

ются методами ранговой корреляции. Это осуществляется довольно быстро и просто, однако на результаты такой оценки существенное влияние оказывает субъективизм экспертов и психологическая инерция. При оценке боров по количественным характеристикам эти недостатки отсутствуют.

В Уральском политехническом университете предложен новый подход к квалиметрии, которая включает проведение эксперимента и дальнейшую соответствующую математическую обработку. С помощью квалиметрических характеристик можно оценить изменение заостренности боров, период стойкости инструмента, при каких режимах одни боры более эффективны, чем другие [3].

Предложенный квалиметрический анализ боров может явиться основой для сертификации боров и будет способствовать повышению качества лечения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Леонтьев В. К., Иванова Г. Г., Звонкова Л. Н. // Стоматология. — 1988. — № 4. — С. 4—5.
2. Либерман Я. Л., Каналина В. А., Лейзеров В. М. // Новое в техническом обеспечении стоматологии: Материалы конф. стоматологов. — Екатеринбург, 1992. — С. 145—147.
3. Либерман Я. Л., Каналина В. А., Ронь Г. И. // Организация и профилактика в стоматологии: Материалы конф. стоматологов. — Екатеринбург, 1993. — С. 229—235.
4. Нигматов Р. Использование и оценка эффективности нонно-лазменной обработки стоматологических боров: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Ташкент, 1991. — 18 с.
5. Солнцев А. С. Влияние вида зубных боров, скорости вращения и нагрузки на качество формирования и пломбирования кариозных полостей: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Красноярск, 1985. — 16 с.

Особенности формирования кариозных полостей II класса по Блэку

В. Н. Петрович, А. Е. Шнейдер
Уральский медицинский институт
г. Екатеринбург

Представляет интерес сравнительный анализ функциональных возможностей запломбированных (или восстановленных) полостей II класса по Блэку в зависи-

мости от формы кариозной полости, вида пломбировочного материала и дополнительных пунктов ретенции [5, 6]. Данная проблема относится к контактным задачам теории упругости, точное решение которых, как известно, представляет значительные трудности при расчете биомеханики биологических объектов [3].

По мнению ряда авторов [4, 7], приемлемую точность в решении задач для этого класса можно получить применением экспериментальных методов, таких, как поляризационно-оптический метод (фотоупругость), галлографическая интерферометрия и расчетный метод конечных элементов.

Задача настоящего исследования — определить оптимальную форму полости II класса по Блэку в зависимости от применяемого пломбировочного материала с целью снижения напряжений в коронковой части зуба. Для этого была построена биоматематическая модель моляра, которая рассчитывалась методом конечных элементов на ПЭВМ РС АТ, а также был использован в эксперименте метод фотоупругости на объемных моделях зубов.

Материалы и методы

А. Метод фотоупругости. Модели зубов (моляров) были изготовлены из оптически чувствительного материала Э-2, толщиной 20 мм, с ценой полосы — 18 кг/см², в масштабе 5 : 1.

Исследования выполнены на 12 моделях коронок зубов с имитацией кариозных полостей II класса по Блэку.

I группа моделей — с полостями, сформированными без дополнительной площадки; II группа представлена моделями: основная полость + дополнительная площадка.

В качестве пломбировочных материалов для каждой группы были использованы: силдонт, эвикрол, амальгама.

При моделировании изучаемых объектов был соблюден критерий подобия для пломбировочного материала и твердых тканей зуба с учетом модуля упругости пластмассы Э-2.

$$\frac{E \text{ амальгамы}}{E \text{ зуба}} = \frac{E \text{ пломбы}}{E \text{ пластмассы Э-2}}$$

E силидонта	E пломбы
E зуба	E пластмассы Э-2
E эвикрола	E пломбы
E зуба	E пластмассы Э-2

Модели из материала Э-2 толщиной 20 мм являются объемными, но при условии, что действующая нагрузка приложена симметрично продольному сечению, данная задача может быть сведена к исследованию обобщенного плоского напряженного состояния [2]. При этом стремились соблюдать тождество начальных и краевых условий качественно подобные картины распределения напряжений в модели и в натуре.

Механическое нагружение проводили с помощью прессы УП-7 с коэффициентом передачи 1:50. Распределение напряжений наблюдали в поле монохроматического источника света в поляроскопе FMB-53 и фиксировали на рентгеновскую пленку.

Б. Метод конечных элементов. Первый этап применения метода конечных элементов состоял в разделении тела на малые элементы треугольной формы, соприкасающиеся в тканях, которые называются узлами. Участки вдоль стенок и дна карнозной полости, на которых возникают наибольшие по величине контактные напряжения и перемещения, разбивали на большее число мелких элементов. Деформации соприкасающихся элементов были равны, а силы, действующие в узлах, составляли в сумме внешнюю силу, приложенную к той же точке. Моделировали область локализации карнозной полости II класса по Блеку, сформированной без дополнительной площадки и с ней.

Общее число элементов данной области было 240.

Твердые ткани зуба в модели [1] имели модуль упругости 18600 μ Па, коэффициент Пуассона — 0,31. Для амальгамы и силидонта соответственно: $E = 13\ 800$ μ Па, $\mu = 0,32$; $E = 22\ 800$ μ Па, $\mu = 0,33$. Изучены внешние механические нагрузки, приложенные к пломбе зуба, которые имели различные направления — вертикальные и горизонтальные. По величине они составляли 500 Н.

Результаты исследования. Каждая из исследуемых областей имеет горизонтальную и вертикальную границу контакта твердых тканей зуба и пломбировочного материала. На линии контакта рассматрива-

ются нормальные (σ_{xx} ; σ_{yy}) и касательные (σ_{xy}) напряжения.

Под действием нагрузки P на горизонтальных границах контакта «зуб — пломба» определяющими являются сжимающие нормальные напряжения (σ_y). Направление внешней нагрузки P , приложенной к пломбе, менялось в пределах от 0 до 180° , что позволило смоделировать большинство реально возникающих нагрузок в процессе жевания.

При рассмотрении модели моляра с кариозной полостью II класса без дополнительной площадки характер распределения напряженно деформированного состояния определяется направлением внешней нагрузки. Если угол α изменяется от 0 до 90° (внутри зуба), то напряжения на линии контакта являются сжимающими. И принципиальные отличия при применении различных пломбировочных материалов отсутствуют. При нагрузке, направленной под углом от 90° до 180° , были отмечены следующие общие особенности в распределении напряжений и деформаций: напряжения σ_{yy} по-прежнему являются сжимающими, а горизонтальные напряжения σ_{xx} становятся растягивающими, что представляет наибольшую опасность для удержания пломбы в кариозной полости. При этом распределения σ_{xx} меняются вдоль горизонтальных сечений от близких к 0 кг/см² значений на придесневой стенке до значений 24 — 30 кг/см² на окклюзионной поверхности пломбы.

Например: при приложении нагрузки под углом 135° к окклюзионной поверхности пломбы из силдонта значение σ_{xx} в области вертикальной стенки у края кариозной полости равно 28 кг/см².

При использовании эвикрола и амальгамы эти значения равны соответственно: $26,5$ и $25,4$ кг/см². Данные близки к предельно допустимым нагрузкам на разрыв, что и приводит к нарушению краевого прилегания пломбы, фактически независимо от применяемых материалов.

На основании этого можно констатировать, что формирование полости без дополнительной площадки приводит к появлению больших внутренних растягивающих напряжений, которые, в свою очередь, вызывают нарушение ретенции, с последующим выпадением пломб.

Существенно иной характер напряжений возникает при рассмотрении моделей кариозной полости II класса с использованием дополнительной площадки.

В этом случае независимо от приложения нагрузки под углом от 0 до 90° или от 90 до 180° наблюдается резкое увеличение сжимающих напряжений σ_{yy} в области угла ступеньки. Так, приложение нагрузки под углом 45° или 135° вызывает сжимающие напряжения со средними значениями в области угла ступеньки для силлонта, эвикрола и амальгамы соответственно: 71, 52,7, 40,57 кг/см².

Т а б л и ц а

Среднее значение напряжений σ_{xx} (кг/см²)
в элементах вдоль вертикальной стенки

Элементы горизонтального сечения	Пломбировочные материалы					
	Без ступеньки			Со ступенькой		
	силлонт	эвикрол	амальгама	силлонт	эвикрол	амальгама
1	69	31	20	51	44	11
2	76	38	28	59	49	18
3	85	43	35	69	56	26

Сжимающие напряжения в этих же точках моделей полостей без ступеньки составляют приблизительно 20—22 кг/см² независимо от пломбировочного материала. Следовательно, коэффициент концентрации напряжений в области ступеньки равен для силлонта 3,5; эвикрола — 2,6; для амальгамы — 2,0.

Кроме рассмотренных упругих характеристик (модуль упругости и коэффициент Пуассона), необходимо учесть прочность при сжатии для рассматриваемых пломбировочных материалов: для амальгамы — 400—480 МПа; для эвикрола — 200—270 МПа; для силлонта — 140—160 МПа.

Становится очевидным, что для пломб из силлонта превышаются предельные нагрузки на сжатие; для эвикрола — нагрузки близки к предельным, а для амальгамы составляют 50—60 % предельных значений.

Таким образом, показано, что применение ступеньки приводит к значительному увеличению сжимающих напряжений в области угла ступеньки, которые ограничивают применение силлонта и в некоторых случаях эвикрола для пломбирования карриозной полости дан-

ной формы. Это следует отнести к отрицательной стороне данной формы полости. Преимуществом является существенное снижение растягивающих напряжений σ_{xx} и деформаций E_{xx} вдоль вертикальной стенки, которые в среднем на 30 % меньше, чем соответствующие напряжения и деформации в той же области в полостях без ступеньки (табл.).

На основании полученных данных можно сделать вывод, что растягивающие напряжения σ_{xx} в полости со ступенькой распределяются как на вертикальной стенке, так и на дополнительной горизонтальной площадке. Вследствие этого существенно уменьшаются напряжения на границе пломбы и твердых тканей зуба, а также улучшается удержание пломбы.

Общий характер распределения перемещений исследуемого объекта целиком подтверждает описанные выше результаты по напряженно-деформированному состоянию.

Исследования показали, что наибольшую опасность вызывает перемещение в области вертикальной стенки карнозной полости, а также в области края придесневой стенки.

ЛИТЕРАТУРА

1. Материаловедение в стоматологии / Под ред. А. И. Рыбакова.— М., 1984.— 424 с.
2. Поляризационно-оптический метод / Под ред. Н. И. Пригоровского.— М., 1965.
3. Джексон Н. Контактные задачи теории упругости.— М., 1989.
4. Farah J. W., Skaig R. G. // J. Biomechanics.— 1973.— Vol. 6, N 5.— P. 511—519.
5. Jahn K. P., Binw W. // Stomatol. DDR.— 1980.— Bd. 30, N 4.— S. 280—296.
6. Plasmans P. J. J., Kusters S. // J. prosth. Dent.— 1987.— Vol. 57, N 1.— P. 16—20.
7. Wenke L. // Stomatol. DDR.— 1985.— Bd. 35, N 1.— S. 9—12.