

## ПРИБОРОСТРОЕНИЕ, МЕТРОЛОГИЯ И ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ ПРИБОРЫ И СИСТЕМЫ

УДК 620.178.3

DOI: 10.22213/2410-9304-2021-2-4-12

### Исследование пьезоактюаторной информационно-измерительной системы для изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов

А. И. Кириллов, Удмуртский федеральный исследовательский центр УрО РАН, Ижевск, Россия

*В статье рассмотрена пьезоактюаторная информационно-измерительная система с телекоммуникационной сетью для изучения композитных пломбировочных материалов, реализующая тензометрический, акустический, оптический и электрометрический способы контроля образцов. Изложена возможность анализа прочностных характеристик образца по его диаграммам сжатия в статическом режиме и при циклических нагрузках с заданными частотой колебаний и законом воздействия в цифровом виде. Получены рекомендации, что для изучения твердых тканей зубов лучше применять последовательное расположение двух пьезоактюаторов, а не параллельное. Это связано с тем, что твердые ткани зубов имеют относительно малый модуль Юнга (в частности, у дентина 14,7 МПа). При этом максимальная генерируемая сила от двух последовательных пьезоактюаторов будет больше, чем от параллельных. Разработана электромеханическая модель процесса нагружения образца в силовой пьезоактюаторной установке, исследованы вопросы повышения точности измерения прочностных характеристик с применением пакета Micro-Cap. Создана трехмерная модель напряженно-деформируемого состояния образца в программе Ansys Mechanical, дающая возможность проводить теоретические исследования надежности соединения пломбировочных материалов с твердыми тканями зуба. Разработана методика сравнительной оценки погрешностей моделирования работы силовой установки в пакете Micro-Cap с результатами, полученными в программе Ansys Mechanical (принятыми в качестве эталона). Для реализации методики оценки в приведенных моделях одновременно менялся модуль Юнга образца от 10 до 330 ГПа.*

**Ключевые слова:** пьезоактюаторная информационно-измерительная система, трехмерное моделирование, напряженно-деформированное состояние, электромеханическая модель, пломбировочный материал

#### Введение

Применение композитных пломбировочных материалов (ПМ), а также ПМ из наноматериалов является неотъемлемой частью современной терапевтической стоматологии (Сотникова Н. П. Клинико-лабораторное изучение композитных пломбировочных материалов с различной дисперсностью наполнителя: автореф. ... канд. мед. наук. М., 2010). При воздействии жевательной нагрузки возможно образование дефектов в твердых тканях зуба (ТТЗ) (в эмали и дентине) и нарушение краевого прилегания ПМ после реставрации кариозной полости. Основной причиной разрушения реставраций кариозных полостей являются напряжения, возникающие на границе раздела зуб-пломба, что обуславливает необходимость изучения соотношения физико-механических свойств пломбировочных материалов и ТТЗ для обеспечения их надежного и долговечного соединения. Кроме того, величины модуля Юнга для одних и тех же материалов, приводимые в литературе различными авторами,

имеют разные значения. Также производитель ПМ не всегда приводит информацию о его прочностных свойствах. Это требует создания нового устройства, способного имитировать жевательный процесс и натурно изучать поведение соединения зуб – пломба. Однако исследование свойств ПМ (особенно полимерных) на стандартном оборудовании без создания специализированных установок достаточно сложно, так как известные испытательные машины приспособлены в основном для работы с металлическими образцами и поэтому искажают требуемые характеристики. Поэтому в работе (Патент РФ №114843 МПК А61С19/04 / Наймушин Ю. Н., Рединова Т. Л., Кириллов А. И. и др.) авторами предложена пьезоактюаторная информационно-измерительная система (ИИС), позволяющая изучать физико-химические свойства пломбировочных материалов и твердых тканей зуба для обеспечения их надежного соединения в реальных условиях.

Целью данной работы является повышение точности измерений прочностных характеристик ПМ по результатам моделирования работы силовой установки (СУ) пьезоактюаторной ИИС в программных пакетах *Micro-Cap* и *Ansys Mechanical* (как в статическом режиме, так и при циклических нагрузках с заданными частотой колебаний и законом воздействия в цифровом виде).

### Информационно-измерительная система для изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов

На рис. 1 приведена структурная схема интеллектуальной пьезоактюаторной ИИС с телекоммуникационной сетью (ТКС) для измерения статических и динамических прочностных характеристик композитных ПМ, а также для изучения прочности соединения зуба и пломбы.

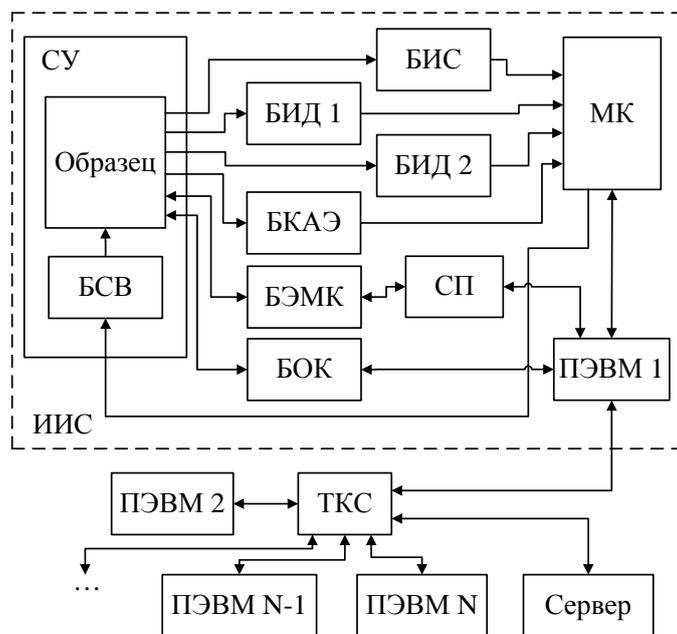


Рис. 1. Структурная схема пьезоактюаторной ИИС с ТКС

Образец исследуется в двух режимах: статическом и динамическом (имитация жевательного процесса). Для этого используется блок силового воздействия (БСВ), который способен генерировать силовое воздействие в широком диапазоне частот. В БСВ применяется силовой пьезоактюатор с высоковольтным усилителем. Для измерения напряженно-деформированного состояния (НДС) образца используются блоки измерения силы (БИС), а также продольной и поперечной деформаций (БИД 1 и 2 соответственно). Особенностью пьезоактюатора являются большое развиваемое усилие (до 3500 Н/см<sup>2</sup>), небольшие габариты (~6×6×40 мм<sup>3</sup>), малый диапазон формируемых перемещений (~0–40 мкм), а также низкий уровень шумов. Это позволило применить метод акустической эмиссии (блок контроля акустической эмиссии (БКАЭ)) и разместить силовую установку на рабочем столе исследователя. Все перечисленные блоки подключены к микроконтроллеру (МК), который запрограммирован для сбора и предварительной обработки измерительной информации. Затем информация передается на

персональную ЭВМ (ПЭВМ) для ее вывода и хранения на локальном сервере. Все ПЭВМ объединены через ТКС с сервером для одновременного изучения пломбировочных материалов с ТТЗ в динамическом режиме на нескольких пьезоактюаторных ИИС (при этом каждая ИИС подключена к своей ПЭВМ) [1]. Для дополнительного контроля краевого прилегания пломбировочного материала к ТТЗ используется электрометрический способ (блок электрометрического контроля (БЭМК)) и оптический микроскоп с цифровой камерой (блок оптического контроля (БОК)). БЭМК подключается к ПЭВМ через сигнальный процессор (СП), необходимый для обработки (в частности, для цифровой фильтрации) и предварительного сбора клинических данных, а также для управления БЭМК. Следует отметить, что электрометрический и оптический способы можно применять как для исследуемых образцов (зуб *in vitro*, ПМ), так и в клинических условиях (зуб *in vivo*).

Для передачи силы от пьезоактюатора к образцу используется СУ, корпус которой выпол-

нен для реализации термокомпенсации из титана (с одинаковым температурным коэффициентом расширения (ТКР), как у пьезоактюатора и замыкающего звена СУ). Согласно [2], пьезоактюатор создает усилие  $p(t)$  на сжатие образца в замкнутой механической системе при подаче на него высокого напряжения, при этом генерируемая сила пьезоактюатора зависит от податливости (жесткости) образца всей конструкции СУ:

$$p(t) = A \cdot k(t) \cdot \frac{B \cdot F_{\text{блок}}}{B \cdot F_{\text{блок}} \cdot C_L + A \cdot \Delta L_{\text{макс}}} + p_{\text{нач}}, \quad (1)$$

где  $F_{\text{блок}}$  – блокирующее усилие пьезоактюатора;  $A, B$  – коэффициенты;  $\Delta L_{\text{макс}}$  – максимальное удлинение одного пьезоактюатора;  $k(t)$  – функция холостого перемещения пьезоактюатора от приложенного напряжения;  $C_L$  – общая податливость образца и СУ;  $p_{\text{нач}}$  – начальная внешняя сила, необходимая для устранения люфтов в реальной СУ.

Зная податливость СУ, можно рассчитать удлинение (сжатие) образца под действием приложенной силы. Однако аналитический расчет может привести к ошибкам (например, при расчете податливости  $C_L$  геометрически сложных деталей конструкции СУ). Возможны два способа решения данной задачи: проведение эксперимента на реальной силовой установке и проведение виртуального экспериментального исследования

(т. е. моделирования напряженно-деформированного состояния с использованием специализированного программного обеспечения). Второй способ изучения прочностных характеристик образца более предпочтителен, так как позволяет создавать любые условия при проведении эксперимента. В настоящее время существует целый ряд программ для моделирования НДС (*Ansys Mechanical, Nastran, SolidWorks* и др.), которые в большинстве основаны на применении метода конечных элементов [3–5].

### Моделирование работы силовой установки пьезоактюаторной ИИС для изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов

На рис. 2 приведена структурная схема СУ с исследуемым образцом. Вся конструкция является механически замкнутой через титановое основание СУ. К образцу приклеены тензодатчики (ТД) для измерения деформаций. Образец имеет сквозное отверстие для увеличения податливости образца и создания более сложного соприкосновения со столиком и верхней втулкой, диаметр которой немного меньше наружного диаметра образца. К образцу прикреплен акустический датчик (АД) для БАЭ. На основание СУ установлены ТД (к БИС) для измерения приложенной силы. СУ имеет винт-гайку для задания начальной нагрузки  $p_{\text{нач}}$  (при этом осуществляется перемещение внутренней втулки).

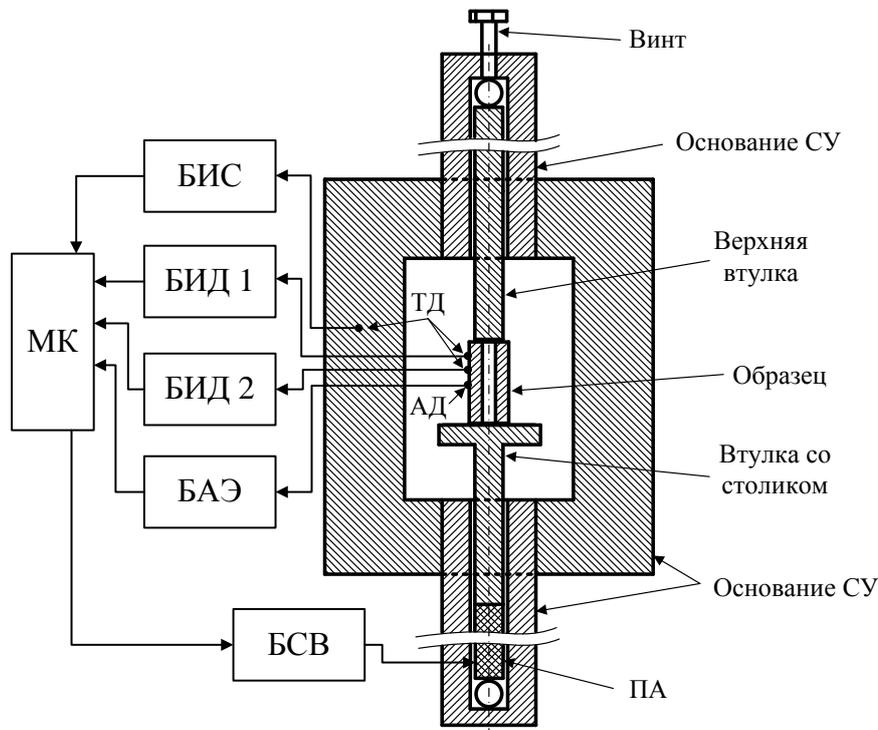


Рис. 2. Структурная схема СУ с исследуемым образцом

В нижней части СУ расположены пьезоактуаторы. Для обеспечения соосности всех пьезоактуаторов, образца и втулок, а также для устранения люфтов применяются шарики, установленные на дне полых цилиндров.

На рис. 3 приведена замкнутая механическая модель СУ (где  $C_E, m_p$  – податливость и масса пьезоактуатора;  $C_S, m_s$  – податливость и масса образца;  $C_G$  – податливость клея;  $C_T$  – податливость ТД;  $C_1, C_2, C_3, m_1, m_2, m_3$  – податливости и массы элементов СУ). Каждый элемент СУ

представлен в виде «пружинки» с массой. Передача деформации от образца к ТД осуществляется через пленку клея. Поскольку массы клея и ТД достаточно малы по сравнению с массой образца, то их значениями можно пренебречь. Первый и второй элементы ( $C_1, C_2, m_1, m_2$ ) обеспечивают соосность конструкции с образцом и передачу силы от пьезоактуатора. Третий элемент ( $C_3, m_3$ ) является замыкающим (т. е. механически соединяет конец СУ с ее началом).

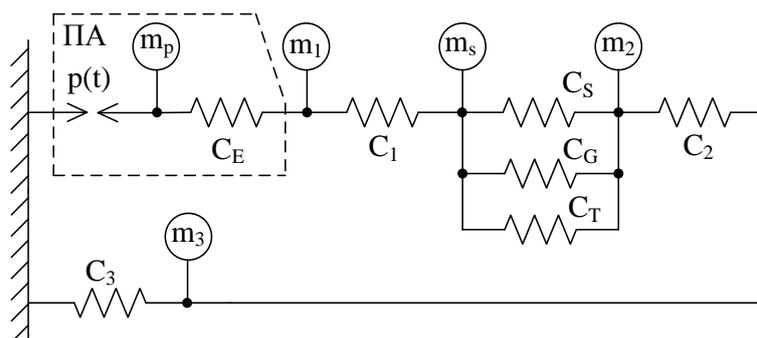


Рис. 3. Механическая модель СУ

Для упрощения модели (рис. 3) исключены все сферические объекты (т. е. детали соприкасаются плоскостями). Применение системы термокомпенсации позволяет исключить влияние окружающей среды. Общая податливость образца и СУ определяется по формуле

$$C_L = C_{обр} + C_{СУ} = \frac{1}{\frac{1}{C_S} + \frac{1}{C_G} + \frac{1}{C_T}} + \sum_{i=1}^3 C_i, \quad (2)$$

где  $C_{обр}$  – общая податливость образца;  $C_{СУ}$  – общая податливость СУ.

Податливости образца, клея, ТД и элементов СУ зависят от размеров и свойств материала и определяются по следующей формуле:

$$C_i = \frac{1}{E_i} \cdot \left[ \sum_{j=1}^N \frac{L_j}{S_j} \right]_i, \quad (3)$$

где  $C_i$  – податливость  $i$ -го элемента;  $E_i$  – модуль Юнга  $i$ -го элемента;  $L_j$  – длина  $j$ -й части  $i$ -го элемента;  $S_j$  – площадь поперечного сечения  $j$ -й части  $i$ -го элемента;  $N$  – количество частей  $i$ -го элемента.

Формула (2) учитывает влияние податливости клея и ТД на деформацию образца. Это влияние растет, когда податливость образца увеличивается. Например, для дентина с малым модулем Юнга (менее 2,9 ГПа) необходимо

проводить коррекцию коэффициента чувствительности ТД [6]. Толщина клея также влияет на передачу деформации. При использовании титанового образца ( $E = 112$  ГПа,  $\mu = 0,32$ ) этим влиянием можно пренебречь ( $C_G, C_T \rightarrow \infty$ ). Тогда формулу (2) можно записать в виде:

$$C_L = C_S + \sum_{i=1}^3 C_i. \quad (4)$$

В табл. 1 приведены характеристики пьезоактуатора [7], согласно которым значение функции  $k(t)$  всегда находится в диапазоне от 0 до  $\Delta L_{\max}$  (так как входное напряжение ПА находится в диапазоне от 0 до 150 В).

Таблица 1. Характеристики пьезоактуатора

Параметр	Значение
Максимальное удлинение, $\Delta L_{\max}$ , мкм	48
Предельное допустимое напряжение, В	150
Максимальная частота, Гц	1000
Материал	ЦТС-46
Зависимость удлинения от приложенного напряжения	Линейная
Блокирующее усилие, Н	Более 1500
Статическая емкость, мкФ	7,5
Тангенс угла диэлектрических потерь	0,03

Коэффициенты  $A$  и  $B$  для (1) зависят от количества пьезоактуаторов и их взаимного расположения: последовательного или параллельного. Параллельное расположение увеличивает блокирующее усилие в  $B$  раз, а последовательное – максимальное удлинение в  $A$  раз при условии, что пьезоактуаторы изготовлены из одного материала и имеют одинаковые характеристики.

### Результаты и их обсуждение

1. *Электромеханическая модель силовой установки ИИС для изучения прочностных характеристик пломбирочных материалов в среде Micro-Cap.*

Моделирование является виртуальным экспериментальным методом и основано на замещении объекта исследования его математической моделью. Обоснованием возможности за-

мещения объекта моделью служит аналогия (сходство) математических уравнений, относящихся к механическим процессам, и математических уравнений, относящихся к процессам в модели электрической природы. Применение программ схемотехнического моделирования для исследования механических процессов существенно упрощает процедуру подготовки и проведения экспериментов и обработки результатов. В целом, моделирование на компьютерных электрических моделях является перспективным методом исследования механических процессов и выбрано в качестве основного метода исследований в настоящей работе.

По методике [8] была получена электромеханическая модель (ЭММ) СУ в среде *Micro-Cap* (рис. 4).

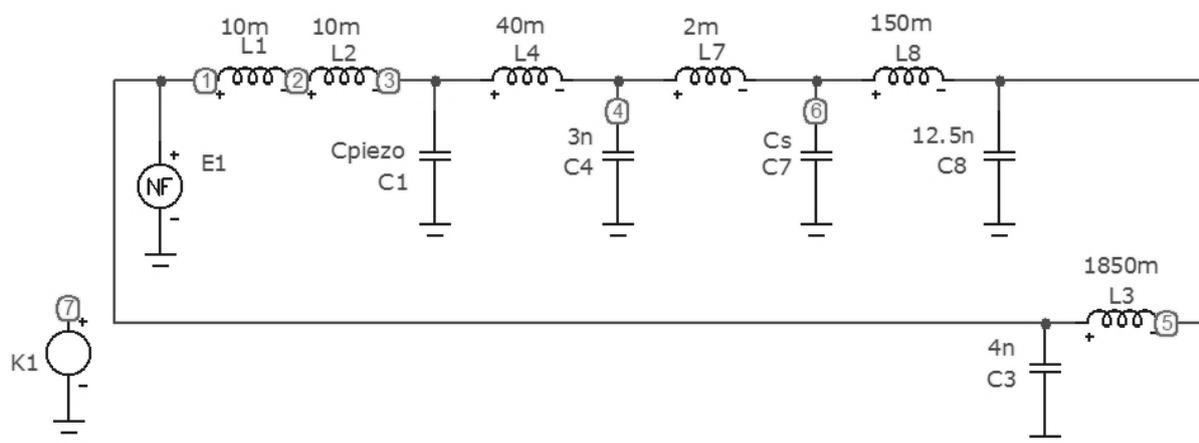


Рис. 4. Электромеханическая схема модели СУ

Необходимо отметить, что источник  $E1$  является зависимым по формуле (1) и он также подключен к последнему элементу схемы (так как система механически замкнута). Между электрическими и механическими величинами существует соответствие (см. табл. 2).

Таблица 2. Соответствие величин для ЭММ

Механическая величина	Электрическая величина
Смещение, м	Заряд, Кл
Сила, Н	Напряжение, В
Масса, кг	Индуктивность, Гн
Гибкость, м/Н	Емкость, Ф
Колебательная скорость, м/с	Ток, А

Особенностью представленной модели СУ ИИС для изучения прочностных характеристик пломбирочных материалов является возможность исследования динамического режима работы силовой установки.

Для моделирования были взяты следующие параметры:  $L_p = 20$  мГн;  $L_1 = 40$  мГн;  $L_2 = 150$  мГн;  $L_3 = 1850$  мГн;  $L_5 = 2$  мГн;  $C_1 = 3$  нФ;  $C_2 = 12,5$  нФ;  $C_3 = 4$  нФ. Расчет податливостей выполнен по формуле (3). Податливость ПА,  $C_E$ , вычислялась по следующей формуле:

$$C_E = \frac{A \cdot \Delta L_{\max}}{B \cdot F_{\text{блок}}} \quad (5)$$

Проведенный частотный анализ ЭММ пьезоактуаторной ИИС в среде *Micro-Cap* [9] показал, что теоретический диапазон работы СУ находится в пределах от 0 до 1000 Гц. В целом применение ЭММ для исследования прочностных характеристик пломбирочных материалов позволяет варьировать параметры СУ в более широком диапазоне в отличие от натурального эксперимента.

2. Трехмерная модель силовой установки ИИС для изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов в программе *Ansys Mechanical*.

Одним из наиболее удобных и функциональных средств для моделирования НДС пломбировочных материалов и твердых тканей зуба является программный пакет *Ansys Mechanical*, позволяющий осуществлять теоретическое исследование образцов в трехмерном пространстве с использованием метода конечных элементов с целью выявления локальных областей с повышенным напряжением. Особенностью программы *Ansys Mechanical* является то, что после выполнения расчета НДС исследователь может вывести полную информацию о каждом узле КЭ-сетки: расположение и смещение в трехмерном пространстве в декартовой системе координат.

Для создания граничных условий свободная плоскость дна нижнего цилиндра системы образец-штулка (рис. 2) фиксируется по всем координатам (*Displacement – AllDOF, value = 0*). Давление ( $P_{\text{макс}}$ ) оказывается на нижний торец штулки со «столиком», имитируя удлинение пьезоактюатора в механически замкнутой системе, а также сжатие образца и двух штулок. В качестве типа элемента выбран *SOLID187*. При создании сетки использован режим *Smart Mesh* с параметром, равным 4, при котором сетка по периферии становится более разреженной, а ближе к центру – более густой. Сгенерированное количество элементов не превышало 100 тысяч на всю трехмерную модель, что позволило уменьшить время вычислений до ~ 1 мин и получать удовлетворительные результаты (за счет более густой сетки в «узких» местах).

3. Методика сравнительной оценки погрешностей моделирования работы силовой установки ИИС для изучения прочностных характеристик ПМ.

ЭММ на основе электромеханической аналогии позволяет проводить виртуальное электрическое моделирование механических процессов в среде *Micro-Cap*, что существенно упрощает процедуру подготовки и проведения виртуальных экспериментов и оценки результатов.

$$\delta_1 = \frac{Q_{\text{ansys1}} - Q_{\text{sum1}}}{Q_{\text{ansys1}}} \cdot 100\%; \quad \delta_2 = \frac{Q_{\text{ansys2}} - Q_{\text{sum1}}}{Q_{\text{ansys2}}} \cdot 100\%. \quad (6)$$

Методика сравнительной оценки погрешностей моделирования работы СУ пьезоактюаторной ИИС для изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов заключается в следующем.

Программа *Ansys Mechanical* позволяет осуществлять теоретические исследования образцов в трехмерном пространстве с целью выделения локальных областей с повышенным напряжением и может быть использована в качестве опорной для сравнения различных моделей работы СУ ИИС при изучении прочностных характеристик пломбировочных материалов (аналогично применению программы *Ansys Mechanical* в качестве эталона для сравнительного анализа с программой *APM Structure 3D* [10]).

За счет встроенных функций в среде *Micro-Cap* можно оценивать максимальные смещения (т. е. заряд конденсаторов,  $Q(C_i)$ ) во всей СУ в режиме переходных процессов (*Transient*). Программа *Ansys Mechanical* также позволяет просматривать смещения узлов после проведения расчетов НДС. При этом смещения узлов в программе и смещения в ЭММ должны быть одинаковыми при одинаковой приложенной нагрузке.

Значения масс (индуктивностей) и податливостей (емкостей) для модели СУ с титановым образцом в среде *Micro-cap* использовались следующие:  $L_p = 20$  мГн;  $L_1 = 27,83$  мГн;  $L_2 = 139,73$  мГн;  $L_3 = 1847,16$  мГн;  $L_5 = 15,4$  мГн;  $C_1 = 3,708$  нФ;  $C_2 = 9,93$  нФ;  $C_3 = 4,07$  нФ,  $C_5 = 1,314$  нФ. Исходный образец имеет внешний диаметр 10 мм, а внутренний – 5 мм. Для быстрого перерасчета значений по формуле (3) при исследовании прочностных характеристик удаленных зубов (*in vitro*) использовалась программа *Mathcad*. Следует отметить, что больше всего изменились параметры 1-го и 2-го элементов СУ, так как в них были включены дополнительные конструктивы для удержания и приложения нагрузки на удаленный зуб.

В данной работе изучено влияние геометрии образца на перемещения ( $Q_{\text{ansys2}}$ ) при одном и том же значении податливости ( $C_s$ ). В программе *Ansys Mechanical* перерассчитан образец (с внешним диаметром 10 мм) без внутреннего осевого отверстия, а также «столик» (диаметром 19 мм). Длины титановых образца и штулки с общим диаметром 8,6 мм имеют следующие значения: 16,029 и 45,229 мм соответственно.

1. Изменяется модуль Юнга образца  $E_s$  по заданному ряду (как в среде *Micro-Cap*, так и в программе *Ansys Mechanical*).

2. Выполняется исследование ЭММ в среде *Micro-Cap*. Полученные значения суммарного

смещения  $Qsum1$  на элементах СУ и образце без пьезоактюатора, а также максимальной генерируемой силы  $F_{\max}$  приведены в табл. 3.

3. Рассчитывается давление  $P_{\max}$ , оказываемое на круглую площадку диаметром 8,6 мм, по значению силы  $F_{\max}$ . Полученное значение давления  $P_{\max}$  указывается в *Ansys Mechanical* (*Loads – Pressure – On Areas*).

4. Проводится расчет в программе *Ansys Mechanical*.

5. После расчета в таблицу вносится смещение круглой площадки (*Nodal Solution – DOF Solution – Displacement vector sum*)  $Qansys$ , на которую было оказано давление.

6. После определения статистических данных рассчитывается относительная погрешность  $\delta$  (по формулам (6)) между  $Qansys$  и  $Qsum1$  по

отношению к результатам, полученным в *Ansys Mechanical* (принятым в качестве эталона). Строятся графики  $\delta(Es)$ .

Ниже приведена табл. 3 с заданным набором модулей Юнга образца  $Es$ , промежуточные расчеты ( $Cs$ ,  $F_{\max}$ ,  $P_{\max}$ ), с результатами смещений ( $Qsum1$ ,  $Qansys1$ ,  $Qansys2$ ) и полученные относительные погрешности ( $\delta1$ ,  $\delta2$ ). Минимальное значение модуля Юнга выбрано как значение модуля Юнга дентина (14,7 ГПа). Для всех случаев использовалось последовательное расположение двух ПА ( $A = 2$ ,  $B = 1$ ). Среднее значение погрешности  $\delta1$  составило 1,2 %, а  $\delta2$  – 2,4 %. Общее среднее значение погрешности равно 1,8 %.

На рис. 5 представлены графики относительных погрешностей смещений  $\delta1$  и  $\delta2$ .

Таблица 3. Результаты определения погрешности ЭММ

№	$Es$ , ГПа	$Cs$ , нФ	$F_{\max}$ , Н	$P_{\max}$ , МПа	$Qsum1$ , МКМ	$Qansys1$ , МКМ	$\delta1$ , %	$Qansys2$ , МКМ	$\delta2$ , %
1	10	27,594	878,33	15,121	39,787	42,169	5,649	38,773	-2,615
2	30	9,198	1056,0	18,179	28,413	29,378	3,285	27,775	-2,297
3	60	4,599	1112,3	19,149	24,812	25,282	1,859	24,272	-2,225
4	90	3,066	1132,4	19,495	23,525	23,795	1,135	23,008	-2,247
5	120	2,299	1142,8	19,674	22,863	23,024	0,699	22,357	-2,263
6	150	1,84	1149,0	19,780	22,461	22,547	0,381	21,954	-2,309
7	180	1,533	1153,3	19,854	22,190	22,227	0,166	21,685	-2,329
8	210	1,314	1156,3	19,906	21,995	21,994	-0,005	21,490	-2,35
9	240	1,15	1158,6	19,946	21,849	21,818	-0,142	21,343	-2,371
10	270	1,022	1160,4	19,977	21,734	21,679	-0,254	21,227	-2,388
11	300	0,92	1161,8	20,001	21,642	21,567	-0,348	21,133	-2,409
12	330	0,836	1163,0	20,021	21,567	21,475	-0,428	21,056	-2,427

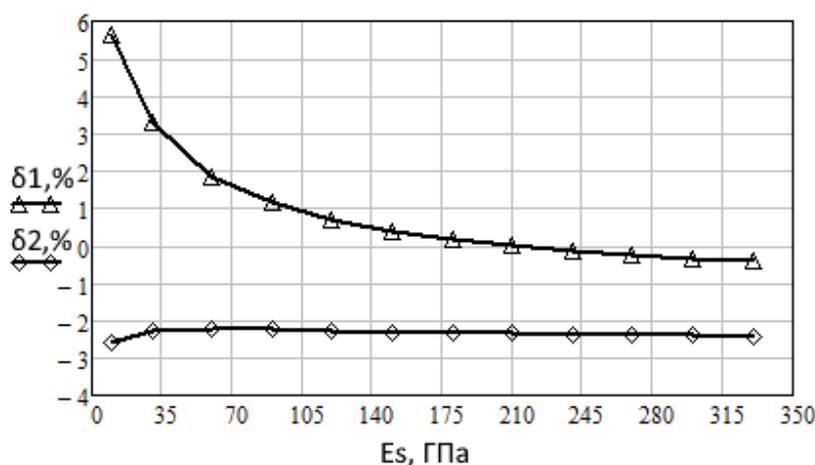


Рис. 5. Относительная погрешность смещений

Анализ графика  $\delta1$  показал, что на полученные результаты оказывает влияние геометрия образца, а также «столика». Для погрешности  $\delta2$  это влияние минимально, и присутствует систематическая ошибка, которая возникает, в частности, из-за относительно малого количества элементов в сетке

(менее 100 тыс.). Большие смещения  $Qansys1$  при малом  $Es$  могут быть вызваны тем, что малый цилиндр образца (диаметром 10 мм) вдавливается в цилиндр с большим диаметром (18 мм). Аналогичная зависимость формируется для «столика» при большом  $Es$ . При  $Es = 210$  ГПа погрешность  $\delta1$  минимальна.

## Заключение

1. Исследована интеллектуальная пьезоактюаторная ИИС с телекоммуникационной сетью для проведения натуральных прочностных испытаний композитных пломбировочных материалов, реализующая тензометрический, акустический, оптический и электрометрический способы контроля образцов. Пьезоактюаторная ИИС позволяет получать детальную всеобъемлющую информацию о прочностных характеристиках образца по его диаграмме сжатия в статическом режиме и при циклических нагрузках с заданными частотой колебаний и законом воздействия в цифровом виде, что дает возможность программно модифицировать алгоритмы работы ИИС и упростить настройку на различные методики испытаний.

2. Разработана на основе электромеханической аналогии электромеханическая модель процесса нагружения образца в статическом и динамическом режимах работы пьезоактюаторной ИИС, позволяющая сформировать оптимальные условия работы силовой установки ИИС (от 0 до 1000 Гц) и определить влияние податливости клея и тензодатчиков на точность измерения прочностных характеристик.

3. Создана трехмерная модель напряженно-деформируемого состояния исследуемого образца в программе *Ansys Mechanical*, дающая возможность проводить теоретические исследования надежности соединения пломбировочных материалов с твердыми тканями зуба и определять локальные области с высоким эквивалентным напряжением как на поверхности, так и внутри трехмерной модели образца.

4. Разработана методика сравнительной оценки погрешностей моделирования работы силовой установки пьезоактюаторной ИИС для изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов в среде *Micro-Cap* с результатами, полученными в программе *Ansys Mechanical* (принятыми в качестве эталона). Показано, что ЭММ имеет среднюю ~1,8 % и максимальную ~5,6 % относительную погрешности и может быть использована в качестве основного метода исследований прочностных характеристик ПМ с применением ПА ИИС.

## Библиографические ссылки

1. Повышение эффективности изучения прочностных характеристик композитных материалов с применением телекоммуникационной сети / Е. Ю. Шелковников, А. И. Кириллов, Н. И. Осипов, В. А. Куликов // Ползуновский Альманах. 2018. № 4. С. 10–12.
2. Электромеханическая модель пьезоактюаторной информационно-измерительной системы для изучения композитных материалов / Е. Ю. Шелковников, А. И. Кириллов, К. С. Ермолин, С. Р. Кизнерцев // Ползуновский Альманах. Барнаул: АлтГТУ, 2017, №4, Т.3 – С. 24-27.
3. Анализ напряженно-деформированного состояния композитной реставрации режущего края зуба (1-й класс по М. Л. Мекиляну) / М. Л. Меликян, К. И. Давыдова, С. С. Гаврюшин и др. // Институт стоматологии. 2012. № 56. С. 42–43.
4. Лагун Ю. И. Исследование напряженно-деформированного состояния человеческого коренного зуба // CADmaster. 2003. № 16/1. С. 34–37.
5. Зависимость напряженно-деформированного состояния корня зуба от условия функционирования штифтовой конструкции / В. Н. Олесова, С. А. Бобер, Е. Е. Олесов, Е. П. Юффа, Е. В. Глазкова, Е. А. Некрасова, Д. И. Грачев, М. М. Антоник // Российский стоматологический журнал. 2017. Т. 21, № 3. С. 124–125.
6. Тензорезисторы TML // Компания TML. С. 72. URL: <https://www.tmljp.ru/upload/iblock/Тензорезисторы%20TML.pdf> (дата обращения: 06.02.2021).
7. Многослойные преобразователи МПП 6x6 // Компания ЭЛПА. URL: <http://www.elpapiezo.ru/actuators.html> (дата обращения: 05.02.2021).
8. Маркин Д. Н. Теоретические основы электроакустики. Конспект лекций. Санкт-Петербург, СПбГУКИТ, 2010. – 91 с.
9. Кириллов А. И., Шелковников Е. Ю., Кизнерцев С. Р. Частотный анализ пьезоактюаторной информационно-измерительной системы для изучения композитных материалов : материалы XXI Международной НТК «Измерение, контроль, информатизация». Барнаул: АлтГТУ, 2020. С. 44–48
10. Сравнительный анализ ANSYS Mechanical APDL и APM Structure3D при использовании различных объемных конечных элементов / В. Шеллофаст, А. Абдурашитов, С. Ренев, М. Венедиктов // САПР и Графика. 2018. № 12. С. 54–59.

## References

1. Shelkovnikov E.Yu., Kirillov A.I., Osipov N.I., Kulikov V.A. [Increasing the efficiency of studying the strength characteristics of composite materials using a telecommunication network]. *Polzunovskiy Almanakh. Barnaul: AltSTU*, 2018, No. 4. Pp. 10-12 (in Russ.).
2. Shelkovnikov E. Yu., Kirillov A. I., Ermolin K.S., Kiznertsev S.R. [Electromechanical model of piezo actuator information-measuring system for studying composite materials]. *Polzunovskiy Almanakh. Barnaul: AltGTU*, 2017, No.4, Vol. 3. Pp. 24-27 (in Russ.).

3. Melikyan M.L., Davydova K.I., Gavryushin S.S. et al. [Analysis of the stress-strain state of the composite restoration of the incisal edge of the tooth (class 1 by Mekilyan M.L.)]. *Institut stomatologii*, 2012, no. 56. Pp.42-43 (in Russ.).
4. Lagun Yu.I. [Study of the stress-strain state of the human molar]. *CADmaster*, 2003, no. 16/1. Pp. 34-37 (in Russ.).
5. Olesova V.N., Bober S.A., Olesov E.E., Yuffa E.P., Glazkova E.V., Nekrasova E.A., Grachev D.I., Antonik M.M. [Stress-strain state dependence of the tooth root on the condition of the pin structure functioning]. *Rossiiskii stomatologicheskii zhurnal*, 2017, vol. 21, no. 3. Pp. 124-125 (in Russ.).
6. *Tenzorezistory TML* [TML strain gauges] (in Russ.). Available at: <https://www.tmljp.ru/upload/iblock/Тензорезисторы%20TML.pdf> (accessed: 06.02.2021).
7. *Mnogosloynye preobrazovateli MPP 6x6* [Multi-layer actuators MPA 6x6]: (in Russ.). Available at: <http://www.elpapiezo.ru/actuators.html> (accessed: 05.02.2021).
8. Markin D.N. *Teoreticheskie osnovy elektroakustiki. Konspekt lektsii*. [Theoretical foundations of electroacoustics. Lecture notes.]. St. Petersburg, SPbGUKiT, 2010, 91 p. (in Russ.).
9. Kirillov A.I., Shelkovnikov E.Yu., Kiznertsev S.R. *Chastotnyi analiz p'ezoaktyuatornoi informatsionno-izmeritel'noi sistemy dlya izucheniya kompozitnykh materialov* [Frequency analysis of piezo actuator information-measuring system for the study of composite materials] *Materialy XXI mezhdunarodnoi NTK «Izmerenie, kontrol', informatizatsiya»* [Materials of the XXI international scientific and technical conference "Measurement, control, informatization."]. *Barnaul: AltSTU*, 2020. Pp. 44-48 (in Russ.).
10. Shelofast V., Abdurashitov A., Renev S., Venediktov M. [Comparative analysis of ANSYS Mechanical APDL and APM Structure3D using various volumetric finite elements]. *SAPR i Grafika*, 2018, no. 12. Pp.54-59 (in Russ.).

\*\*\*

### Research of the Piezo Actuator Information-Measuring System for Studying the Strength Characteristics of Filling Materials

A. I. Kirillov, Junior researcher, Udmurt Federal Research Center UB RAS, Izhevsk, Russia

*The paper describes a piezo actuator information-measuring system with a telecommunication network for the study of composite filling materials, which implements tensometric, acoustic, optical and electrometric methods of sample control. The possibility of analyzing the strength characteristics of a specimen by its compression diagrams in a static mode and cyclic loads with a given vibration frequency and the law of action in digital form is stated. The following recommendations are obtained: to study hard dental tissues it is better to use a sequential arrangement of two piezo actuators, rather than a parallel one. This is due to the fact that hard dental tissues have a relatively low Young's modulus (in particular, the dentin has 14.7 MPa). In this case, the maximum generated force from two sequential piezo actuators will be greater than from parallel piezo actuators. An electromechanical model of the loading sample process in a power piezo actuator unit is developed, and the issues of increasing the accuracy of measuring strength characteristics using the Micro-Cap package is investigated. A three-dimensional model of the stress-strain state of the sample in the Ansys Mechanical program is created, which makes it possible to carry out theoretical research of the reliability of the contact of filling materials with hard dental tissues. A method is developed for the comparative assessment of errors in modeling the operation of a power installation in the Micro-cap package with the results obtained in the Ansys Mechanical program (taken as a reference). To implement the estimation technique in the above models, the Young's modulus of the sample was being changed simultaneously from 10 to 330 GPa.*

**Keywords:** piezo actuator information-measuring system, three-dimensional modeling, stress-strain state, electromechanical model, filling material.

Получено: 15.04.2021