

# АВТОМАТИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЗУБА И ПЛОМБЫ С ПРИМЕНЕНИЕМ ЭЛЕКТРОМЕТРИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

Ю. Н. Наймушин, Т. Л. Рединова, А. А. Тимофеев,  
Т. Ю. Метелева, М. С. Ефремов, Ю. К. Шелковников

Институт прикладной механики УрО РАН  
г. Ижевск

Основной причиной разрушения современных композитных пломб являются напряжения, возникающие на границе раздела зуб-пломба, что обуславливает необходимость изучения соотношения физико-механических свойств пломбировочного материала и зуба для обеспечения их надежного и долговечного соединения. Поэтому автоматизация исследований напряженно-деформированного состояния зуба и пломбы с учетом их экспериментально полученных деформационных характеристик является актуальной.

Под высокими физико-химическими свойствами композитов подразумеваются их высокие механическая прочность, сопротивляемость при сдавливании, изгибе, приближенность коэффициента термического расширения материала к твердым тканям зуба, низкая усадка, наличие эффективной адгезии к тканям зуба, износостойкость. Композитами в стоматологии принято называть пломбировочные материалы, состоящие из органической полимерной матрицы, неорганического наполнителя и связующего слоя (силана) [1]. Основными составными компонентами композитных пломбировочных материалов являются органический мономер и неорганические наполнители, а также инициаторы полимеризации, стабилизаторы, красители и пигменты, определяющие качество композитов.

Размер частиц наполнителя может изменяться от 0,01 до 100 мкм. Чем крупнее эти частицы, тем больше наполнителя можно ввести в состав композита, тем выше прочность материала, меньше усадка при неизменной пластичности. Однако крупные частицы образуют шероховатую, лишенную блеска поверхность, способствуют повышенной истираемости пломбы. Маленькие частицы позволяют сделать композит полируемым, более устойчивым к истиранию. Ввести большое количество мелкого наполнителя в состав материала невозможно, так как маленькие частицы обладают большой площадью поверхности. В материалах с маленькими частицами наполнителя ухудшаются так-

же основные физические показатели, такие как прочность, водопоглощение, цветостабильность. Для сохранения пластичности и прочности все частицы наполнителя должны быть «окутаны» органической матрицей. Композитные материалы обычно классифицируются по размеру частиц наполнителя: макронаполненные (размер частиц – 8-12 мкм и более); мининаполненные композиты – с малыми частицами (размер частиц – 1-5 мкм); микронаполненные (размер частиц – 0,04-0,4 мкм); макрогибридные (смесь частиц различного размера: 0,04-0,1 и до 8-12 мкм); микрогибридные (смесь частиц различного размера: 0,04-0,1 и до 1-5 мкм); гибридные тотально выполненные композиты (смесь частиц различного размера: 5-8 мкм; 1-5 мкм; 0,01-0,1 мкм); наногибридные (смесь частиц размером от 0,004 до 3 мкм).

Для исследований напряженно-деформированного состояния пломбированного зуба и моделирования его поведения при воздействии нагрузок необходимо знать плотность, коэффициент линейного теплового расширения, модуль упругости, коэффициент Пуассона и некоторые другие характеристики композитного материала и зуба. Зная эти величины и характер их изменения под действием среды, можно найти общее решение задачи на объемное напряженное состояние, а затем и корректно рассчитать конструкцию зуб-пломба. Однако таких данных в справочниках и паспортной документации на пломбировочные материалы обычно не имеется, а их получение для композитных материалов на стандартном оборудовании без создания специализированных установок достаточно сложно.

На рисунке 1 приведена структурная схема разработанной установки [2, 3] для получения необходимых при моделировании прочностных характеристик композитных материалов (где ОИ – объект испытаний (зуб с пломбой, образцы из пломбировочного материала); ФИП – формирователь измеряемого параметра (индентор, разрезной зуб-

антагонист и др.); БФН – блок формирования нагрузки; ДИП – датчик измеряемого параметра ОИ; БК – блок контроля (оптический, акустический, сканирующий туннельный микроскопы, электрометрическая схема и др.); БСО – блок сбора и оцифровки измерительной информации).

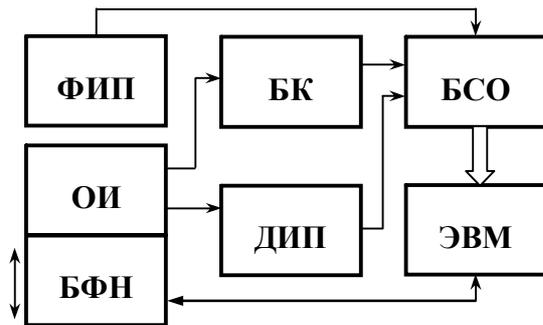


Рисунок 1 – Структурная схема установки для исследования прочностных характеристик композитных материалов

Установка работает следующим образом. ОИ из пломбировочного материала и ФИП сближаются до полного контакта. БФН создает между ОИ и ФИП силу, величина и закон которой формируются программой испытаний. Контроль деформации объекта осуществляется БК (тензодатчиками, встроенным оптическим микроскопом и различными измерительными приборами). Особенностью БФН установки является возможность формирования закона воздействия в цифровом виде, что позволяет программно модифицировать алгоритмы работы блока и, таким образом, упростить настройку на различные методики испытаний. Введение обратной связи по создаваемому усилию позволяет корректировать закон воздействия как при статических, так и при динамических исследованиях образцов.

Полимеризационная усадка является причиной нарушения краевой адаптации пломбы, что приводит к появлению клинических осложнений в виде постоперативной чувствительности, краевого окрашивания, изменения цвета и состояния поверхности реставраций, а также развитию вторичного кариеса. Чаще всего именно с изменением краевого прилегания связана необходимость замены композитных пломб. Объективным методом оценки краевой проницаемости на границе «пломба – зуб» является изучение электропроводности [4], так как для профилактики кариеса важно своевременно и достоверно определить качество краевого при-

легания светокомпозитных пломб, особенно, при отсутствии клинических случаев его нарушения. Электрометрический метод основан на способности твердых тканей зуба пропускать электрический ток в зависимости от степени кариозного поражения и получил широкое распространение для диагностики кариеса и оценки эффективности его лечения и профилактики. Для электрометрического контроля разработанная установка снабжена двумя электродами. Активный электрод содержит держатель, съемный наконечник с точечным контактным элементом в виде капиллярной трубки из токопроводящего материала. Пассивный неполяризующийся хлор-серебряный электрод выполнен в виде тонкой гибкой пластинки, фиксированной на эластичной основе.

Теоретические исследования надежности пломбирования целесообразно проводить на математической модели механического поведения зуба с пломбой при воздействии жевательного усилия, при этом значительный практический интерес представляет изучение поведения композитных пломб на пришеечной области жевательных зубов (V класс по Блэку, полость – поперек жевательного усилия).

Рассмотрим зуб с такой полостью под действием жевательного усилия  $P$  (рисунок 2).

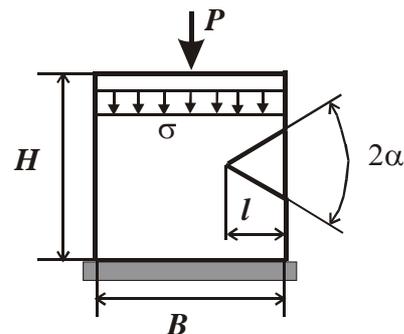


Рисунок 2 – Схема нагружения пломбированного зуба

Примем зуб в форме прямоугольного параллелепипеда высотой  $H$  с квадратным поперечным сечением  $B \times B$ . Боковая пломба в форме треугольного клина имеет длину  $l$  и угол между гранями  $2\alpha$ . Усилие  $P$  вызывает в зубе нормальное напряжение  $\sigma = P / B^2$ . При этом учитывается, что жевательное усилие в действительности некоторым образом распределено по верхней поверхности зуба, поэтому влиянием краевого эффекта в данном случае можно пренебречь.

## АВТОМАТИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ЗУБА И ПЛОМБЫ С ПРИМЕНЕНИЕМ ЭЛЕКТРОМЕТРИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

Закрепление зуба принято по нижней грани. При нагружении пломбированного зуба на грани пломбы действует давление  $p$  (рисунок 3), которое стремится вытолкнуть пломбу.

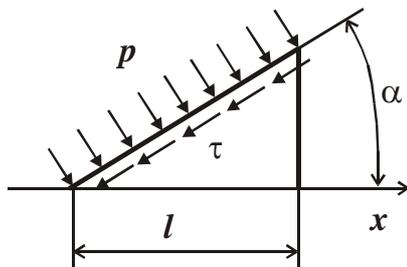


Рисунок 3 – Напряжения в пломбе

Последняя удерживается за счет адгезии с тканями зуба с величиной напряжения  $\tau$ . При достижении напряжением  $\tau$  предельного значения при увеличении жевательного усилия происходит разрушение пломбированного зуба за счет выталкивания пломбы.

В рассматриваемом случае боковой треугольной пломбы рассмотрим плоскую задачу и используем метод конечных элементов для исследования напряженного состояния пломбированного зуба. Для расчетной области с размерами  $B = 8$  мм,  $H = 8$  мм,  $l = 1$  мм и переменным углом  $2\alpha$  в диапазоне от 30° до 90° построена конечно-элементная сетка. В ходе выполнения статического расчета определены напряжения в зубе и пломбе при различных значениях модуля упругости пломбы. Рассмотрено влияние угла  $2\alpha$  на величину напряжений. Графики зависимостей максимального и минимального относительных напряжений  $\bar{\sigma} = \sigma / \sigma_{ном}$  в окрестности пломбы при модуле упругости зуба  $E_3 = 3000$  МПа, отношении модулей упругости пломбы и зуба  $E_{пл} / E_3 = 0,9-1,1$  приведены на рис.4.

Анализ полученных результатов позволяет сделать вывод, что наиболее существенным из рассмотренных факторов (влияющих на напряженно-деформированное состояние пломбированного зуба) является соотношение модулей упругости материала зуба и пломбировочного материала, что подтверждается стоматологической практикой. При использовании эластичных материалов с относительно низким модулем Юнга (например, микрофильных композитов) компрессионные силы локализируются в большей степени в пломбе и в меньшей степени воздействуют на адгезивный слой. Этим объясняется повышенная клиническая эффективность таких

пломб. Более жесткие композиты (с высоким модулем Юнга) устойчивее к действию компрессионных сил, поэтому в данном случае чаще нарушается адгезивная связь с дентином зуба. Использование разработанной установки с применением электрометрического контроля краевого прилегания пломбы позволяет экспериментально проверить результаты моделирования, а также в динамике исследовать прочностные характеристики композитных материалов.

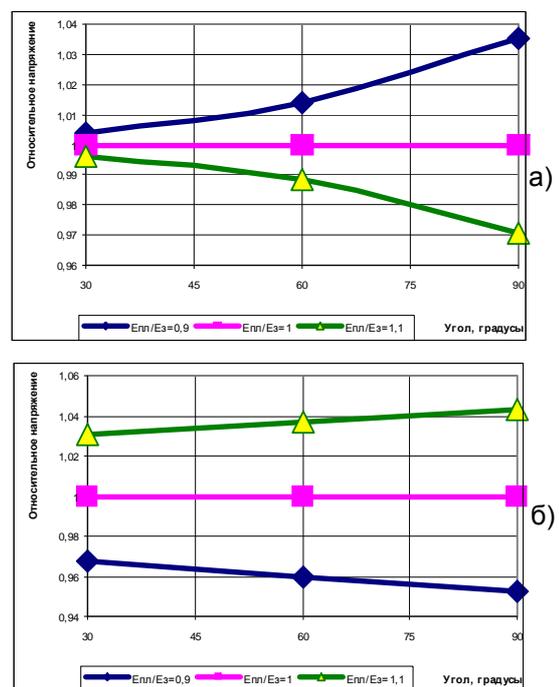


Рисунок 4 – Зависимости относительных напряжений в зубе от угла  $2\alpha$  (а – в зубе; б – в пломбе)

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Борисенко А. В. Композиционные пломбировочные материалы. – М.: Книга+, 1999. – 175 с.
2. Рединова Т.Л., Метелева Т.Ю., Шелковников Ю.К. Устройство для испытания прочности пломб дефектных зубов / Патент на полезную модель №51861 от 10.03.06.
3. Наймушин Ю.Н., Рединова Т.Л., Тимофеев А.А. и др. Автоматизация исследований краевого прилегания пломбировочных материалов с применением цифрового оптического микроскопа // Материалы седьмой международной НТК «Измерение, контроль, автоматизация». – Барнаул: АлтГТУ, 2007. – С91-94.
4. Иванова Г.Г. Диагностическая и прогностическая оценка электрометрии твердых тканей зубов при кариесе: Автореф. дисс... канд. мед. наук. Омск. 1984.