

Тюкова Е.А., Пархамович С.Н.
**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЁННО-
ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ
«СТЕКЛОВОЛОКОННАЯ ШТИФТОВАЯ КОНСТРУКЦИЯ-ПРЕФОРМОВАННЫЙ
КОМПОЗИТ-ФИКСИРУЮЩИЙ ЦЕМЕНТ-ТВЁРДЫЕ ТКАНИ ЗУБА»**
Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск

Актуальность. Функционирование зуба в полости рта сопряжено с постоянным воздействием на него динамических нагрузок, в связи с этим на результаты реабилитации пациентов с дефектом коронки зуба после его эндодонтического лечения влияет способ подготовки корневого канала и оставшейся культы зуба, а также выбор штифтовой конструкции. Значительно расширяет современные возможности в моделировании процессов, происходящих в организме человека, использование современных компьютерных технологий, в том числе и применительно к стоматологии. Уровень современной электронно-вычислительной техники позволяет в настоящее время провести компьютерное моделирование напряжённо-деформированного состояния элементов зубочелюстной системы и отдельных её компонентов [1].

Цель исследования. Разработать трёхмерную математическую модель системы «стекловолоконная штифтовая конструкция – преформованный композит - фиксирующий цемент - твёрдые ткани зуба» и дать сравнительную оценку напряжённо- деформированного состояния изучаемой системы при использовании цилиндрических стекловолоконных штифтов с объёмной головкой, цилиндрических стекловолоконных штифтов с объёмной головкой и дробителем нагрузки, цилиндроконических стекловолоконных штифтов, цилиндроконических стекловолоконных штифтов с дробителем нагрузки, цилиндроконических стекловолоконных штифтов с объёмной головкой.

Материалы и методы. Проанализировали отечественную и зарубежную литературу, посвящённую вопросам математического моделирования. С целью определения напряжённо-деформированного состояния сложных по форме геометрических объектов подходит метод конечных элементов.

Аболмасов Н.Н., Аболмасов Е.В., Массарский И.Г., Массарская Н.Г. проводили прочностный анализ системы «депульпированный зуб-штифтовая культевая вкладка-литая коронка» в зависимости от степени разрушения коронковой части и варианта препарирования пришеечной части культы зуба [2]. Рубникович С.П., Фисюнов А.Д., Шукевич Я.И. проводили биомеханическую оценку эффективности использования предложенной ими композитно-армированной культевой штифтовой вкладки методом конечных элементов на разработанной трёхмерной математической модели при разнонаправленных нагрузках [3]. С.А. Наумович, С.С. Наумович рассчитывали на модели корня зуба в виде эллиптического гиперboloида напряжения в периодонтальной связке опорных зубов в мостовидном протезе при изменении углов наклона зубов в мезиодистальном и вестибулооральном направлениях. Полховский Д.М. разработал трёхмерную математическую модель системы «зуб-фиксирующий материал-керамическая искусственная коронка». Проводил анализ её напряжённо-деформированного состояния с учётом вида и толщины слоя фиксирующего материала, физико-механических свойств её структурных компонентов и условий функциональной нагрузки [1]. Крихели Н.И., Бычкова М.Н., Залесская Т.И., Никитин А.Д. проводили оценку напряжённо-деформированного состояния твёрдых тканей зуба при функциональной нагрузке методом конечных элементов

с целью обоснования необходимости восстановления пришеечных некариозных абфракционных дефектов композитными материалами светового отверждения. Чиликин В.Н., Гаврюшин С.С. использовали метод математического моделирования при выборе рационального способа устранения дефектов передней группы зубов с помощью виниров [4]. Меликян М.Л., Гаврюшин С.С., Меликян К.М., Меликян Г.М. проводили анализ напряжений в армированной и неармированной композитной реставрации после устранения косых дефектов (III класс по М.Л. Меликяну). Они установили, что правильное проекционное положение металлической армирующей сетки при композитной реставрации зубов помимо снижения общего уровня напряжений в области адгезии, препятствует росту микротрещин в композитном материале и существенно снижает риск возникновения таких осложнений, как сколы и отколы армированной композитной реставрации. Кульманбетов Р.И., Алтынбеков К.Д. провели исследование напряжённого состояния конструкции штифтового зуба, отличительной особенностью которой являлось то, что штифт и коронка отлиты монолитно, как одна деталь [5]. Воложин А.И., Чумаченко Е.Н., Бабер Г.М., Ведеев А.И. проводили математическое моделирование и расчёт напряжённо-деформированного состояния зубочелюстного сегмента после депульпирования зуба. Арутюнов С.Д., Чумаченко Е.Н., Лебеденко И.Ю., Арутюнов А.С. проводили сравнительный анализ результатов математического моделирования напряжённо-деформированного состояния различных конструкций штифтовых зубных протезов. Крушинина Т.В. изучала напряжённо-деформированные состояния элементов системы «искусственная коронка-композитная культи зуба- стандартный штифт- корень зуба» в зависимости от материала штифта, диаметра штифта, глубины погружения штифта и толщины стенки зуба в пришеечной области [1].

Для построения математической модели нами был выбран удалённый по клиническим показаниям зуб, витальный клык верхней челюсти (подвижность 3 степени по Энтину). Проведена эндодонтическая разработка корневого канала с последующим заполнением канала корневой пломбой. После проведённого эндодонтического лечения корневой канал разработан и подготовлен как под штифтовую конструкцию. С подготовленного прототипа модели выполнена конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ). В ходе построения математической модели КЛКТ клыка импортировалась в специализированный математический пакет обработки томографических изображений. Трёхмерная модель создавалась из верхнего и нижнего пороговых значений цветовой маски, согласованной с единицами Хаунсфилда, которые в свою очередь связаны с оттенками серого на КЛКТ.

Длина штифта составила 17 мм, диаметр – 1.7 мм. Толщина преформованного композита и связующего цемента – 0.144 мм и 0.025 мм соответственно. При моделировании корня зуба учитывались параметры корневого канала: переднезадний диаметр – 2.57 мм, средняя треть – 1.769 мм и верхушечная треть – 0.9 мм. Между элементами модели задается контакт типа Bonded. Составляющими компонентами математической модели являлись: дентин, эмаль, цемент, периодонтальная связка, кортикальный слой кости, композитный цемент двойного отверждения, стекловолоконный штифт, стекловолоконная лента (дробитель нагрузки), фотокомпозит, коронка из бисиликата лития.

С целью изучения распределения механических напряжений нами были разработаны пять групп математических моделей.

В первой группе изучались напряжённо-деформированные состояния в системе «стекловолоконная штифтовая конструкция – преформованный композит- фиксирующий цемент- твёрдые ткани зуба» при восстановлении дефекта коронки зуба верхнего клыка с использованием цилиндрических стекловолоконных штифтов с объёмной головкой.

Во второй группе изучались напряжённо-деформированные состояния в системе «стекловолоконная штифтовая конструкция – преформованный композит- фиксирующий цемент- твёрдые ткани зуба» при восстановлении дефекта коронки зуба с использованием

цилиндрических стекловолоконных штифтов (СВШ) с объёмной головкой и с дробителем нагрузки.

В третьей группе - с использованием цилиндроконических СВШ.

В четвёртой группе – с использованием цилиндроконических СВШ с дробителем нагрузки.

В пятой группе – с использованием цилиндроконических СВШ с объёмной головкой.

Результаты исследования и их обсуждение.

Изучали НДС в системе «стекловолоконная штифтовая конструкция-преформованный композит-фиксирующий цемент-твёрдые ткани зуба» с вектором приложения нагрузки: 1) в области режущего края, в вертикальном направлении, параллельно продольной оси зуба; 2) с нёбной поверхности в точке окклюзионного контакта с зубами антагонистами, под углом 45 градусов к продольной оси зуба; 3) с вектором нагрузки в горизонтальном направлении, перпендикулярно продольной оси зуба.

Нагрузка во всех группах математических моделей была 150 Н. Модель жестко зафиксирована в области сечения кортикальной костной ткани.

Эквивалентные напряжения измерялись в штифтах, преформованном композите, фиксирующем цементе, корне зуба, в периодонте.

На рисунке 1 в качестве примера, при нагрузке в горизонтальном направлении показано распределение эквивалентных напряжений в корне зуба при восстановленной коронке различными штифтовыми конструкциями.

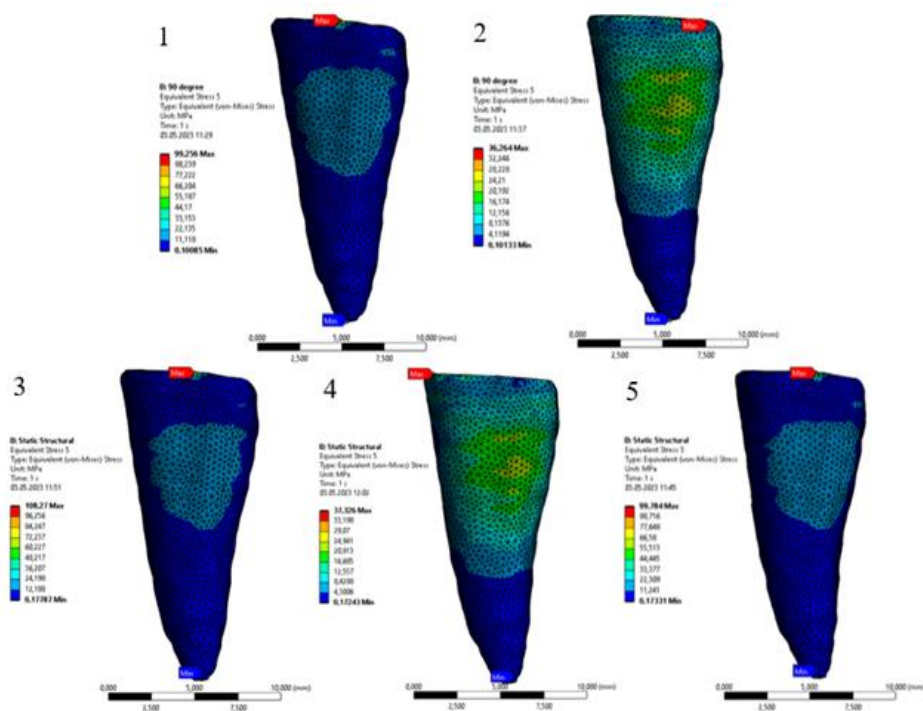


Рисунок 1. Распределение эквивалентных напряжений (МПа) в корне зуба при горизонтальной нагрузке: 1- цилиндрический с объёмной головкой; 2- цилиндрический с объёмной головкой и с дробителем нагрузки; 3- цилиндроконический; 4- цилиндроконический с дробителем нагрузки; 5- цилиндроконический с объёмной головкой

В ходе эксперимента нами были проанализированы напряжения, возникающие на вершине штифта и на корневой части штифта. Максимальные эквивалентные напряжения в коронковой части штифта нивелируются за счёт последующего покрытия отреставрированных зубов искусственными коронками.

В таблице 1 представлены эквивалентные напряжения, возникающие в корневой части штифта при нагрузке под углом 45 градусов.

Тип штифтовой конструкции	Максимальные эквивалентные напряжения (МПа)				
	Штифт	Преформованный композит	Фиксирующий цемент	Корень зуба	Периодонт
1	13,5	9,75	14,1	31,608	1,2
2	9,4	8,67	6,67	25,481	0,6
3	13,6	9,87	17,45	32,036	3,7
4	17,1	10,58	5,94	28,293	3,69
5	13,6	9,53	6,94	31,552	2,3

Таблица 1. Эквивалентные напряжения в компонентах модели в корневой части СВШ при нагрузке 45 градусов

В таблице 2 представлены эквивалентные напряжения, возникающие в корневой части штифта при вертикальной нагрузке.

Тип штифтовой конструкции	Максимальные эквивалентные напряжения (МПа)				
	Штифт	Преформованный композит	Цемент	Корень зуба	Периодонт
1	13,993	7,85	7,9	21,462	3,63
2	13,759	5,51	5,5	15,771	3,19
3	14,985	11,4	9,8	21,653	2,72
4	14,755	5,5	5,45	17,301	2,28
5	14,721	5,8	5,77	21,679	2,71

Таблица 2. Эквивалентные напряжения в компонентах модели в корневой части СВШ при вертикальной нагрузке

В таблице 3 представлены эквивалентные напряжения, возникающие в корневой части штифта при горизонтальной нагрузке.

Тип штифтовой конструкции	Максимальные эквивалентные напряжения (МПа)				
	Штифт	Преформованный композит	Цемент	Корень	Периодонт
1	7,31	13,351	19,83	99,256	4,6
2	6,72	7,67	8,21	36,264	4,3
3	22,003	10,77	19,96	108,27	4,6
4	20,581	8,32	11,42	37,326	4,34
5	7,7	12,7	12,69	99,784	4,57

Таблица 3. Эквивалентные напряжения в корневой части СВШ при горизонтальной нагрузке

Выводы.

1. Использование дробителя нагрузки позволяет снизить напряжение в цилиндрических СВШ с объёмной головкой на 30,1%, в преформованном композите при протезировании полного дефекта коронки зуба с использованием цилиндрических штифтов с объёмной головкой на 11%, в фиксирующем цементе на 52,7%, в корне зуба на 19,4%, в периодонте на 50%.

Использование цилиндроконических штифтов с дробителем нагрузки при протезировании полного дефекта коронки зуба позволяет снизить эквивалентные напряжения в фиксирующем цементе на 66%, в корне зуба на 11,7% по сравнению со стандартными цилиндроконическими СВШ при нагрузке под углом 45 градусов к продольной оси зуба с нёбной поверхности в точке окклюзионного контакта с зубами антагонистами.

2. Использование цилиндрических штифтов с объёмной головкой и дробителем нагрузки при протезировании полного дефекта коронки зуба позволяет снизить эквивалентные напряжения в преформованном композите на 29,8%, в фиксирующем цементе на 30,4%, в корне зуба на 26,5% при вертикальной нагрузке.

Использование цилиндроконических штифтов с дробителем нагрузки при протезировании полного дефекта коронки зуба позволяет снизить эквивалентные напряжения в преформованном композите на 52%, в фиксирующем цементе на 44,4%, в корне зуба на 20%, в периодонте на 16,1% при вертикальной нагрузке.

3.Использование цилиндрических штифтов с объёмной головкой и дробителем нагрузки при протезировании полного дефекта коронки зуба позволяет снизить эквивалентные напряжения в штифте на 8%, в преформованном композите на 42,6%, в фиксирующем цементе на 58,6%, в корне зуба на 63,5%, в периодонте на 6,5% при горизонтальной нагрузке.

Использование цилиндроконических штифтов с дробителем нагрузки при протезировании полного дефекта коронки зуба позволяет снизить эквивалентные напряжения в штифте на 6,5%, в преформованном композите на 22,7% в фиксирующем цементе на 42,8%, в корне зуба на 65,5%, в периодонте на 5,65% при действии горизонтальной нагрузки.

4.Результаты математического моделирования показывают, что значительную часть нагрузки воспринимает фрагмент ленты для шинирования, тем самым уменьшая эквивалентные напряжения в области адгезии к твёрдым тканям зуба и в композиционном материале. Правильное позиционирование ленты для шинирования при изготовлении штифтовой стекловолоконной опоры с дробителем нагрузки препятствует росту микротрещин в композитном материале культи, что существенно снижает риск таких осложнений, как сколы и отколы армированной композитной реставрации, выполненной прямым способом.

Литература

1.Пархамович, С.Н. Математическое моделирование и конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния системы «стекловолоконная штифтовая конструкция – преформованный композит – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба» / С. Н. Пархамович, Е. А. Тюкова, Д. В. Назаренко, С. М. Босяков // Соврем. стоматология. – 2023. – № 2. – С. 80–84.

2.Массарский И.Г. Математическое моделирование и конечно- элементный анализ напряжённно- деформированного состояния системы «зуб- штифтовая культевая вкладка-цельнолитая коронка»/ И.Г. Массарский, Н.Г. Массарская, Н.Н. Аболмасов, Е.В. Аболмасова // Институт стоматологии. -2014. -№2. -С.95-97.

3.Рубникович С.П. Методы биомеханической оценки напряжённно-деформированного состояния твёрдых тканей зубов и восстановительных штифтовых конструкций / С.П. Рубникович, А.Д. Фисюнов, Я.И. Шукевич // Стоматолог. – 2016. - №4. - С. 48-55.

4.Чиликин В.Н. Использование методов математического моделирования при выборе рационального способа устранения дефектов передней группы зубов с помощью виниров / В.Н. Чиликин, С.С. Гаврюшин // Клиническая стоматология. -2009. -№1. -С.6-9.

5.Кульманбетов Р.И. Математический анализ напряжённного состояния монолитной конструкции штифтового зуба / Р.И. Кульманбетов, К.Д. Алтынбеков //Современная стоматология. -2008. -№3. – С.77-78.

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«Белгородский государственный национальный
исследовательский университет»

Стоматологическая Ассоциация России
Белгородская региональная общественная организация
«Стоматологическая ассоциация»

СТОМАТОЛОГИЯ СЛАВЯНСКИХ ГОСУДАРСТВ

Сборник трудов
XVII Международной научно-практической конференции



Белгород 2024