

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ «КУЛЬТЕВАЯ ШТИФТОВАЯ ВКЛАДКА – ТВЕРДЫЕ ТКАНИ ЗУБА» ПРИ РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДАХ ШТИФТОВОГО ВОССТАНОВЛЕНИЯ

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

¹Белорусская медицинская академия последипломного образования
П. Бровки, 3, корп. 3, Минск, 220013, Беларусь

²Витебский государственный медицинский университет
Фрунзе, 27, Витебск, 210023, Беларусь

³Белорусский национальный технический университет
пр-т Независимости, 65, Минск, 220013, Беларусь

Авторами была предложена композитно-армированная культевая штифтовая вкладка.

В статье представлены результаты изучения напряженно-деформированного состояния системы «штифтовая конструкция «фиксирующий цемент - твердые ткани зуба» методом конечных элементов на трехмерной математической модели.

Было изучено распределение напряжений, возникающих при использовании предложенной штифтовой конструкции и одноштифтового аналога под действием разнонаправленных нагрузок величиной от 150 до 1050Н, различной толщине фиксирующего цемента от 0,3 до 0,7 мм и дифференцированном уровне закрепления зуба, имитирующем атрофию костных стенок лунки.

Введение.

Наиболее ранней и распространенной формой поражения зубочелюстной системы являются дефекты твердых тканей зубов различного происхождения.

При недостаточном объеме твердых тканей зуба для надежной фиксации надстройки, с целью увеличения площади адгезии и обеспечения дополнительной ретенции может быть использован внутриканальный штифт. Восстановление дефектов твердых тканей зубов штифтовыми конструкциями при значительном разрушении коронки зуба наиболее полно отвечает требованиям полноценной передачи жевательного давления и позволяет сохранить корень от фрактуры под действием функциональных нагрузок [1-3].

Нами разработана и предложена композитно-армированная культевая штифтовая вкладка, отличающаяся тем, что для ее изготовления используются основной и дополнительные стекловолоконные штифты, усиливающие ретенцию культевой части, рационально распределяющие нагрузку и упрочняющие полученную систему [4] (рис. 1).

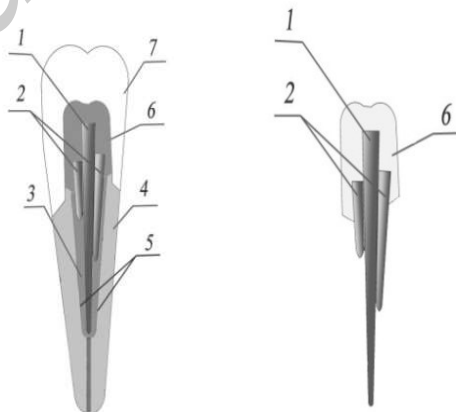


Рисунок 1 – Композитно-армированная культевая штифтовая вкладка

Предлагаемая композитно-армированная культевая штифтовая вкладка индивидуальна, точно адаптируется к стенкам корневого канала, пригодна как для прямого, так и непрямого восстановления, по физическим свойствам близка к твердым тканям зуба.

Восстановление на основе нескольких штифтов, армирующих далеко от оси зуба, придает повышенную несущую способность с учетом интрузивных и экструзивных сил, а также изгибающих моментов. Мы получаем штифтовую конструкцию, точно соответствующую анатомии подготовленного ложа и за счет предварительной полимеризации вкладки лишенную недостатков в виде высокого С-фактора.

Цель: экспериментально обосновать эффективность применения композитно-армированной культевой штифтовой вкладки путем изучения НДС в системе «штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба» методом конечных элементов на трехмерной математической модели при разнонаправленных нагрузках.

Материалы и методы исследования.

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 изучения биомеханических процессов в системе "штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба" рассматривали ситуации четырех вариантов модели:

1) К первому варианту относился зуб 3.4, восстановленный при помощи композитной вкладки, армированной одиночным стекловолоконным штифтом, и цельнокерамической коронки (указанный вид покрывной конструкции использовался во всех вариантах модели).

2) Вторым вариантом был представлен предлагаемой нами конструкцией композитно-армированной культевой штифтовой вкладки с тремя стекловолоконными штифтами.

3) Третьему варианту модели соответствовала литая культевая штифтовая вкладка.

4) Четвертому варианту – культевая штифтовая вкладка из диоксида циркония.

Клинически перечисленным вариантам математических моделей соответствуют корни зубов, восстановленные с помощью указанных видов штифтовых конструкций.

Математическая модель предложенных штифтовых конструкций 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, которая была произведена на компьютере с использованием программы Microsoft Excel и пакета прикладных программ Statistica 10. Значимость влияния исследуемых факторов проверяли по критерию Фишера. Критерий Фишера являлся значимым и влияние исследуемого фактора считалась доказанной при $p < 0,05$.

Результаты и их обсуждение.

I. Сравнение НДС при использовании одно и трехштифтовой конструкции композитной культевой вкладки (нагрузка 150 Н). Нами оценивалась нагрузка в твердых тканях зуба, на границе «вкладка – фиксирующий цемент» и непосредственно в штифтовой конструкции.

1. Анализ при толщине фиксирующего цемента от 0,5 до 0,7 мм.

Характер распределения напряжений соответствует эластичной штифтовой конструкции с концентрацией напряжений преимущественно в цервикальной области зуба.

Исследования показали преимущество трехштифтовой конструкции при приложении вертикальной нагрузки за счет редукции напряжений в дентине корня зуба на 2,33% (1 шт. – 7,16 МПа, 3 шт. – 6,99 МПа).

Кроме того определялся положительный эффект армирования тремя штифтами за счет значительного (до 17,88%) снижения напряжений на границе фиксирующий цемент – штифтовая конструкция.

Так при использовании композитно-армированной культевой штифтовой вкладки напряжения на границе фиксирующий цемент – штифтовая конструкция были ниже на 5,95% (1 шт. – 0,84 МПа, 3 шт. – 0,79 МПа) при вертикальной нагрузке, на 17,88% (1 шт. – 5,48 МПа, 3 шт. – 4,5 МПа) при боковой нагрузке вправо, на 17,12% (1 шт. – 5,55 МПа, 3 шт. – 4,6 МПа) при боковой нагрузке влево (рис. 2). При косой нагрузке под 45° вправо отмечается редукция напряжений при использовании трехштифтовой вкладки на 14,89% (1шт. – 4,03 МПа, 3 шт. – 3,43 МПа), при косой влево – на 14,99% (1шт. – 3,67 МПа, 3 шт. – 3,12 МПа).

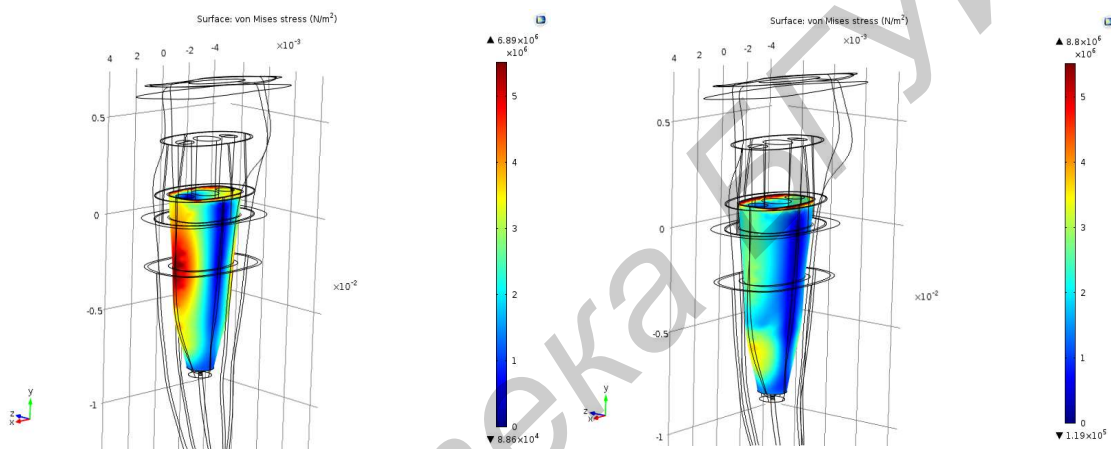


Рисунок 2 – Боковая нагрузка влево (слева один штифт, справа – три штифта)

2. Анализ при толщине фиксирующего цемента 0,3 мм.

Картина распределения напряжений в случае как одного так и трех штифтов соответствовала характеру распределения напряжений, характерной для жестких штифтовых конструкций с преимущественной концентрацией нагрузки на вершине штифта.

Основные изменения в стенках зуба наблюдали при косой нагрузке вправо, где преимущественно обладают три штифта, обеспечивая снижение эффективных напряжений Мизеса на 11,95% с 11,43 МПа до 10,06 МПа.

Определяется существенное преимущество многштифтовой композитной вкладки за счет значительного снижения напряжений на границе «фиксирующий цемент – штифтовая конструкция» при боковых и косых нагрузках. Редукция напряжений в процентах составила до 23,12%.

Так напряжения ниже при использовании трехштифтовой вкладки на 23,12% (1 шт. – 12,11 МПа, 3 шт. – 9,31 МПа) при боковой нагрузке влево, на 15,52% (1 шт. – 11,02 МПа, 3 шт. – 9,31 МПа) при боковой нагрузке вправо, на 22,79% (1 шт. – 10,1 МПа, 3 шт. – 7,8 МПа) при косой нагрузке вправо, на 11,43% (1 шт. – 7,44 МПа, 3 шт. – 6,59 МПа) при косой нагрузке влево.

Анализ распределения напряжений показал, что предлагаемая конструкция композитно-армированной культевой штифтовой вкладки снижает напряжения, возникаемые в твердых тканях зуба (до 11,95%). Кроме того обладает преимуществом в значительном снижении НДС (до 23,12%) на границе штифтовой конструкции и

фиксирующего цемента при разнонаправленных нагрузках, что уменьшает риск расцементирования и поломки ортопедической конструкции.

II. Характер распределения напряжений при использовании культевых штифтовых вкладок, изготовленных из кобальто-хромового сплава и диоксида циркония.

Наблюдается типичное для жестких штифтовых конструкций распределение напряжений, заключающиеся в концентрации максимальных нагрузок преимущественно на вершине штифта. Величина последних достигает 27,31 МПа. Следует отметить, что зафиксированы значительные напряжения не только в самой вкладке и на границе штифтовой конструкции с фиксирующим цементом (до 55,85 МПа), но и в стенках корня (до 59,01 МПа), что подвергает последний риску фрактуры.

Для сравнения, максимальные напряжения при использовании предлагаемой конструкции вкладки на вершине штифта при толщине фиксирующего цемента 0,3 мм в указанной области – 9,93 Мпа (редукция на 63,64%). На границе штифтовой конструкции с цементом – 9,31 Мпа (снижение на 83,33%). В стенке корня – 10,06 Мпа (снижение на 85,42%).

III. Сравнение НДС при использовании одно и трехштифтовой конструкции композитной культевой вкладки под действием повышенных внешних нагрузок (350Н, 650Н, 1050Н). Отсутствие атрофии стенок лунки.

1. Толщина цемента 0,5-0,7 мм.

Зафиксировано существенное снижение напряжений на границе штифтовая конструкция – фиксирующий цемент при действии вертикальных и боковых нагрузок в случае использования трех штифтов. При 350Н редукция составила – 15,02 %, при 650Н – 19,92 %, при 1050Н – 15,24 %.

2. Толщина цемента 0,3 мм.

При действии вертикальной нагрузки равной 1050Н в большей степени напряжения визуализируются на границе трехштифтовой вкладки (1 шт. – 14,87 Мпа, 3 шт. – 17,94 Мпа). Данный факт объясняется повышенной жесткостью трехштифтовой конструкции и минимальной толщиной цемента, который не может скомпенсировать столь значительную нагрузку.

В это же время наблюдается снижение напряжений в случае использования трех штифтов при боковых нагрузках. На границе вкладка – фиксирующий цемент при 350Н редукция составила – 20,1%, при 650 – 12,78%, при 1050 – 5,27%.

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

Установлено, что область концентрации наибольших напряжений локализуется в дентине зуба на границе с краем искусственной коронки. И несмотря на то, что площадь действия максимальных напряжений мала, последние достигают значительных величин (выше упругой зоны для дентина).

Мы определили преимущество композитно-армированной культевой штифтовой вкладки перед одноштифтовой модификацией в виде повышения порога необратимых деформаций при максимальных нагрузках и толщине фиксирующего цемента 0,3 мм. А также зафиксировали неоспоримое влияние толщины фиксирующего материала в виде прямо противоположных результатов в случае использования лютинг-агента толщиной 0,5-0,7 мм.

Учитывая значимое влияние описанного фактора, можно рекомендовать сохранение прецизионности вкладки в цервикальной области и увеличение толщины цемента в других участках (к примеру, за счет пескоструйной обработки перед фиксацией).

IV. Сравнение НДС при использовании одно и трехштифтовой конструкции композитной культевой вкладки и различном уровне закрепления зуба, имитирующем атрофию костных стенок зубной альвеолы.

Мы провели анализ НДС при стандартной разнонаправленной нагрузке в 150Н при значениях уровня костной поддержки +0,5, -0,5, -1 и -1,5 мм от первоначального. Исследование не выявило отличий в распределении напряжений как в стенках корня, так и на поверхности штифтовой конструкции при использовании разного количества армирующих штифтов.

В то же время можно констатировать факт увеличения пятна напряжений в стенках зуба при снижении уровня прикрепления, которому соответствует увеличение атрофии стенок лунки. Так, при атрофии костной ткани на 0,5 мм эквивалентные напряжения в стенке корня увеличиваются на 13,4% по сравнению с изначальным уровнем закрепления (до 56,7 МПа), при атрофии 1 мм – на 36% (до 68 МПа), при атрофии 1,5 мм – на 58% (до 80 МПа)

Соответственно, напряжения в сохранных зубных тканях и собственно штифтовой конструкции можно уменьшить путем увеличения длины штифта, а именно глубины его погружения относительно границы закрепления. Последнее осуществимо без риска сконцентрировать опасную нагрузку на вершине штифта, что бы произошло в случае применения жесткой штифтовой конструкции.

Заключение.

1. При различной толщине фиксирующего цемента зафиксирован эффект от использования трех штифтов в виде значительного (до 23,12%) снижения напряжений на границе «вкладка – цемент» при воздействии разнонаправленных нагрузок, что уменьшает риск расцементировки и поломки ортопедической конструкции. Снижение напряжений в твердых тканях зуба при использовании предлагаемой нами вкладки составило до 11,95%.

2. В случае применения жестких штифтовых конструкций на основе диоксида циркония и кобальто-хромового сплава были зафиксированы значительные (до 59,01 МПа) напряжения подвергающие корень риску фрактуры. Для сравнения, предлагаемая конструкция вкладки позволяет снизить величину эквивалентных напряжений. Так на вершине штифтовой конструкции напряжения ниже на 63,64%, на границе сред – на 83,33%, в дентине корня – на 85,42%.

3. Анализ распределения напряжений показал, что неоспоримое и существенное влияние на картину НДС оказывает толщина фиксирующего композиционного цемента. Было продемонстрировано, что слой цемента деформируется больше всего, но при этом напряжения в нем малы. За счет высокой эластичности он играет роль своеобразного демпфера и релаксатора напряжений, что зафиксировано в значительном снижении нагрузок как в дентине корня, собственно штифтовой конструкции, так и на границе сред при использовании прослойки фиксирующего агента большей толщины. Так при приложении левосторонней нагрузки величиной 150Н напряжения при использовании одноштифтовой вкладки и цемента толщиной 0,3 и 0,5-0,7 мм составили на границе сред 12,11 МПа и 5,55 МПа соответственно (редукция 54,17%). При применении трехштифтовой вкладки напряжения с увеличением толщины цементной прослойки снизились с 9,31 МПа до 4,6 МПа (редукция 50,6%).

Литература

1. Рубникович, С.П. Способ протезирования полных дефектов коронок зубов штифтовыми вкладками / С.П. Рубникович // Дист. мед. науки Беларуси. – 2001. – Вып. 6. – С. 144-145.
2. Рубникович, С.П. Анализ напряженно-деформационного состояния корня зуба, восстановленного литой культевой штифтовой вкладкой методом цифровой спекл-фотографии / С.П. Рубникович, Н.А. Фомин, Н.Б. Базылев // Современная стоматология. – 2001. – №3. – С. 50-52.
3. Żarow, M. EndoProtetyka. Przewodnik dla praktyki / M. Żarow, C. D'Arcangelo, L. A. Felipe, G. Paniz, G. Paolone. – Warszawa: Kwintesencja, 2013. – 309 p.
4. Штифтовая культевая вкладка: пат. №10452 Респ. Беларусь / С.П. Рубникович, А.Д. Фисюнов, В.Ч. Недень; № и 20140267; заяв. 18.07.2014.