

рассматривают для себя возможность перехода в частные медицинские организации, т. к. испытывают потребность в более благоприятных условиях труда.

Эти данные позволят в дальнейшем определить приоритетные направления оптимизации организации офтальмологической службы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Колесников С. И. Правовое обеспечение государственно-частного партнёрства в здравоохранении // Управление здравоохранением. – 2010. – № 1. – С. 16–23.
2. Кулакова Е. В. Практическая реализация и перспективы развития государственно-частного партнёрства в здравоохранении // Здравоохранение. – 2013. – № 9. – С. 48–53.

3. Петрова И. А. Обеспечение доступности офтальмологической помощи в медицинских организациях различных форм собственности / И. А. Петрова, А. Е. Махотин // Проблемы социальной гигиены, здравоохранения и истории медицины. – 2010. – № 5. – С. 50–53.

4. Печерей И. О. О реализации прав пациентов при оказании офтальмологической помощи / И. О. Печерей, С. Ю. Голубев // Здравоохранение. – 2013. – № 4. – С. 94–101.

5. Стародубов В. И. Современное состояние нормативно-правовой базы по нормированию труда врача-офтальмолога / В. И. Стародубов, И. М. Сон, М. А. Иванова, Т. А. Соколовская, О. В. Армашевская, М. Н. Бантьева // Менеджер здравоохранения. – 2014. – № 4. – С. 20–30.

Поступила 27.11.2014

С. А. ЛАЗАРЕВ

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЙ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ «ЗУБНОЙ ПРОТЕЗ – ЗУБ – КОСТНАЯ ТКАНЬ» ДЛЯ ОБОСНОВАНИЯ ВЫБОРА КОНСТРУКЦИИ ЗУБНОГО ПРОТЕЗА

Кафедра ортопедической стоматологии

*ГБОУ ВПО «Башкирский государственный медицинский университет» Росздрава,
Россия, 450000, Республика Башкортостан, г. Уфа, ул. Ленина, 3. E-mail: salazarev@bk.ru*

Знание воздействия зубных протезов на опорные зубы и альвеолярный гребень позволяет оптимизировать процесс выбора вида протеза что, в свою очередь, улучшит качество жизни пациентов в ситуациях пограничных дефектов зубного ряда.

Ключевые слова: математическая конечно-элементная модель, внутренние напряжения, частичный съемный протез, бюгельный протез, мостовидный протез.

S. A. LAZAREV

USING FINITE-ELEMENT MATHEMATICAL MODEL OF «DENTURES – TOOTH – BONE TISSUE»
TO JUSTIFY THE SELECTION CONSTRUCTIONS OF DENTURES

*Department of orthopedic dentistry SEI VPO «Bashkir state medical university»,
Russia, 450000, Bashkortostan republic, Ufa, Lenina street, 3. E-mail: salazarev@bk.ru*

Knowledge of the impact of dentures on abutment teeth and alveolar ridge to optimize the process of selecting the type of prosthesis, which in turn will improve the quality of life of patients in situations of border defects of the dentition.

Key words: mathematical finite element model, the internal stresses, partial denture, clasp denture, bridge.

Развитие и совершенствование методов зубного протезирования в стоматологии невозможны без глубокого понимания сути поведения биомеханических систем в полости рта. Биомеханические методы моделирования разнообразных состояний в полости рта позволяют с большой долей вероятности прогнозировать реакции тканей протезного ложа на неадекватные раздражители и, соответственно, миними-

зировать их патологическое воздействие [6, 7, 8, 9, 10].

В настоящее время большую область применения имеет метод конечных элементов (МКЭ), который с успехом используется для точного описания зубочелюстного аппарата человека. Существуют различные компьютерные программы, с помощью которых производится моделирование объектов на основе МКЭ [1, 4, 5].

Под действием жевательного давления в стенках альвеол возникают упругие деформации, вызывающие напряжение сжатия или растяжения, характер и степень выраженности которых находятся в прямой зависимости от величины, направления и зоны приложения силы, толщины стенки альвеол [2, 3]. Проведение количественного анализа напряженно-деформированных состояний тканей протезного ложа и создание на основе его результатов сложных стоматологических ортопедических конструкций являются важными направлениями в области создания новых эффективных методов конструирования зубных протезов.

Цель исследования – выбор наиболее оптимального вида протезирования в результате изучения распределения внутренних напряжений в костной ткани альвеолярных отростков челюстей при использовании различных видов зубных протезов, замещающих дефект, с потерей трех зубов.

Материалы и методы

Для изучения распределения внутренних напряжений мы применили математическую модель, в основу создания которой положен метод конечных элементов. Двухмерная модель представляет собой фрагмент нижней челюсти с дефектом зубного ряда, на котором моделируются различные виды зубных протезов.

Математическая конечно-элементная модель представляет собой дефект зубного ряда, ограниченный клыком и вторым моляром. Данная конфигурация дефекта является пограничной, где встает вопрос об оптимальной и безопасной конструкции зубного протеза.

Нагрузка прикладывается к точкам закрепления на зубах и альвеолярном гребне, так как материал, из которого изготовлен протез, является лишь проводящей средой, поэтому физико-механические характеристики материала не оказывают решающего значения на конечный результат исследования модели дефекта зубного ряда. Под точками закрепления понимаются места приложения силы по направлению и величине, через которые осуществляется воздействие на модель, либо места контакта с каким-либо объектом. На модели изучается распределение напряжений по оси X, оси Y, эквивалентные напряжения этих осей. Для описания и обсуждения результатов мы воспользуемся картиной распределения эквивалентных напряжений, так как она наиболее информативна, а также будут построены графики распределения внутренних напряжений согласно выбранным линиям.

Результаты исследования и их обсуждение

Данный объем обсуждения полученных результатов исследования будет использован при всех вариантах изучения функционирования различных видов зубных протезов.

На рисунке 1 отмечаем напряжения только положительные, таким образом, модель подвержена растяжению во всех участках. Зона повышенных напряжений располагается в области альвеолярного гребня на всем протяжении костной ткани по глубине, картина распределения напряжений выглядит в виде усеченного конуса, обращенного основанием к базису съемного протеза. Напряжения в области проекции шеек зубов в 2–2,5 раза меньше, чем в области альвеолярного гребня. В проекции вершущек корней опорных зубов отмечаются небольшие зоны концентрации внутренних напряжений, повышение растягивающих напря-

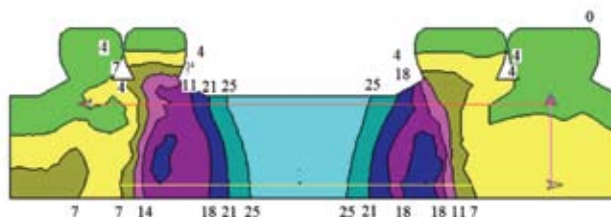


Рис. 1. Эквивалентное распределение напряжений в модели. Частичный съемный протез

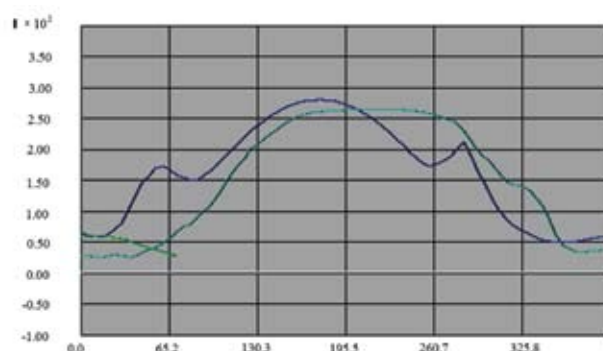


Рис. 2. График распределения внутренних напряжений в модели при восприятии нагрузки частичным съемным протезом

жений в сторону дефекта зубного ряда. Появление этих участков связано с передачей жевательного давления с зубного протеза на опорные зубы и альвеолярный гребень. Первичное распределение приложения жевательной нагрузки в системе «зуб – альвеолярный гребень» соотносится 1:18, в модели соотношение становится 1:1,5. Такой результат говорит о том, что протез перераспределяет жевательные нагрузки, вызывая неравномерное распределение внутренних напряжений в области опорных зубов. Повышенные внутренние напряжения в области альвеолярного гребня при длительном воздействии могут стимулировать атрофические процессы данной области.

Всплески повышенных напряжений располагаются в области альвеолярного гребня (рис. 2). Сравнивая графики напряжений поверхностных и глубоких слоев, отмечаем, что напряжения в глубоких слоях на 7,7% выше, чем в поверхностных.

График распределения внутренних напряжений в поверхностных слоях более пологий и обширный и смещен в сторону клыка. На нижнем графике видны участки концентрации напряжений в области верхушек корней, причем в области клыка напряжения на 40% ниже, чем по проекции альвеолярного гребня, в области моляра – на 25%. Напряжения в области верхушки корней клыка больше, чем моляра, поэтому вероятность возникновения патологических процессов в области клыка более вероятна.

Следующим этапом было изучение функционирования бюгельного протеза.

На рисунке 3а отмечаем только положительные напряжения, что говорит о том, что модель подвержена растяжению. Наибольшая концентрация внутренних напряжений находится

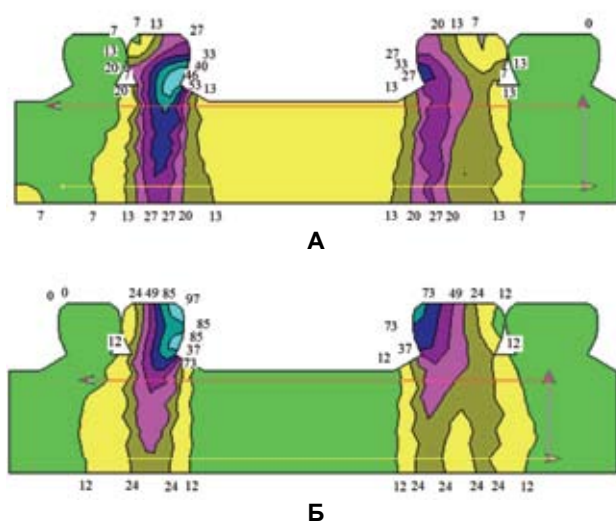


Рис. 3. Эквивалентное распределение напряжений в модели:

А – бюгельный протез, Б – мостовидный протез, распределенная жевательная нагрузка

в пришеечной области опорных зубов со стороны дефекта. В области клыка значения почти в два раза выше, чем в области второго моляра. В связи с этим в данных областях при использовании протеза возможно развитие локального пародонтита. Следует отметить, что внутренние напряжения сконцентрированы по проекции корней опорных зубов, что является наиболее физиологическим путем передачи жевательного давления. Напряжения в области дефекта зубного ряда однородны и по величине незначительны.

На рисунке 4 проведены две линии, по которым построены графики распределения напряжений. Ввиду технических особенностей построения графиков читать результаты нужно следующим образом. Линия, по которой вырисовываются графики, является непрерывной. Нижняя линия отражает на графике распределение внутренних напряжений по нижнему краю модели. Верхняя линия отражает на графике распределение внутренних

напряжений по верхнему краю модели. Оба графика являются своеобразным срезом распределения внутренних напряжений, которые можно анализировать и сравнивать. Так как используемая линия для построения графиков непрерывна, верхний график является своеобразным зеркальным отображением нижнего, и сравнивать их стоит именно в таком порядке. Описанные параметры построения и анализа полученных графиков будут использованы при изучении других вариантов изучения бюгельного протеза.

Всплески повышенных напряжений располагаются в области опорных зубов, воспринимающих жевательное давление. Однако следует отметить, что распределение жевательного давления

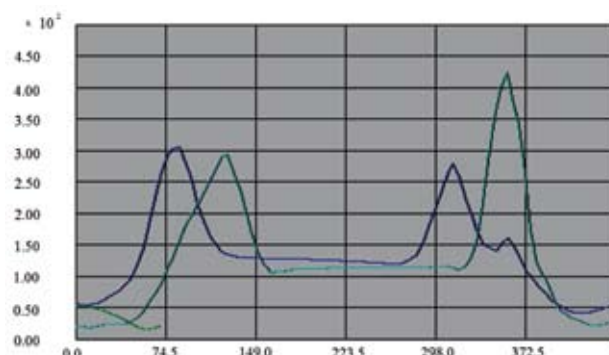


Рис. 4. График распределения внутренних напряжений в модели при восприятии нагрузки бюгельным протезом

в бюгельном протезе 30% воспринимает зуб, а 20% – альвеолярный гребень, при этом соотношение «зуб – сегмент альвеолярного гребня» соотносится как 1.5:1. Распределение внутренних напряжений дает следующее соотношение «зуб – сегмент альвеолярного гребня» как 2.2:1.

Таким образом, протез рационально распределяет жевательное давление, не оказывая патологического влияния на альвеолярный гребень. Растяжения в клыке в поверхностных слоях на 45% выше, чем у моляра, в области верхушек корней у клыка внутренние напряжения на 13% выше, чем в области моляра.

Напряжения в поверхностных слоях костной ткани в области проекции клыка выше на 45%, чем у верхушки корня, напряжения в поверхностных слоях модели в области моляра на 11% выше, чем у верхушек корней. Напряжения в области дефекта зубного ряда в поверхностных слоях модели ниже на 8%. Тем самым бюгельный протез защищает альвеолярную кость от атрофических процессов.

Следующий этап – изучение функционирования мостовидного протеза.

На рисунке 3б отмечаем, что модель находится под положительными растягивающими напряжениями. Напряжения сконцентрированы в области про-

екции опорных зубов и локализуются по осям зубов. В коронковой части напряжения достаточно велики и сконцентрированы в областях, обращенных к дефекту зубного ряда со стороны закрепления нагрузки. В клыке внутренние напряжения самые большие по значению во всей модели и локализуются в коронковой части, по значению в 2 раза больше, чем в средней части корня зуба, постепенно увеличивая кратность к верхушке корня. Моляр подвержен чуть меньшим внутренним растягивающим напряжениям, при этом они в большей степени локализуются в медиальном корне, средней его части, хотя и дистальный корень участвует в гашении жевательной нагрузки. Напряжения в области верхушек корней опорных зубов практически одинаковы в обоих опорных зубах. Альвеолярная часть модели не испытывает никаких напряжений. Повышенные напряжения, локализующиеся вокруг опорных зубов, частично распространяются на соседние зубы, охватывая их корни.

Данная картина распределения внутренних напряжений указывает на то, что происходит физиологическая передача жевательной нагрузки на опорные зубы, однако чрезмерная нагрузка в коронковой части и частично в корне может привести к разрушению коронки зуба, либо полному отлому под протезом, либо разрушению фиксирующего цемента в областях, обращенных к дефекту зубного ряда.

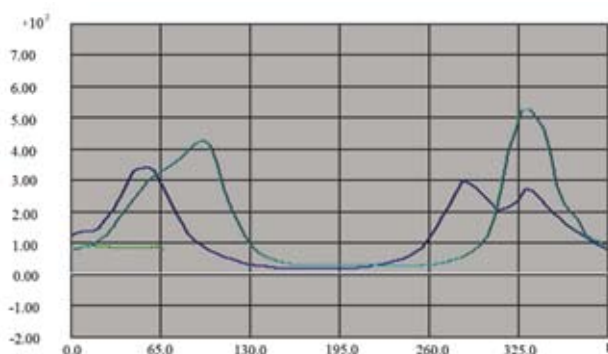


Рис. 5. График распределения внутренних напряжений в модели при восприятии распределенной нагрузки мостовидным протезом

На графиках отмечаем всплески повышенных напряжений в областях опорных зубов в поверхностных и глубоких слоях модели. Следует отметить, что напряжения в периапикальной области клыка на 35,9% меньше, чем в пришеечной области, у моляра в области верхушки корней напряжения на 28,6% меньше, чем в пришеечной области зуба.

Сравнивая между собой внутренние напряжения в клыке и моляре, следует отметить, что в пришеечной области напряжения в клыке на 18,4% больше, чем в аналогичной области моляра. В области верхушек корней внутренние напряжения сглаживаются, и разница между клыком и моляром становится 9,1%, то есть уменьшается в 2 раза.

Таким образом, изучение распределения внутренних напряжений при использовании различных видов зубных протезов показало, что наиболее оптимальным видом протезирования является использование бюгельного протеза с цельнолитым базисом, который защищает опорные зубы от чрезмерной нагрузки и возникновения заболеваний пародонта. Мостовидный зубной протез является приемлемым вариантом протезирования, но необходим контроль опорных зубов со стороны врача стоматолога-ортопеда два раза в год.

ЛИТЕРАТУРА

1. Лазарев С. А. Изучение распределения внутренних напряжений в зубах и имплантате в конструкциях мостовидного протеза // Рос. вестн. дент. имплантол. – 2005. – № 1/2 (9/10). – С. 34–36.
2. Матвеев А. М. Закономерности деформирования твердых тканей протезного ложа при выборе опорных зубов // Сб. тр. XXVI итог. науч. конф. молодых ученых Моск. гос. мед. стоматол. ун-та. – М., 2004. – С. 152–153.
3. Наумович С. А., Матвеев А. М., Горохов В. М., Устинова Г. П. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния опорных зубов при протезировании съемными протезами // Достижения медицинской науки Беларуси: Рец. науч.-практ. ежегод. – Минск: ГУ РНМБ, 2004. – Вып. 9. – С. 116–117.
4. Нескреба Н. Н., Семенюк В. М., Артюхов А. В., Гуц А. К. Математическая модель двукорневого зуба после коронорадикакулярной сепарации // Математические структуры и моделирование. – 2003. – Вып. 12. – С. 107–112.
5. Олесова В. Н., Силаев Е. В., Магамедханов Ю. М., Рогатнев В. П., Киселев А. С., Кузнецов А. В. Напряженно-деформированное состояние кортикальной костной ткани в условиях трехмерной математической модели нижней челюсти при нагрузке внутрикостного имплантата во фронтальном отделе // Хирург. – 2009. – № 7. – С. 50–53.
6. Семенюк В. М., Гуц А. К., Путалова И. Н., Артюхов А. В. Биомеханическое обоснование использования сегментов нижних моляров после зубосохраняющих операций // Стоматология. – 2004. – Т. 83. № 6. – С. 23–25.
7. Чуйко А. Н., Калиновский Д. К., Матрос-Таранец И. Н., Дуфаш И. Х. Особенности биомеханики нижней челюсти в процессе жевания // Стоматолог. – Харьков, 2006. – № 3. – С. 40–44.
8. Neuber T. and Setzer F. Long-term treatment of a maxillary central incisor with uncomplicated crown fracture // A case. report. dental. iQ. – 2011. – № 24. – P. 70–82.
9. Stawarczyk B., Schmutz F., Fischer J. and Hammerle C. Abrasionsbeständigkeit von Provisorien-Kunststoffen: sind CAD/CAM-Kunststoffe abrasionsbeständiger? // Quintessenz zahntechnik. – 2012. – № 36 (7). – P. 954–962.
10. Sailer I. Zirconia-based reconstructions: clinical and laboratory studies of a high-strength ceramic in fixed prosthodontics // University of Zurich: Faculty of Medicine. – 2010.