

МЕТОД БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ НАПРЯЖЕННО - ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «ШТИФТОВАЯ КОНСТРУКЦИЯ - ФИКСИРУЮЩИЙ ЦЕМЕНТ - ТВЕРДЫЕ ТКАНИ ЗУБА»

С.П. Рубникович¹, А.Д. Фисюнов², Я.И. Шукевич³

¹*Белорусская медицинская академия последипломного образования*

П. Бровки, 3, корп. 3, Минск, 220013, Беларусь

²*Витебский государственный медицинский университет*

Фрунзе, 27, Витебск, 210023, Беларусь

³*Белорусский национальный технический университет*

пр-т Независимости, 65, Минск, 220013, Беларусь

В качестве функциональной характеристики зуба, подверженного действию жевательной нагрузки может быть использовано его НДС (напряжено-деформированное состояние). Анализ НДС служит основой для последовательного описания и понимания роли штифтовой конструкции при восприятии зубом функциональных нагрузок.

Авторами разработана методика оценки НДС системы “штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба” методом конечных элементов на трехмерной математической модели при разнонаправленных нагрузках.

Введение

Зуб и окружающие его ткани составляют единую биомеханическую структуру, обеспечивающую восприятие, распространение и поглощение циклической жевательной нагрузки. При механическом воздействии эта структура способна в определенной степени деформироваться и полностью восстанавливаться в исходное состояние после снятия нагрузки. Поэтому внедрению любого нового метода ортопедического лечения должен предшествовать тщательный биомеханический анализ [1].

Дефекты зубных тканей нарушают целостность биомеханической структуры зуба, приводят к концентрации внутренних напряжений и формированию зон локальной усталости. Это ведет к образованию микротрещин, которые, сливаясь между собой, могут стать причиной перелома. Восстановление биомеханической целостности зуба является важной задачей при лечении дефектов твердых тканей. Оптимальное сочетание трех элементов: твердых тканей зуба, собственно восстановительной конструкции и прочного соединения между ними является залогом надежного и долговечного функционирования восстановленного зуба [2].

Предварительная научно обоснованная оценка напряженно-деформированного состояния служит основой для последовательного описания и понимания роли штифтовой конструкции в передаче зубом функциональных нагрузок, что дает возможность выбрать наиболее рациональный вариант конструкции протеза [3].

Теоретический анализ.

Согласно определению, напряженно-деформированное состояние – это совокупность внутренних напряжений и деформаций, возникающих при действии на материальное тело внешних нагрузок, температурных полей и других факторов.

Для изучения полей напряжений, перемещений и деформаций, в свое время широкое применение нашел метод фотоупругости. Исследования показали, что метод фотоупругости является информативным в широких диапазонах изменений параметров модели в ее напряженном состоянии. Однако, использование данного метода возможно лишь при создании оптически-прозрачной модели, что требует дополнительного использования численных методов исследования. Для устранения этого неудобства был разработан метод голографической интерферометрии.

Голографический метод позволяет зарегистрировать волну, рассеянную объектом, а затем восстановить ее с точностью, допускающей интерферометрическое сравнение с волной, рассеянной тем же объектом, но в другое время [2].

С помощью метода голографической интерферометрии могут быть измерены деформации, напряжения, изгибающие моменты и их связь с компонентами смещения, распределение амплитуд механических вибраций и температурных деформаций [4].

Обладая рядом достоинств, метод голографической интерферометрии не лишен и недостатков. Процесс записи и обработки голограмм довольно сложен и трудоемок: низкая чувствительность фотоматериалов требует экспозиций порядка секунд, мокрая обработка фотопластинок и визуальное считывание интерферограмм нуждается в специальных навыках операторов. Неудобство вызывает необходимость хранить большие массивы информации на фотопластинках или делать с голограмм фотографии [5].

Простым и информативным способом определения полей деформации исследуемого образца в настоящее время является функциональная оценка напряженно-деформационного состояния твердых тканей зубов и ортопедических конструкций на основе цифрового лазерного спекл-фотографического анализа.

Метод основан на регистрации и анализе спекл-полей. Основные преимущества спекл-фотографии заключаются в снижении требований к механической стабильности и когерентности, легко перенастраиваемой чувствительности, простоте измерений смещений в плоскости. Метод цифровой динамической спекл-фотографии позволяет выводить динамическую картину корреляционных полос прямо на экран дисплея, минуя какую-либо фотозапись, точную установку фотопластинки и т.д. Доступность применения этого метода в исследованиях позволяет использовать его в различных корреляциях, что ведет к решению более сложных задач [5, 8, 9].

Для анализа различных аспектов процесса лечения в стоматологии в последнее время все шире применяются методы механико-математического моделирования. Математическое моделирование НДС может быть проведено методом конечных элементов (МКЭ), который составляет алгоритмическую основу большого числа прикладных программ для ЭВМ. В МКЭ поведение системы в целом проводится на основе априори известной информации о законах поведения отдельных ее малых частей – конечных элементов. Для моделирования тканей зуба, его окружения и исследуемой восстановительной конструкции используется в той или иной степени адекватная модель в виде набора отдельных, конечных элементов. Модель, представляющую собой систему уравнений, которые описывают форму и особенности строения зуба, окружающих его тканей и ортопедической конструкции, создают на основе изучения физических характеристик указанных элементов [1].

Конечно-элементные модели, содержащие несколько десятков и даже сотен тысяч конечных элементов, формируются с помощью вычислительной техники, что дает возможность с требуемой точностью получить геометрические характеристики сложных пространственных объектов. При численном моделировании важную роль играют физико-механические свойства биологических тканей и материалов, а также способы точного описания процесса функциональной нагрузки протетической конструкции и законов распределения жевательных усилий между опорными тканями зубочелюстной системы [1,2,10].

Методика.

Для изучения НДС в системе “штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба” методом конечных элементов на трехмерной математической модели при разнонаправленных нагрузках нами при сотрудничестве с научно-исследовательской лабораторией «Динамика систем и механика материалов» (НИЛ ДСиММ) Белорусского национального технического университета (БНТУ) была построена трехмерная

математическая модель, включающая в себя в качестве исходных данных характеристики твердых тканей зуба, восстановительной штифтовой конструкции, покрывающей ее искусственной коронки и фиксирующего цемента.

Для построения математической модели использовали специальные параметры, которые разделили на три группы:

I. Геометрические параметры (геометрические свойства объектов).

Трехмерная геометрия зуба была реконструирована следующим способом: за основу взяли удаленный 3.4 зуб с интактной коронковой частью. После проведенного эндодонтического лечения и отсечения коронки выполнена подготовка твердых тканей под штифтовую конструкцию. Далее смоделирована собственно штифтовая конструкция, изготовлена временная коронка. Описанный прототип зуба отсканировали на конусно-лучевом компьютерном томографе Planmeca ProMax 3D.

Для создания твердых тел из томограмм, представляющих собой трехмерные облака точек формата .dcm, а также для получения корректной и избавленной от погрешностей сканирования (ошибочных точек и поверхностей) геометрии модели, имеющиеся томограммы обрабатывались в среде геометрического моделирования SolidWorks.

Собственно создание конечно-элементных моделей и расчет проводился с использованием программы Comsol Multiphysics 5.0 (рис. 1). Сетка конечных элементов в модели насчитывала около 1,1 миллиона элементов.

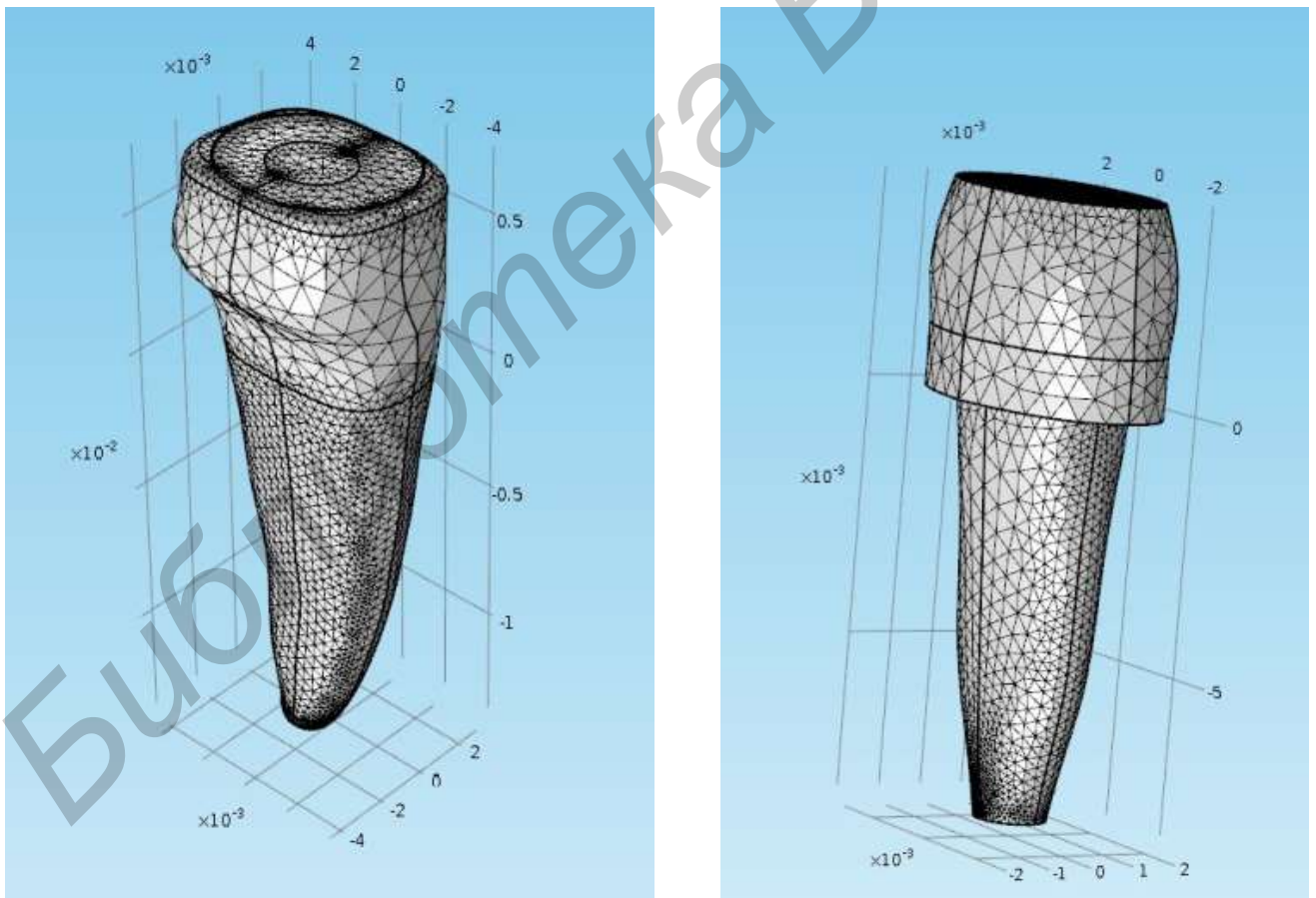


Рис. 1. Сетка конечных элементов для восстановленного зуба (слева) и штифтовой конструкции (справа)

Для изучения биомеханических процессов в системе "штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба" рассматривали ситуации четырех вариантов модели зуба, восстановленных при помощи различных культевых штифтовых вкладок.

Клинически перечисленным вариантам математических моделей соответствовали корни зубов, восстановленные с помощью исследуемых видов штифтовых конструкций.

Расчёт был дополнен изучением распределения механических напряжений при следующих условиях:

- 1) различной толщине фиксирующего цемента от 0,3 до 0,7 мм.
- 2) дифференцированном уровне закрепления корня, имитирующем атрофию костных стенок лунки (от +1,5 мм до – 1,5 мм, амплитуда 3 мм, шаг измерения 0,5 мм);
- 3) максимальных нагрузках (350Н, 650Н, 1050Н).

II. Механические параметры (механические свойства тканей).

Эти величины являются математической интерпретацией особенностей гистологического строения органов человека, а также восстановительных конструкционных материалов (табл. 1). Модель включала следующие компоненты:

- твердые ткани зуба представлены дентином;
- апикальная треть корневого канала заполнена гуттаперчей;
- корень окружен периодонтальной связкой толщиной 0,2 мм;
- конструкционный материал штифтовой конструкции;
- свойства искусственной коронки соответствовали механическим параметрам коронки из прессованной керамики (E.max, Ivoclar-Vivadent);
- в качестве характеристик фиксирующего цемента были использованы механические свойства композиционного цемента двойного отверждения RelyX™ U200, 3M ESPE).

По умолчанию корень зуба был закреплён следующим образом: край кортикальной пластинки располагался на 2 мм ниже края искусственной коронки, что соответствовало естественной высоте костной поддержки без признаков резорбции стенок лунки.

Таблица 2. Физико-механические характеристики тканей зуба и конструкционных материалов

Компоненты математической модели	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, kg/m ³	Предел текучести σ_{GS} , МПа	Изгибный модуль E_t , МПа
Кортикальная пластинка костной ткани	13,7	0,3	2000		
Периодонтальная связка	0,05	0,45	1100		
Дентин	18,6	0,32	2100	161	16000
Эмаль	84	0,33			
Гуттаперча	0,00069	0,45	950		
Композит	16,6	0,24	1900	150	300
Стекловолоконный штифт	30,5	0,22	2000		
RelyX™ U200	6,6	0,33	2100		
E.max	95	0,23	2500	320	3200
Co-Cr сплав	220	0,33	8500		
Диоксид циркония	210	0,278	6050		

Зная предел текучести и изгибный модуль, в расчётном ПО были получены значения начала пластических (т.е. необратимых) деформаций при максимальных нагрузках.

III. Характеристики внешних нагрузок.

Анализировались различные схемы нагружения исследуемого зуба. При моделировании математических моделей изучали напряжения при нагрузках:

- 1) в вертикальном направлении, параллельно центральной оси зуба;
- 2) в боковых направлениях справа и слева;
- 3) косо направленных справа и слева. Под углом 45°.

Нагрузка по умолчанию во всех вариантах математической модели была равной 150Н и прикладывалась к окклюзионной поверхности зуба.

Результаты и их обсуждение.

Разработана методика оценки НДС в системе “штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба” методом конечных элементов на трехмерной математической модели при разнонаправленных нагрузках. Полученная математическая модель позволила проанализировать НДС восстановленного зуба для каждого конкретного случая и остановить выбор на наиболее рациональном варианте для пациента. С помощью программы Comsol Multiphysics 5.0. для каждого варианта системы «штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба» были получены карты распределения эквивалентного напряжения, вызванные внешней нагрузкой. Полученные поля напряжений оценивали по хроматической шкале, где каждый цвет имеет свой показатель напряжения, численно выражающийся в исследуемой модели. При расчете предельных состояний использовался прочностной критерий Мизеса. Зафиксированные в процессе моделирования цифровые данные были подвергнуты статистической обработке.

Заключение.

Исследования по изучению напряженно-деформированного состояния, возникающего в твердых тканях зуба и протезе, являются актуальными в современной стоматологии. Анализ литературных источников свидетельствует, что применение в стоматологии математических расчетов и экспериментальных методов теории упругости оправдано и позволяет научно обосновано решать вопросы качества сопоставления и количественного определения величин напряжений и деформаций.

Литература

1. Trivedi, S. Finite element analysis: A boon to dentistry / S. Trivedi // J Oral Biol Craniofac Res. – 2014. – №4(3). – P. 200-203.
2. Чумаченко, Е.Н. Теоретические основы компьютерного моделирования биомеханических зубочелюстных систем / Е.Н. Чумаченко, И.В. Логашина, И.Ю. Лебедеко // Вестник российской академии естественных наук. – 2014. – №1. – С. 98-105.
3. Кудина, Л.Б. Цифровая спекл интерферометрия в стоматологии / Л.Б. Кудина, А.В. Осинцев, В.П. Щепинов, И.Ю. Лебедеко, Т.Э. Глебова, С.М. Вафин // Современная ортопедическая стоматология. – 2011. – №16. – С. 14-17.
4. Рубникович, С.П. Методы определения напряженно-деформационного состояния твердых тканей зубов и ортопедических конструкций / С.П. Рубникович, С.А. Наумович // Медицинский журнал. – 2008. – №1. – С. 7-10.
5. Рубникович, С.П. Функциональная оценка напряженно-деформационного состояния зубных протезов на основе цифрового лазерного спекл-фотографического анализа / С.П. Рубникович // Стоматологический журнал. – 2007. – №3. – С. 247-250.
6. Рубникович, С.П. Лазерно-оптическая диагностика в стоматологии: учебно-методическое пособие / С.П. Рубникович, Ю.Л. Денисова, И.Н. Барадина, И.С. Хомич, А.И. Майзет. – Минск: БелМАПО, 2014. – 23 с.
7. Денисова, Ю.Л. Диагностика напряжений и деформаций твердых биотканей с помощью спекл-технологий в стоматологии / Ю.Л. Денисова, Н.Б. Базылев, С.П. Рубникович, Н.А. Фомин. – Минск, 2013. – 42 с. – Препринт ИТМО НАН Беларуси №7.
8. Тучин, В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомеханических исследованиях / В.В. Тучин – Саратов: изд-во Саратовского университета, 1998. – 384 с.
9. Фомин, Н.А. Анализ напряженно-деформационного состояния корня зуба, восстановленного литой культевой штифтовой вкладкой методом цифровой спекл-фотографии / Н.А. Фомин, С.П. Рубникович, Н.Б. Базылев // Современная стоматология. – 2001. – №3. – С. 50-52.
10. 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. – №9. – С. 1-11.