

*С.А. Наумович, Т.В. Крушинина, С.И. Богдан**

Изучение напряженно-деформированных состояний в верхнем центральном резце, восстановленном с помощью различных стандартных штифтов, на основе метода конечно-элементного анализа

Белорусский государственный медицинский университет

**Белорусский государственный университет*

В статье представлены результаты исследований влияния механического воздействия кривой (жевательной) нагрузки на верхний центральный резец, восстановленный с помощью стекловолоконного, титанового и циркониевого штифтов, с применением метода конечно-элементного анализа.

Ключевые слова: стекловолоконный штифт, титановый штифт, циркониевый штифт, конечно-элементный анализ, двухмерная модель.

В ортопедической стоматологии для восстановления разрушенной коронковой части депульпированного зуба всё шире применяются стандартные пассивные штифты. Широко применяемые ранее активные стандартные штифты обладали высоким повреждающим фактором, меняя природу сгибания зуба при жевательной нагрузке, что зачастую приводило к перелому корня зуба. Поэтому широкое применение получили пассивные стандартные штифты, которые могут изготавливаться из различных материалов, в т. ч. из титана, циркония, стекловолокна [2, 3]. По своим характеристикам стекловолоконные штифты наиболее схожи с естественным дентином. Также стекловолоконные штифты позволяют проводить фиксацию в корневом канале за счет применения адгезивных систем, что увеличивает прочность конструкции благодаря возникновению химических связей между стекловолоконным штифтом, композитным цементом для фиксации и гибридным слоем дентина корневого канала [1]. Однако, вопрос сравнения напряженно-деформированных состояний в системе «корень зуба – фиксирующий материал-стандартный штифт», при восстановлении коронковой части зуба с использованием стекловолоконного, титанового и циркониевого стандартных штифтов недостаточно освещен в литературе.

Целью проведенного исследования явилось изучение и анализ возникающих в зубе, восстановленном различными стандартными штифтами, напряжений в результате воздействия кривой (жевательной) нагрузки в зависимости от различных параметров: толщины стенки зуба в пришеечной части, глубины погружения штифта и диаметра штифта.

Материалы и методы. При выполнении работы была построена двухмерная модель вертикального сечения верхнего центрального резца (Рис.1). При моделировании в качестве геометрических параметров модели брались среднестатистические параметры центрального резца человека. Расчет напряженно-деформированного состояния (НДС) от воздействия внешних нагрузок проводился в пакете конечно-элементного анализа ANSYS, в плоско-деформированной постановке. В качестве составляющих модель частей рассматривались: дентин, периодонтальная связка, эмаль зуба, фиксирующий ма-

териал, стекловолоконный штифт, штифт из сплава титана, циркониевый штифт (типа CZA), керамическая коронка. Жевательная нагрузка моделировалась распределенной нагрузкой, величиной 10 кг/мм² на внутренней поверхности коронки и направленной под углом 45 градусов к горизонтали. При моделировании НДС считалось, что корень укреплен в основании кости достаточно жестко, и в этой части, на границе периодонта, можно принять условия жесткого закрепления. Механические свойства всех материалов, за исключением стекловолоконного штифта, входящих в модель считались однородными, изотропными и линейно упругими. Стекловолоконный штифт рассматривался в модели как ортотропный материал. Данные о механических характеристиках материалов принятых в модели представлены в таблицах 1 и 2 [2, 3, 4].

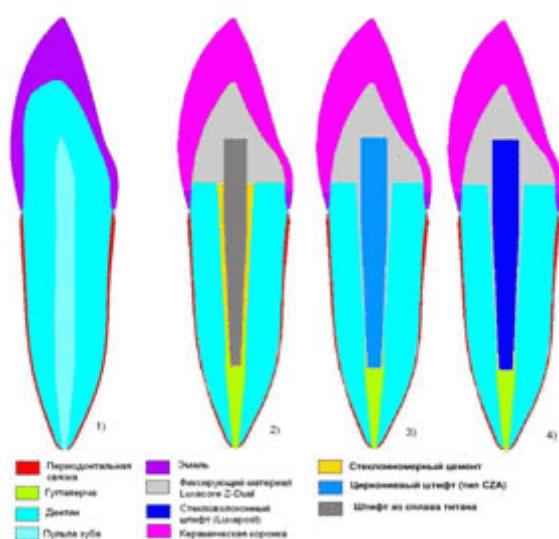


Рис.1. Двухмерная модель центрального резца: 1) в естественном состоянии; 2-4) при восстановлении штифтом: 2) с использованием штифта из сплава титана на стеклоиономерном цементе с культей из композитного материала двойного отверждения; 3) с использованием циркониевого штифта (типа CZA) на композитном материале двойного отверждения; 4) с использованием стекловолоконного штифта на композитном материале двойного отверждения.

Таблица 1. Механические свойства тканей периодонта и материалов, используемых для восстановления резца[2, 3]

Материал	Модуль Юнга (GPa)	Коэффициент Пуассона
Эмаль	41	0.3
Дентин	18.6	0.31
Гуттаперча	0.00069	0.45
Периодонтальная связка	0.0689	0.45
Цирконий (тип CZA)	240	0.25
Керамическая коронка	120	0.28

Сплав титана	102	0.3
Композитный материал двойного отверждения(LuxaCore Z-Dual)	9.25	0.33
Стеклоиономерный цемент	20.9	0.35

Таблица 2. Механические свойства ортотропного материала стекловолоконного штифта принятого при моделировании [4].

Упругие параметры	Значение	Упругие параметры	Значение
EY(GPa)	40	ν_{YZ}	0.26
EX=EZ(GPa)	11	ν_{XY}	0.07
GXY=GYZ(GPa)	4.2	ν_{XZ}	0.32
GXZ(GPa)	4.1		

Для анализа напряженно-деформированного состояния исследуемой конструкции было разработано 4 базовых модели (рис. 1):

*Модель 1: естественный зуб. Здесь важно заметить, что корневая полость в расчетах не учитывалась. Другими словами модель состоит из депульпированного зуба, восстановленного с использованием материалов с механическим поведением эквивалентным эмали и дентину.

*Модель 2: депульпированный зуб, восстановленный с использованием штифта из сплава титана на стеклоиономерном цементе с культей из композитного материала двойного отверждения и покрытый керамической коронкой.

*Модель 3: депульпированный зуб, восстановленный циркониевым штифтом (типа CZA) на композитном материале двойного отверждения и покрытый керамической коронкой.

* Модель 4: депульпированный зуб, восстановленный с использованием стекловолоконного штифта на композитном материале двойного отверждения и покрытый керамической коронкой.

Для того чтобы изучить влияние штифта на НДС восстановленного резца, сначала производился расчет НДС естественного (здорового) резца (Рис. 1.1), далее рассчитывалось НДС депульпированного резца, восстановленного штифтами, изготовленными из 3-х материалов и фиксированными на различные фиксирующие материалы, что представлено в моделях 2-3 (Рис. 1 (2-4)). Моделирование проводилось, используя одну форму штифта, с учетом различных материалов, из которых изготовлен штифт, его различных диаметров и толщины фиксирующего материала между дентином и штифтом. Всего было выполнено 55 расчетов. На Рис. 2 показан пример используемой при расчете конечно элементной сетки всего резца и дентина резца.



Рис. 2. Пример разбивки резца на сетку из конечных элементов: 1) всего резца; 2) дентина резца.

Результаты и обсуждение

В результате выполненных расчетов были получены и изучены поля эквивалентных напряжений Мизеса (далее эквивалентных напряжений) и максимальных касательных напряжений, возникающих в восстановленном резце. В таблицах 3-8 представлены результаты, полученные для 3-х различных моделей (рисунок 1 (2-4)), которые наглядно показывают зависимость изменения максимальных напряжений от глубины погружения штифта, диаметра штифта и толщины стенки в пришеечной части зуба, а также позволяют провести анализ по используемым для изготовления штифта материалам.

На рисунках 3-4 показано распределение эквивалентных и максимальных касательных напряжений для случая восстановления резца штифтом с погружением его на $2/3$ корневой части, диаметром 1,25 мм и толщине стенки 1,4 мм для моделей 2-4 соответственно в сравнении с распределением напряжений в естественном резце. На рисунках 5-6 – распределение эквивалентных и максимальных касательных напряжений для случая восстановления резца штифтом с погружением его на $1/2$ корневой части, диаметром 1,25 мм и толщине стенки 1,4 мм для моделей 2-4 соответственно в сравнении с распределением напряжений в естественном резце.

Сравнительный анализ таблиц 3-8 и рисунков 3-6 показывает, что для случая восстановления резца стекловолоконным штифтом (модель 4) картина распределения напряжений в системе штифт-дентин наиболее близка к распределению напряжений, возникающих в естественном зубе при любых рассмотренных диаметрах штифта, толщине фиксирующего материала между штифтом и дентином и глубине погружения штифта. В то время как использование штифта из сплава титана (модель 2) и циркония (тип CZA) (модель 3) дают значительную концентрацию напряжений на границе фиксирующий материал-штифт и перераспределяют максимальные напряжения при погружении штифта на $1/2$ длины корневого канала в апикальную часть, уменьшая при этом величины максимальных напряжений в пришеечной части, как в случае

естественного резца, так и резца, восстановленного с использованием стекловолоконного штифта.

Результаты моделирования для случая стекловолоконного штифта подтверждают необходимость его погружения на $2/3$ длины корневого канала. При погружении штифта на $1/2$ длины корневого канала в дентине увеличивается максимальное напряжение, возникающее в результате жевательной нагрузки. Наименьшие напряжения в дентине возникают при толщине стенки зуба в пришеечной части примерно равной 1,4 мм. Наибольшие напряжения в дентине возникают при толщине стенки зуба в пришеечной части близкой и менее 0,5 мм. Увеличение диаметра штифта уменьшает возникающие в дентине корня напряжения.

Используемый в модели 4 стекловолоконный штифт показывает большие напряжения по сравнению с напряжениями при использовании таких же штифтов из сплава титана или циркония (тип CZA) в пришеечной части зуба, но эти напряжения сравнимы с напряжениями, возникающими в естественном зубе, и картина их распределения, как уже говорилось выше, эквивалента картине в естественном зубе.

Уменьшение напряжений в пришеечной части зуба напрямую связано с жесткостью (гибкостью) материала из которого изготавливается штифт, а также материала, из которого изготовлен фиксирующий цемент. Уменьшение жесткости штифта приводит к повышенным напряжениям в пришеечной части, уменьшая в тоже самое время напряжения в корне резца. И соответственно, увеличение жесткости штифта приводит к уменьшению напряжений в пришеечной части, но приводит к увеличению концентрации напряжений в корневой части. Уменьшение напряжений при использовании эластичных штифтов может быть достигнуто путем использования более жестких цементирующих материалов.

Таблица 3. Максимальные эквивалентные напряжения Мизеса, возникающие в дентине резца (модель 2)

Глубина погружения в корневой канал на	Диаметр штифта (мм)	Минимальная толщина стенки в пришеечной части резца (мм)			
		2**	1.4	1	0.5
2/3	1.5	9.15	8.11*	8.19	8.59
	1.375		8.27	8.46	8.89
	1.25		8.53	8.74	9.19
1/2	1.5		8.15***	8.45***	8.91
	1.375		10.1***	10.3***	10.0***
	1.25		11.2***	8.89	9.31

Примечание: * - при минимальной толщине стенки в пришеечной части резца равной 1,35 мм; ** - в естественном (витальном) зубе; *** - в апикальной части корня

Таблица 4. Максимальные касательные напряжения, возникающие в

дентине резца (модель 2)

Глубина погружения в корневой канал на	Диаметр штифта (мм)	Минимальная толщина стенки в пришеечной части резца (мм)				
		2**	1.4	1	0.5	
2/3	1.5	8	5.0	4.51*	4.55	4.77
	1.375			4.59	4.70	4.93
	1.25			4.74	4.85	5.10
1/2	1.5			4.53**	4.69**	4.95
	1.375			5.67**	5.76**	5.62**
	1.25			6.19**	4.93	5.17

Примечание: * - при минимальной толщине стенки в пришеечной части резца равной 1,35 мм; ** - в естественном (витальном) зубе; *** - в апикальной части корня

Таблица 5. Максимальные эквивалентные напряжения Мизеса, возникающие в дентине резца (модель 3)

Глубина погружения в корневой канал на	Диаметр штифта (мм)	Минимальная толщина стенки в пришеечной части резца (мм)				
		2**	1.4	1	0.5	
2/3	1.5	5	9.1	6.83*	6.86	7.4
	1.375			7.11	7.24	7.85
	1.25			7.48	7.64	8.31
1/2	1.5			8.04**	8.25**	8.48**
	1.375			9.31**	9.66**	9.69**
	1.25			9.41**	8.01**	8.51

Примечание: * - при минимальной толщине стенки в пришеечной части резца равной 1,35 мм; ** - в естественном (витальном) зубе; *** - в апикальной части корня

Таблица 6. Максимальные касательные напряжения, возникающие в дентине резца (модель 3)

Глубина погружения в корневой канал на	Диаметр штифта (мм)	Минимальная толщина стенки в пришеечной части резца (мм)				
		2**	1.4	1	0.5	
2/3	1.5	8	5.0	3.79*	3.81	4.11
	1.375			3.95	4.02	4.36

	1.25		4.15	4.24	4.61
1/2	1.5	*	4.48**	4.6***	4.73**
	1.375	*	5.21**	5.4***	5.43**
	1.25	*	5.24**	4.44**	4.73

Примечание: * - при минимальной толщине стенки в пришеечной части резца равной 1,35 мм; ** - в естественном (витальном) зубе; *** - в апикальной части корня

Таблица 7. Максимальные эквивалентные напряжения Мизеса, возникающие в дентине резца (модель 4)

Глубина погружения в корневой канал на	Диаметр штифта (мм)	Минимальная толщина стенки в пришеечной части резца (мм)			
		2**	1.4	1	0.5
2/3	1.5	9.15	* 9.42	9.52	10.5
	1.375		9.41	9.65	10.7
	1.25		9.54	9.78	10.8
1/2	1.5		9.39	9.72	10.6
	1.375		9.53	9.83	10.7
	1.25		9.68	9.86	10.7

Примечание: * - при минимальной толщине стенки в пришеечной части резца равной 1,35 мм; ** - в естественном (витальном) зубе.

Таблица 8. Максимальные касательные напряжения, возникающие в дентине резца (модель 4)

Глубина погружения в корневой канал на	Диаметр штифта (мм)	Минимальная толщина стенки в пришеечной части резца (мм)			
		2**	1.4	1	0.5
2/3	1.5	5.08	5.23*	5.28	5.82
	1.375		5.23	5.35	5.92
	1.25		5.29	5.43	6.01
1/2	1.5		5.21	5.4	5.88
	1.375		5.29	5.46	5.94
	1.25		5.38	5.47	5.95

Примечание: * - при минимальной толщине стенки в пришеечной части резца равной 1,35 мм; ** - в естественном (витальном) зубе.

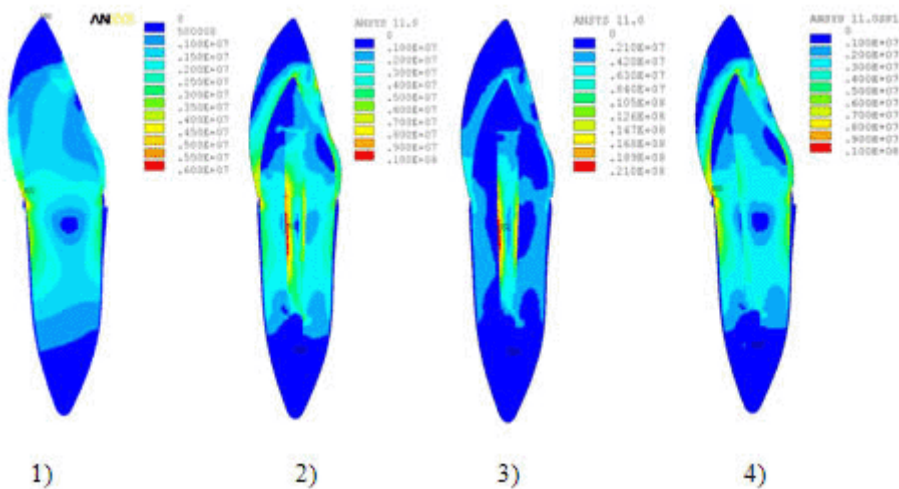


Рис. 3. Распределение эквивалентных напряжений в резце (Па): 1) в естественном резце; 2-4) в восстановленном резце с погружением штифта на $2/3$ корневой части, диаметром 1,25 мм и толщине стенки 1,4 мм: 2) с использованием штифта из сплава титана на стеклоиономерном цементе с культей из композитного материала двойного отверждения; 3) с использованием циркониевого штифта (типа CZA) на композитном материале двойного отверждения; 4) с использованием стекловолоконного штифта на композитном материале двойного отверждения.

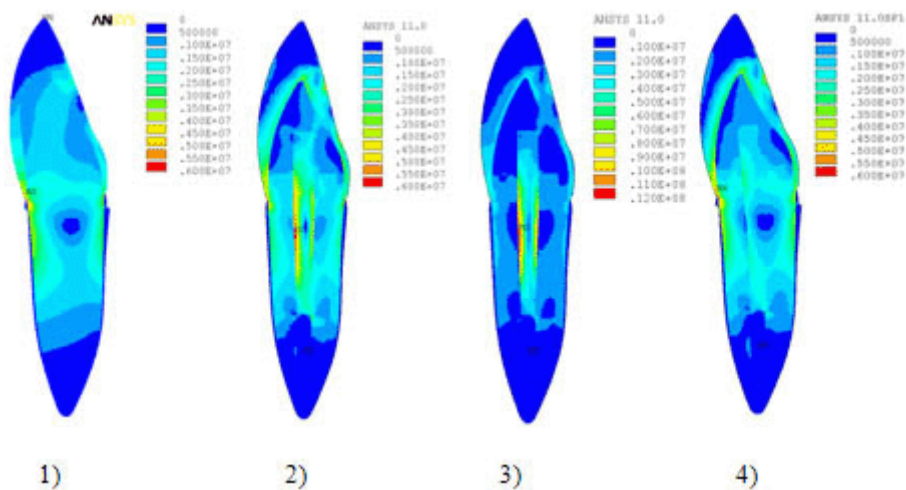


Рис. 4. Распределение максимальных касательных напряжений в резце (Па): 1) в естественном резце; 2-4) в восстановленном резце с погружением штифта на $2/3$ корневой части, диаметром 1,25 мм и толщине стенки 1,4 мм: 2) с использованием штифта из сплава титана на стеклоиономерном цементе с культей из композитного материала двойного отверждения; 3) с использованием циркониевого штифта (типа CZA) на композитном материале двойного отверждения; 4) с использованием стекловолоконного штифта на композитном материале двойного отверждения.

композитном материале двойного отверждения; 4) с использованием стекловолоконного штифта на композитном материале двойного отверждения.

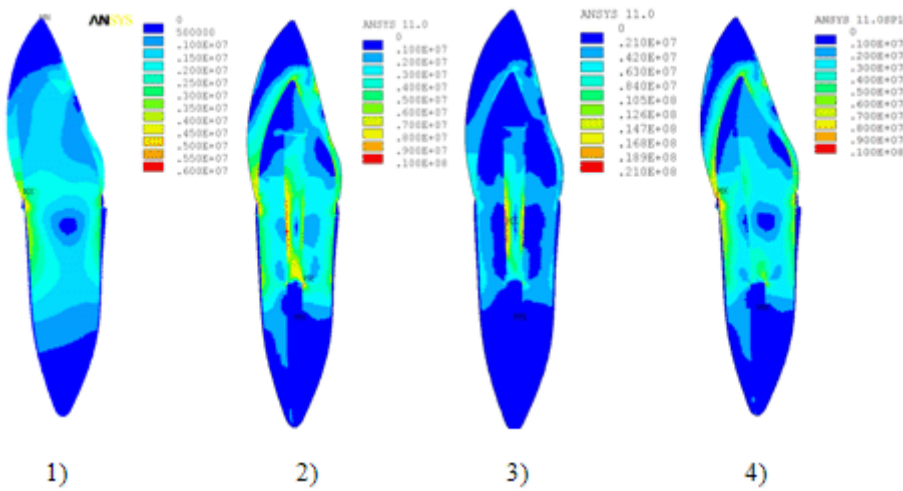


Рис. 5. Распределение эквивалентных напряжений в резце (Па): 1) в естественном резце; 2-4) в восстановленном резце с погружением штифта на 1/2 корневой части, диаметром 1,25 мм и толщине стенки 1,4 мм: 2) с использованием штифта из сплава титана на стеклоиномерном цементе с культей из композитного материала двойного отверждения; 3) с использованием циркониевого штифта (типа CZA) на композитном материале двойного отверждения; 4) с использованием стекловолоконного штифта на композитном материале двойного отверждения.

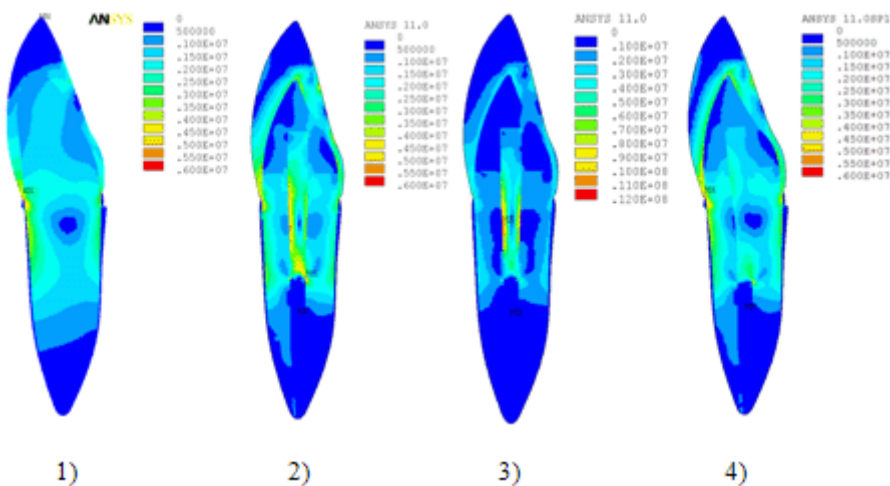


Рис. 6. Распределение максимальных касательных напряжений в резце (Па): 1) в естественном резце; 2-4) в восстановленном резце с погружением штифта на 1/2 корневой части, диаметром 1,25 мм и толщине стенки 1,4 мм: 2) с использованием штифта из сплава титана на стеклоиномерном цементе с культей из композитного материала двойного отверждения; 3) с использованием циркониевого штифта

(типа CZA) на композитном материале двойного отверждения; 4) с использованием стекловолоконного штифта на композитном материале двойного отверждения.

Выводы

На основе использования метода конечных элементов выполнен сравнительный анализ случаев восстановления депульпированного резца штифтом одной формы, с учетом различных материалов (сплав титана, цирконий (тип CZA), стекловолокно) из которых изготовлен штифт, его различных диаметров и толщины цемента между дентином и штифтом (толщиной стенки в пришеечной части). Сравнительный анализ показал, что:

1) картина распределения напряжений в системе штифт-дентин при использовании стекловолоконного штифта наиболее близка к распределению напряжений, возникающих в естественном зубе, при любых рассмотренных диаметрах штифта, толщине фиксирующего материала между штифтом и дентином и глубине погружения штифта в отличие от случаев использования штифтов из сплава титана (модель 2) и циркония (тип CZA) (модель 3), дающих значительную концентрацию напряжений на границе фиксирующий материал-штифт и перераспределяющих максимальные напряжения при погружении штифта на $\frac{1}{2}$ длины корня в апикальную часть.

2) результаты моделирования для случая стекловолоконного штифта подтверждают необходимость его погружения на $\frac{2}{3}$ длины корневого канала. При погружении штифта на $\frac{1}{2}$ длины корневого канала в дентине увеличивается максимальное напряжение, возникающее в результате жевательной нагрузки. Наименьшие напряжения в дентине возникают при толщине стенки зуба в пришеечной части примерно равной 1,4 мм. Наибольшие напряжения в дентине возникают при толщине стенки зуба в пришеечной части близкой и менее 0,5 мм. Увеличение диаметра штифта уменьшает возникающие в дентине корня напряжения.

3) использование стекловолоконного штифта дает большие напряжения по сравнению с напряжениями при использовании таких же штифтов из сплава титана или циркония (тип CZA) в пришеечной части зуба, но эти напряжения сравнимы с напряжениями, возникающими в естественном зубе и картина их распределения эквивалента картине в естественном зубе.

4) уменьшение напряжений в пришеечной части зуба напрямую связано с жесткостью (гибкостью) материала из которого изготавливается штифт, а также материала, из которого изготовлен фиксирующий цемент. Уменьшение жесткости штифта приводит к повышенным напряжениям в пришеечной части, уменьшая, в тоже самое время, напряжения в корне резца. И соответственно, увеличение жесткости штифта приводит к уменьшению напряжений в пришеечной части, но приводит к увеличению концентрации напряжений в корневой части. Уменьшение напряжений при использовании эластичных штифтов может быть достигнуто путем использования более жестких фиксирующих материалов.

Основываясь на полученных результатах исследования можно сделать вывод о целесообразности использования эластичных стекловолоконных штифтов

для восстановления коронковой части зуба перед протезированием ввиду их преимуществ по сравнению с другими стандартными штифтами.

Литература

1. Крушинина, Т. В. Стекловолоконные штифты: применение в клинике ортопедической стоматологии / Т. В. Крушинина // Стоматологический журнал. 2009. № 1. С. 65–68.
2. Полонейчик, Н. М., Гетман, Н. В., Богдан, С. И. // Стоматологический журнал. 2003. № 3. С. 6–8.
3. Полонейчик, Н. М., Гетман, Н. В., Богдан, С. И. // Стоматологический журнал. 2004. № 1. С. 37–38.
4. Pegoretti, A., Fambri, L., Zappini, G., Bianchetti, M. // Biomaterials. 2002. № 23. P. 2667–2682.