(Ки&М)

#### МОДЕЛИ В ФИЗИКЕ И ТЕХНОЛОГИИ

УДК: 616.314-08

# Компьютерное моделирование влияния применения адгезивной технологии при фиксации штифта в корневом канале на характеристики реставрационной конструкции Н. О. Бессуднова<sup>а</sup>, Е. Е. Ципоруха, О. А. Шляпникова

Центральный научно-исследовательский институт стоматологии, Россия, 119991, г. Москва, ул. Тимура Фрунзе, д. 16 Саратовский национально-исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, факультет нано- и биомедицинских технологий, Россия, 410012, г. Саратов, Астраханская улица, д. 83

E-mail: <sup>a</sup> nadezda.bessudnova@gmail.com

Получено 2 декабря 2014 г., после доработки 23 августа 2015 г.

Цель настоящего исследования — показать, как инженерные идеи и подходы работают в клинической реставрационной стоматологии и позволяют оптимизировать выбор реставрационной конструкции с позиции ее долговечности. В работе построена трехмерная компьютерная модель центрального резца верхней челюсти, включающая элементы твердых тканей зуба, поддерживающих его структур и реставрационной конструкции, и проведены вариативные расчеты напряженно-деформированных состояний восстановленного зуба при различных видах реставрационных конструкций в условиях нормальной окклюзионной нагрузки. Методами численного эксперимента изучено влияние применения различных адгезивных технологий при фиксации армирующего элемента в корневом канале на функциональные характеристики реставрированного зуба. Разработанные трехмерные модели могут быть применены на этапе доклинической диагностики с целью определения областей вероятной деструкции восстановленного зуба и предсказания сроков его службы.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, прототипирование, численные методы, метод конечных элементов, реставрационная стоматология, адгезивные материалы и технологии, армирующие конструкции

# Numerical simulation of adhesive technology application in tooth root canal on restoration properties

N. O. Bessudnova, E. E. Tsiporukha, O. A. Shlyapnikova

Central Research Institute of Dentistry, 16 Timura Frunze st., Moscow, 119991, Russia Saratov State University, Faculty of Nano- and Biomedical Technologies, 83 Astrahanskaya st., Saratov, 410012, Russia

**Abstract.** — The aim of the present study is to show how engineering approaches and ideas work in clinical restorative dentistry, in particular, how they affect the restoration design and durability of restored endodontically treated teeth. For these purposes a 3D-computational model of a first incisor including the elements of hard tooth tissues, periodontal ligament, surrounding bone structures and restoration itself has been constructed and numerically simulated for a variety of restoration designs under normal chewing loadings. It has been researched the effect of different adhesive technologies in root canal on the functional characteristics of a restored tooth. The 3D model designed could be applied for preclinical diagnostics to determine the areas of possible fractures of a restored tooth and prognosticate its longevity.

Keywords: computer modeling, prototyping, numerical methods, finite element analysis, restorative dentistry, adhesive materials and technologies, post systems

Citation: Computer Research and Modeling, 2015, vol. 7, no. 5, pp. 1069–1079 (Russian).

© 2014 Надежда Олеговна Бессуднова, Екатерина Евгеньевна Ципоруха, Ольга Александровна Шляпникова

В реставрационной стоматологии прогноз в отношении депульпированных зубов во многом определяется способом их последующего восстановления. В настоящее время биомеханические аспекты восстановления эндодонтически леченых зубов являются предметом постоянного внимания среди клиницистов и инженеров, чьи научные интересы лежат в области реставрационной стоматологии и стоматологического материаловедения [Biomechanical considerations for the restoration..., 2008; Kishen, 2006; Бессуднова и др., 2015; Макеева, Бессуднова, 2011; Porojan et al., 2002].

В связи с этим практически значимой задачей является оптимизация методов реставрации таких зубов с точки зрения применяемых материалов и структур.

В мировой литературе представлены данные о влиянии множества факторов на функциональные характеристики реставрированных зубов под внешней нагрузкой. В частности, изучено влияние физико-химических свойств реставрационных материалов; материала и геометрии армирующих внутриканальных конструкций; количества сохранившихся твердых тканей зуба; поддерживающего аппарата, включающего периодонтальную связку и участок челюсти, и др. Эмпирически выявлены и подтверждены численными и натурными экспериментами преимущества применения стекловолоконных армирующих элементов (штифтов) цилиндроконической формы при восстановлении целостности эндодонтически леченых зубов. Однако остаются недостаточно изученными вопросы влияния адгезивного соединения, используемого при фиксации таких штифтов в корневом канале, на функциональные характеристики реставрированного зуба в условиях нагрузки.

Целью настоящего исследования является изучение влияния применения адгезивных технологий и материалов в корневом канале на функциональные характеристики реставрированных эндодонтически леченых зубов.

#### Материалы и методы

В настоящем исследовании прототипом для создания 3D-модели выбирался центральный резец верхней челюсти. Все элементы реставрации эндодонтически леченого зуба моделировались с помощью САПР Solid Works 2010, "Solid Works Corp." [Справка по Solid Works]. Модель собиралась по сечениям, метрические характеристики которых определялись экспериментально при помощи микрометра Electronic Outside Micrometer (см. таблицу 1).

При проведении вариативных расчетов напряженно-деформированных состояний (НДС) в структурах зуба применялся пакет прикладных программ ANSYS 14, "ANSYS Inc".

	Номер сечения	Большая ось, мм	Малая ось, мм	Высота образца, мм	
Корень	1	3.531	4.406	15.114	25.424
	2	5.205	5.454		
	3	5.672	6.611		
	4	5.890	6.799		
	5	6.369	6.809		25.454
Корон- ка	6	6.541	7.264	10.629	
	7	8.378	6.850		
	8	8.444	2.909		

Таблица 1	<ol> <li>Метрические</li> </ol>	характеристики	образца
1 400111144			o o p ao qa

В процессе моделирования учитывались следующие характерные особенности комплекса «реставрированный зуб – периодонтальная связка – альвеолярная кость» [Guang-Quan Song, 2005]:

• периодонтальная связка имела максимальную толщину 40 мкм (у апикального отверстия), минимальную — 150 мкм (в средней трети корня);

• толщина цемента корня вблизи апикального отверстия составляла 970 мкм, вблизи шейки зуба — 50 мкм;

• гуттаперча обтурировала нижнюю треть корневого канала;

- толщина слоя адгезивной системы Single Bond (3M ESPE) выбиралась равной 20 мкм;
- толщина слоя композиционного лютингового цемента составляла 50 мкм;

• стекловолоконный штифт RelyX fiber post (3M ESPE) имел коническую форму (параметры штифта: длина — 16 мм; диаметры — 0,5 мм и 0,9 мм; конусность — 0,6) и погружался на глубину 2/3 длины корня.

## Этапы построения 3D-модели

- 1. Определение точки начала отсчета и создание вспомогательных плоскостей ориентировочных уровней модели.
- 2. Построение каркаса внешней оболочки модели (коронковой и корневой частей зуба) путем нанесения эскизов сечений на вспомогательные плоскости (рис. 1).



Рис. 1. Каркас внешней оболочки модели

 Моделирование сохранившихся твердых тканей зуба (дентина и цемента корня), периодонтальной связки, участка альвеолярной кости и элементов реставрации (обтурированного гуттаперчей корневого канала, штифта конической формы, лютингового композиционного цемента, адгезивных соединений, коронковой части из реставрационного материала).

Сборка, включающая штифт, лютинговый композиционный цемент, два адгезивных соединения и гуттаперчу, представлена на рисунке 2.



Рис. 2. Внутренняя часть модели зуба, включающая гуттаперчу, штифт, композитный лютинговый цемент и адгезив

На рисунке 3 изображена готовая модель реставрированного центрального резца верхней челюсти с учетом поддерживающих зуб структур в различных проекциях.

Разработанная модель включает в себя следующие элементы: дентин, цемент, периодонтальную связку, поддерживающие зуб костные структуры, стекловолоконный штифт, лютинговый цемент, адгезивную систему для фиксации штифта, реставрационный композиционный материал [Guang-Quan Song, 2005].



Рис. 3. Готовая модель центрального резца верхней челюсти, построенная в среде Solid Works

Влияние свойств адгезивного соединения, используемого при фиксации штифта в корневом канале, на механические характеристики зуба изучались в среде пакета прикладных программ ANSYS 14, 14.5.

При исследовании НДС полагалось, что альвеолярная кость, периодонтальная связка и корень зуба рассматривались как единая упругая буферная система, причем периодонтальная связка считалась более эластичной по сравнению с альвеолярной костью, практически не деформируемой под передаваемой внешней нагрузкой; остальные элементы реставрированного зуба полагались гомологичными, непрерывными и изотропными [Наумович, Крушинина, Богдан, 2009; Guang-Quan Song, 2005].

Физико-механические характеристики используемых материалов представлены в таблице 2.

Название материала	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Дентин	<b>18600</b> [Наумович, Крушинина, Богдан, 2009; De Castro Albuquerque, De Abreu Polleto, 2003; Guang- Quan Song, 2005; Corono-radicular reconstruction, 2002; Toparli, 2003]	0,31
Ткани периодонта	<b>50</b> [De Castro Albuquerque, De Abreu Polleto, 2003; Corono-radicular reconstruction, 2002; Toparli, 2003; Меликян, 2008]	0,45
Альвеолярная кость	<b>13800</b> [De Castro Albuquerque, De Abreu Polleto, 2003; Corono-radicular reconstruction, 2002; Toparli, 2003; Наумович, Крушинина, Богдан, 2009]	0,31
Цемент корня	<b>22400</b> [Наумович, Крушинина, Богдан, 2009; Toparli, 2003]	0,35
Гуттаперча	<b>0,69</b> [Наумович, Крушинина, Богдан, 2009; De Castro Albuquerque, De Abreu Polleto, 2003; Guang- Quan Song, 2005]	0,45
Композиционный материал коронковой части Eshet X	7410 [Меликян, 2008; Corono-radicular reconstruc- tion, 2002]	0,45
Стекловолоконный штифт RelyX fiber post	35000 [Наумович, Крушинина, Богдан, 2009]	0,3

Таблица 2. Упругие свойства используемых материалов

КОМПЬЮТЕРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И МОДЕЛИРОВАНИЕ

Компьютерное моделирование влияния применения адгезивной технологии 1	073
---	-----

Название материала	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Адгезив стоматологический Single Bond	1380	0,3
Лютинговый цемент RelyX ARC	4920	0,27
Лютинговый цемент RelyX Unicem Self-Adhesive Univer- sal Resin Cement / RelyX u200	6600	0,3
Сплав титана	<b>102000</b> [Наумович, Крушинина, Богдан, 2009; De Castro Albuquerque, De Abreu Polleto, 2003; Toparli, 2003]	0,3
Фиксирующий стеклоионо- мерный цемент	<b>20900</b> [Наумович, Крушинина, Богдан, 2009; De Castro Albuquerque, De Abreu Polleto, 2003]	0,35
Композиционный материал для внутрикорневого армирования	16600 [Guang-Quan Song, 2005]	0,24

При расчете НДС импортируемая модель разбивалась на множество мелких объемов — тетраэдров [De Castro Albuquerque, De Abreu Polleto, 2003], минимальная длина ребра которых составляла 7, 4573 ×  $10^{-5}$  м при релевантности сетки 50, числе узлов 132153 и элементов 53392. Оптимальные параметры разбиения выбирались программой автоматически. Густота сетки армирующей конструкции и коронковой части зуба задавалась выше с применением опции Body Sizing в силу локализации в данных областях интересующих нагрузок: число узлов составляло 134765, число элементов — 55022, размер грани элемента в коронковой части —  $5 \times 10^{-4}$  м. Результат разбиения представлен на рисунке 4.



Участок альвеолярной кости с зубом в различных проекциях



Конечно-элементная модель штифта (слева) и коронки (справа)

Рис. 4. Разбиение модели на конечные элементы

\_ 2015, T. 7, № 5, C. 1069–1079\_\_\_

В качестве тестовой задачи в настоящем исследовании проведен сравнительный анализ НДС, возникающего при подаче косо направленной нагрузки непосредственно на штифт, для четырех типов реставраций:

*Модель I*: постэндодонтическая реставрация выполнялась с формированием корневой вкладки из высокомодульного композитного материала, при этом для создания адгезивного соединения корневого дентина и композитного материала использовалась двухступенчатая одно-компонентная адгезивная система V поколения Adper<sup>TM</sup>Single Bond (3M ESPE).

*Модель II*: постэндодонтическая реставрация выполнялась с применением титанового штифта Unimetric (Dentsply Maillefer), зафиксированного на лютинговый стеклоиономерный цемент GC Fuji Plus (GC America Inc).

*Модель III*:при проведении постэндодонтической реставрации применялся стекловолоконный штифт, для фиксации которого в корневом канале использовались лютинговый композитный цемент RelyX ARC (3M ESPE) и двухступенчатая однокомпонентная адгезивная система V поколения Adper<sup>TM</sup>Single Bond (3MSPE).

*Модель IV*: при проведении постэндодонтической реставрации стекловолоконный штифт фиксировался на лютинговый самоадгезивный цемент RelyX Unicem Self-Adhesive Resin Cement (3M ESPE).

Нагрузка подавалась под углом 30° непосредственно на штифт (рис. 5). Модели исследовались опциями Total Deformation (полная деформация), Strain (деформация растяжения/сжатия) и Stress (напряжения).



Рис. 5. Приложение нагрузки на штифт

### Результаты и обсуждение

Представленные ниже рисунки и диаграммы качественно и количественно иллюстрируют диапазоны значений деформаций и напряжений, возникающих в каждой из рассматриваемых моделей.

1. Режим полной деформации (см. рис. 6–7). Анализ НДС указывает на отсутствие качественных различий рассмотренных моделей в режиме полной деформации. Наблюдается типичная для всех используемых армирующих конструкций картина распределения, для которой характерны максимальные значения деформации на верхних основаниях штифтов, плавно спадающие до минимальных значений в цервикальной области. Пример такого распределения представлен на рисунке 6 для модели III.



Рис. 6. Режим полной деформации в стекловолоконном штифте (модель III)

Результаты вариационного анализа, представленные на рисунке 7, указывают на то, что из всех видов используемых арматур титановый штифт (модель II) подвергается наименьшей деформации (за исключением нижней трети), при этом твердые ткани зуба в указанной конструкции испытывают наибольшую деформацию. Наименьшие значения деформации определяются в сохранившихся твердых тканях зуба в конструкциях, изготовленных с применением композиционного армирующего элемента (модель I), а сам штифт подвергается максимальной деформации.



Рис. 7. Величины полной деформации в армирующем элементе (а) и тканях зуба (б), рассчитанные для моделей I–IV

**2.** Режим деформации растяжения/сжатия (см. рис. 8–9). Характер деформации растяжения/сжатия всех четырех видов арматур подобен: наибольшие значения определяются в верхней половине армирующего элемента с центрами, расположенными в цервикальной области зуба, и уменьшаются в радиальном направлении от центра к периферии. Пример такой картины распределения деформации представлен на рисунке 8а для модели III.

Наряду с этим имеются некоторые различия в распределении деформации растяжения/сжатия у отдельных типов армирующих элементов. Характерные очаги с максимальными значениями деформации растяжения/сжатия локализируются на вестибулярной и оральной поверхностях цервикальной области зуба в моделях, изготовленных с применением стекловолоконных штифтов (модели III, IV) и полимерного композиционного материала (модель I). При использовании конструкции, изготовленной из титана (модель II), имеются множественные точечные очаги повышенных нагрузок, расположенные по всему периметру штифта в цервикальной области зуба (см. рис. 8б).



Рис. 8. Режим деформации растяжения/сжатия в стекловолоконном штифте (модель III) (а) и в титановом штифте (модель II) с увеличенным участком локализации повышенных значений деформации (б)

Следует отметить, что минимальные значения деформации растяжения/сжатия из всех исследуемых типов арматур определяются в титановом штифте, а максимальные — в конструкции, изготовленной с применением композиционного материала (см. рис. 9).

КОМПЬЮТЕРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И МОДЕЛИРОВАНИЕ \_

Сохранившиеся твердые ткани зуба подвергаются максимальной деформации растяжения/сжатия в цервикальной области по ее внутреннему и внешнему периметрам. Бо́льшие значения деформации определяются лишь в пришеечном отделе периодонтальной связки, причем максимум значений приходится на вестибулярную поверхность, а минимум — на оральную.



Рис. 9. Величины деформации растяжения/сжатия в армирующем элементе (а) и тканях зуба (б), рассчитанные для моделей I–IV

**3. Напряжения** (рис. 10–11). Наибольшие напряжения среди всех исследованных областей в модельных задачах I–IV испытывают армирующие элементы. Максимальные величины локализованы в верхней половине арматур с центрами в цервикальной области на вестибулярной и оральной поверхностях, уменьшаясь в радиальном направлении к периферии (см. рис. 10а). Характерной особенностью штифтовой конструкции из титана (модель II) является наличие множественных точечных очагов напряжения в нижней части арматуры относительно основного объема рассматриваемой области (см. рис. 10б).

Характер распределения напряжения в твердых тканях зуба в цервикальной области качественно повторяет картину распределения деформации растяжения/сжатия для этих же моделей: очаги нагрузок распределены на внутреннем и внешнем периметрах сохранившихся твердых тканей. Однако в области цемента верхней трети корня напряжения распределяются равномерно в моделях I, II, IV, а в модели III напряжения локализованы, главным образом с вестибулярной поверхности.

Практически значимыми являются значения напряжений, возникающих в средних и нижних третях арматур, погруженных в корневой канал и находящихся в непосредственном контакте с корневым дентином. В указанных областях наибольшие напряжения испытывает титановый штифт (модель II); меньшие значения определяются в армирующем элементе, изготовленном из композиционного материала (модель I), и минимальные — армирующие структуры из стекловолокна (модели III, IV) (рис. 11).



Рис. 10. Распределение напряжения в стекловолоконном штифте (модель III) (а) и в титановом штифте (модель II) с увеличенным участком локализации повышенных значений напряжения (б)



Рис. 11. Величины напряжений в армирующем элементе (а) и тканях зуба (б), рассчитанные для моделей I–IV

КОМПЬЮТЕРНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И МОДЕЛИРОВАНИЕ

Таким образом, вариативные расчеты НДС, проведенные на построенной 3D-компьютерной модели центрального резца верхней челюсти, подтвердили полученные эмпирически в клинике, а также известные из численных и натурных экспериментов результаты о снижении надежности реставрационных конструкций, использующих титановые и композитные арматуры (модели I, II).

Реставрационные конструкции, выполненные с применением стекловолоконных арматур и адгезивных технологий в корневом канале (модели III, IV), демонстрируют пониженные величины напряжений в сохранившихся твердых тканях нижней трети корня зуба, минимизируя, таким образом, вероятность возникновения фрактур.

### Список литературы

- Бессуднова Н. О., Ципоруха Е. Е., Вениг С. Б. Биомеханическое моделирование напряженнодеформированного состояния реставрированного зуба под окклюзионной нагрузкой при различных способах фиксации штифта в корневом канале // Российский журнал биомеханики. — 2015. — Т. 19, № 1. — С. 90–105.
- Наумович С. А., Крушинина Т. В., Богдан С. И. Изучение напряженно-деформированных состояний в верхнем центральном резце, восстановленном с помощью различных стандартных штифтов, на основе метода конечно-элементного анализа // Медицинский журнал. — 2009. — № 3. — С. 259–261.
- Макеева И. М., Бессуднова Н. О. Экспериментальное исследование напряженно-деформированных состояний образцов реставрированных эндодонтически леченых зубов под внешней нагрузкой in vitro // Эндодонтия Today. — 2011. — № 4. — С. 56–60.
- *Меликян Г. М.* Клинико-лабораторное обоснование реставрации дефектов режущего края передней группы зубов с применением сеточно-армирующего элемента: Дис. ... канд. мед. наук. М., 2008. 157 с.
- *Чиликин В. Н.* Разработка алгоритма выбора современных материалов и технологий для реставрации зубов: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2009. 50 с.
- *De Castro Albuquerque R., De Abreu Polleto L. T.* Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts // Journal of Oral Rehabilitation. 2003. No. 30. P. 936–943.
- Dietschi D., Duc O., Krejci I., Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature. part 2 (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies) // Quintessence International. — 2008. — Vol. 39, No. 2. — P. 117–129.
- http://help.solidworks.com/ Solid Works Web Help (дата обращения: 20.11.2014).
- Song G. Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Post-Core Restored Endodontically Treated Teeth: Тезис ... магист. наук. Виннипег, 2005. 152 с.
- Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. / A. Kishen // Endodontic Topics. 2006. № 13. P. 57–83.
- Pierrisnard L., Bohin F., Renault P., Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis // Journal of prosthetic dentistry. — 2002. — Vol. 88, No. 4. — P. 442–448.
- Porojan S., Topala F., Porojan L. Finite element analysis of roots restored with metallic posts and ceramic crowns during occlusal movement // Recent Advances in Computer Science. 2002. No. 14. P. 193–196.
- *Toparli M.* Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method // Journal of Oral Rehabilitation. 2003. No. 30. P. 470–476.