

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ЗУБА, СЛУЖАЩЕГО СОВМЕСТНО С ИМПЛАНТАНТОМ ОПОРОЙ ДЛЯ МОСТОВИДНОГО ПРОТЕЗА

В.М. Семенюк, М.Б. Елендо, А.В. Артюхов, А.К. Гуц

С помощью метода конечных элементов (МКЭ) изучены характеристики зуба, служащего совместно с имплантантом опорой для мостовидного протеза. Проанализированы поперечные, продольные напряжения, изгибающий момент. Из результатов компьютерных экспериментов следует, что возникающие напряжения значительно превосходят по величине эталонные. Полученные данные следует принимать во внимание на этапе выбора дизайна протеза.

Вопрос о взаимодействии зубов и имплантантов в ортопедической конструкции остается открытым. Воздействие жевательной нагрузки на зубы приводит к их смещению в среднем на 100 мкм за счет волокон пародонта. Интегрированные с костью имплантанты остаются неподвижными (Рис. 1).

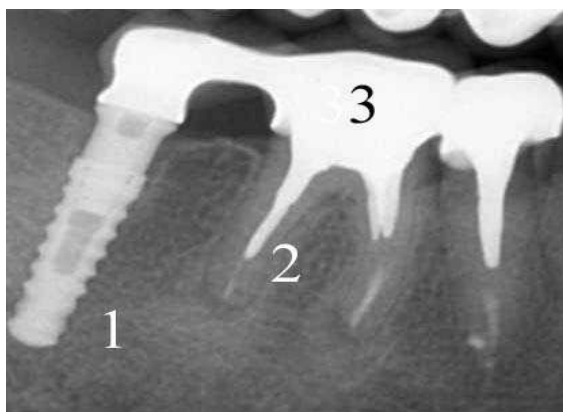


Рис. 1. Цифрами обозначены: 1 – имплантант, 2 – зуб, 3 – протез

Под влиянием механических воздействий в физических и биологических системах появляется движение, распространяются волны, возникают деформации и напряжения. Эти изменения сказываются в том числе и на состоянии опорных

зубов. Необходим анализ усилий и деформаций, возникающих в опорах ортопедической конструкции, для последующего прогноза и профилактики таких осложнений, как перегрузка периодонта, трещина или перелом коронки зуба. Для решения данной проблемы может использоваться метод математического моделирования.

В настоящее время для математического моделирования при биомеханических исследованиях широко применяют метод конечных элементов (МКЭ). МКЭ значительно расширяет возможности при решении задач, возникающих в теоретической и практической стоматологии. Эти задачи могут решаться с учетом функционального состояния, рефлекторно-компенсаторных реакций тканей, системно-структурного анализа, учитывающего как геометрию, так и прочностные свойства тканей и материалов данной системы.

Цель исследования. Исследовать распределение напряжений внутри зуба, служащего совместно с имплантантом опорой для мостовидного протеза.

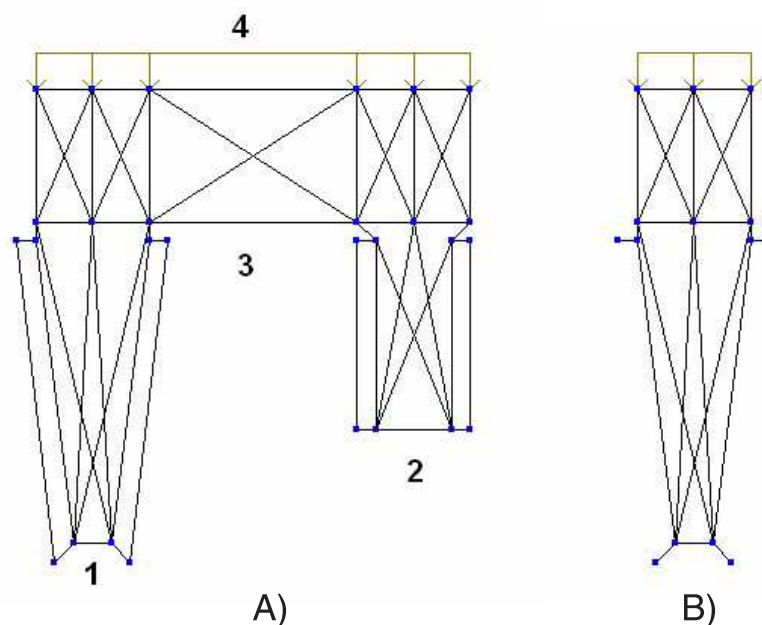


Рис. 2. А. Цифрами обозначены: 1 – зуб, 2 – имплантант, 3 – мостовидный протез, 4 – приложенная нагрузка. В. Эталонная модель

Материалы и методы. В наших исследованиях применялся программный комплекс ЛИРА 9.0 (разработка НИИАСС, Киев), который располагает обширным набором возможностей и функций для формирования адекватных конечно-элементных моделей рассчитываемых объектов, их подробного визуального обследования и корректировки, для задания физико-механических свойств материалов, связей, разнообразных нагрузок, характеристик различных динамических воздействий. Результаты нагружений представляются пользователю в виде схем деформаций и мозаик усилий и напряжений.

Создана модель, представляющая мостовидный протез, опирающийся на естественный зуб и имплантант (Рис. 2, А)). Модель заменена расчетной схемой

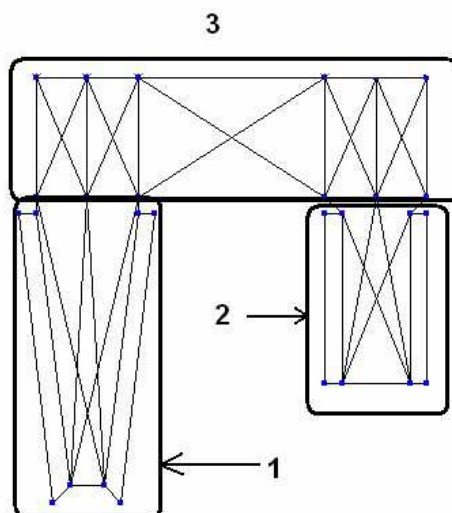


Рис. 3. Конструкционные материалы: 1 – твёрдые ткани зуба, 2 – титан, 3 – протез (металлокерамика)

по МКЭ для анализа внутриконструкционных нагрузок. В качестве эталона использовалась схема, представляющая одиночно стоящий зуб (Рис. 2, В)).

Элементам схем были присвоены следующие параметры модуля упругости:

- твердые ткани зуба 100 ГПа,
- керамика 380 ГПа,
- сплав CoCrMo 220 ГПа,
- титан grade 2 110 ГПа,
- связки периодонта 117 МПа.

Нагрузка на конструкцию составила 180 Н, что соответствует верхнему пределу силы, возникающей во время пережевывания твёрдой пищи в области второго моляра.

Результаты расчётов анализировались по мозаикам усилий и напряжений.

1. Результаты и обсуждение

1.1. Анализ продольных напряжений

При рассмотрении распределения продольного напряжения выясняется, что значительная часть (до 540 Н на элемент¹) приходится на коронку со стороны дефекта (Рис.4). У одиночно стоящего зуба напряжение в данном участке не превышает 235 Н на элемент (Рис.5).

1.2. Анализ поперечных напряжений

Величина поперечного напряжения:

¹Термин «Н на элемент» не является физической величиной, обозначает, что напряжение рассчитано для каждого элемента модели, а не для всей конструкции в целом.

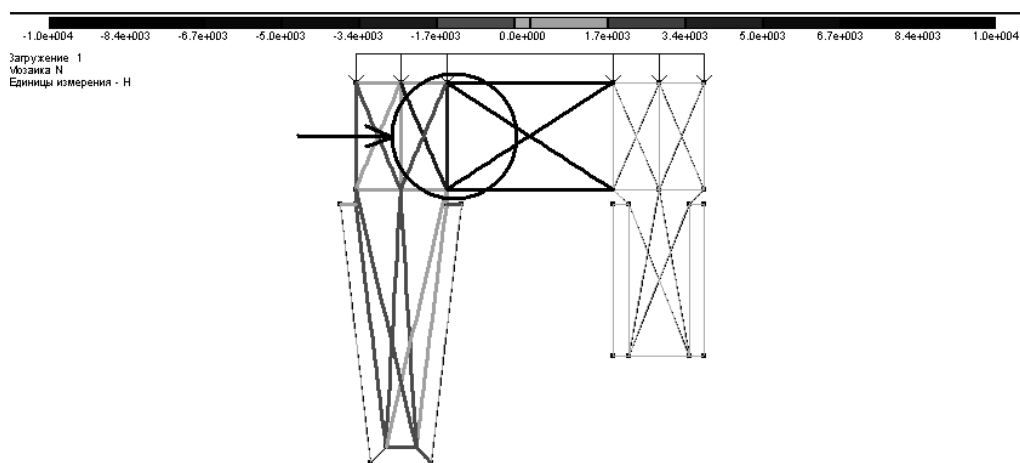


Рис. 4. Мозаика продольного напряжения (стрелкой и кругом отмечена область наибольшего напряжения)

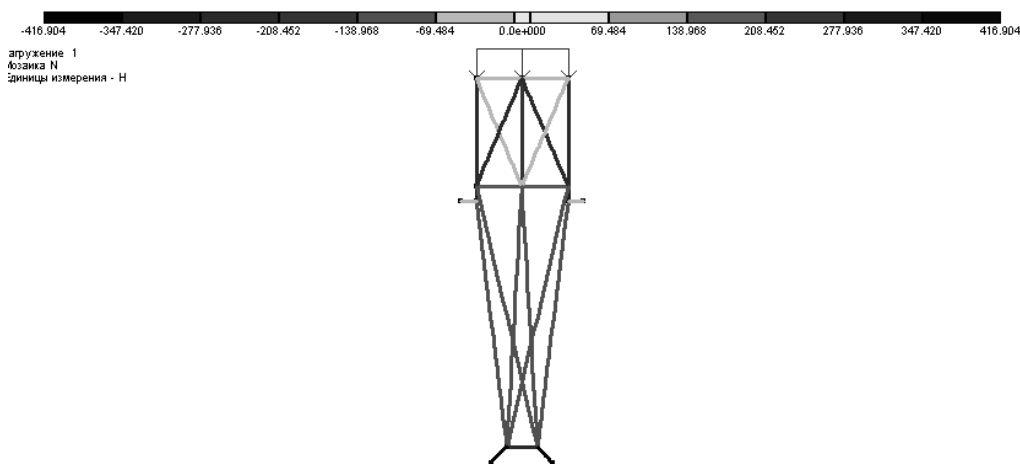


Рис. 5. Мозаика продольного напряжения в эталонной модели. Анализ поперечных напряжений

– в коронке со стороны дефекта 583 Н на элемент (это обусловлено жестким соединением с телом мостовидного протеза, величина напряжений в котором достигает 990 Н);

– значительных поперечно направленных напряжений в корне не образуется (Рис 6).

У одиночно стоящего зуба поперечные напряжения – 270 Н на элемент (Рис.7).

1.3. Анализ изгибающего момента

Выявлена значительная величина изгибающего момента со стороны дефекта (от 300 до 800 Н/мм) (Рис. 8). В одиночно стоящем зубе величина изгибающего момента достигала всего 140 Н/мм (Рис. 10). Анализ изгибающего момента в корнях показал, что значение этого параметра в обоих случаях одинаково (разница не более 10 Н/мм).

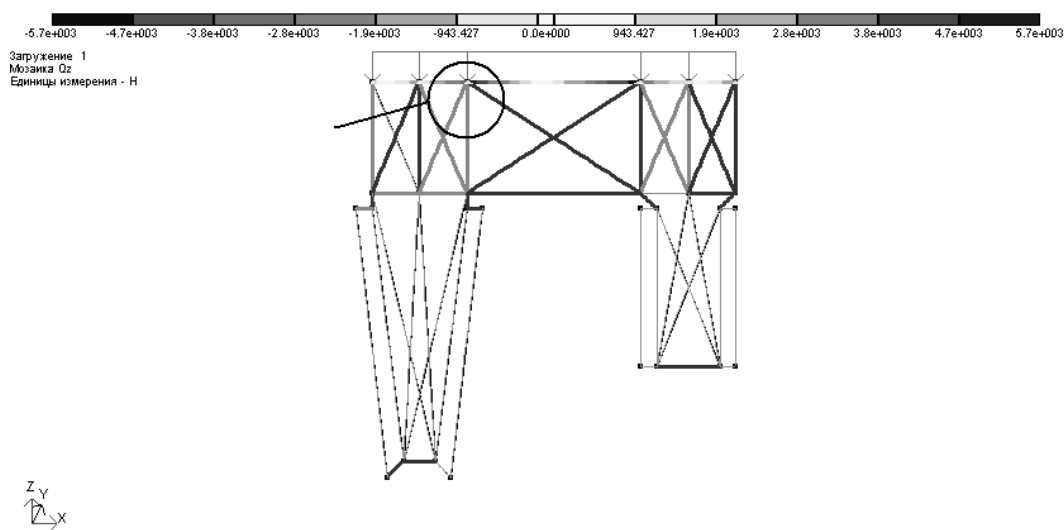


Рис. 6. Мозаика поперечного напряжения (отмечена область наибольшего напряжения)

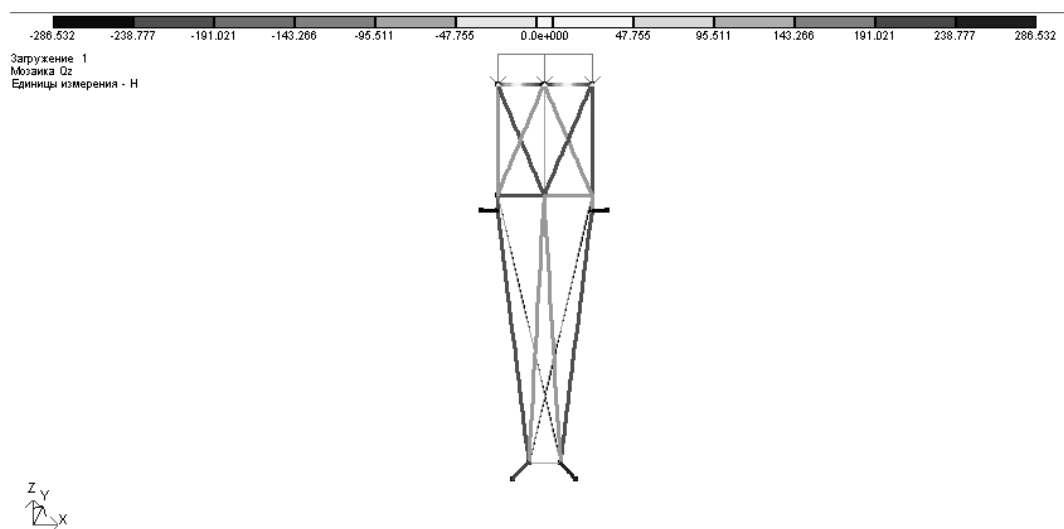


Рис. 7. Мозаика поперечного напряжения в эталонной модели

Неравнозначность подвижности опор является одним из факторов, отрицательно влияющих на функциональные свойства и долговечность ортопедических конструкций. Следовательно, такие конструкции очень требовательны к состоянию опор; даже незначительные дефекты структуры будут негативно отражаться на прочностных свойствах твёрдых тканей зубов, а это, в свою очередь, может повлечь неадекватную реакцию на возникающие напряжения.

Неравнозначность подвижности опор является одним из факторов, влияющих на функциональные свойства и долговечность ортопедических конструкций. Из вышесказанного следует, что такие конструкции очень требовательны к состоянию опорных зубов: ведь даже незначительные дефекты структуры будут негативно отражаться на прочностных свойствах твёрдых тканей зубов,

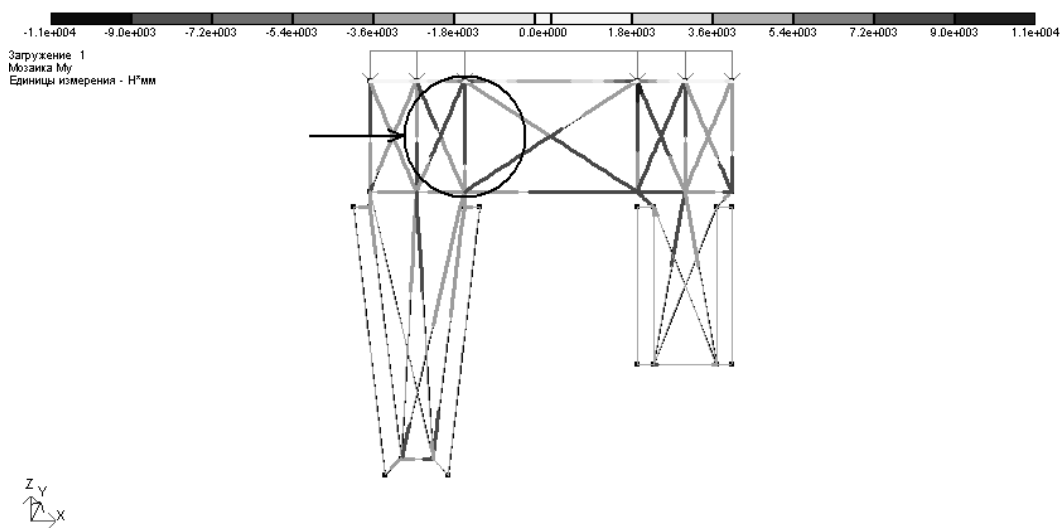


Рис. 8. Мозаика изгибающего момента (отмечена область наибольшего напряжения)

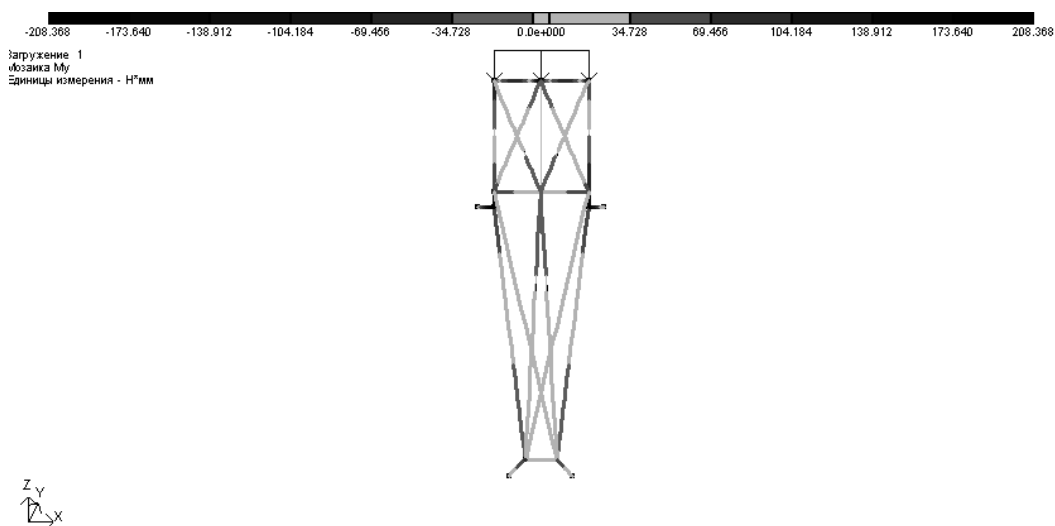


Рис. 9. Мозаика изгибающего момента в эталонной модели

а это в свою очередь может повлечь неадекватную реакцию на возникающие в них напряжения.

2. Выводы

Компьютерные эксперименты показали, что напряжения, возникающие в зубе, служащем совместно с имплантатом опорой для мостовидного протеза, значительно превосходят по величине эталонные.

Анализ возможных напряжений ортопедических конструкций увеличивает точность прогноза результатов лечения, позволяет предотвратить ошибки и осложнения ещё на этапе выбора дизайна протеза.

ЛИТЕРАТУРА

1. Атлас напряженных состояний дентальных имплантантных систем / В.А. Воробьев, Т.М. Ратинер, А.С. Рубинов, В.В. Дудкин. Ангарск, 1997. 58 с.
2. Капотина Т.Н. Биологические и математические обоснования к использованию корней зубов, разрушенных ниже уровня десны, в клинической стоматологии. Дис.: канд. мед. наук / Т.Н. Капотина. Омск, 1996. 115 с.
3. Маркин В.А. Прогнозирование осложнений при использовании металлокерамических протезов с помощью математического моделирования: Автореф. дис. канд. мед. наук / В.А. Маркин. М., 1999. 18 с.
4. Обысов А.С. Возрастные изменения физико-механических параметров костной ткани / А.С. Обысов, С.Б. Марданов // Стоматология. 1969. N. 2. С. 13–15.
5. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология. М., 2006. 400 с.
6. Семенюк В.М. Биомеханические обоснования использования сегментов нижних моляров после зубосохраняющих операций / В.М. Семенюк, А.В. Артюхов, И.Н. Путалова, А.К. Гуц // Стоматология. 2004. N. 6. С. 23–25.
7. Семенюк В.М. Математические модели интактного моляра и моляра после гемисекции / В.М. Семенюк, А.В. Артюхов, А.В. Сырцова, А.К. Гуц // Математические структуры и моделирование. 2001. Вып. 8. С. 52–55.
8. Семенюк В.М. Применение метода конечных элементов в стоматологии (обзор литературных источников). / В.М. Семенюк, И.Н. Путалова, А.В. Артюхов, А.В. Сырцова, А.К. Гуц // Математические структуры и моделирование. 2002. Вып. 9. С. 113–123.
9. Чумаченко Е.Н. Анализ распределения нагрузок и вероятности необратимых изменений в костных тканях челюсти при ортопедическом лечении с использованием дентальных внутрикостных имплантатов / Е.Н. Чумаченко, С.Д. Арутюнов, И.Ю. Лебеденко, А.Н. Ильиных // Институт стоматологии. 2002. N. 2. С. 44–48.
10. Чуйко А.Н. Ещё раз о биомеханике пародонта / А.Н. Чуйко // Пародонтология. 2007. N. 4. С. 45–57.
11. Arataki T. Two-dimensional finite element analysis of the influence of bridge design on stress distribution in bone tissues surrounding fixtures of osseointegrated implants in the lower molar region / T. Arataki, Y. Adachi, M. Kishi // Bull. Tokyo Dent. Coll. 1998. V. 39, N. 3. P. 199–209.