

# Экспериментальное исследование напряженно-деформированных состояний образцов реставрированных эндодонтически леченых зубов под внешней нагрузкой *in vitro*

И.М. МАКЕЕВА\*

Н.О. БЕССУДНОВА\*\*,\*\*\*

\*Кафедра терапевтической стоматологии Первого МГМУ им. И.М. Сеченова

\*\*Кафедра медицинской физики Саратовского национального исследовательского государственного университета им. Н.Г. Чернышевского

\*\*\*Образовательный научный институт наноструктур и биосистем Саратовского национального исследовательского государственного университета имени Н.Г. Чернышевского

## Experimental study of the stress-strain response of restored endodontically treated teeth under loading *in vitro*

I.M. MAKEEVA, N.O. BESSUDNOVA



И.М. МАКЕЕВА



Н.О. БЕССУДНОВА

### Резюме

Проведено экспериментальное исследование напряженно-деформированных состояний образцов эндодонтически леченых зубов, реставрированных с применением различных технологий, под действием внешней нагрузки *in vitro*. Собрана и протестирована экспериментальная установка для проведения механических тестов *in vitro*. Исследовано влияние лютинговых агентов и адгезивной техники в корневом канале на качество ретенции внутрикорневых штифтов и прочность реставраций.

**Ключевые слова:** эндодонтически леченые зубы, напряженно-деформированные состояния эндодонтически леченых зубов, предрасположение к образованию фрактур, факторы риска, внутриканальные армирующие системы, лютинговые цементы, композитные цементы, самоадгезивные композитные цементы, адгезивные системы.

### Abstract

An experimental study of the stress-strain response of the samples of endodontically treated teeth restored using various technologies under loading *in vitro* has been carried out. An experimental set for mechanical tests *in vitro* has been designed and tested. The influence of luting agents and adhesive systems in the root canal on the quality of endodontic post's retention as well as durability of restorations has been investigated.

**Key words:** endodontically treated teeth, stress-strain response in endodontically treated teeth, fracture predilection, risk factors, endodontic posts, luting cements, composite cements, self-adhesive resin cements, adhesives.



Рис. 1. Разрывная машина МИ-40-КУ

### Введение

Хорошо известно, что прогноз в отношении эндодонтически леченых зубов определяется не только успехом самого эндодонтического лечения, но и последующей удачной реставрацией. В настоящее время в литературе активно обсуждаются механизмы и факторы риска, предрасполагающие к образованию различного рода фрактур реставрированных эндодонтически леченых зубов [1]. По своей природе фрактуры в эндодонтически леченых зубах многофакторные. Тем не менее, механизмы, препятствующие образованию фрактур в дентине, можно рассматривать с двух позиций: 1) исследования тканей дентина с точки зрения науки о биоматериалах; 2) биомеханического анализа реставрированных эндодонтически леченых зубов. Среди факторов риска, приводящих к фрактурам, в частности, выделяют: 1) потерю твердых тканей зуба в результате препарирования и инструментальной обработки корневых каналов; 2) факторы, определяемые природой окончательной реставрации и многие другие.

В настоящем исследовании рассмотрены фрактуры построено с позиций биомеханики. В частности, исследуется влияние адгезивной техники в корневом канале и лютиновых композитных цементах на прочность реставрационных конструкций. Несмотря на большое количество научных групп, работающих в этом направлении (см., например, [2-5]), вопрос целесообраз-

ности применения адгезивной системы в корневом канале остается открытым.

### ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

На основе экспериментального исследования напряженно-деформированных состояний восстановленных после проведенного эндодонтического лечения образцов зубов *in vitro*, исследовать влияние адгезивной системы на качество ретенции внутрикорневых армирующих конструкций и долговечность постэндодонтических реставраций.

### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для проведения модельных экспериментов были отобраны 20 образцов интактных центральных резцов верхней челюсти. Все образцы были подвергнуты эндодонтическому лечению с obturацией корневых каналов термапластифицированной гуттаперчей и последующим восстановлением нанокерамическим реставрационным композиционным материалом Ceram X™ Duo (Dentsply).

Исследуемые образцы были поделены на четыре группы в соответствии с техникой восстановления твердых тканей:

– 1-я группа: реставрация проводилась без внутрикорневого армирования (тестовые эксперименты, направленные на подтверждение ранее известных клинических данных).

– 2-я группа: при реставрации применялась внутрикорневая армирующая титановая система

Unimetric (Dentsply Maillefer) с фиксацией на стеклоиномерный лютиновый цемент GC Fuji Plus (GC America Inc.) (тестовые эксперименты, направленные на подтверждение ранее известных клинических данных).

– 3-я группа: при фиксации внутрикорневого стекловолоконного штифта Glassix (Nordin) применялся самоадгезивный композитный цемент двойного отверждения RelyX™ Unicem Automix (3M ESPE).

– 4-я группа: фиксация внутрикорневого стекловолоконного штифта Glassix (Nordin) осуществлялась на композитный цемент двойного отверждения RelyX™ (3M ESPE) с применением техники тотального травления в корневом канале и одношаговой однокомпонентной системы V поколения Single Bond (3M ESPE).

Эксперименты проводились при частичной потере твердых тканей зуба и их полной потере в результате препарирования и инструментальной обработки корневых каналов. В качестве критерия частичной потери твердых тканей было определено сохранение коронкового дентина более чем на 2 мм.

Экспериментальное исследование напряженно-деформированных состояний образцов под внешнем воздействием проводилось на разрывной машине МИ-40-КУ (рис. 1), позволяющей задавать внешнюю нагрузку в несколько десятков кН и измерять деформацию удлинения (сжатия) образца в единицах микрон.

Описание экспериментальной установки

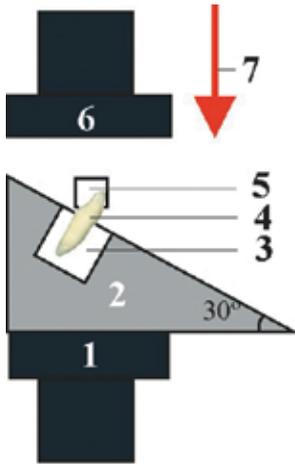


Рис. 2. Схема экспериментальной установки. 1 – подставка, 2 – подложка, 3 – ячейка для фиксации образца, 4 – исследуемый образец, 5 – площадка, 6 – нагрузочный механизм, 7 – направление действия силы

Для проведения серии экспериментов, моделирующих жевательную нагрузку во фронтальной группе зубов верхней челюсти, была собрана экспериментальная установка, состоящая из подставки (1), стальной подложки (2) с ячейкой (3) для фиксации образца (4), площадки (5) и нагрузочного механизма (6) (рис. 2-4).

Металлическая подложка изготовлена на фрезеровочном станке, ее верхняя плоскость образует угол  $30^\circ$  с горизонтальной осью, что определяется соотношением направления оси центрального резца и вектора внешней силы. Фрезерованные отверстия представляют собой ячейки для фиксации исследуемых образцов.

Сверху на образец опускается и давит металлическая пластина (рис. 3), создавая в образце сжимающие напряжения  $\sigma_{\parallel}$  от продольной проекции вектора силы  $F_{\parallel}$  и нормальные напряжения  $\sigma_{\perp}$  от изгиба, что определяется нормальной составляющей вектора силы  $F_{\perp}$  (рис. 4). Сжимающие напряжения  $\sigma_{\parallel}$  равномерно распределены по площади поперечного сечения  $S$  площадки (рис. 2) и определяются формулой:

$$\sigma_{\parallel} = F_{\parallel} / S \quad (1)$$

Напряжения от изгиба  $\sigma_{\perp}$  в нормальной плоскости к оси образца в сечении с абсциссой  $x$ , которая отсчитана, например, от плоскости площадки, выражаются следующим образом:

$$\sigma_{\perp} = M(x) z / J_y \quad (2)$$



Рис. 3. Экспериментальная установка с нагрузочным механизмом

Техника фиксации образца в ячейке

Фиксация образца в ячейке подложки проводилась в несколько этапов:

1. Получение оттиска исследуемого образца.
2. Отливка рабочей модели из свинца.
3. Моделирование периодонтальной связки и поддерживающих образец костных структур.

Для создания модели поддерживающего аппарата использовалось олово в жидкой фазе. Нагретое до температуры плавления, олово заливалось в подготовленную ячейку подложки. Отметим, что процесс плавления сопровождался одновременным нагреванием стальной подложки блока, чтобы замедлить процесс перехода олова в твердую фазу и, таким образом, увеличить рабочее время для фиксации свинцового оттиска в ячейке. Свинцовая заготовка извлекалась и в подготовленное ложе помещался исследуемый образец (см. рис. 5).

4. Изготовление площадки для равномерного распределения внешней нагрузки.

Для того чтобы давление от прессы передавалось на всю рабочую поверхность образца, к каждому из них изготавливалась площадка из олова (рис. 6г), нижняя часть которой повторяла геометрию зуба, а верхняя была плоской и при соприкосновении с пластиной прессы передавала нагрузку на образец. Площадка изготавливалась и на основе

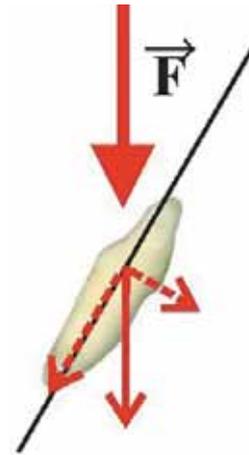


Рис. 4. Проекция вектора силы вдоль продольной оси зуба и по нормали к ней

подшипника (рис. 6а). Расплавленное олово заливалось в отверстие подшипника (рис. 6б). В течение рабочего времени, пока олово находилось в жидкой фазе, рабочая модель коронковой частью помещалась в расплав под углом  $30^\circ$  к вертикальной плоскости (рис. 6в).

Ход работы

В процессе выполнения серии экспериментов снимались и оцифровывались зависимости деформации образцов от приложенной нагрузки. В момент разрушения зуба раздавался характерный треск, в тот же момент аппаратно фиксировались соответствующие значения силы и удлинения.

## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Для образцов первой группы, восстановление которых проводилось без применения армирующих элементов, разрушение происходило в цервикальной области при внешней нагрузке около 1300 Н при частично сохранившемся дентине коронковой части образца и при нагрузке 750-780 Н при полном отсутствии дентина. На рис. 7, 8 представлены примеры зависимостей деформации образцов от приложенной силы для описанных выше вариантов восстановления.

Для образцов второй группы, армирование которых проводилось с применением металлических армирующих конструкций, характерно разрушение в центральной части корня при нагруз-



Рис. 5. Подложка с фиксированным образцом

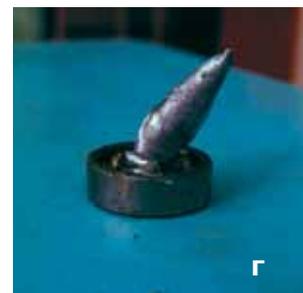
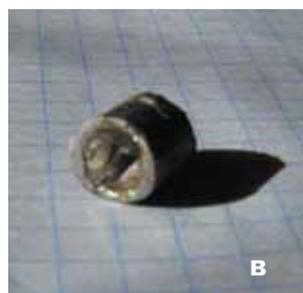


Рис. 6. Этапы изготовления площадки

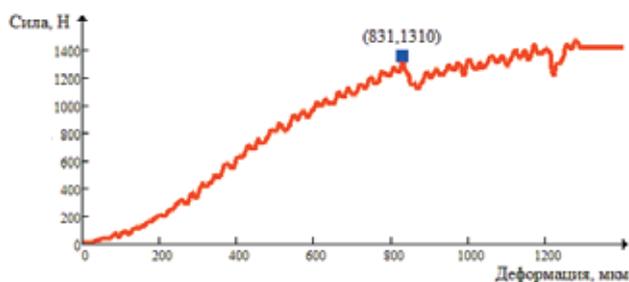


Рис. 7. Зависимость деформации образца (в мкм) от приложенного усилия (Н) для образца, восстановленного без армирования (дентин частично сохранен)

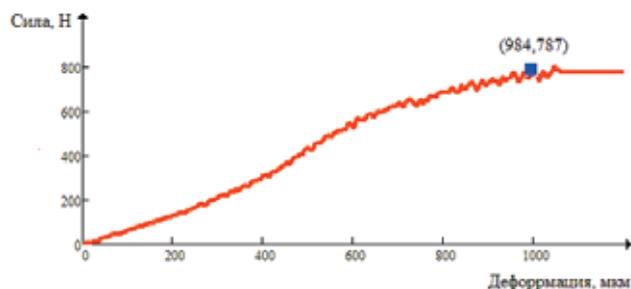


Рис. 8. Зависимость деформации образца (мкм) от приложенного усилия (Н) для образца, восстановленного без армирования (дентин полностью отсутствует)

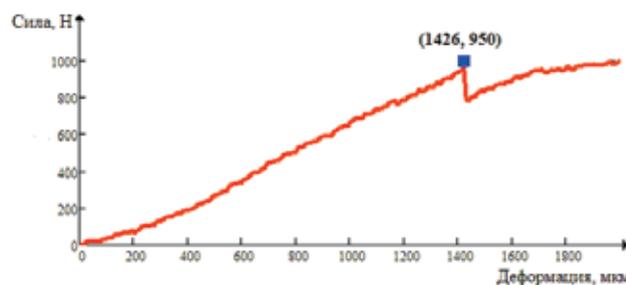


Рис. 9. Зависимость деформации образца (мкм) от приложенного усилия (Н) для образца, восстановленного с применением армирующей титановой системы Unimetric (Dentsply Maillefer) с фиксацией на стеклономерный лютиновый цемент GC Fuji Plus (GC America Inc.) (дентин полностью отсутствует)

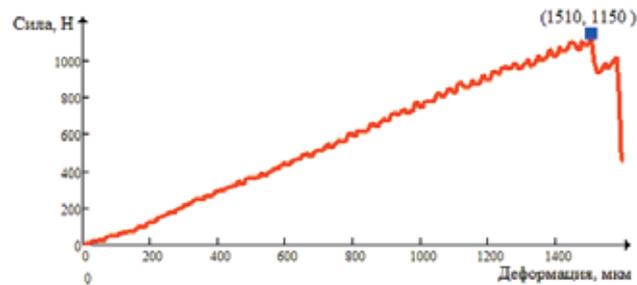


Рис. 10. Зависимость деформации образца (мкм) от приложенного усилия (Н) для образца, восстановленного с применением стекловолоконного штифта Glassix (Nordin), фиксированного на композитный цемент RelyX™ (3M ESPE)

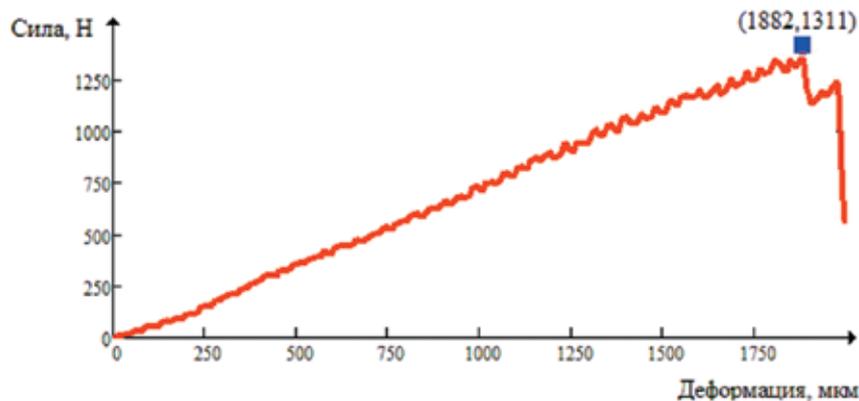


Рис. 11. Зависимость деформации образца (мкм) от приложенного усилия (Н) для образца, восстановленного с применением стекловолоконного штифта Glassix (Nordin), фиксированного на композитный цемент RelyX™ Unicem Automix (3M ESPE)

ках около 900-950 Н вследствие, главным образом, деформации изгиба, что подтверждается клиническими данными о поперечных переломах (рис. 9).

Третья и четвертая группы образцов, при восстановлении которых использовались стекловолоконные штифты с фиксацией на композитные цементы RelyX™ (3M ESPE) и RelyX™ Unicem Automix (3M ESPE), соответственно, разрушались при более высоких значениях внешнего воздействия, причем для всех образцов на кривых зависимости удлинения от приложенной силы отмечается значительный линейный участок – область упругих деформаций, описываемая законом Гука. Такие образцы выдерживают значительные нагрузки как на сжатие, так и на изгиб. Критические значения нагрузки, при которых происходит разрушение образцов, лежат в диапазоне от 1150 до 1500 Н в зависимости от прочности самого образца. При этом поперечного перелома корня не наблюдается. Особенностью разрушенных образцов, фиксация стекловолоконного штифта у которых проводилась с применением адгезивной техники, является то, что первоначально происходит разрыв связей (адгезии) между штифтом и дентином корневого канала, и только потом отмечается дальнейшее разрушение образца.

#### Выводы

В результате проведенного исследования:

1. Разработана и апробирована методика оценки напряженно-деформированных состояний реставрированных эндодонтически леченых зубов при внешней нагрузке *in vitro*.

С этой целью:

1.1. Собрана и протестирована экспериментальная установка на основе разрывной машины с ячейкой для фиксации образца в пространстве в заданном направлении.

1.2. Проведены тестовые эксперименты на образцах, восстановленных нанокерамическим реставрационным композиционным материалом Ceram X™ Duo (Dentsply) без применения внутрикорневого армирования для разного уровня потери дентина. Показано, что в случае частичного сохранения дентина образцы выдерживают значительную нагрузку без разрушений.

1.3. Проведены тестовые эксперименты по оценке напряженно-деформированных состояний образцов, восстановление которых проводилось с применением армирующей титановой системы Unimetric (Dentsply Maillefer) с фиксацией на стеклономерный лютиновый цемент GC Fuji Plus (GC America Inc.). Показано, что разрушение таких образцов сопровождается поперечным переломом корня, что соответствует клиническим данным.

2. Установлено, что реставрация образцов с применением адгезивной техники в корневом канале характеризуется разрывом связей между стекловолоконным штифтом и дентином корневого канала, и только потом определяется разрушение образца. Возможным объяснением наблюдаемого феномена может быть следующее:

– из-за недостаточного доступа для визуального контроля возможны погрешности при проведении адгезивной технологии в корневом канале (например, неполная поли-

меризация адгезива, эффекты микроподтекания и др.);

– адгезивные характеристики лютиновых цемента не соответствуют внешней нагрузке, приложенной к образцу;

– неполнота статистических данных в экспериментах *in vitro*.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Anil Kishen. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth // *Endodontic Topics*. 2006. №13. P. 57-83.

2. Lokanath Garhnayak, Hari Parkash, D. K. Sehgal, Veena Jain, Mirna Garhnayak. a comparative study of the stress distribution in different endodontic post-retained teeth with and without ferrule design — a finite element analysis // *SRN Dentistry Volume 2011*. Article ID 102329, doi:10.5402/2011/102329.

3. Abhinav Agarwal. Evaluation of stress and strain distribution in endodontically treated maxillary central incisor with two different post and core systems — a 3D finite element analysis // *International Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011. Vol. 2. №2. P. 1-6.

4. Ziad Salameh, Hani F. Ounsi, Moustafa N. Aboushelib, Walid Sadig, Marco Ferrari. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars with and without glass fiber post in combination with a zirconia-ceramic crown // *Journal of dentistry*. 2008. №36. P. 513-519.

5. Yoshihiro Goto, Jack I. Nicholls, Keith M. Phillips and Thomas Junge. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems // *International Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005. Vol. 93. №1. P. 45-50.

6. Cohen S., Burns R. *Pathways of the pulp*. — Mosby, Inc. A Harcourt Health Sciences Company. — 1031 p.

**Поступила 02.11.2011**

Координаты для связи с авторами:  
119345, Москва,  
ул. Б. Пироговская, д. 2, стр. 1