

## **Трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зубов, восстановленных керамическими коронками**

*Белорусский государственный медицинский университет*

Применение полных керамических коронок, изготовленных с помощью технологии автоматизированного проектирования и производства, является современным методом ортопедического лечения разрушенных зубов. В данной работе для теоретического изучения напряженно-деформированного состояния геометрически сложной многослойной биомеханической системы, которая образуется при фиксации керамической коронки на опорном зубе, было использовано трехмерное твердотельное моделирование и математический анализ методом конечных элементов. Изучено влияние типа фиксирующего материала и толщины его слоя на прочность зубов, восстановленными керамическими коронками.

Ключевые слова: керамические коронки, метод конечных элементов.

Наиболее ранней и распространенной формой поражения зубо-челюстной системы являются дефекты коронок зубов различного происхождения. Разрушение коронковой части даже одного зуба или ошибки при ее восстановлении могут стать отправной точкой для целого ряда морфологических и функциональных изменений челюстно-лицевого аппарата человека. Своевременное восстановление утраченной формы и функций зуба с помощью разнообразных методов позволяет предотвратить все эти негативные последствия. Важной задачей при лечении дефектов твердых тканей является восстановление биомеханической целостности зуба. Оптимальное сочетание трех конструктивных элементов: твердых тканей зуба, собственно восстановительной конструкции и прочного соединения между ними является залогом надежного и долговечного функционирования восстановленного зуба. В ортопедической стоматологии наиболее часто применяемыми протезами для восстановления разрушенной коронковой части зуба, являются полные искусственные коронки [1]. Они позволяют восстановить утраченные анатомическую форму и функции зубов в случаях, когда применение пломб и микропротезов уже не оправдано. Использование керамических зубных коронок позволяет снять большинство проблем, характерных для металлокерамических протезов, связанных с наличием металлического каркаса. Существует несколько способов изготовления искусственных коронок из керамических материалов. Наиболее современным из них является технология автоматизированного проектирования и изготовления зубных протезов с использованием вычислительной техники – так называемая CAD/CAM технология (Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing), которая обладает рядом преимуществ по сравнению с традиционными методиками.

Правильное понимание биомеханических процессов, возникающих в зубах, восстановленных цельнокерамическими коронками, при изготовлении которых была использована технология CAD/CAM, научно обоснованный выбор того или иного используемого конструкционного материала и строгое соблюдение всех технологических этапов при их изготовлении являются залогом качества оказываемого лечения.

Цель исследования: Разработать трехмерную математическую модель системы “зуб – фиксирующий материал – керамическая искусственная коронка”. Провести анализ ее напряженно-деформированного состояния с учетом вида и толщины слоя фиксирующего материала, физико-механических свойств её структурных компонентов и условий функциональной нагрузки.

Материалы и методы

Для теоретического изучения напряженно-деформированного состояния геометрически сложной многослойной биомеханической системы, которая образуется при фиксации керамической коронки на опорном зубе, в нашей работе было использовано трехмерное твердотельное моделирование и математический анализ методом конечных элементов.

Объектом исследования служили трехмерные твердотельные математические модели, отображающие

строение коронковой части естественного интактного зуба, а также зубов, восстановленных цельнокерамическими коронками с различной толщиной слоя фиксирующего материала. Исследование состояло из нескольких этапов.

Этап 1. Построение объемных геометрических моделей.

В качестве образца была выбрана учебная модель зубного ряда верхней челюсти фирмы KAVO. Второй верхний правый премоляр был препарирован под эстетическую коронку с формированием циркулярного уступа шириной 1 мм под углом 110 градусов к вертикальной оси зуба (Рис. 1). Фрагмент зубного ряда был отсканирован с помощью аппарата CEREC 3 (Sirona, Германия). С помощью предложенной ранее методики [2] были получены трехмерные координаты точек на поверхности зуба, необходимых для построения его математической модели.



Рис. 1. Исходный объект для построения моделей

На основании полученных данных с помощью компьютерной программы SolidWorks 2007 (SolidWorks Corp., США) были построены твердотельные объемные модели отдельных компонентов системы "зуб – фиксирующий материал – искусственная коронка". Эти элементы были пространственно объединены в три окончательные многослойные геометрические модели (сборки). Контрольной служила объемная модель естественного зуба, имеющая две особенности: вместо придесневого уступа было смоделировано плавное истончение слоя эмали, и отсутствовал слой фиксирующего материала. Две другие геометрические модели воспроизводили зуб, восстановленный однослойной искусственной коронкой, зафиксированной с помощью клеевого шва толщиной 50 мкм и 150 мкм, что соответствует средней точности изготовления керамических коронок различными методами [5, 6].

Этап 2. Создание конечно-элементных моделей.

Основой для расчета напряженно-деформированного состояния конструкции является ее конечно-элементная модель [4]. Построенные ранее многослойные геометрические модели были экспортированы в программный комплекс ANSYS Workbench 11.0 (ANSYS Inc., США), в котором были сформированы 5 конечно-элементных моделей (Рис. 2), качественные и количественные характеристики которых приведены в таблице 1.



Рис. 2. Создание конечно-элементных моделей с помощью программного комплекса ANSYS Workbench 11.0

## Характеристика конечно-элементных моделей

Название конечно-элементной модели	Структурные (геометрические) компоненты	Количество конечных элементов	Количество узлов	Материалы				
				дентин	эмаль	композит	цемент	керамика
Естественный зуб	Основание 1	20965	89366	•				
	Эмаль	8065	12816		•			
Композит 50 мкм	Основание 2	6435	10874	•				
	Клей 50 мкм	14870	30415			•		
	Коронка 50 мкм	14341	23266					•
Композит 150 мкм	Основание 2	6435	10874	•				
	Клей 150 мкм	14667	29868			•		
	Коронка 150 мкм	14730	23891					•
Цемент 50 мкм	Основание 2	6435	10874	•				
	Клей 50 мкм	14870	30415				•	
	Коронка 50 мкм	14341	23266					•
Цемент 150 мкм	Основание 2	6435	10874	•				
	Клей 150 мкм	14667	29868				•	
	Коронка 150 мкм	14730	23891					•

Необходимые для расчета напряженно-деформированного состояния физико-механические свойства материалов взяты из литературы [3] и представлены в таблице 2.

Таблица 2  
Физико-механические свойства материалов

Свойство материала	Дентин	Эмаль	Керамика	Композит	Цемент
Модуль Юнга, ГПа	14,7	94	69	9,2	13,7
Коэффициент Пуассона	0,31	0,33	0,19	0,24	0,35

Этап 3. Описание внешних воздействий и граничных условий. Для упрощения расчетов были заданы следующие граничные условия: изучалась коронковая часть зуба, ограниченная плоскостью, проходящей на 3 мм апикальнее эмалево-цементной границы; основание изучаемых моделей было жестко закреплено; не учитывалось наличие пульповой камеры; все тела имели однородную

структуру, т.е. были изотропны.

Изучение напряжений в материалах проводилось при вертикальной однонаправленной нагрузке, увеличивающейся от 50 N до 500 N. Данный интервал выбран учитывая выносливость здорового периодонта второго верхнего премоляра [1]. Для каждой модели было изучено два варианта приложения нагрузки (Рис. 3):

вариант А – распределенная нагрузка, моделирующая жевательное давление, действующее на большую часть окклюзионной поверхности зуба;

вариант Б – сосредоточенная нагрузка, на трех участках жевательной поверхности зуба, воспроизводящих окклюзионные контакты.



Рис. 3 Два варианта приложения вертикальной нагрузки к окклюзионной поверхности моделей

Для характеристики напряженного состояния и одновременного учета всех компонентов полей напряжений (нормальных и касательных) использовали эквивалентные напряжения по Мизесу (von Mises). На каждом компоненте модели регистрировались значения напряжений в области окклюзионной поверхности (шесть контрольных точек) и в области края уступа (шесть контрольных точек). Полученные результаты были систематизированы и статистически обработаны.

#### Результаты

При воздействии вертикальной нагрузки на окклюзионную поверхность модели интактного зуба отмечается появление двух областей повышенных значений напряжений (Рис. 4). Первая формируется преимущественно в эмали на окклюзионной поверхности в местах приложения нагрузки. Вторая характеризуется увеличением напряжений, как в эмали, так и в дентине, и опоясывает по всему периметру шейку зуба.

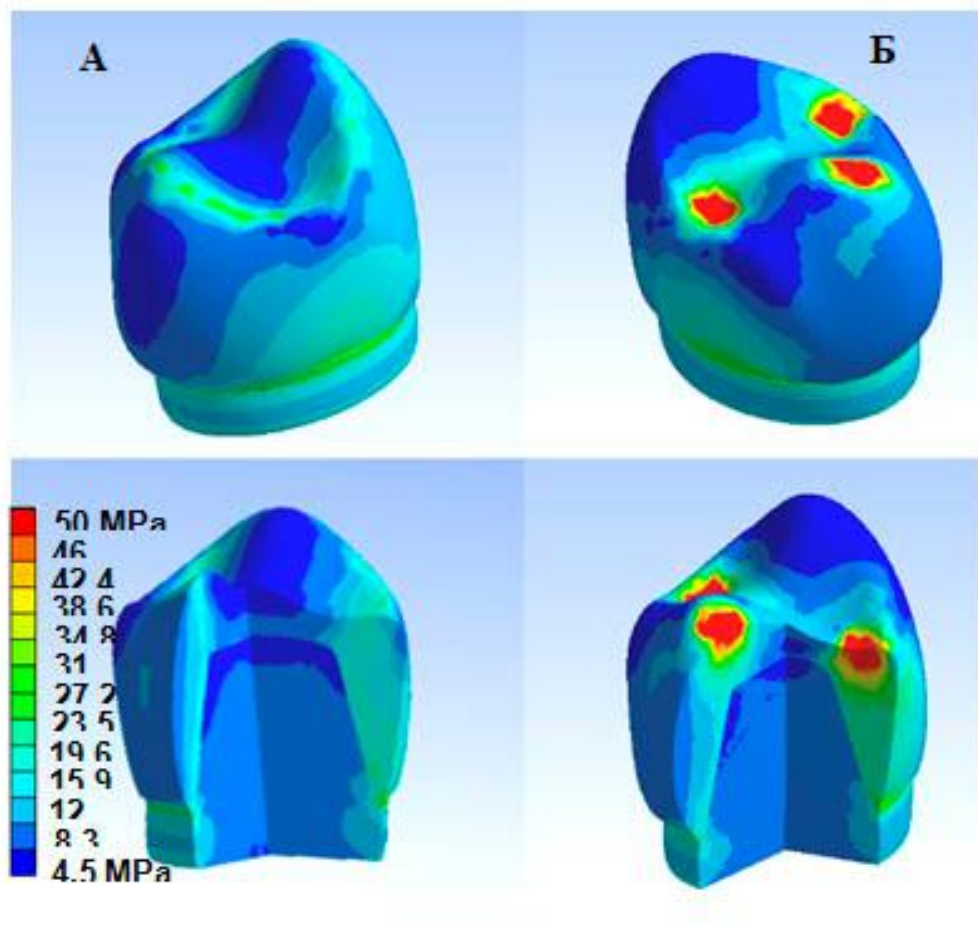


Рис. 4. Картина напряжений, возникающих в модели естественного зуба, при воздействии вертикальной нагрузки 500N. А – распределенная нагрузка; Б – концентрированная нагрузка

На жевательной поверхности картина распределения напряжений зависит от вида прикладываемой нагрузки. Воздействие распределенной нагрузки приводит к появлению в эмали жевательной поверхности повышенных напряжений, расположенных по периметру площади контакта, в то время как в области фиссуры увеличение напряжений незначительно. При трехточечной нагрузке отмечаются резко выраженные области повышенных напряжений в эмали в местах воздействия нагрузки.

На уровне середины высоты коронки на аппроксимальных поверхностях зуба при обоих вариантах воздействия отмечается возникновение полей повышенных напряжений, что свидетельствует о преимущественном распространении нагрузки этим путем. Однако по мере приближения к шейке зуба отмечается все большее распространение полей повышенных напряжений на вестибулярную и оральную поверхности. На уровне шейки зуба повышенные напряжения равномерно распределены по всему периметру в эмали и поверхностных слоях дентина. Картина напряжений в эмали на уровне шейки одинакова при обоих вариантах воздействия. В поверхностных слоях дентина у жевательной поверхности напряжения минимальны. По мере приближения к шейке зуба напряжения в дентине увеличиваются и достигают наивысших значений у края эмали. В дентине, расположенном на 1 мм апикальнее шейки, напряжения в 2–2,5 раза меньше чем на уровне шейки. Это свидетельствует о способности дентина компенсировать воздействие механической нагрузки за счет упругих деформаций.

Таким образом, картины напряжений, возникающих при распределенном и концентрированном вариантах приложения вертикальной нагрузки, отличаются только в верхней трети коронки. По мере распространения нагружающего воздействия по твердым тканям зуба в апикальном направлении качественные и количественные различия исчезают. Это свидетельствует о том, что внутреннее

строение и сочетание физико-механических свойств эмали и дентина интактного зуба приспособлены к воздействию механической нагрузки.

Картина распределения напряжений, возникающих в моделях зубов, восстановленных керамическими коронками сходна с таковой для интактного зуба (Рис. 5).

Повышенные напряжения в керамике регистрируются в местах воздействия нагрузки, на аппроксимальных поверхностях и в области края коронок. В дентине восстановленных зубов наибольшие значения напряжений отмечаются в области пришеечного уступа.

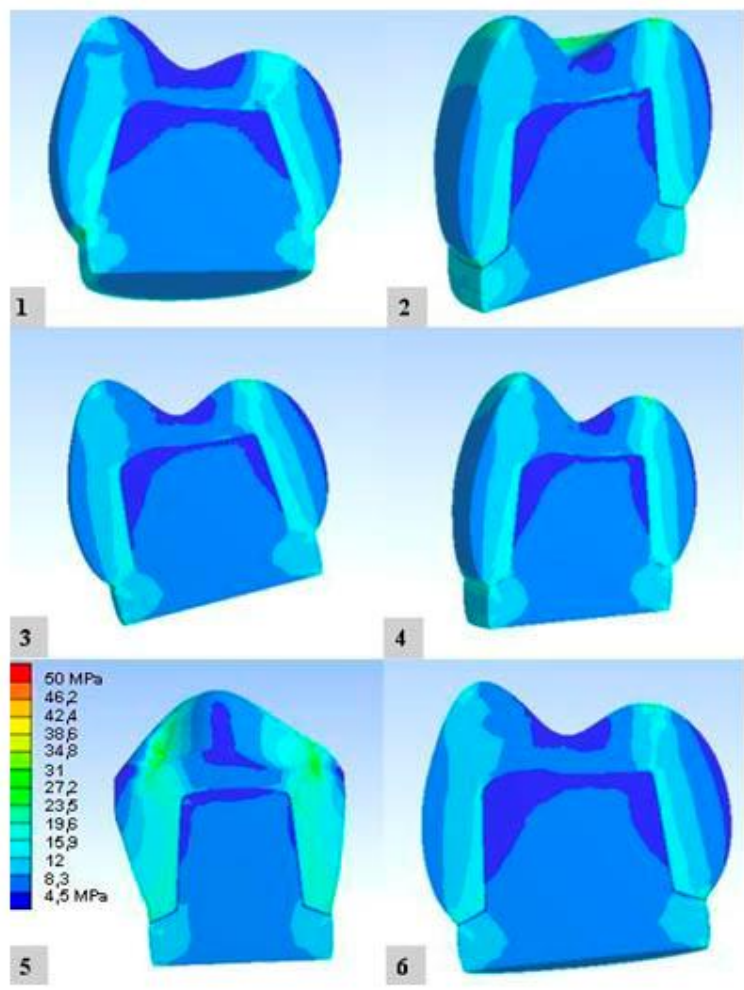


Рис. 5. Картина распространения напряжений, возникающих в моделях при нагрузке 450N (срезы вертикальной плоскостью). 1 – естественный зуб; 2 – композит 50 мкм; 3 – композит 150 мкм; 4 – цемент 150 мкм; 5 – композит 50 мкм; 6 – цемент 50 мкм

При воздействии вертикальной нагрузки на жевательной поверхности керамических коронок регистрируются напряжения, превышающие аналогичные для эмали на 35–37 % (Рис. 6). Только для модели «Цемент 150 мкм» данная разница признана статистически значимой ( $p < 0,05$ ). Через прослойку фиксирующего материала механическое воздействие передается на дентин опорного зуба. При сравнении напряжений, возникающих при этом в фиксирующем материале всех исследуемых моделей на уровне верхушки культи зуба, не выявлено статистически значимых отличий. В дентине на уровне окклюзионной поверхности культи отмечаются напряжения, на 11–20% больше чем в дентине интактного зуба ( $p < 0,05$ ).

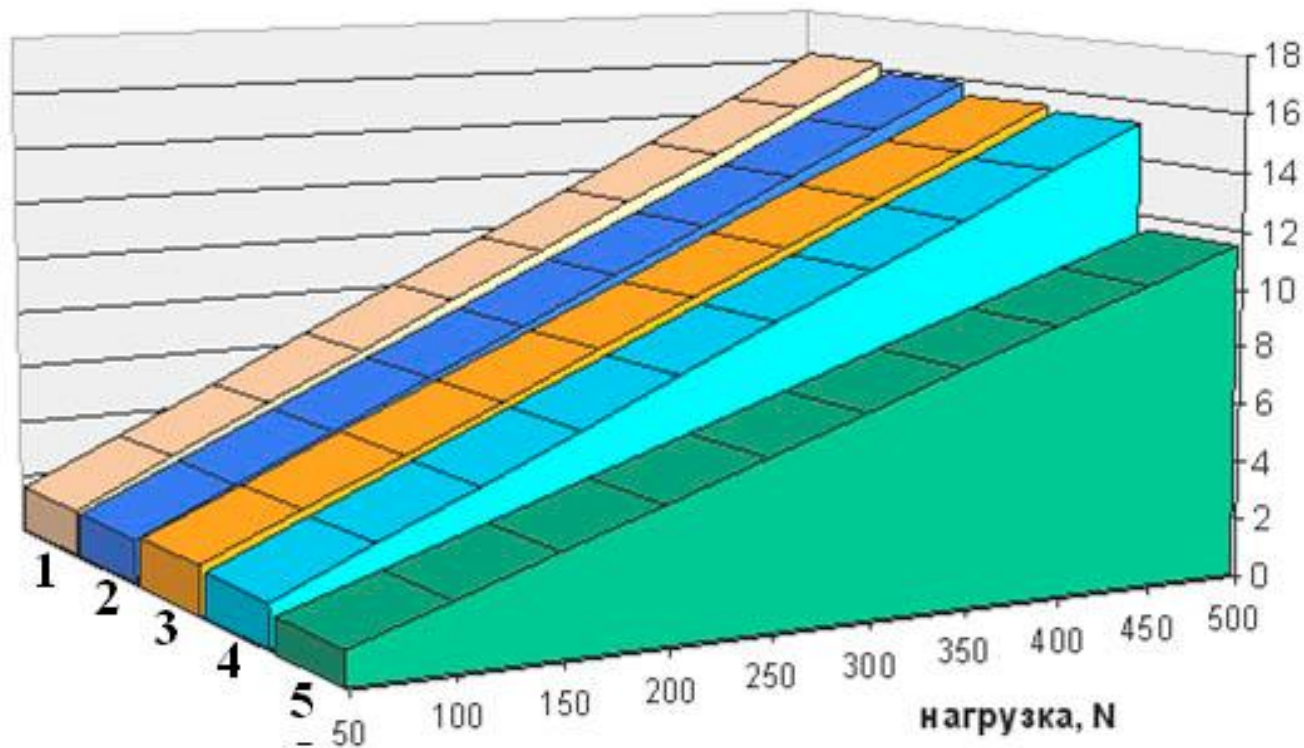


Рис. 6. Средние напряжения в коронке, окклюзионная область.  
 1 – цемент 150 мкм; 2 – композит 50 мкм; 3 – цемент 50 мкм; 4 – композит 150 мкм; 5 – эмаль интактного зуба.

Напряжения в керамике на уровне шейки для всех моделей не превышают аналогичные значения в эмали. Кроме того, напряжения в керамике на этом уровне в модели «Композит 150 мкм» меньше аналогичных напряжений в керамике остальных моделей восстановленных зубов и меньше напряжений в эмали интактного зуба на уровне шейки ( $p < 0,05$ ). Это можно объяснить тем, что часть нагрузки в области края коронки распространяется на композитный материал. Благодаря своим физико-механическим свойствам и достаточной толщине слоя композит компенсирует повышенную нагрузку за счет своей упругой деформации. Однако напряжения, возникающие при этом в композите, сопоставимы с прочностью его сцепления с керамикой и твердыми тканями зуба и при длительных нагрузках могут привести к повреждению данной связи.

В дентине опорных зубов на уровне шейки (Рис. 7) регистрируются значения напряжений на 25–30% меньше аналогичных в интактном зубе ( $p < 0,01$ ). Это свидетельствует о частичной компенсации воздействующей нагрузки за счет изменения напряженно-деформированного состояния керамических коронок и фиксирующего материала.

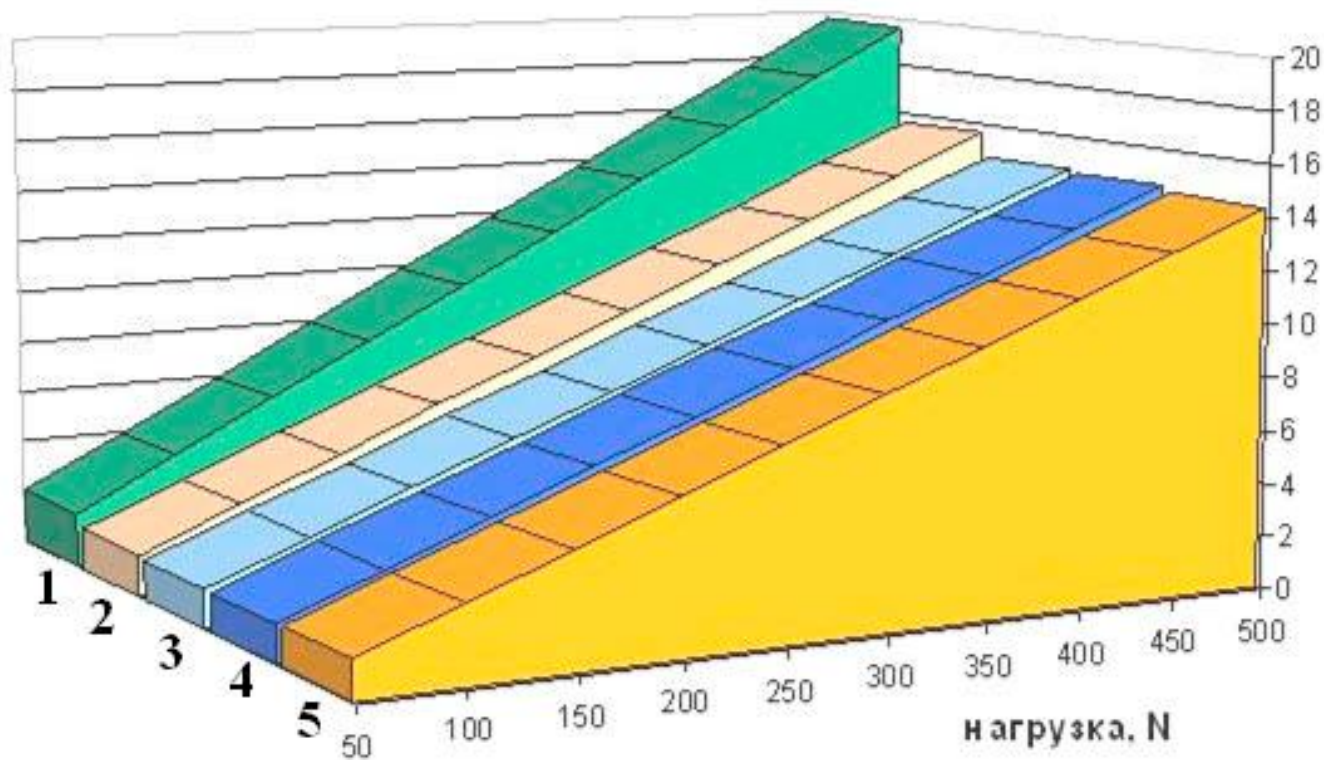


Рис. 7. Средние напряжения в дентине, область уступа.

1 – дентин интактного зуба; 2 – цемент 150 мкм; 3 – композит 150 мкм;  
4 – композит 50 мкм; 5 – цемент 50 мкм.

При анализе напряжений, возникающих в прослойке фиксирующего материала, мы выявили следующие закономерности (Рис. 8):

1. При толщине слоя 150 мкм в фиксирующем материале отмечается преобладание напряжений в области уступа над напряжениями на уровне вершины культи в 2,7 раза для композита и в 3,7 раза для фосфат-цемента ( $p < 0,01$ ).
2. Напряжения, возникающие в слое фиксирующего материала толщиной 50 мкм в области уступа меньше, чем на уровне вершины культи зуба для композита в 2,1 раза, а для фосфат-цемента в 1,3 раза ( $p < 0,05$ ).



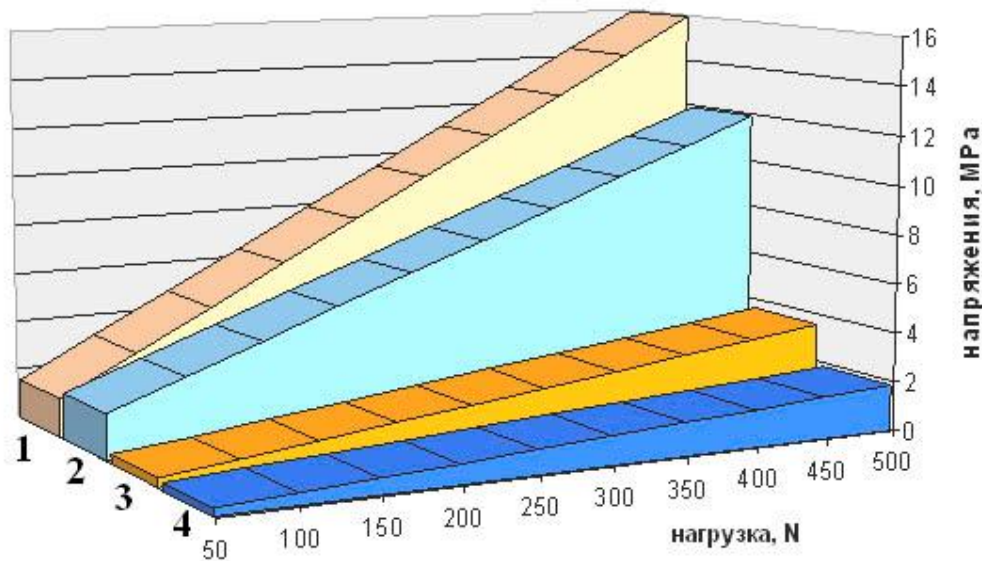


Рис. 8. Средние напряжения в фиксирующем материале, область уступа.

1 – цемент 150 мкм; 2 – композит 150 мкм; 3 – цемент 50 мкм; 4 – композит 50 мкм.

3. В области уступа, напряжения, возникающие в слое фиксирующего материала толщиной 50 мкм значительно меньше, чем в слое толщиной 150 мкм. Данная разница статистически значима ( $p < 0,01$ ) как для композита (в 6,4 раза), так и для фосфат-цемента (в 4,4 раза). Так при воздействии на коронку нагрузки 500 N в слое композита толщиной 150 мкм в области уступа регистрируются напряжения до  $11,91 \pm 0,46$  МПа, сопоставимые с прочностью его сцепления с керамикой и дентином опорного зуба. Можно предположить, что воздействие циклических нагрузок в течение некоторого времени приведет к разрушению данного соединения и возникновению осложнений.

4. Напряжения, возникающие в области уступа в композите толщиной 50 мкм значительно меньше аналогичных, возникающих в слое цемента толщиной 50 мкм ( $p < 0,01$ ). Например, при воздействии на жевательную поверхность керамической коронки нагрузки 500 N, в области уступа в слое композита толщиной 50 мкм регистрируются напряжения до  $1,85 \pm 0,33$  МПа. Это значительно меньше предела прочности используемых композитных материалов (80–150 МПа) и силы его сцепления с керамикой и дентином (9,2–15,6 МПа). При такой же нагрузке в слое фосфат-цемента толщиной 50 мкм в области уступа отмечаются напряжения до  $3,58 \pm 0,24$  МПа, превышающие силы его микромеханической адгезии к керамике и дентину (0,5–3 МПа).

#### Выводы

Таким образом, на основании результатов анализа напряженно-деформированных состояний трехмерных математических моделей зубов, восстановленных керамическими коронками и модели интактного зуба, проведенного с помощью метода конечных элементов можно сделать следующие выводы:

1. Взаимное сочетание физико-механических свойств эмали и дентина, а также внутренняя микроструктура позволяют интактному зубу воспринимать механическую нагрузку как единой биомеханической системе. Нагрузка, воздействующая на эмаль в области жевательной поверхности, передается на дентин, способный к эластической деформации.
2. При механическом воздействии на зуб, восстановленный керамической коронкой, часть энергии поглощается материалом коронки, о чем свидетельствует преобладание значений напряжений в керамике над напряжениями в эмали при идентичной нагрузке.
3. Слой фиксирующего материала передает воздействие нагрузки от керамики к дентину, частично компенсируя её за счет возникновения внутренних напряжений. Толщина слоя и тип фиксирующего материала влияют на его напряженно-деформированное состояние преимущественно в области пришеечного уступа.
4. Для увеличения прочности и надежности керамическую коронку предпочтительно фиксировать с помощью композитного материала. Кроме того, точность изготовления коронки и технология её

фиксации должны обеспечивать толщину фиксирующего материала на оптимальном уровне, равном 50 мкм.

### Литература

1. Ортопедическая стоматология / Н. Г. Аболмасов [и др.]. Смоленск: СМГА, 2000. 576 с.
2. Полховский, Д. М. Методика измерения геометрических параметров зуба с помощью аппарата Cerec-3 / Д. М. Полховский // Современная стоматология. 2008. № 2. С. 64–66.
3. Ремизов, С. М. Микромеханические характеристики реставрационных стоматологических материалов, эмали и дентина зубов человека / С. М. Ремизов // Стоматология. 2001. № 4. С. 28–32.
4. Самарский, А. А. Математическое моделирование / А. А. Самарский. М.: Наука; Физматлит, 1997. 320 с.
5. Akbar, J. Marginal Adaptation of Cerec 3 CAD/CAM Composite Crowns Using Two Different Finish Line Preparation Designs / J. Akbar // J. Prosth. 2006. Vol. 15, № 3. P. 155–163.
6. Bindl, A. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns / A. Bindl // Eur. J. Oral Sci. 2003. Vol. 111, № 2. P. 163–169.