БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА *материала для пломбирования поверхностных дефектов класса I по Блэку*

И.М.Макеева
• д.м.н., профессор, декан стоматологического факультета, зав. кафедрой терапевтической стоматологии, Первый МГМУ им. И.М.Сеченова
Адрес: Москва, ул. Можайский вал, д. 11
Тел.: 8 (499) 248-51-53

В.А.Адилханян
• к.м.н., врач-стоматолог, клиника ПроСмайл.ру
Адрес: Москва, ул. Ярцевская, д. 1
Тел.: 8 (495) 978-66-00
E-mail: pro-smile@mail.ru

В.В.Загорский
• клинический ординатор, кафедра ортопедической стоматологии, Первый МГМУ им. И.М.Сеченова
Адрес: Москва, ул. Можайский вал, д. 11
Тел.: 8 (499) 248-51-53
E-mail: vlad.zag@gmail.com

Резюме. С использованием отечественного модуля конечно-элементного анализа APM Structure 3D были созданы математические модели нижних моляров с пломбами по классу I, выполненными из материалов различной жесткости. Проведен анализ упруго-напряженных состояний в твердых тканях зуба при нагрузке в 100 Н, приложенной по оси зуба и в области вершины бугра. Установлено, что оптимальными материалами для пломбирования поверхностных дефектов класса I являются композиты, жесткость которых совпадает с тканями зуба. Если жесткость материала меньше жесткости пломбы, дополнительные напряжения возникают внутри реставрации; если жесткость материала превышает жесткость эмали, то паразитарные напряжения возникают на границе "пломба-зуб".

Ключевые слова: конечно-элементный анализ; упруго-напряженные состояния зубов; кариес зубов; пломба класса I.

Elastic tension analysis of teeth with class I restorations (Makeeva I.M., Adilkhanyan V.A., Sagorskiy V.A.).

Summary. The finite-element analysis of three lower molar models with class I restorations of different stiffness was made. The models were created using APM Structure 3D, included in CAD/CAE/CAM/PDM system of APM WinMachine and loaded occlusally with 100 N along the tooth axis and eccentrically. Stresses around the restorations were measured and the following conclusion was made. For effective fissure caries restoration the stiffness of composite must be the same as tooth enamel stiffness. If it is lower, the stresses accumulate inside the restoration. If restoration stiffness exceeds enamel one, the stresses arises at border of the restoration and tooth fracture may occure.

Key word: finite-element analysis; teeth elastic tension; caries; class I restoration.

Введение

До недавнего времени при лечении кариеса эмали одной из задач препарирования кариозной полости было углубление дефекта ниже эмалево-дентинной границы для обеспечения ретенции пломбы и увеличения объема пломбировочного материала [1]. Однако современный подход к препарированию кариозных полостей основан на принципах минимальной интервенции и исключает избыточное удаление здоровых тканей зуба [4, 10].

Возможно ли препарирование и пломбирование поверхностных дефектов эмали без углубления полости и без риска быстрого стирания или выпадения пломбы? Ответить на этот вопрос можно с помощью изучения закономерностей распределения жевательной нагрузки в системе "пломба-зуб" с учетом свойств различных пломбировочных материалов.

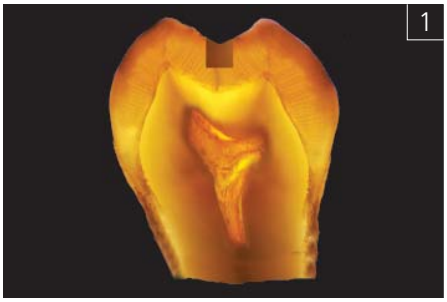
Материал и методы исследования

Для анализа упруго-напряженных состояний в системе "пломба-зуб" при жевательной нагрузке была разработана математическая модель с использованием метода конечных элементов. Модель с помощью набора дифференциальных уравнений описывает форму и особенности строения двухкорневого моляра нижней челюсти, а также свойства тканей зуба. При построении модели были использованы данные о модуле упругости и пределе прочности эмали и дентина, которые были ранее определены В.А.Загорским [2, 3].

Для выполнения работ был использован отечественный модуль конечно-элементного анализа APM Structure 3D, входящий в состав CAD/CAE/CAM/PDM системы APM WinMachine, созданной в Научно-техническом центре "Автоматизированное проектирование машин".

Исследования состояния зубов при всех видах нагрузок выполняли при одном и том же значении усилия — 100 Н (10 кгс), которое прикладывали на участке длиной 2,5 мм. С учетом особенностей использования метода конечных элементов эта распределенная нагрузка была представлена в виде совокупности 5 сосредоточенных сил по 20 Н, приложенных в узлах сетки математической модели, на которую разбивали зуб. Расстояние между узлами сетки не превышало 0,5 мм.

На математических моделях двухкорневого моляра моделировали полость класса I, ящикообразной формы в пределах эмали (рис. 1), затем исследовали напряжения в твердых тканях при характеристиках пломбировочного материала, идентичных свойствам эмали. На втором этапе изучали поведение твердых тканей зуба при применении пломбировочного материала, превышающего прочность эмали на 30%. Затем прочность пломбировочного материала была на 30% меньше прочностных свойств твердых тканей зуба. Нагрузку в 100 Н прикладывали по центру зуба (оси симметрии), затем в области середины окклюзионной поверхности ската зуба и на вершину одного из бугорков зуба.



Учитывая, что в процессе исследований было получено значительное количество цифрового материала, все величины внутренних напряжений были представлены в виде цветовой карты. Картины напряженного состояния твердых тканей зуба и законы распределения напряжений иллюстрировались различными цветами по 10-ступенчатой градации цветов.

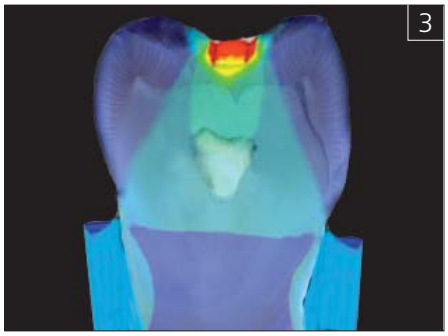
Результаты исследования

Изучение упруго-напряженных состояний тканей зуба при моделировании полостей в пределах эмали с применением пломбировочного материала, идентичного по свойствам эмали.

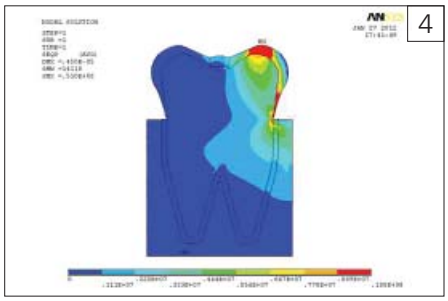
При анализе результатов исследования было установлено, что максимальные значения сжимающих напряжений составляют до 27,0 МПа в области приложенной нагрузки по центру зуба.

Основная часть напряжений фиксируется в месте приложения нагрузки в области эмали как по глубине, так и переходя на соседние участки, захватывая до 20-30% в обе стороны окклюзионной поверхности зуба до дентинно-эмалевой границы. Распределение напряжений в эмали в обе стороны от центральной фиссуры быстро компенсируется рядом лежащими слоями эмали (от 27 до 8 МПа) на середине ската бугорков. На эмалево-дентинной границе определяется наибольший скачок напряжений — до 6 МПа. В средней части дентина коронки и корня зуба напряжения равномерно убывают со значениями от 4 до 1 МПа в области перехода дентина в ткани пародонта (рис. 2, 3). Таким образом, основные напряжения от приложенной нагрузки компенсируются в зоне контакта с нагрузкой и глубжележащими слоями дентина коронки и корня зуба на глубину их поверхности.

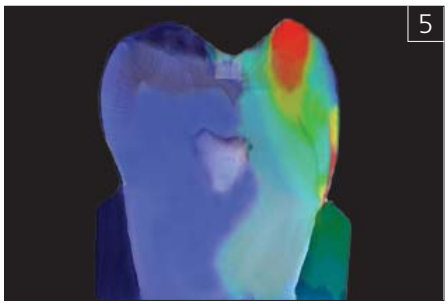
▪Рис. 2. Напряженные состояния твердых тканей зуба при нагрузке на центр зуба при пломбировании зуба по I классу по Блэку материалом, идентичным по свойствам эмали



При нагрузке на вершину одного из бугорков моляра максимальные эквивалентные значения напряжений в зоне приложения нагрузки составляют 50,8 МПа. Напряжения от места приложения распространяются по толще эмали частично к скату бугорка, а большей частью — по аппроксимальной поверхности зуба. В области шейки зуба определяются сжимающие напряжение до 10 МПа (рис. 4, 5). При этом влияние пломбировочного материала уменьшается по сравнению с расчетным случаем, в котором вектор результирующей нагрузки совпадал с осью зуба. В зоне реставрации напряжения в эмали увеличиваются до 12,1 МПа. В области бугра на границе перехода эмали в дентин определяют напряжения до 12 МПа. В дентине корня зуба напряжения не превышают 4 МПа. В области пародонта со стороны нагрузки определяются напряжения в связи с возникновением крутящего момента и составляют 7,8 МПа. В корнях зуба напряжения не превышают 1 МПа. Характер распределения напряжений в виде графиков, в зависимости от времени действия и точки приложения нагрузки, в зависимости от времени действия и точек приложения нагрузки с эксцентриситетом на бугорок зуба, показан на рис.4.



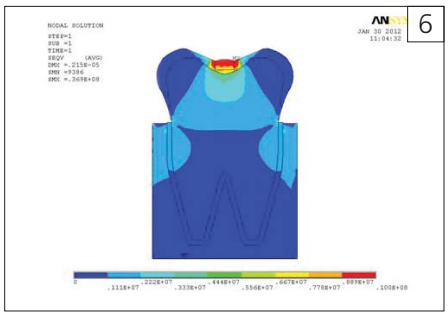
▪Рис. 4. Напряженные состояния твердых тканей зуба при нагрузке на вершину бугорка зуба при пломбировании полости класса I материалом, идентичным по свойствам эмали



Таким образом, распределение напряжений определяется местом приложения нагрузки. Нагрузка, приложенная параллельно вертикальной оси зуба, вызывает максимальные напряжения области реставрации, которые компенсируются всеми тканями коронковой и корневой части зуба и распределяются перпендикулярно корневой части зуба. Перенос нагрузки на бугорок зуба вызывает напряжения в месте поражения эмали до 12 МПа, что превышает величины, полученные при анализе картин напряжений в тканях интактного зуба.

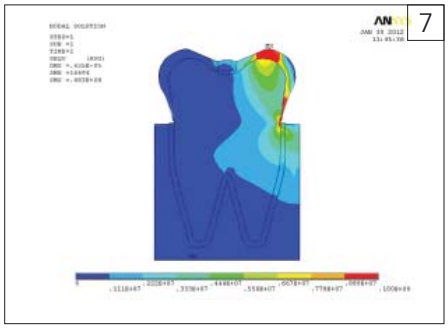
Изучение упруго-напряженных состояний тканей зуба при моделировании поражений в пределах эмали с применением пломбировочного материала на 30% меньше жесткости эмали.

Анализ картин напряжений в твердых тканях зуба с использованием пломбировочного материала на 30% меньше жесткости эмали при нагрузке на центр зуба показал, что характер распределения аналогичен вышеописанному случаю, однако напряжение увеличивается на 20%. Использование пломбировочного материала, уступающего по прочностным характеристикам эмали, приводит к увеличению горизонтальных расширяющихся сдвиговых сил в пломбировочном материале и, как следствие, повышению горизонтальной составляющей напряжений. Максимальное значение напряжений составляет 36,9 МПа и определяется в месте приложения нагрузки, которая большей частью равномерно распределяется по соседним слоям эмали и частично на денто-альвеолярную границу — до 10,8 МПа (рис. 6). В дентине коронковой части напряжения составляют до 4,5 МПа, а в области корней зубов — до 1,1 МПа.



▪Рис. 6. Напряженные состояния твердых тканей зуба при нагрузке на центр зуба при пломбировании с использованием материала, на 30% менее жесткого, чем эмаль

При приложении нагрузки на вершину одного из бугорков моляра максимальные эквивалентные напряжения составляют в зоне приложения нагрузки до 48,3 МПа, которые от места её приложения распространяются по соседним участкам в толще эмали (рис. 7) к дентинно-эмалевой границе, где значения напряжений составляют до 12,7 МПа, затем концентрируются небольшим участком в области шейки зуба со стороны нагрузки с напряжениям до 40 МПа. В дентине коронковой части зуба напряжения составляют до 4,5 МПа, в области пародонта — до 1,1 МПа.

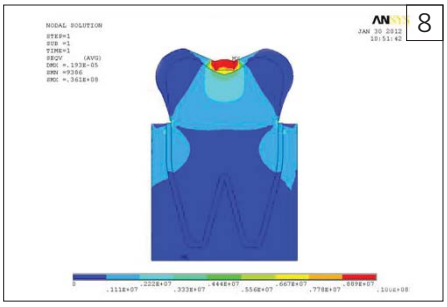


▪Рис. 7. Напряженные состояния твердых тканей зуба при нагрузке на вершину бугорка зуба при пломбировании зуба материалом, на 30% менее жестким, чем эмаль, по I классу по Блэку

Анализ картин напряжений при поражении эмали по I классу по Блэку с использованием пломбировочного материала с жесткостью на 30% меньше эмали на различных участках жевательной поверхности моляров показал, что распределение напряжений определяется как местом приложения нагрузки, так и временем её действия. Например, если нагрузка приложена по центру зуба, то напряжения в месте поражения составляют до 25 МПа и носят равномерно убывающий характер от центра к периферии. Нагрузка на бугорок зуба показывает, что в месте поражения напряжения составляют до 48,3 МПа.

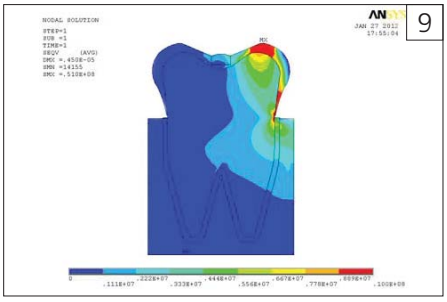
Изучение упруго-напряженных состояний тканей зуба при моделировании поражений в пределах поверхностного кариеса с применением пломбировочного материала на 30% больше жесткости эмали.

Анализ картин напряжений при поражениях эмали с использованием пломбировочного материала на 30% превышающего жесткость эмали при распределенной нагрузке на центр зуба показал, что максимальные значения сжимающих напряжений составляют до 36,1 МПа. Основная их часть фиксируется в зоне приложения нагрузки (рис. 8), которая захватывает как пломбировочный материал, так и до 20% соседних участков эмали в стороны и по её глубине. На дентинно-эмалевой границе напряжения составляют до 12 МПа, которые равномерно распределяются по тканям зуба в пределах 4-6 МПа, опускаясь до тканей пародонта в пределах 1 МПа.



▪Рис. 8. Напряженные состояния твердых тканей зуба при нагрузке на центр зуба при пломбировании с использованием материала, на 30% более жесткого, чем эмаль

При нагрузке на бугорок максимальные значения напряжений составляют до 51,0 МПа. Напряжения концентрируются в зоне приложения нагрузки (бугорок моляра) и в пришеечной части моляра на стороне приложения нагрузки, что объясняется эксцентриситетом (рис. 9).



▪Рис. 9. Напряженные состояния твердых тканей зуба при нагрузке на вершину бугорка зуба при пломбировании зуба материалом, на 30% более жестким, чем эмаль

Напряжения равномерно распределяются в обе стороны поверхностного слоя эмали, не концентрируясь в месте контакта эмали с пломбировочным материалом. На дентинно-

Таблица 1. Максимальные значения напряжений (МПа), возникающих в тканях зуба и пломбировочном материале в зависимости от точки приложения нагрузки и свойств пломбировочного материала

Параметры	Интактный зуб	Пломба класса I в пределах эмали		
		Материал, идентичный эмали	Жесткость материала на 30% меньше жесткости эмали	Жесткость материала на 30% больше жесткости эмали
Нагрузка по центру окклюзионной поверхности	23,3	27,0	36,9	36,1
Нагрузка на бугор	34,7	50,8	48,3	51,0

эмалевой границе напряжения составляют от 30 до 5 МПа по убывающей, в зависимости от места приложения нагрузки. Распределение напряжений в дентине коронковой и корневой частей зуба носит ассимметричный характер, обусловленный эксцентриситетом, и находится в одной половине зуба.

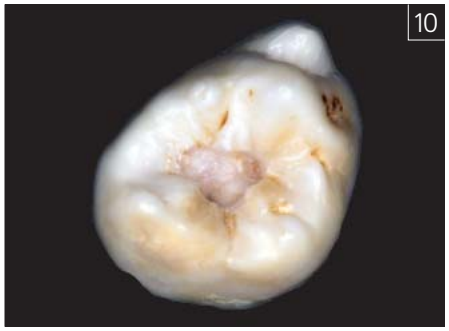
Таким образом, напряжения наиболее интенсивно определяются в направлении, перпендикулярном действию нагрузки. Нагрузка, приложенная на середину коронковой части зуба, вызывает изменение напряжений в месте поражения эмали и пломбировочного материала равномерно и носит симметрично убывающий, обратно пропорциональный характер по твердым тканям зуба. Распределение напряжений при нагрузке на бугорок имеет асимметричный характер. Нагрузка в 100 Н, приложенная в различных частях окклюзионной поверхности зуба, вызывает различные по направлению и времени действия напряжения, которые как в интактных, так и в пораженных кариозным процессом зубах не превышают 10-20% от возможностей, заложенных природой прочностных свойств твердых тканей зубов.

В табл. 1 представлены максимальные значения напряжений, возникающих в тканях интактного зуба, а также при наличии пломбы класса I.

Проведенные расчеты показали, что при наличии пломбы, жесткость которой соответствует жесткости эмали, максимальные напряжения, действующие внутри зуба, наиболее приближены к значениям, полученным у интактных зубов. Отклонение жесткости пломбировочного материала от жесткости эмали в большую или меньшую сторону оказывает несущественное влияние на значение максимальных напряжений, но влияет на характер их распределения. Так, если жесткость пломбировочного материала выше жесткости эмали, то уменьшаются напряжения, возникающие в самой пломбе, увеличивая напряжения на границах дефекта. Со временем это может привести к разрушению адгезивного слоя, возникновению микродефектов на границе "пломба-зуб" и выпадению пломбы (в случае истончения стенок полости — к сколу стенки зуба). При уменьшении жесткости пломбировочного материала — увеличиваются горизонтальные составляющие реакции от боковой стенки полости и пломбы к эмали за счет меньшей жесткости пломбировочного материала, то есть часть напряжений гасится внутри реставрации.

Заключение

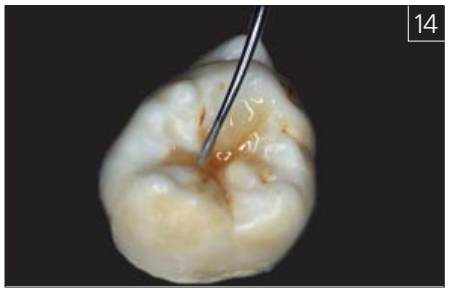
На основании изучения напряженно-деформированных состояний в системе "зуб-пломбировочный материал" при пломбировании поверхностных полостей класса I можно сделать вывод, что при выборе пломбировочного материала для лечения фиссурного кариеса важно учитывать не столько его прочностные характеристики, сколько его жесткость, то есть способность воспринимать, распределять и передавать на подлежащие ткани напряжения, возникающие при жевании [5]. Наиболее предпочтительны в данном случае материалы, жесткость которых максимально приближена к жесткости эмали или незначительно ниже ее.


10

11

12

13


14

Учитывая результаты математического моделирования, можно предположить, что одним из материалов выбора для пломбирования поверхностных дефектов класса I является текучий композит. Жесткость современных композитных материалов низкой вязкости приближена к таковой твердых тканей зуба, а прочностные характеристики и устойчивость к истиранию лишь немного уступают традиционным композитам [6, 7, 8, 9]. Тем более что небольшие реставрации (рис. 10), выполняемые при лечении фиссурного кариеса, не подвергаются значительной нагрузке при жевании.

Показатели современного тиксотропного пломбировочного материала Filtek Ultimate Flowable Restorative (рис. 11) близки к характеристикам эмали. Модуль изгиба этого композита — 6815.80 МПа (модуль изгиба эмали, по разным данным, — от 60 до 80 ГПа) [11]. При этом материал характеризуется низкой усадкой (3,28%) (рис. 12) и устойчивостью к истиранию (уровень абразивного износа через 200.000 циклов — 19,33) . Механические характеристики и высокие эстетические показатели позволяют рекомендовать Filtek Ultimate Flowable Restorative для восстановления дефектов эмали по классу I (рис. 13, 14). ИС

ЛИТЕРАТУРА:

1. Боровский Е.В. Кариес зубов: препарирование и пломбирование. - М., 2001. - 143 с.
2. Загорский В. А. Частичные съемные и перекрывающие протезы. - М.: ОАО "издательство "Медицина", 2007. - 360 с.
3. Загорский В.А., Загорский В.В. Закономерности распределения напряжений в твердых тканях зуба // Медицинский алфавит. - 2010. - №1. - С. 23-27.
4. Макеева И.М. Николаев А.И. Восстановление зубов светоотверждаемыми композитными материалами. - М.: МЕДпресс-информ, 2011.
5. Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading // Dent Mater. - 2008. - N24(5). - P.600-605.
6. Bonilla ED, Yashar M, Caputo AA. Fracture toughness of nine flowable resin composites // J Prosthet Dent. - 2003. - Vol. 89. - P. 261-267.
7. Chadwick T., Glace W.R. Physical properties of flowable composites // J. Dent. Res. - 1998. - Vol. 77. - P. 633 - 635.
8. Chung SM, Yap AUJ, Chandra SP, Lim CT. Flexural strength of dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test // J Biomed Mater Res B Appl Biomater. - 2004. - Vol. 71(2). - P. 278-283.
9. Irie M., Tjandrawinata R., E L., Yamashiro T., Suzuki K. Flexural Performance of Flowable versus Conventional Light-cured Composite Resins in a Long-term in vitro Study // Dent Mater J. - 2008. - Vol. 27(2).– P. 300-309.
10. Momoi Y., Hayashi M., Fujitani M., Fukushima M., Imazato S., Kubo S., Nikaido T., Shimizu A., Unemori M., Yamaki C. Clinical guidelines for treating caries in adults following a minimal interventi on policy - evidence and consensus based report // J Dent. – 2012. - Vol.40(2). - P. 95-105.
11. Filtek™ Ultimate Flowable Restorative. Technical product profile. - 3M ESPE, 2010.