствам периодонта.

В работе *U. Mandel* и *R.B. Ashman* [9] предложена простая модель периодонта с модулем упругости $E = 50$ МПа. Эта модель плохо учитывает гидравлические свойства кровеносных сосудов, из которых наряду со связками в основном и состоит периодонт. Кроме того, длина периодонтальной связки *in vivo* может значительно превосходить реальную ширину периодонтальной щели, которая для зуба в норме колеблется в пределах от 0,14 до 0,35 мм. Если при моделировании площадь поверхности корня и ширина периодонтальной щели вводятся в соответствии с реальными данными модели (см. рис. 1), то значение коэффициента жесткости будет завышено и при вычислениях модуль упругости E следует уменьшать. Для предлагаемой модели проведен ряд последовательных расчетов с различными значениями модуля упругости периодонта

Таблица 2

Основные механические характеристики, присвоенные структурным составляющим модели

Элемент модели	Механические характеристики			
	E , МПа	μ	$\sigma_{в.р}$, МПа	$\sigma_{в.с}$, МПа
Эмаль	$4 \cdot 10^4$	0,3	1,1–34	130–380
Дентин	$1,56 \cdot 10^3$	0,3	2–104	230–310
Компактная ткань	$1,37 \cdot 10^4$	0,3	40–50	50–400
Губчатая ткань	$6,89 \cdot 10^3$	0,3	10–20	26–160
Периодонт	0,5–50,0	0,45	3,8	
Бюгодент	$2,22 \cdot 10^5$	0,3	$8 \cdot 10^2$	

(от 50 МПа до 0,5 МПа) [9] и последующим построением графических зависимостей перемещений от линейно возрастающей нагрузки. При модуле упругости $E = 50$ МПа периодонт оказывается настолько жестким, что замыкания контактных элементов не происходит и график выглядит строго линейным. В силу этих рассуждений в модели принят модуль упругости периодонта $E = 0,5$ МПа.

Анализ НДС зубного ряда в норме

Авторы данной модели, предназначенной для анализа мостовидных протезов большой протяженности, считают, что необходимо вначале исследовать НДС системы в норме, а затем при различных заболеваниях, типах реконструкции и т.д. В работе [6] достаточно подробно рассмотрены результаты поведения модели зубного ряда при последовательной нагрузке каждого из здоровых зубов, близкой к функциональной. Для обеспечения сравнимости результатов нагрузка прикладывалась к каждому зубу пошагово по линейному закону, и её максимальное значение было принято равным 180 Н, т.е. соответствующей второму премоляру по данным *Rus*.

Поскольку особенно много проблем рационального протезирования возникает у пациентов с включёнными дефектами зубных рядов в боковом участке нижней челюсти, которые дистально ограничены только одним зубом, в данном исследовании основной зоной анализа является второй моляр (зуб 7). Вполне вероятно, что после удаления первого моляра (зуб 6), нагрузка на который, по данным *Rus*, равна 300 Н, именно эта величина нагрузки (по привычке) будет прикладываться и к зубу 7. Для обеспечения сравнимости результатов эта нагрузка будет принята при всех вариантах расчета. Вообще говоря, поскольку механические свойства структурных составляющих модели отражают только линейные свойства материалов, нагрузка и возникающие от ее действия напряжения будут тоже связаны линейной зависимостью. С другой стороны, из-за наличия в модели контактных элементов вся задача рассматривается как нелинейная.

Основные результаты исследования представлены в табл. 3 и на рисунках. В табл. 3 перечислены модели, с разным количеством зубов и наличием или отсутствием моста, указано, к какому зубу (или элементу моста) прикладывается нагрузка, и к какой зоне действия (бугорку) она приложена. Кроме того, приводятся значения максимальных суммарных перемещений, эквивалентных напряжений, вычисляемых по формуле Мизеса, и вертикальных нормальных напряжений (в последней колонке знак «+» или «-» означает растяжение или сжатие).

Для второго моляра (зуб 7) значения всех анализируемых компонентов НДС приведены в первой строке табл. 3. Поле суммарных перемещений DR для этого зуба моляра представлено на рис. 3. Максимальное значение $DR = 0,409$ мм хорошо согласуется с имеющимися в литературе данными о подвижности здоровых зубов. Отметим, что коронка зуба 7, поворачиваясь в медиальную сторону, вступает в контакт с коронкой зуба 6 и вызывает его перемещение на небольшую величину.

Поля напряжений по Мизесу SM и нормальных вертикальных напряжений SU для второго моляра приведены на рис. 4 и рис. 5. Как следует из сравнения этих рисунков и данных табл. 3, основным компонентом эквивалентных напряжений (по Мизесу) в рассматриваемых случаях являются вертикальные нормальные напряжения. Поэтому их значения мы и будем в основном использовать при проведении анализа.

По сравнению с результатами работы [6] величина нагрузки на второй моляр увеличена с 180 Н до 300 Н (в 1,67 раза), а напряжение SM при этом возросло с 19,76 МПа до 28,47 МПа, т.е. в 1,44 раза. Это объясняется нелинейностью задачи за счет контактных элементов, т.е. с увеличением нагрузки степень взаимодействия соседних зубов возрастает. На рис. 4 и рис. 5 хорошо проявляются зоны концентрации

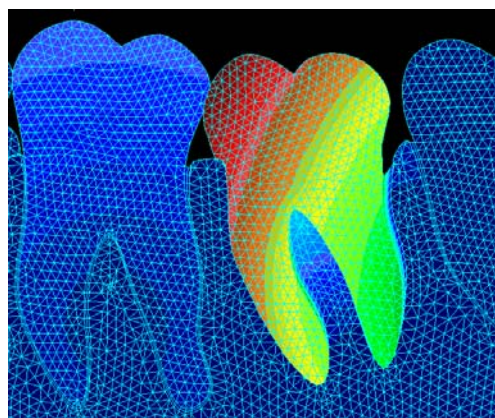
Рис. 3. Поле суммарных перемещений DR для второго моляра

Таблица 3

Значения компонентов НДС для моделей с разным количеством зубов

№ п/п	Кол-во зубов, наличие моста	Нагрузка на зуб, зона действия, угол наклона	Компоненты НДС		
			Перемещение DR , мм	Напряжения	
				SM , МПа	SY , МПа
1	3,4,5,6,7,8 (рис. 1)	7, равномерно на оба бугорка	0,409 (рис. 3)	28,47 (рис. 4)	-28,28...10,83 (рис. 5)
2	3,4,5,6,7,8 (рис. 6)	7, равномерно на дист. бугорок	0,347 (рис. 7)	29,661 (рис. 9)	-30,74...6,47 (рис. 10)
3	3,4,_,_,7,_ (рис. 11)	7, равномерно на оба бугорка	0,441 (рис. 12)	29,491 (рис. 13)	-28,25...11,94 (рис. 14)
4	3,4,_,_,7,_ (рис. 15)	7, равномерно на дист. бугорок	0,346	29,659	-30,73...6,237
5	3,4,_,_,7,_ (рис. 15)	7, $\alpha = 10^\circ$, равномерно на оба бугорка	0,6766 (рис. 16)	34,127 (рис. 17)	-29,45...17,36 (рис. 18)
6	3,4,_,_,7,_ (рис. 15)	7, $\alpha = 10^\circ$, равномерно на дист. бугорок	0,575	37,91	-32,91...19,05
7	3,4/М,М,М,7/М,_ (рис. 19)	6, равномерно на оба бугорка	0,3715 (рис. 20)	49,001 (рис. 21)	-34,18...7,656 (рис. 22)
8	3,4/М,М,М,7/М,_ (рис. 24)	6, $\alpha = 10^\circ$, равномерно на оба бугорка	0,3716	55,707	-34,35...13,92
9	3/М,4/М,М,М,7/М,_ (рис. 25)	6, равномерно на оба бугорка	0,3024 (рис. 26)	47,32 (рис. 27)	-18,56...8,24 (рис. 28)
10	3/М,4/М,М,М,7/М,_ (рис. 25)	6, $\alpha = 10^\circ$, равномерно на оба бугорка	0,301	55,76	-22,41...14,16

напряжений. Если для однокорневых зубов, как и в работе [6], эти зоны располагаются там, где вершина корня, обжимая слой периодонта, упирается в компактную пластинку альвеолы, то для многокорневых зубов эти зоны размещаются в районе бифуркации корней. На рис. 5 также хорошо видно, как нагрузка на один зуб передается на корни соседних зубов. Эти факты имеют значение не только для ортопедов, но, наверное, в первую очередь для терапевтов. Именно в этих зонах следует ожидать не только возникновения болевых ощущений, но и структурной перестройки тканей, что может стать причиной различных заболеваний.

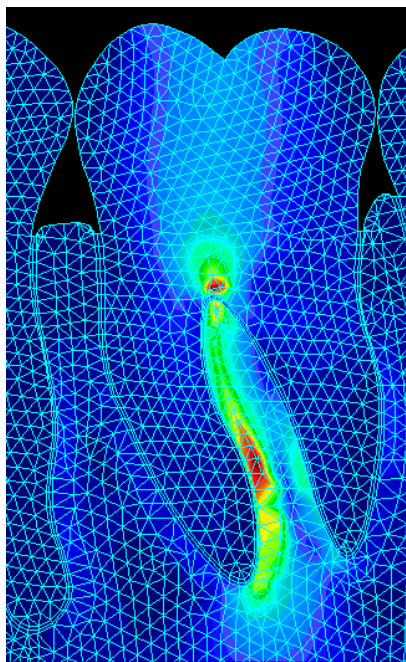


Рис. 4. Поле напряжений по Мизесу SM (строка 1 в табл. 3)

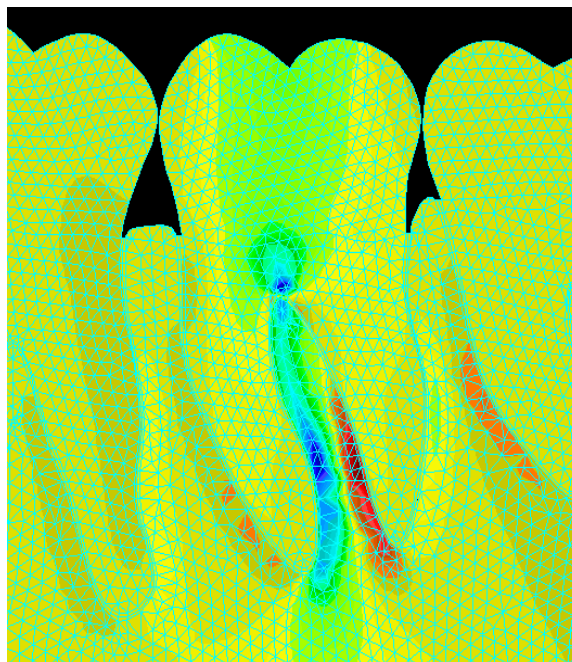


Рис. 5. Поле нормальных вертикальных напряжений SY (строка 1 в табл. 3)

Особое внимание следует обратить на поля напряжений SY , представленные на рис. 5. Максимальное сжимающее напряжение, равное $SY = -28,47$ МПа, возникает в точке бифуркации корней в дентине, а максимальное растягивающее напряжение, равное $SY = 10,83$ МПа, действует в точке компактной кости с медиальной стороны дистального корня. Следует не риторический, а фактически основной вопрос всего исследования – что опаснее для конкретного пациента: сжимающие напряжения в дентине или растягивающие напряжения в компактной кости? Отметим, что в соответствии с табл. 2 прочность дентина при сжатии в 5–6 раз больше, чем прочность компактной кости при растяжении. Действующие напряжения (рис. 4 и рис. 9) следует сравнивать с прочностными характеристиками кости конкретного пациента. Таким образом, корректировка разработанной модели, например, с помощью рентгенограммы позволит выявить особенности поведения зубного ряда конкретного пациента.

Следует подчеркнуть, что в проведенном анализе нагрузка прикладывалась строго вертикально. Но, так как каждый из зубов может иметь свой угол установки [1, 2], равнодействующая нагрузки может и не совпадать с осью зуба. Поэтому при определенном уровне нагружения зуб начнет ротацию в данном случае в плоскости зубного ряда и после контакта с соседним зубом нагружать последовательно весь зубной ряд.

Далее рассмотрим случай (рис. 6), когда нагрузка ко второму моляру приложена в зоне дистального бугорка. Результаты анализа этого расчетного случая приведены во второй строке табл. 3. По отношению к предыдущему расчетному случаю, когда нагрузка приложена к обоим бугоркам зуба (первая строка табл. 3), суммарные перемещения DR уменьшились в 1,17 раза и, как видно из сравнения рис. 3 и рис. 7, коронка зуба незначительно, но поворачивается в дистальную сторону. Для углубления анализа привлечем еще один компонент НДС – горизонтальные перемещения, поле которых представлено на рис. 8. Их максимальная величина $DX = 0,1002$ мм свидетельствует о том, что в данном случае зуб перемещается практически вертикально, и даже небольшое отклонение в дистальную сторону не приводит к

контактному взаимодействию с соседним третьим моляром (зуб 8). Можно сказать, что в этом случае равнодействующая нагрузки проходит через центр сопротивления зуба. Интересно обратить внимание на темную зону на рис. 8, которая лежит несколько ниже точки бифуркации корней. Это и есть так называемый «центр сопротивления зуба», который в данном случае лежит вне контура зуба. В работе [6] отмечалось, что фиксировать эту точку следует только при небольших нагрузках, соответствующих «обжатию» периодонта. При увеличении нагрузки перемещения будут определяться деформацией зуба, его поворотом в рамках периодонтальной щели и деформацией всего альвеолярного отростка.

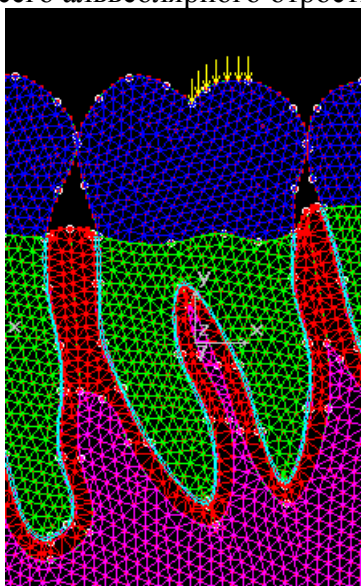


Рис. 6. Фрагмент модели
зубного ряда
(строка 2 в табл. 3)

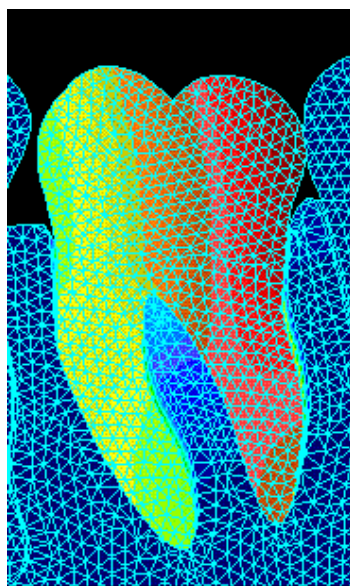


Рис. 7. Поле суммарных
перемещений DR
(строка 2 в табл. 3)

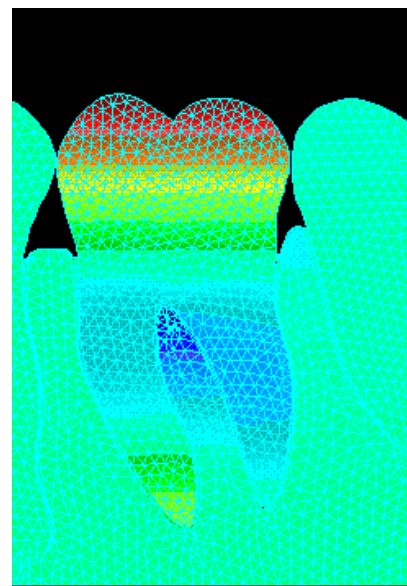


Рис. 8. Поле
горизонтальных
перемещений DX
(строка 2 в табл. 3)

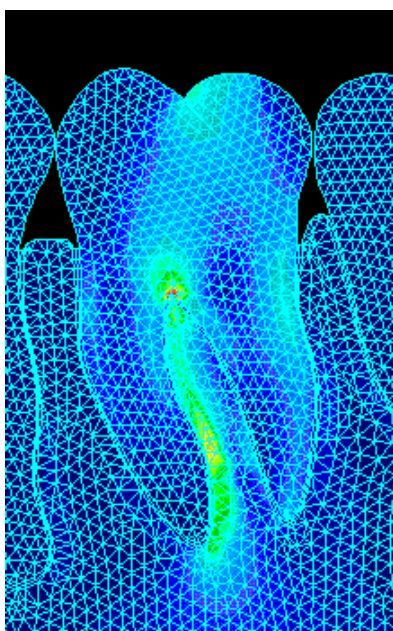


Рис. 9. Поле напряжений по Мизесу SM
(строка 2 в табл. 3)

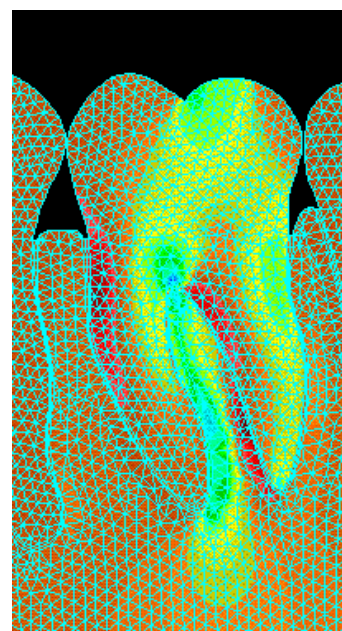


Рис. 10. Поле нормальных вертикальных
напряжений SY (строка 2 в табл. 3)

Поля напряжений по Мизесу SM и нормальных вертикальных напряжений SY представлены на рис. 9 и рис. 10. Как следует из данных, представленных во второй строке табл. 3, их величина по отношению к предыдущему случаю изменилась незначительно, но несколько изменился характер распределения. Поскольку нагрузка действует более концентрированно, то и поля напряжений распределяются практически строго по линии действия силы. В этом случае большая часть нагрузки воспринимается более мощным дистальным корнем зуба.

Проведенный краткий анализ НДС зубного ряда в норме может послужить базой для анализа НДС при удалении части зубов и установки мостовидных протезов.

Анализ НДС зубочелюстной системы при включённом дефекте зубного ряда, ограниченном одним зубом

Как следует из анализа клинических исследований, большая группа пациентов имела включённые дефекты, дистально ограниченные в боковом участке только одним зубом. Для исследования НДС этой группы разработана соответствующая конечно-элементная модель (рис. 11). Результаты исследования этой модели представлены в третьей строке табл. 3, сравнивать их нужно с результатами, представленными в первой строке. Суммарные перемещения DR (рис. 12) увеличились, что объясняется отсутствием соседних зубов, ограничивающих перемещения. Поля напряжений по Мизесу SM и нормальных вертикальных напряжений SY представлены на рис. 13 и рис. 14 соответственно.

Из сравнения рис. 13 и рис. 14 с рис. 4 и рис. 5 видно, что напряжения SM и SY практически не изменились как по величине, так и по характеру распределения. Объясняется этот факт тем, что ни нагрузка, ни площадь корней не изменились, а некоторое увеличение перемещений зуба не отразилось на его напряженном состоянии.

Особо подчеркнем, что данное исследование носит условный характер, так как механические свойства тканей, окружающих удаленные зубы, приняты такими же, как у здорового зубного ряда. Естественно предположить, что удалению зуба или его потере предшествовало заболевание, которое существенно изменило состояние всех тканей пародонта. Поэтому полученные напряжения нужно сравнивать с травмирующими напряжениями для конкретного пациента с учетом его возраста, пола и вида заболевания.

Далее в работе рассмотрена модель, отличающаяся от представленной на рис. 11 тем, что нагрузка ко второму моляру приложена в зоне дистального бугорка. Численные результаты для этого случая приведены в четвертой строке табл. 3. Легко увидеть, что как величина перемещений, так и максимальные значения напряжений практически совпадают с данными, приведенными во второй строке табл. 3.

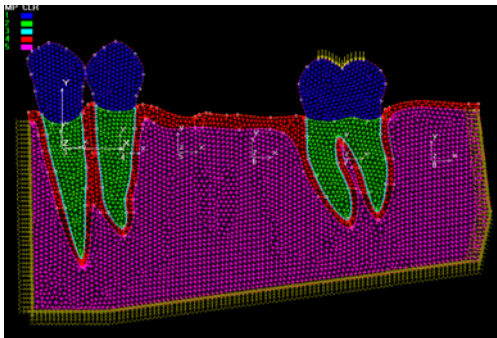


Рис. 11. Конечно-элементная модель зубного ряда (строка 3 в табл. 3)

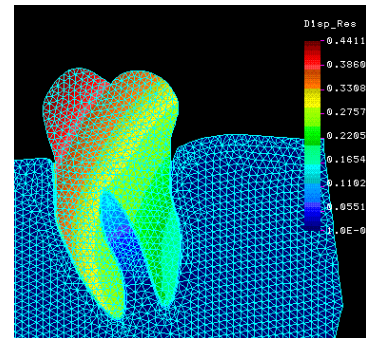


Рис. 12. Поле суммарных перемещений DR (строка 3 в табл. 3)

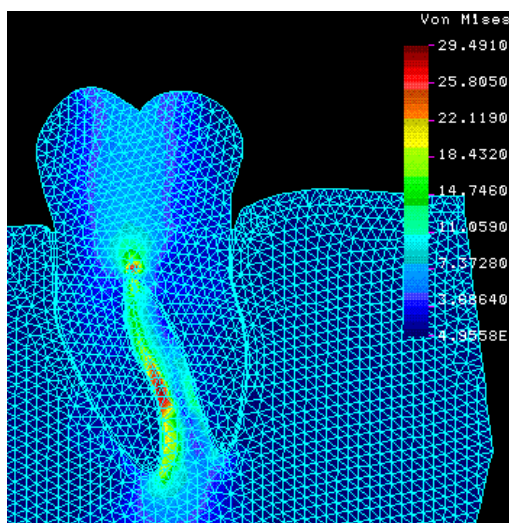


Рис. 13. Поле напряжений по Мизесу SM
(строка 3 в табл. 3)

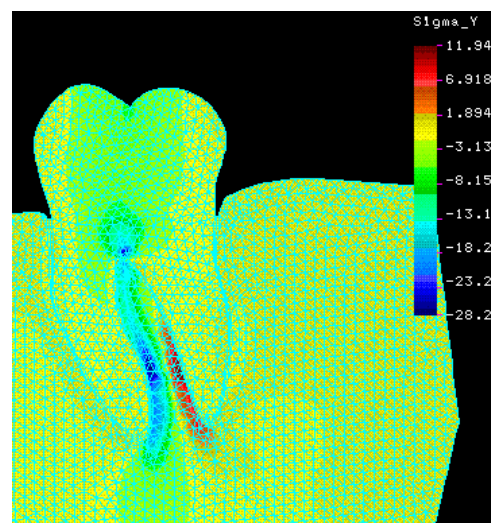


Рис. 14. Поле нормальных
вертикальных напряжений SY
(строка 3 в табл. 3)

Как показало клиническое исследование, очень часто одиночный зуб, который предполагается использовать в качестве опорного, в результате жизнедеятельности получает отклонение коронки в дистальную сторону. Конечно-элементная модель для этого расчетного случая (при угле наклона $\alpha = 10^\circ$) приведена на рис. 15, а численные результаты – в пятой строке табл. 3. Сравнивать их следует в первую очередь с данными третьей строки. Из сравнения рис. 11 и рис. 15 можно видеть, что в новой модели стенка альвеолы стала несколько тоньше с медиальной стороны и толще с дистальной. Суммарное перемещение (рис. 16) $DR = 0,6766$ мм, т.е. возросло в 1,5 раза. Напряжение по Мизесу (рис. 17) возросло всего в 1,16 раза ($SM = 34,127$ МПа), и поле его распределения фактически не изменилось.

Далее, как и выше, рассмотрена модель, отличающаяся от представленной на рис. 15 тем, что нагрузка ко второму моляру приложена в зоне дистального бугорка. Численные результаты для этого случая приведены в шестой строке табл. 3. Из сравнения с данными, приведенными в пятой строке табл. 3, легко увидеть, что величина перемещений несколько уменьшилась, а максимальное значение напряжения $SM = 37,91$ МПа немного увеличилось. Поле вертикальных напряжений SY также изменилось незначительно.

Особо отметим, что модель с удаленным зубом (зубами) может корректироваться в зависимости от состояния зубного ряда конкретного пациента в течение всего времени до установки протеза. При этом особое внимание следует уделять свойствам костных тканей, углам установки зубов, степени резорбции альвеолы и т. п.

Анализ НДС зубочелюстной системы при включённом дефекте зубного ряда, ограниченном одним зубом, после установки мостовидного протеза

Наконец, после учета результатов проведенного лечения и внесения в модель всех необходимых изменений можно приступить к «установке» мостовидного протеза (рис. 19). Модель позволяет предварительно проанализировать как проектируемую конструкцию мостовидного протеза, так и результаты проведенной операции с учетом всех возникших особенностей и возможных отклонений.

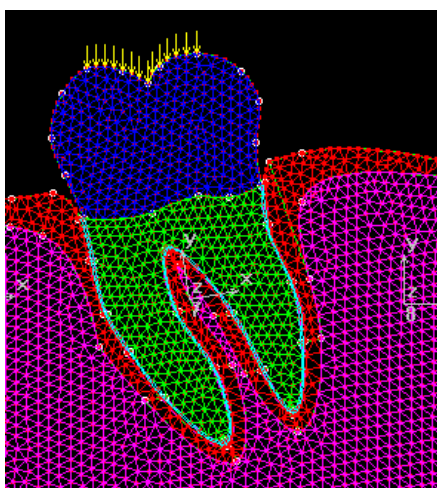


Рис. 15. Фрагмент конечно-элементной модели (строка 5 в табл. 3)

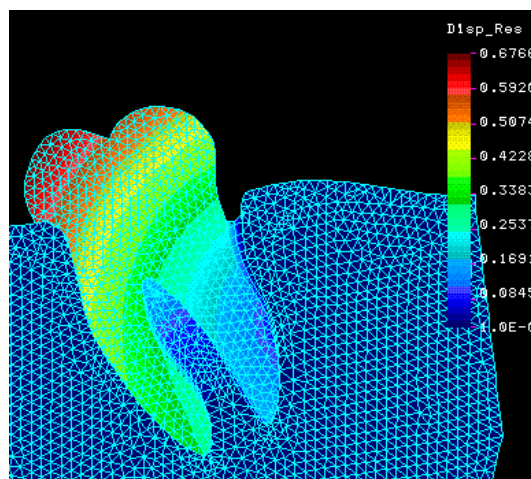


Рис. 16. Поле суммарных перемещений DR (строка 5 в табл. 3)

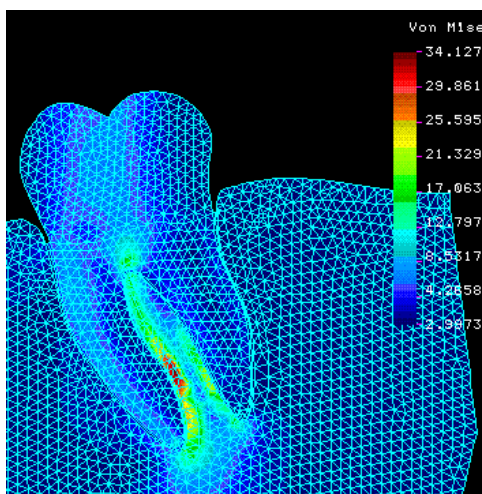


Рис. 17. Поле напряжений по Мизесу SM (строка 5 в табл. 3)

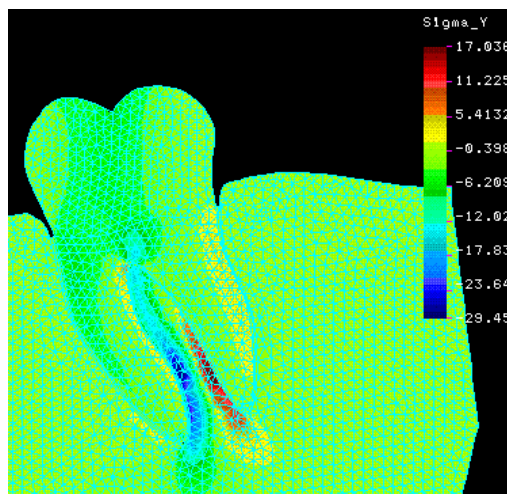


Рис. 18. Поле нормальных вертикальных напряжений SY (строка 5 в табл. 3)

В седьмой и восьмой строках табл. 3 приводятся результаты анализа НДС зубного ряда с установленным мостовидным протезом на два опорных зуба и нагрузкой, действующей на элемент моста, замещающий первый моляр. Условно можно предположить, что после установки мостовидного протеза пациент вернулся к привычной для себя схеме жевания с нагрузкой на зуб 6. Следует также отметить, что для сравнимости результатов величина действующей силы ($F=300$ Н) не изменялась. Кроме того, в этом случае нагрузка действует не по середине моста, т.е. между опорными зубами распределяется неравномерно и большая ее часть прикладывается к моляру.

Информация, которую можно почерпнуть, анализируя рис. 20–23, требует дополнительных разъяснений. Несмотря на то, что нагрузка действует значительно ближе к зубу 7, за счет его более мощного корня максимальные перемещения $DR = 0,3716$ мм будут у зуба 4 (премоляра). Фактически наблюдается вращение всей системы «опорные зубы–мост» вокруг апикальной точки дистального корня зуба 7 (см. рис. 20). На этом же рисунке хорошо видна «осадка» всей системы.

В связи с тем, что поля напряжений строятся в автоматическом режиме от минимального значения до максимального (см. табл. 3), на рис. 21 и рис. 22 наиболее

рельефно выглядят напряжения в мостовидном протезе. Поскольку эти напряжения значительно меньше пределов прочности материала протеза (см. табл. 2), мы их анализировать не будем, однако зоны концентрации напряжений в мостовидном протезе (рис. 21–23) должны быть учтены при проектировании протеза и его расчете на прочность.

По поводу напряжений в зубах и прилегающих слоях альвеолярной впадины укажем следующее. У зуба 7 в компактной кости, примыкающей к медиальному корню, напряжение по Мизесу равно $SM = 18,44$ МПа, а вертикальное нормальное напряжение $SY = -10,38$ МПа. У апекса зуба 4 напряжение по Мизесу равно $SM = 31,93$ МПа, а вертикальное нормальное напряжение $SY = -34,18$ МПа.

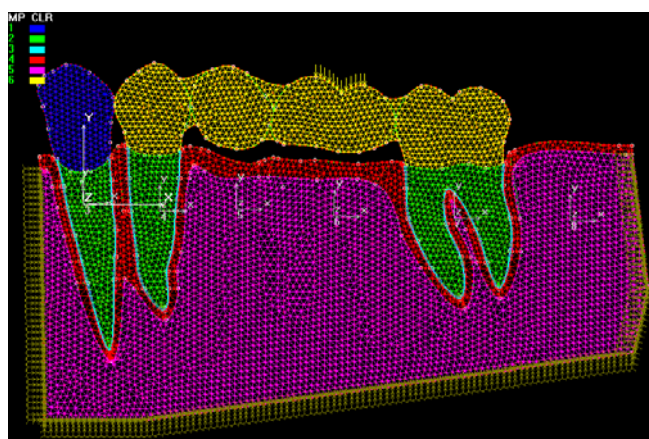


Рис. 19. Конечно-элементная модель зубного ряда с мостовидным протезом
(строка 7 в табл. 3)

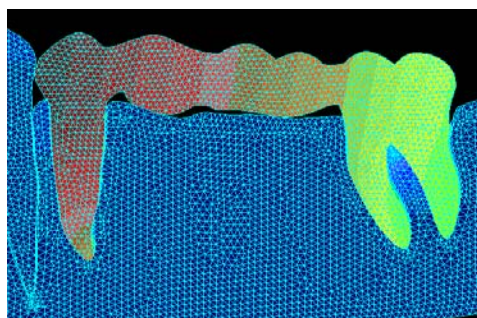


Рис. 20. Поле суммарных перемещений DR
(строка 7 в табл. 3)

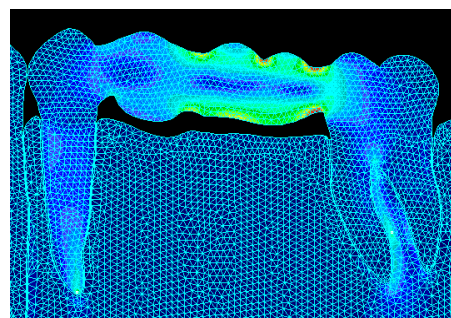


Рис. 21. Поле напряжений по Мизесу SM
(строка 7 в табл. 3)

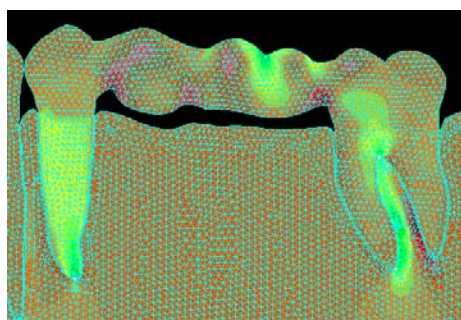


Рис. 22. Поле нормальных вертикальных напряжений SY (строка 7 в табл. 3)

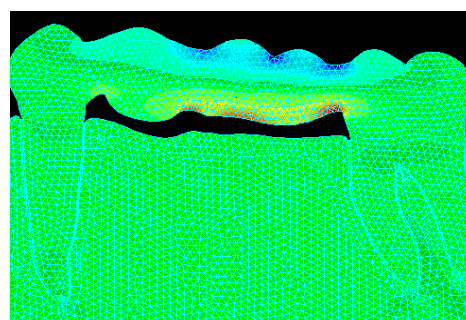


Рис. 23. Поле нормальных горизонтальных напряжений SX

Далее, рассмотрим НДС модели, у которой опорный зуб (второй моляр) имеет наклон 10° (рис. 24). Данные для этой модели представлены в восьмой строке табл. 3, они практически не отличаются от данных предыдущего случая. Отметим, что некоторое увеличение напряжения по Мизесу до значения $SM = 55,71$ МПа можно объяснить наличием зон концентрации в месте стыка мостовидного протеза с коронкой зуба 7. Близость результатов для этих расчетных случаев (строки седьмая и восьмая табл. 3) можно объяснить существенной «шинирующей» ролью моста.

Поскольку для модели с двумя опорными зубами (седьмая строка табл. 3) напряжения около апекса зуба 4 достаточно высокие ($SM = 31,93$ МПа, $SU = -34,18$ МПа), возникает естественное предложение – использовать для медиальной опоры моста два зуба (3 и 4). Общий вид этой модели представлен на рис. 25, а результаты – в девятой строке табл. 3.

Сравнение с наиболее близким расчетным случаем, представленным в седьмой строке табл. 3, показывает, что поле перемещений стало более равномерным, без ярко выраженного поворота всей системы «зубы–мост» (рис. 26). У зуба 7 напряжение по Мизесу (SM) в компактной кости, примыкающей к медиальному корню, уменьшилось и равно $15,26$ МПа, а вертикальное нормальное напряжение $SU = -16,48$ МПа. Напряжение по Мизесу (SM) у апекса зуба 4 равно $4,33$ МПа, а у апекса зуба 3 – $1,76$ МПа (сравнить нужно суммарное напряжение в зубе 4 и зубе 3 с $SM = 31,93$ МПа на рис. 22). Таким образом, показано, что увеличение числа опорных зубов для одной опоры моста существенно уменьшает величину действующих напряжений.

В десятой строке табл. 3 представлены результаты расчета параметров НДС для моста с тремя опорными зубами, один из которых (зуб 7) наклонен на 10° . Результаты для этого расчетного случая следует сравнивать со строкой восемь и со строкой девять.

Таким образом, проведенное исследование позволяет оценить не только степень нагружения тканей зубного ряда и выявить зоны возможных структурных преобразований и болевых ощущений, но и напряжения (особенно зоны концентрации напряжений), возникающие в конструкции протеза, и тем самым спрогнозировать его долговечность. Естественным, предложенная модель и методика ее анализа могут быть распространены и на более сложные случаи: патологическое изменение геометрии зубочелюстного сегмента; изменение свойств костных тканей, например при остеопорозе или остеосклерозе; различные комбинации нагрузок, учет цикличности нагружения; мостовые конструкции большой протяженности, с консольным сегментом, промежуточной опорой и т.п.

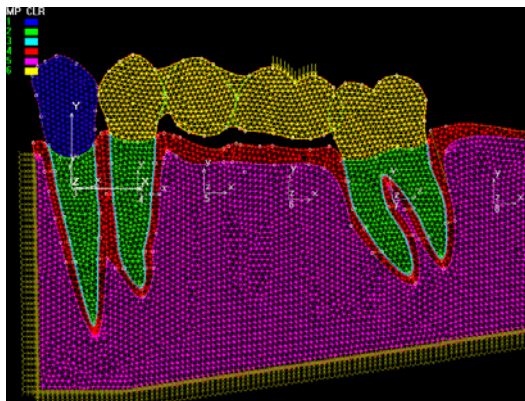


Рис. 24. Конечно-элементная модель с мостовидным протезом и наклоном опорного зуба на 10° (строка 8 в табл. 3)

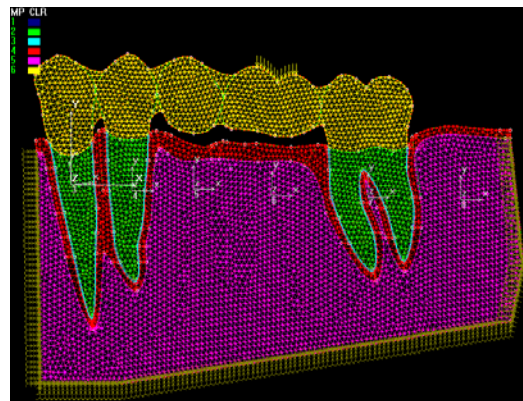


Рис. 25. Конечно-элементная модель с мостовидным протезом и тремя опорными зубами (строка 9 в табл. 3)

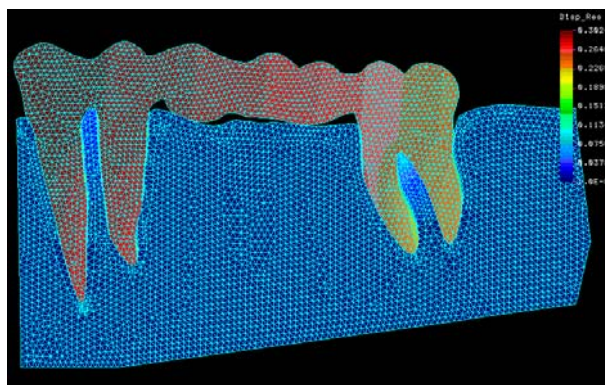


Рис. 26. Поле суммарных перемещений DR (строка 9 в табл. 3)

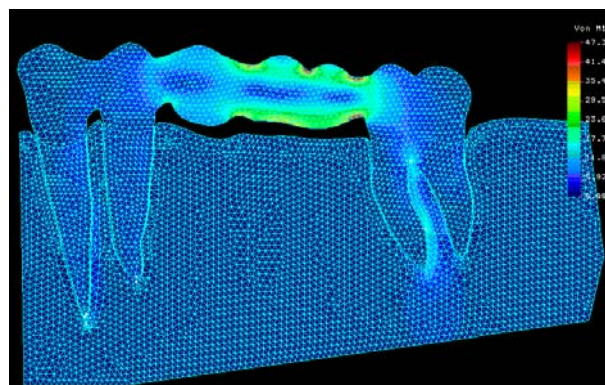


Рис. 27. Поле напряжений по Мизесу SM (строка 9 в табл. 3)

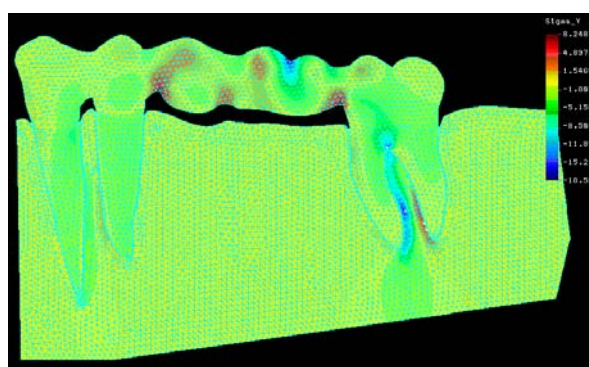


Рис. 28. Поле нормальных вертикальных напряжений SY (строка 9 в табл. 3)

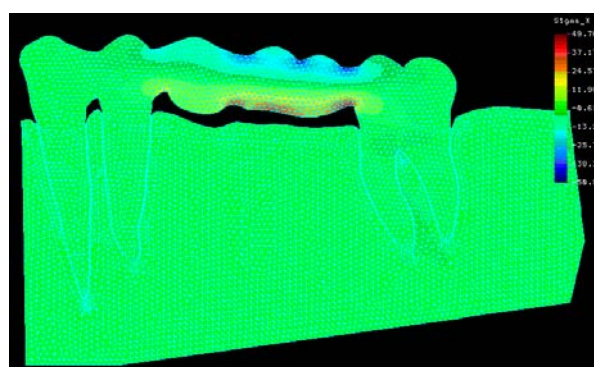


Рис. 29. Поле нормальных горизонтальных напряжений SX

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

Конечно-элементное моделирование является мощным современным средством, позволяющим исследовать НДС зубочелюстной системы как в норме, так и при любых заболеваниях и видах реконструкции. При этом перед анализом любой реконструкции рекомендуется исследовать поведение системы в норме. При исследовании напряжений и деформаций, в первую очередь в зонах возможной концентрации напряжений, надо следить за тем, чтобы действующие напряжения не превышали значения травмирующего напряжения для каждой структурной составляющей модели. В работе уточнена методика обеспечения адекватности плоской модели реальной челюсти (не только качественно, но и количественно).

Модель с удаленным зубом (зубами) может корректироваться в зависимости от состояния зубного ряда конкретного пациента в течение всего времени до установки протеза. При этом особое внимание следует уделять свойствам костных тканей, углам установки зубов, степени резорбции альвеолы и т. п. При наличии существенного наклона опорного зуба, который ухудшает параметры НДС, можно рекомендовать ортодонтическое лечение только для этого зуба. Обоснована целесообразность увеличения числа однокорневых опорных зубов с медиальной стороны мостовидного протеза.

Можно формализовать мышление врача примерно так, как это делает инженер. Зная величину жевательной нагрузки и площадь корня зуба (по данным гнатодинамометрии и рентгенометрии для конкретного пациента) вычисляются средние значения функциональных напряжений, которые корректируются с учетом

коэффициентов концентрации напряжений для каждой зоны ЗЧС. Полученные величины действующих напряжений сравниваются с травмирующими напряжениями для рассматриваемой зоны с учетом их величины для конкретного пациента (учет пола, возраста, типа заболевания и т.п.). Такой подход даст в руки подготовленного специалиста новую, дополнительную базу данных, значительно повышающую его информативность при обосновании принимаемых решений для прогнозирования как ближайших, так и отдаленных результатов лечения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Гаврилов, Е.И.* Ортопедическая стоматология / Е.И. Гаврилов, А.С. Щербаков. – М.: Медицина, 1984. – С. 576.
2. *Жулев, Е.Н.* Несъемные протезы. Теория, клиника и лабораторная практика / Е.Н. Жулев. – Н. Новгород: Изд-во Нижегород. гос. мед. акад., 1995. – С. 365.
3. *Каламкар, Х.А.* Ортопедическое лечение с применением металлокерамических протезов. – М.: Медицинское информационное агентство, 2003. – С. 216.
4. *Клинеберг, И.* Оклюзия и клиническая практика / И. Клинеберг, Р. Джагер. – М.: МЕДпресс-информ, 1996. – С. 147–156.
5. *Соловьев, М.М.* Биомеханические свойства тканей пародонта / М.М. Соловьев, В.В. Лисенков, И.И. Демидова // Стоматология. – 1999. – Т. 18, № 3. – С. 61–67.
6. *Чуйко, А.Н.* Особенности биомеханики в стоматологии / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. – Харьков: Прапор, 2006. – С. 304.
7. *Чуйко, А.Н.* О некоторых особенностях биомеханики пародонта. Ч. I / А.Н. Чуйко. – Пародонтология. – 2006. № 3. – С. 11–13. Ч. II // Пародонтология. – 2006. – № 4. – С. 16–23.
8. *Ash, M.M., Jr* Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion / M.M. Ash, Jr, S.J. Nelson. – Elsevier Science, 2002. – P. 520.
9. *Mandel, U.* A biomechanical study of the human periodontal ligament / U. Mandel // J. Biomechanics. – 1986. – Vol. 18, No. 8. – P. 637–645.

ON BIOMECHANICS OF THE HUMAN MANDIBLE AT PROSTHETICS WITH NON-REMOVABLE DENTURES

A.N. Chuiko (Kharkov, Ukraine), A.V. Oleinik (Kiev, Ukraine)

The biomechanical analysis of the human mandible has been performed in normal, with one-side bounded edentulous space, and after prosthetics with non-removable dentures. The study was carried out with a plane model of dentition including teeth from canine to third molar. The area of each tooth has the following structural components: the tooth in itself, including the crown (enamel), the neck and the root of the tooth (dentine), the periodontal fissure, the compact plate and the cancellous substance of the dental alveolus. Patients with bounded edentulous spaces in the lateral side of the mandible were the major focus of attention for this study. The recommendations are given for such patients' orthopaedic treatment by non-removable dental prostheses.

Key words: biomechanics, biomechanical analysis, mandible, plane model, bounded edentulous space, stress and strain state of dentofacial system, dental bridge.

Получено 18 декабря 2008