

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
Федеральное государственное бюджетное учреждение науки
«Удмуртский федеральный исследовательский центр
Уральского отделения Российской академии наук»

На правах рукописи



Кириллов Андрей Игоревич

**ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ КОНТРОЛЯ
ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПЛОМБИРОВОЧНЫХ
МАТЕРИАЛОВ**

2.2.8 – Методы и приборы контроля и диагностики материалов, изделий,
веществ и природной среды (технические науки)

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Научный руководитель:
доктор технических наук, профессор
Шелковников Е.Ю.

Ижевск – 2023

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И ОБОЗНАЧЕНИЙ	5
ВВЕДЕНИЕ	6
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСОВ РАЗРАБОТКИ И ИССЛЕДОВАНИЯ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ИЗУЧЕНИЯ ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА, КОМПОЗИЦИОННЫХ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ И ИХ СОЕДИНЕНИЙ.....	
15	15
1.1. Общие сведения об особенностях твёрдых тканей зубов и композитных пломбировочных материалов.....	15
1.2. Анализ исследований прочностных характеристик пломбировочных материалов, твердых тканей зуба и их соединений.....	19
1.3. Обзор работ, посвященных моделированию напряженно-деформируемого состояния образцов для оценки их локальных внутренних напряжений	27
1.4. Анализ силовых преобразователей и средств контроля для ускоренных испытаний прочностных характеристик ТТЗ, ПМ и их соединений.....	31
1.5. Обзор средств контроля напряженно-деформируемого состояния соединений твердых тканей зубов и пломбировочных материалов	33
1.6. Анализ методов контроля и обнаружения дефектов соединений твердых тканей зуба и пломбировочных материалов	35
1.7. Обзор методов совмещения измерительных и телекоммуникационных систем	45
1.8. Выводы по главе 1	51
ГЛАВА 2. ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПМ И ИХ СОЕДИНЕНИЙ С ТТЗ.....	
52	52
2.1. Структурная схема и особенности работы блоков двухуровневой ИИС для проведения ускоренных комплексных исследований ПХ ПМ.....	52
2.2. Анализ работы силового пьезоэлектрического преобразователя	55

2.3. Выбор и обоснование электромеханической модели СБ.....	60
2.4. Частотный анализ электромеханической модели.....	67
2.5. Определение деформации образца с учетом упругих характеристик клея и тензодатчика.....	72
2.6. Выводы.....	77
ГЛАВА 3. ПРОГРАММНО-АППАРАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДВУХУРОВНЕВОЙ ИИС С ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННОЙ СЕТЬЮ ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ИЗУЧЕНИЯ ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПМ И ИХ СОЕДИНЕНИЙ С ТТЗ	
3.1. Особенности конструкции и аппаратной реализации первого уровня ИИС (силового блока) для изучения прочностных характеристик ПМ.....	79
3.1.1 Блок измерения приложенной силы и деформации образца.....	82
3.1.2 Блок измерения акустической эмиссии	88
3.2. Структура программного обеспечения ИИС для комплексного исследования ПХ ПМ.....	95
3.3. Программное обеспечение ИИС для реализации тензометрического и акустического контроля.....	96
3.3.1 Алгоритм обеспечения заданного закона изменения силовых нагрузок при прочностных испытаниях ПМ	97
3.3.2 Выделение и фильтрация информационного сигнала с тензодатчиков	101
3.4. Второй уровень информационно-измерительной системы для изучения прочностных характеристик композитных пломбировочных материалов	104
3.4.1. Сравнительный анализ электропроводностей электролитов биоткани зуба и активного и пассивного электродов ИИС	104
3.4.2. Интеллектуальное электрометрическое устройство	112
3.4.3. Блок оптического контроля.....	117
3.5. Выводы.....	118

ГЛАВА 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ РАЗРАБОТАННОЙ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ПРОЧНОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПМ.....	121
4.1. Структура телекоммуникационной сети и обобщенная методика проведения комплексного исследования ПМ с применением ИИС и ТКС	121
4.2. Экспериментальные исследования образцов из соединений ТТЗ и композитных ПМ с применением разработанной информационно- измерительной системы.....	124
4.3. Методика получения полной информации о напряженно- деформированном состоянии ТТЗ и ПМ на основе постобработки результатов моделирования в среде <i>Ansys Mechanical</i>	132
4.4. Программа Convert для постобработки результатов моделирования в среде <i>Ansys Mechanical</i>	139
4.5. Нахождение результирующей погрешности определения упругих характеристик образца по образующим её частным погрешностям и меры по их уменьшению.....	143
4.6. Выводы по 4 главе.....	155
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	157
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	160
ПРИЛОЖЕНИЕ А	176
ПРИЛОЖЕНИЕ Б.....	179

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И ОБОЗНАЧЕНИЙ

- АЦП – аналого-цифровой преобразователь
АЭ – акустическая эмиссия
АЭЛ – активный электрод
БД – база данных
БИД – блок измерения деформации
БИС – блок измерения силы
БИЭ – блок измерения электропроводности
БКАЭ – блок контроля акустической эмиссии
БОК – блок оптического контроля
ВВУ – высоковольтный усилитель
ИИС – информационно-измерительная система
КЭ – конечный элемент
МК – микроконтроллер
НДС – напряженно-деформированное состояние
ПАЭ – преобразователь акустической эмиссии
ПМ – пломбировочный материал
ПО – программное обеспечение
ПП – пьезоэлектрический преобразователь
ППЭ – переключатель полярности электродов
ПХ – прочностные характеристики
ПЭВМ – персональная электронно-вычислительная машина
ПЭЛ – пассивный электрод
СБ – силовой блок
СП – сигнальный процессор
ТД – тензодатчик
ТКС – телекоммуникационная сеть
ТТЗ – твердые ткани зуба
ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь
ЭММ – электромеханическая модель

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования. В настоящее время основными направлениями разработки и модернизации композитных пломбировочных материалов нового поколения является оптимизация их физико-механических, химических и оптических свойств. Основной причиной разрушения реставраций кариозных полостей являются циклические напряжения, возникающие на границе соединения зуб-пломба, которые совместно с высоким уровнем остаточных напряжений и накопленными микрповреждениями приводят к трещинообразованию и разрушению этого соединения. Процесс разрушения начинается с локализации пластической деформации вблизи структурных неоднородностей и концентраторов напряжения, вызывающей формирование зоны деформации, накопление в ней дефектов и образование трещин. Дефект зарождается в месте концентратора напряжения и развивается в направлении градиента. Для обеспечения надежного и долговечного соединения зуб-пломба требуется не только дефектоскопия, констатирующая наличие дефекта, но и оценка локальных внутренних напряжений, что обуславливает необходимость изучения соотношения физико-механических свойств пломбировочного материала (ПМ) и твердых тканей зуба (ТТЗ). Однако, прочностные характеристики ПМ остаются малоизученными и неоднозначными.

Последние десятилетия характеризуются стремительным появлением и развитием новых информационных технологий. Так технология виртуальных приборов (совмещение ПЭВМ и плат первичного сбора данных) позволяет создавать системы измерения, управления и диагностики различного назначения практически любой производительности и сложности. Также это дает возможность программно-аппаратного совмещения измерительных систем с телекоммуникационными сетями (ТКС) и обеспечивает дистанционный доступ к измерительному и управляющему оборудованию для автоматизированного сбора информации в единую базу данных (БД).

Следует отметить, что поскольку существующие методики измерений прочностных характеристик ПМ недостаточны для выявления скрытых дефектов образцов (соединений ТТЗ и ПМ), либо требуют длительного времени их контроля и испытаний, то необходима разработка принципиально новых методик и средств контроля их качества.

Таким образом, тематика диссертации, связанная с разработкой информационно-измерительных систем (ИИС) с ТКС для изучения прочностных характеристик композитных пломбировочных материалов актуальна.

Степень разработанности темы.

Вопросам разработки и применения методов и средств для изучения ПМ и соединений ПМ с ТТЗ посвящено большое количество работ отечественных авторов: Г.Г. Ивановой, В.К. Леонтьева, В.В. Педдера, Т.Л. Рединовой, Л.Г. Мартовой, Т.В. Гринёвой, Д.Ю. Фадеевой, И.В. Безруковой, И.Я. Поюровской, Г.Е. Аманатиди, И.В. Балынского, В.Н. Олесовой, В.П. Рогатнева, М.Л. Меликяна, В.В. Маврича, Д.В. Зайцева, П.Е. Панфилова, С.М. Ремизова, Ю.И. Лагуна и др., а также зарубежных – L.P. Mikkelsen, A. Ajovalasit, Z. Wang, C. Xiao, Fatih Sengul, Selim Sengul, A. Bardow, E. Hofer, B. Nyvad, Iijima Y., A.M. Maia, V.V. Kyotoku, A.S. Gomes, F. Lippert, A. Butler, M.C. Huysmans и др.

В рассмотренных работах представлены механические характеристики некоторых ПМ и ТТЗ (в частности, дентина и эмали). Приведены результаты трехмерного моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) образцов, позволяющие выявлять концентраторы напряжения, вызывающие формирование зоны деформации и накопление в ней дефектов. Так, в работе Ю.И. Лагуна приведены результаты моделирования НДС ТТЗ в среде *Nastran*, однако для полного анализа НДС необходимо использовать расчетные значения эквивалентных или интегральных напряжений. Регистрация НДС на удаленном зубе *in vitro* с использованием тензодатчика выполнялась в работах Г.Г. Ивановой, В.К. Леонтьева и В.В. Педдера. В работах Д.В. Зайцева и П.Е. Панфилова измерение НДС осуществлялось косвенно. В основном исследования проводились до разрушения образцов при увеличивающейся

нагрузке (т.е. регистрировался только момент их разрушения). Это не позволяет оценить качество ПМ для жевательных (динамических) нагрузок.

Во всех рассмотренных работах не проводились экспериментальные исследования с имитацией циклического жевательного процесса, а также комплексные исследования с использованием ТКС: экспериментальное изучение прочности соединения зуб-пломба и теоретическое исследование. Такой подход позволит существенно сократить время исследований композитных ПМ, поскольку данный эксперимент на прочность можно проводить непрерывно (в отличие от клинических исследований на живых зубах *in vivo*) и одновременно на нескольких ИИС.

Объектом исследования является информационно-измерительная система для изучения прочностных характеристик твердых тканей зуба и пломбировочных материалов.

Предметом исследования является алгоритмическое, методическое и программно-аппаратное обеспечение измерений напряженно-деформированного состояния твердых тканей зуба с пломбировочными материалами при исследовании их прочностных характеристик.

Цель работы – создание инструмента для ускоренных испытаний соединений пломбировочных материалов и твердых тканей зуба с имитацией жевательного процесса.

Для достижения поставленной цели решались следующие задачи:

1. Разработать методику и реализующую её автоматизированную ИИС для ускоренного изучения прочностных характеристик образцов (соединений композитных ПМ и ТТЗ), основанную на контроле и диагностике этих образцов с приложением циклической повышенной силовой нагрузки.
2. Создать программно-аппаратное обеспечение ИИС и исследовать математическую модель ее работы, позволяющие оптимизировать параметры ИИС с учетом особенностей работы силового блока.
3. Разработать комплексную методику, сочетающую теоретические исследования напряженно-деформированного состояния образца и

экспериментальное изучение прочности соединения ТТЗ и ПМ с автоматической передачей на сервер (в БД) полученных данных для их дальнейшей обработки.

Научная новизна работы:

1. Впервые разработаны методика ускоренных испытаний прочностных характеристик образца (соединений композитных ПМ и ТТЗ *in vitro*) в статическом и динамическом (имитирующем жевательный процесс) режимах, основанная на циклическом приложении к образцу силового воздействия заранее заданной амплитуды, формы и частоты при высокоточном тензометрическом, акустическом, электрометрическом и оптическом контроле образцов, и реализующая ее двухуровневая ИИС, позволяющие с высоким быстродействием и надежностью выявлять некачественные образцы при дефектах как на поверхности, так и внутри образца на границе соединения ТТЗ и ПМ, и сократить время их испытаний.

2. Научно обоснованы требования к созданию программно-аппаратного обеспечения первого уровня ИИС на основе силового блока с использованием пьезопреобразователя (ПП) в динамическом режиме, предложена описывающая работу этого блока электромеханическая модель, дающая возможность определить оптимальные условия работы ПП с учетом влияния элементов силового блока (СБ), а также эффекта упрочнения образца с малым модулем упругости тензодатчиком и прослойкой клея, на точность измерений прочностных характеристик образцов.

3. Разработан комплексный метод, сочетающий экспериментальное изучение прочности соединения ТТЗ и ПМ с использованием второго уровня ИИС (для высокоточных измерений электропроводности ТТЗ и экспресс-диагностики прочностного состояния образцов на основе электрометрического и оптического контроля) и теоретические исследования (с применением трехмерной модели НДС этого соединения в среде Ansys Mechanical для выявления локальных областей с высоким эквивалентным напряжением), на основе программно-аппаратного совмещения первого и второго уровня ИИС с телекоммуникационной сетью и дистанционного доступа к измерительному и управляющему оборудованию, а также автоматизированного сбора данных в

единую базу данных о НДС ТТЗ и ПМ для обмена информацией между исследователями и ее постобработки.

Практическая значимость диссертации.

1. Предложены к использованию методика и реализующая ее двухуровневая ИИС для ускоренных испытаний прочностных характеристик образцов, позволяющие выявлять некачественные образцы при дефектах на границе соединения ТТЗ и ПМ и сократить время испытаний образца.

2. Разработанная ИИС с телекоммуникационной системой может применяться для изучения как композитных ПМ, так и их соединений с ТТЗ в условиях поликлиники с использованием ТКС для обмена информацией между исследователями и автоматическим сохранением ее в единую базу данных.

3. Возможно использование ИИС в материаловедении для изучения микроструктуры и прочностных характеристик образцов, в современных технологиях для изготовления композитных материалов, в биологии и медицине в качестве инструмента исследований и диагностики.

Реализация и использование результатов работы.

Результаты диссертационной работы использованы при разработке и совершенствовании программно-аппаратных средств и методов для изучения прочностных характеристик композитных пломбировочных материалов с применением созданной информационно-измерительной системы и внедрены в УдмФИЦ УрО РАН, а также в учебном процессе ИжГТУ и ИГМА.

Работа выполнялась в соответствии с планами госбюджетных научно-исследовательских работ, проводимых УдмФИЦ УрО РАН:

– «Создание методов и средств контроля материалов и изделий для нанотехнологий, медицины и военной техники» (2016-2018г., рег. № 01201356428);

– «Создание комплексных методов и программно-аппаратных средств неразрушающего контроля материалов и изделий для нанотехнологий, медицины и военной техники» (2019-2021 гг., рег. № АААА-А19-119022890066-0);

– «Разработка и совершенствование методического, алгоритмического и

программно-аппаратного обеспечения в системах неразрушающего контроля материалов и изделий для нанотехнологий, медицины и техники специального назначения», реализованной в рамках постановления (2022-2024 гг., рег № 122040800105-9), а также в рамках гранта по программе «УМНИК» «Разработка и исследование интеллектуального электрометрического комплекса для диагностики твердых тканей зубов» (договор №10753ГУ/2016 от 14.11.2016).

Достоверность и обоснованность полученных результатов подтверждается корректной постановкой задач, выверенностью математических выкладок, корректным использованием математических методов, проверкой адекватности предложенных моделей, подтверждением теоретических результатов экспериментальными данными и результатами других авторов, применением современных верифицированных методик моделирования и программных вычислительных средств.

Методы исследования.

В теоретических исследованиях использовались: метод аналогий, численные методы, теоретические основы информатики и программирования, методы цифровой обработки информации. При разработке ИИС применялись методы имитационного моделирования и визуализации процессов на ПЭВМ.

В экспериментальных исследованиях использовались: теория измерения электрических и механических величин, статистические методы обработки результатов исследований, теория точности измерительных систем.

При получении, обработке и оформлении результатов были применены компьютерные программы *MathCAD*, *Microsoft Office*, *Ansys Mechanical*, *Micro-Cap*, а также собственные программные приложения, реализованные с помощью языков программирования *C* и *Delphi*.

Положения, выносимые на защиту:

1. Впервые разработанные методика ускоренных испытаний прочностных характеристик образца (соединений композитных ПМ и ТТЗ) в статическом и динамическом (имитирующем жевательный процесс) режимах, основанная на циклическом приложении к образцу силового воздействия заранее заданной амплитуды, формы и частоты при высокоточном тензометрическом,

акустическом, электрометрическом и оптическом контроле образцов, и реализующая ее двухуровневая ИИС, позволяющие с высоким быстродействием и надежностью выявлять некачественные образцы при дефектах как на поверхности, так и внутри образца на границе соединения ТТЗ и ПМ, и сократить время испытаний образца (п.1 паспорта 2.2.8).

2. Научно обоснованные требования к созданию программно-аппаратного обеспечения первого уровня ИИС на основе силового блока с использованием ПП в динамическом режиме, предложенная и описывающая работу этого блока электромеханическая модель, дающая возможность определить оптимальные условия работы ПП с учетом влияния элементов силового блока, а также эффекта упрочнения образца с малым модулем упругости тензодатчиком и прослойкой клея, на точность измерений прочностных характеристик образцов (п.2 паспорта 2.2.8).

3. Разработанный комплексный метод, сочетающий экспериментальное изучение прочности соединения ТТЗ и ПМ с использованием второго уровня ИИС (для высокоточных измерений электропроводности ТТЗ и экспресс-диагностики напряженно-деформированного состояния образцов на основе электрометрического и оптического контроля) и теоретические исследования (с применением трехмерной модели НДС этого соединения в среде Ansys Mechanical для выявления локальных областей с высоким эквивалентным напряжением), на основе программно-аппаратного совмещения первого и второго уровня ИИС с телекоммуникационной сетью и дистанционного доступа к измерительному и управляющему оборудованию, а также автоматизированного сбора данных в единую базу данных о НДС ТТЗ и ПМ для обмена информацией между исследователями и ее постобработки (п.6 паспорта 2.2.8).

Апробация работы.

Основные положения и результаты работы докладывались и обсуждались на семи международных научно-технических конференциях «Измерения, контроль, информатизация» (Барнаул, 2013-2023), студенческой академической конференции с международным участием «Communication of Students, Master

Students and Post-Graduates in Academic, Scientific and Professional Areas» (Ижевск, 2013), на четырех научно-технических конференциях «Информационные технологии в науке, промышленности и образовании» (Ижевск, 2014-2021), на трех научно-технических конференциях «Приборостроение в XXI веке» (Ижевск, 2014-2017). Получена серебряная медаль на международной выставке научно-технических и инновационных разработок «Измерение, Мир, Человек - 2023» за разработку «Двухуровневой информационно-измерительной системы с телекоммуникационной сетью для автоматизированного изучения прочностных характеристик композитных пломбировочных материалов».

Личный вклад автора.

Диссертантом лично разработаны и реализованы структура ТКС, математические модели, программно-аппаратное обеспечение и методики для исследования прочностных характеристик ПМ и их соединений. Выбор приоритетов, направлений, методов исследования, формирование структуры и содержания работы выполнены при активном участии научного руководителя д.т.н., профессора Шелковникова Е.Ю. Выбор и обоснование математических методов, использованных при разработке моделей и методик, анализ и интерпретация результатов исследований выполнены при участии к.т.н., доцента Ефремова С.М. В совместных публикациях автора его вклад состоит в постановке и проведении теоретических и прикладных исследований, которые определяют основу диссертации и новизну полученных результатов.

Соответствие диссертации паспорту специальности. П.1. «Научное обоснование новых и усовершенствование существующих методов аналитического и неразрушающего контроля природной среды, веществ, материалов и изделий». П.2. «Разработка и оптимизация методов расчета и проектирования элементов, средств, приборов и систем аналитического и неразрушающего контроля с учетом особенностей объектов контроля». П.6. «Разработка алгоритмического и программно-технического обеспечения процессов обработки информативных сигналов и представление результатов в приборах и средствах контроля, автоматизация приборов контроля».

Публикации.

По результатам диссертационных исследований опубликовано 20 печатных работ, в том числе 4 статьи в изданиях, рекомендованных ВАК РФ, 1 статья в издании, входящем в базу Scopus, 1 патент на изобретение и 1 патент на полезную модель, 3 свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ.

Структура и объем работы. Диссертация содержит введение, четыре главы, заключение, изложенные на 175 стр. машинописного текста. В работу включены 54 рис., 28 табл., список литературы из 153 наименований, приложения.

Глава 1. Современное состояние вопросов разработки и исследования методов и средств изучения прочностных характеристик твердых тканей зуба, композиционных пломбировочных материалов и их соединений

В первой главе представлен обзор современного состояния вопросов в области исследований ПМ и их соединений с твердыми тканями зуба. Приведены общие сведения о композиционных пломбировочных материалах. Дан анализ исследований ПХ пломбировочных материалов, ТТЗ и их соединений. Выполнен обзор работ, посвященных моделированию напряженно-деформированного состояния образцов для оценки их локальных внутренних напряжений. Представлен анализ силовых преобразователей и средств контроля для ускоренных испытаний прочностных характеристик ТТЗ, ПМ и их соединений. Дан обзор средств контроля НДС соединений твердых тканей зуба и пломбировочных материалов. Выполнен анализ методов контроля и обнаружения дефектов соединений ТТЗ и ПМ. Представлен обзор методов совмещения измерительных и телекоммуникационных систем. Определены направления исследований и задачи, выполнение которых необходимо для достижения цели.

1.1. Общие сведения об особенностях твёрдых тканей зубов и композитных пломбировочных материалов

В состав зуба входят его твёрдые ткани – эмаль, дентин и цемент, а также мягкая ткань – пульпа [37]. Эмаль покрывает коронку зуба и является его самой твёрдой тканью. Мельчайшими структурными единицами эмали являются кристаллы апатитов (в частности, кристаллы гидроксиапатита $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, составляющие 75% эмали), формирующие эмалевые призмы. Эти призмы начинаются у эмалеводентинной границы и идут к поверхности эмали, многократно изгибаясь в виде спирали. Вокруг каждого кристалла призмы находится гидратная оболочка. Вещества на поверхность или внутрь кристалла поступают через гидратную оболочку (которая представляет собой слой воды, связанный с кристаллом, в котором происходит ионный обмен). Эмаль

проницаема в обоих направлениях: от поверхности эмали к дентину и пульпе и от пульпы к дентину и эмали. Поэтому её считают полупроницаемой мембраной. Раствор, который омывает кристалл эмали – это слюна, междесневая жидкость и гидратная оболочка кристалла.

Дентин составляет основную массу зуба, но является менее минерализованным веществом, чем эмаль. Основное вещество дентина гидроксиапатит. Наиболее важными его элементами являются ионы Ca^{2+} , PO_4^{3-} , CO_3^{2-} , Mg^{2+} , F^- . Дентин уступает эмали по твёрдости, в отличие от которой он пронизан большим количеством дентинных канальцев. Сравнительный химический состав эмали и дентина (в % от массы) представлен в таблице 1.1.

Таблица 1.1. Химический состав эмали и дентина

	Кальций	Фосфор	Магний	Карбонаты	Вода	Органические вещества
Эмаль	36,0-36,7	17,0	0,45	2,5	3,8	0,3-1,3
Дентин	27,0	13,0	0,40	3,3	10,0	20,0

Пульпа (биоткань) – это рыхлая соединительная ткань, заполняющая коронковую полость и корневой канал зуба. Состав пульпы – 40% воды, 40% органических соединений, 5% неорганических веществ. Общая концентрация растворов ее электролита по составу эквивалентна 0,9% раствору хлорида натрия.

Пульпа образована межклеточным аморфным веществом, в котором содержатся соединительно-тканые волокна и клеточные элементы (например, одонтобласты). Одонтобласты располагаются по периферии пульпы зуба. Их отростки проникают в дентинные канальцы. При кариесе происходят деструктивные изменения в одонтобластах, разрушение коллагеновых волокон, изменяется активность ферментов, обмен веществ в пульпе.

Слюна состоит из воды (99,42%) и органических и неорганических веществ (0,58%). Из неорганических веществ преобладают фосфат кальция, фосфат натрия, гидрокарбонат кальция, хлорид натрия. При уменьшении pH слюны происходит растворение кристаллов апатитов, что приводит к деминерализации эмали. При pH близкой к нейтральной, в слюне снова возникают условия для формирования кристаллов апатитов.

Пломбирование с использованием композитных материалов является неотъемлемой составной частью современной стоматологии и проводится практически в каждой клинике [31]. Композиты – полимерные пломбировочные материалы, состоящие из трех компонентов:

- органической матрицы (акриловые и эпоксидные смолы);
- неорганического наполнителя – не менее 50% по массе;
- поверхностно активного вещества – силана.

Классификация композитных материалов может быть проведена по следующим признакам.

1. По размеру частиц наполнителя:

- макронаполненные (размер частиц – 8-12 мкм и более);
- мининаполненные (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: 8-5 мкм; 1-5 мкм; 0,01-0,1 мкм);
- наногибридные (смесь частиц размером от 0,004 до 3 мкм).

2. По составу частиц:

- однородные (макрофильные, микрофильные);
- неоднородные (микрофильные, гибридные, микрогибридные).

3. По степени наполнения неорганическим наполнителем:

- сильнонаполненные (более 70% по весу);
- средненаполненные (66-75% по весу);
- слабонаполненные (66% и меньше).

4. По способу отверждения:

- химического отверждения;
- светового отверждения;
- двойного отверждения (химического и светового).

5. По назначению:

- для пломбирования жевательной группы зубов;

- для пломбирования фронтальной группы зубов;
- универсальные композиты.

Современные восстановительные методы в стоматологии базируются на использовании композитных материалов, обладающих хорошими физико-химическими, эстетическими свойствами и высокой адгезией к твердым тканям зуба (к эмали и дентину).

К основным требованиям, предъявляемым к ПМ, относятся их высокие прочностные характеристики, обеспечивающие надежное и долговечное соединение пломбы и зуба.

Кроме того, ПМ должны обладать хорошим краевым прилеганием. Композиты должны хорошо соединяться с твердыми тканями зуба и в то же время не приклеиваться к поверхности моделировочного инструмента. Одной из основных задач, которые необходимо решить при изготовлении композитных пломб, является оптимальная адаптация ко всем стенкам и краям препарированной полости. Успешное выполнение этой задачи позволяет гарантировать высокую плотность краевого прилегания и долговечность пломб.

К требованиям, предъявляемым к ПМ, относится низкая величина усадки при полимеризации. Благодаря уплотнению структуры и образованию внутренних химических связей в процессе полимеризации происходит уменьшение объема пломбировочного материала, средняя величина которого составляет от 2 до 5%. Такая усадка является основной причиной образования краевых трещин, а, следовательно, и возникновения вторичного кариеса. Поэтому для изготовления протяженных реставраций лучше всего использовать высоконаполненные композитные материалы с пониженной величиной усадки.

Для стоматологических материалов, используемых для постоянного пломбирования зубов, установлен ГОСТ Р 51202-98 – «Материалы стоматологические полимерные восстановительные». В стандарте описаны технические требования, а также методы испытаний материалов. Следует отметить, что при статических испытаниях для определения характеристик прочности и пластичности исследуемый образец подвергается действию постоянной или медленно и плавно повышающейся нагрузкой. Наряду с

простыми способами нагружения применяют также статические испытания в условиях многоосного или комбинированного нагружения. Для контроля прочностных характеристик ПМ применяются методы согласно ГОСТ, а также поверенные приборы и аттестованное оборудование.

1.2. Анализ исследований прочностных характеристик пломбировочных материалов, твердых тканей зуба и их соединений

Качество соединения ТТЗ-ПМ определяется безотказностью его работы в процессе жевательного процесса. С этой точки зрения отказ означает либо разрушение соединения, его ограниченное повреждение, либо накопление чрезмерных деформаций. При этом важнейшими показателями качества ПМ, ТТЗ и их соединений являются прочностные характеристики.

В [55, 56] описан способ исследования ТТЗ (эмали и дентина) в статическом режиме. Приведены измеренные характеристики: у дентина предел прочности 416-448 МПа, модуль Юнга 3920-4160 МПа и коэффициент Пуассона 0,10-0,18. У эмали предел прочности 355-371 МПа и модуль Юнга 5260-6020 МПа. В качестве образцов использовались выпиленные «кубики» эмали и дентина из удаленных зубов. Для этого применялась алмазная пила с водным охлаждением и последующим шлифованием поверхности с целью удаления поврежденного поверхностного слоя для испытательной машины *Shimadzu AG-X 50kN*. Образцы исследовались на сжатие (как основной деформации зуба). Выявлено, что модуль Юнга изменяется в зависимости от отношения диагонали поверхности сжатия d к высоте образца h .

В работе [139] этих же авторов [56, 62, 23] приведены механические характеристики дентина при изгибе. При этом модуль Юнга составил 14460 ± 2490 МПа. Данный результат сходится с результатами из других литературных источников.

В [61] проведены исследования материалов *Vita Enamic* и *Lava Ultimate* для реставраций. Осуществлялось одноосное и диаметрально сжатие образцов на испытательной машине (как в [56]). Характеристики материалов

сравнивались с дентином и эмалью. Модуль Юнга дентина составил 4420 ± 230 МПа, а эмали – 7820 ± 890 МПа при одноосном сжатии. Результаты получены следующие: материал *Lava Ultimate* по своим свойствам ближе к дентину, а *Vita Enamic* – к эмали.

В учебной литературе [138] и [121] имеются данные о модуле Юнга для эмали и дентина, полученные при сжатии образца (таблица 1.2). Также в [121] указан более широкий диапазон значений модуля Юнга для дентина (от 11000 до 18000 МПа). Необходимо отметить, что в работе приведены жевательные нагрузки для ТТЗ, которые могут находиться в диапазоне от 50 до 300 Н (иногда до 500 Н). Приведенные данные почти совпадают с данными других литературных источников.

Таблица 1.2. Модуль Юнга зубов на сжатие

Тип зуба	Материал	Модуль Юнга, МПа
Моляр	Дентин	12000
	Эмаль	46000
Премоляр	Дентин	14000
Клык	Дентин	14000
	Эмаль	48000
Резец	Дентин	13000

В [133] исследовались микрогибридные ПМ «*Point 4*» и наноуполненные «*Premise*», «*Ceram X mono*» и «*Ceram X duo*» ПМ. Экспериментальные исследования проводились согласно ГОСТ Р 51202-98 двумя партиями по 12 образцов: первая партия испытывалась сразу, другая – после термоциклирования. При этом образцы выдерживались в воде 24 часа при температуре 37 °С. Термоциклирование осуществлялось в воде при температуре от +5 до +60°С для 1000 циклов. Для исследования образцов использовалась испытательная машина «Инстрон». Данные эксперимента приведены в таблице 1.3.

Следует отметить, что снижение прочности после термоциклирования также подтверждается результатами работы Мартовой Л.Г. [136, 91]. Однако в работе следовало бы привести коэффициент Пуассона, так как по нему можно оценить способность ПМ к сколам.

Таблица 1.3. Прочностные характеристики материалов при диаметральной сжатии и изгибе

Вид материала	Прочность при диаметральной сжатии до/после термоциклирования, МПа		Прочность при изгибе до/после термоциклирования, МПа	
	до	после	до	после
« <i>Ceram X</i> »	48,40±2,02	40,92±2,18	88±16	60±12
« <i>Premise</i> »	43,20±7,71	37,07±2,4	73±17	56±12
« <i>Point 4</i> »	44,78±4,98	34,43±8,9	92±25	58±12

С помощью электронного микроскопа «*Mira LMU*» было определено, что нанонаполненные ПМ «*Premise*», «*Ceram X mono*» и «*Ceram X duo*» имеют частицы менее 0,1 мкм, а «*Point 4*» – 0,3 мкм. Клиническая оценка влияния дисперсности частиц на качество реставрации проводилась через 7 дней, 1 месяц, 3, 6, 12, 18 и 24 месяца. Всего было сделано около 250 реставраций: по 50-60 реставраций каждым ПМ. Для этого использовали критерии прямой клинической оценки *Ryge*: краевая адаптация, анатомическая форма, вторичный кариес, соответствие цвета, изменение цвета краев полости, шероховатость поверхности. Результаты показали, что «неудовлетворительные» пломбы встречаются у всех видов ПМ, т.е. дисперсность не влияет на качество реставрации.

В [114] рассмотрен способ тензометрического исследования для удаленных ТТЗ (рисунок 1.1). Использовался только один тензодатчик, приклеенный вокруг зуба по всему периметру в горизонтальной плоскости. Длина базы 20 и 30 мм. Клей применялся цианакрилатный. После прогрева измерительной схемы производилось препарирование зуба. Для комплексного контроля применялись световой микроскоп (x25 и x90), рентгеновский аппарат, ультразвуковой аппарат «*Стоматон-1*» (совместная разработка авторов). Исследовались причины возникновения трещин в эмали и дентина во время препарирования зуба. Сделан вывод, что при препарировании необходимо выполнять все края полости закругленными без прямых и острых углов. Также даны рекомендации, что пломбировать необходимо через некоторое время после препарирования (время релаксации напряжений).

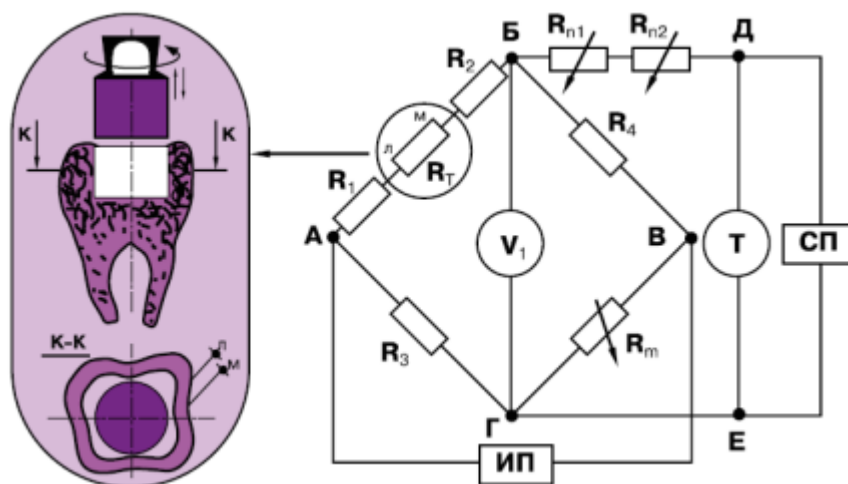


Рисунок 1.1 – Схема измерительного моста с одним тензодатчиком (где ИП – источник питания; Т – тензостанция «Топаз» с усилителем «Агат»; СП – самописец; R_m – магазин сопротивлений; R_1 – R_4 , R_{n1} , R_{n2} – согласующие резисторы)

Установлен эффект «раскрытия» кариозной полости после препарирования, вследствие чего велика вероятность получить рецидивный кариес, если пломбировать сразу. Следует отметить, что деформация происходит не на уменьшение полости (что следовало ожидать), а на ее увеличение после препарирования. Однако измерение только одного вида деформации (в данном случае поперечной) предоставляет неполную информации о НДС. Необходимо измерять еще продольную деформацию.

В [62] приведены механические характеристики ПМ с дентином и без него: *SDR*, *Filtek P60*, *Filtek Ultimate Flowable*, *Filtek Ultimate*. Для каждого материала были изготовлены 10 «кубиков» дентина размерами $2 \times 2 \times 0,65$ мм³ из удаленных зубов. Затем сверху наносили ПМ, чтобы окончательный размер «кубика» составлял $2 \times 2 \times 1,3$ мм³. Следует отметить, что *Filtek Ultimate* и *Filtek P60* – высоконаполненные ПМ, а *SDR* и *Filtek Ultimate Flowable* – низконаполненные. Для дентина получены следующие характеристики: модуль Юнга 5460 ± 350 МПа. Высоконаполненные ПМ разрушались на линейном участке (упругая область), а другие ПМ не разрушались даже при появлении в них трещин. Отмечено, что модуль Юнга зависит от количества наполнителя в ПМ, а прочность – от количества и размера наполнителя. При соединении ПМ и дентина формировались

их средние характеристики (что позволяет прогнозировать поведение ПМ в зубе). Модуль Юнга высоконаполненных ПМ сопоставим с модулем Юнга дентина как на отдельном образце, так и в соединении с дентином. Необходимо отметить, что показания модуля упругости для «*Filtek Flow*» (2310 ± 110 МПа) близки к значениям в работах Л.Г. Мартовой (2647 ± 267 МПа) [92, 91].

В работе [23] представлены механические характеристики дентина (модуль Юнга 4020 ± 240 МПа). Методика подготовки образцов и испытательная машина такая же как в [56]. После механической обработки образцов необходимо прочищать дентинные каналы. Ориентация дентинных канальцев по отношению к нагрузке не влияет на механические свойства самого дентина (который ведет себя изотропное тело). На графиках напряжение-деформация выявлено три участка. Первый участок связан с неидеальностью образцов (происходит выборка зазоров и люфтов). Второй участок – линейный (упругая деформация), на котором рассчитывается модуль Юнга. Третий – нелинейный (пластическая деформация). Под нагрузкой дентин не ломался полностью (в нем возникали только трещины), таким образом дентин нельзя назвать хрупким материалом. С ростом трещин уменьшался модуль Юнга, как и предел пластичности.

В [136] исследовано влияние праймер-адгезива «Single Bond 2» на прочность ПМ при диаметральном разрыве. Испытывались образцы из ПМ «Point 4», «Filtek Z-250», «Унирест» на испытательной машине Инстрон. Экспериментальные исследования проводились согласно ГОСТ Р 51202-98 партиями по 15 образцов, по 5 шт в группе: группа с образцами без праймера; с образцами, в которых между слоями композита использовался праймер; с образцами, в которых праймер использовался для создания верхнего слоя. Исследования проводили только на разрушение без исследования упругих характеристик.

Прочность при диаметральном разрыве рассчитывалась по формуле:

$$T = \frac{2 \cdot P}{\pi \cdot L \cdot D}, \quad (1.1)$$

где T – прочность при диаметральном разрыве, МПа; P – нагрузка при разрушении, Н; D – диаметр образца, мм; L – толщина образца, мм.

Данные эксперимента приведены в таблице 1.4.

Таблица 1.4. Определение диаметальной прочности материалов

Группа образцов	Диаметральная прочность материала, МПа		
	<i>Point 4 (Kerr)</i>	<i>Filtek Z-250 (3M ESPE)</i>	Унирест («Стомадент»)
I	53,02±5,09	61,94±5,87	51,79±2,78
II	49,32±1,77	56,96±3,28	48,42±5,65
III	44,83±3,36	57,11±3,86	44,17±4,67

Анализ показал, что применение праймер-адгезива снижает прочность образцов.

В [33, 27] определен модуль упругости ТТЗ в пришеечной области 18000 ±1800 МПа. Он близок к значениям модуля упругости дентина [84, 95]. Возможно, что эмаль зуба оказывает влияние на результат измерений. Модуль упругости определялся с помощью конусообразного индентора.

Исследовались следующие ПМ: «Унирест», «Кемфил Супериор», «*Filtek Flow*», «*Dyract AP*», «*Alite-Fil*». Определена динамика их модуля упругости в зависимости от выдержки в воде (от суток до года):

- «Дайрект» – от 30000 до 23037 МПа;
- «*Alite-Fil*» – от 25000 до 24265 МПа;
- «Кемфил Супериор» – от 38500 до 44277 МПа;
- «Унирест» – от 19000 до 19087 МПа;
- «*Filtek Flow*» – от 13200 до 14174 МПа.

Установлено, что модули упругости ПМ и ТТЗ должны соответствовать друг другу, а также адгезия ПМ к ТТЗ должна быть не менее 6 МПа. Наиболее оптимальным и стабильным значением модуля упругости обладает материал «Унирест», что позволяет рекомендовать его для пломбирования полостей в пришеечной области.

В работах [92, 91] изучались физико-механические свойства универсального микрогибридного ПМ «*Filtek Z-250*» и низкомолекулярного композита текучей консистенции «*Filtek Flow*». Исследовались образцы из этих ПМ (цилиндр диаметром 4 мм и высотой 6 мм). Смесь ПМ отличалась только

высотой «*Filtek Flow*» (0,5 и 1 мм). Остальное пространство заполнялось «*Filtek Z-250*». После создания образцов и извлечения их из цилиндрической металлической формы, они помещались в воду на 24 часа с температурой 37 °С.

Все образцы исследовались на испытательной машине «Инстрон». Регистрировались только значения нагрузки (силы), при которых происходило разрушение образца при сжатии. Получены модули упругости подготовленных образцов из ПМ: $E_{FiltekZ} = 3887 \pm 308$ МПа; $E_{FiltekFlow} = 2647 \pm 267$ МПа. Также исследовалось взаимодействие ПМ с удаленными зубами (моляры) на той же испытательной машине на сдвиг до разрушения. При этом образцы подвергались термоциклированию (1200 циклов). Термоциклирование осуществлялось в воде от +5 до +60 °С. Анализ показал, что термоциклирование снижает прочность на сдвиг для обоих ПМ. Оценка качества выполненной реставрации проводилась сразу после реставрации, через 1 и 6 месяцев, 1 и 2 года. Для этой цели использовали критерии для прямой клинической оценки ПМ Ryge: краевая адаптация, анатомическая форма, вторичный кариес, соответствие цвета, изменение цвета краёв полости, шероховатость поверхности. В целом, по результатам клинических исследований особых изменений выявлено не было.

В [123] для исследования деформационно-прочностных свойств сополимерных материалов (в частности, протезов) использовался прямолинейный участок на графике напряжение-деформация (рисунок 1.2, упругая область).

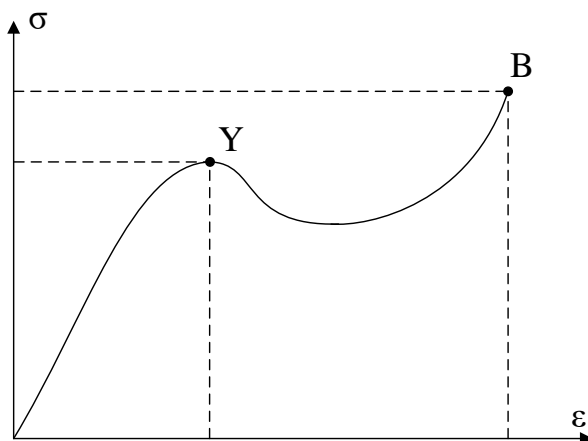


Рисунок 1.2 – Определение показателей деформационно-прочностных свойств сополимеров

Точка *У* на графике соответствует пределу текучести и деформации при пределе текучести; точка *В* – пределу на разрыв. Исследования образцов проводились на растяжение и изгиб на испытательной машине «Инстрон». Данные испытаний приведены в таблице 1.5.

Таблица 1.5. Модуль упругости и коэффициент Пуассона элементов системы зуб-пломба для ряда ПМ

Материал	Модуль упругости, МПа			Коэффициент Пуассона
	При 20° С	При 40° С	При 60° С	
Норакрил-65	2804,7	2579,1	2471,3	0,412
Дуракрил	3628,5	3550	3520,6	0,386
Дентоксид	4805,3	4746,4	4697,4	0,385
Силицин	8688,7	8718,1	8659,3	0,351
Силидонт	10002,8	10032,2	10071,4	0,346
Амальгама	8943,7	9355,5	9355,5	0,391
Дентин зуба	5148,5	5177,9	5207,3	0,380
Эмаль зуба	8924	8924	8924	0,322

В работе описан способ изучения упругих характеристик (модуля упругости и коэффициента Пуассона) эмали и дентина зуба: сначала измерялись характеристики на эмали, затем стачивали зуб до дентина и измеряли характеристики дентина.

По результатам исследований можно отметить следующее. Сравнительный анализ рассмотренных испытательных машин показал, что они приспособлены, в основном, для работы с металлическими образцами, и искажают измеряемые прочностные характеристики полимерных материалов малых размеров.

Перечисленные в обзоре прочностные характеристики соединения ТТЗ-ПМ отличаются друг от друга, так как получены на разных испытательных машинах по различным методикам и при различных условиях испытаний с отсутствием имитации жевательного процесса. Клинические испытания на пациентах соединения ТТЗ-ПМ проводят через 1, 3, 6, 12, 18 и 24 месяца. Это слишком длительный период, поэтому процесс испытаний целесообразно ускорить, приблизив его к реальным условиям. Существующие методы оценки качества соединения ТТЗ-ПМ не обеспечивают его должный контроль, так как скрытые дефекты не всегда выявляются на стадии испытаний.

Поскольку существующие методики измерений прочностных характеристик ПМ недостаточны для выявления скрытых дефектов образцов (соединений ТТЗ и ПМ) либо требуют длительного времени для их контроля и испытаний, то необходима разработка принципиально новых методик и средств контроля их качества. Целесообразна разработка методики и ИИС для ее реализации для ускоренных испытаний прочностных характеристик образца в статическом и динамическом (имитирующем жевательный процесс) режимах, основанных на циклическом приложении к образцу силового воздействия заранее заданной амплитуды, формы и частоты при высокоточном контроле его прочностных характеристик.

1.3. Обзор работ, посвященных моделированию напряженно-деформируемого состояния образцов для оценки их локальных внутренних напряжений

Основной причиной разрушения реставраций кариозных полостей являются циклические напряжения, возникающие на границе соединения ПМ-ТТЗ, которые совместно с высоким уровнем остаточных напряжений и накопленными микрповреждениями приводят к трещинообразованию и разрушению этого соединения. Для обеспечения надежного и долговечного соединения ПМ-ТТЗ требуется не только дефектоскопия, констатирующая наличие дефекта, но и оценка локальных внутренних напряжений, что обуславливает необходимость моделирования прочностных свойств ПМ, ТТЗ и их соединений.

В [84] осуществлялось трехмерное математическое моделирование зуба с пломбой в среде *Nastran*. Приведены механические характеристики дентина и эмали ($E_{\text{эмаль}} = 46000$ МПа, $\mu_{\text{эмаль}} = 0,31$; $E_{\text{дентин}} = 14700$ МПа, $\mu_{\text{дентин}} = 0,31$), а также керамики и композита ($E_{\text{керамика}} = 14700$ МПа, $\mu_{\text{керамика}} = 0,31$; $E_{\text{композит}} = 6000$ МПа, $\mu_{\text{композит}} = 0,3$). Производилась оцифровка зуба в трехмерную модель через *AutoCAD* по снимкам шлифов зуба (послойно). Исследовано влияние вкладки (пломбы) на ТТЗ. Поскольку ПМ (керамика и композит) более податливы (модуль Юнга меньше, чем у эмали), то все максимальные значения напряжений распределены только в эмали. На зуб воздействовали вертикальной нагрузкой 25

кгс и боковой 10 кгс к жевательной поверхности. Сделан вывод, что процесс усадки на 2% увеличивает напряжения и может превышать предельные значения.

В [128] выполнено трехмерное моделирование НДС нижней челюсти с зубами. При этом данные о прочностных характеристиках зубов (модуле упругости, коэффициенте Пуассона, пределе прочности) были взяты из других литературных источников. Вертикальные нагрузки не превышали 250 Н (~ 25 кгс), а боковые (горизонтальные) – 150 Н. Для моделирования НДС была использована специальная программа «*UZOR*» на основе метода конечных элементов. Следует отметить, что при анализе учитывались максимальные интегральные напряжения (напряжения по всем направлениям) для интактных зубов и зубов с коронками (таблица 1.6).

Таблица 1.6. Максимальные напряжения при вертикальной и боковой нагрузке в дентине и эмали различных зубов

Тип зуба	Вертикальная нагрузка, МПа (без коронки)		Боковая нагрузка, МПа (без коронки)	
	дентин	эмаль	дентин	эмаль
Резец	12,4	18,9	26,6	37,6
Клык	14,0	17,1	28,7	30,2
Моляр	15,5	12,9	28,8	27,3

В [120] исследовались НДС ТТЗ с коронковыми материалами. Трехмерные модели были оцифрованы с помощью аппарата *CEREC 3*. Для объединения объемных тел (зуб, клей, коронковый материал) использовалась программа *SolidWorks 2007*. Толщина клея (композит или цемент) была выбрана 50 и 150 мкм. Проведение моделирования НДС осуществлялось в программном пакете *Ansys Workbench 11*. Приложенная нагрузка – вертикальная (от 50 до 500 Н). Приведены упругие характеристики ТТЗ и некоторых ПМ (таблица 1.7) [120, 127].

В [39] исследованы НДС зубов со штифтами, при этом учитывался только момент их разрушения. Измерения деформации с использованием тензодатчиков не использовались – при расчетах учитывались только приложенная сила и перемещение «иглы» испытательной машины «*GOTECH*

AI-7000S» (результаты испытаний приведены в таблице 1.8.).

Таблица 1.7. Модуль упругости и коэффициент Пуассона эмали, дентина, композита, цемента и керамики

Материал	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона
Эмаль	94000	0,33
Дентин	14700	0,31
Композит	9200	0,24
Цемент	13700	0,35
Керамика (коронка)	69000	0,19

Таблица 1.8. Разрушительная нагрузка штифтов разных производителей

№ п/п	Диаметр штифта, мм	Средняя нагрузка, кгс
1	1,5	33,48±1,17
2	1,6	51,02±1,37
3	1,5	61,75±1,13
4	1,9	83,42±0,77
5	1,5	46,96±1,57
6	1,5	55,72±1,71

Сделан вывод, что из-за штифтов с малым модулем упругости возникают разрушения корня зуба.

В [32] использовалась программа «СВАРКА» ((Киселев А.С., «Курчатовский институт»). Как и в [128] при моделировании использовались нагрузки до 250 Н (для большего контраста НДС), затем производился перерасчет на реальную нагрузку до 120 Н.

В [111] осуществлялось трехмерное моделирование НДС дентина с коронкой и штифтом в программе SolidWorks при нагрузке 150Н. Приведены данные о прочностных характеристиках дентина и керамики (таблица 1.9).

Таблица 1.9. Физико-механические характеристики дентина и керамики

Материал	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности при растяжении, МПа
Хромкольбат	248000	0,3	690
Керамика	22400	0,19	300
Дентин (сразу после депульпирования)	14700	0,31	55
Дентин (в отдаленные сроки после депульпирования)	2600	0,31	20

В работе [18] приведены двух- и трехмерная модели НДС образца с тензодатчиком. Рассмотрен эффект упрочнения образца с малым модулем упругости тензодатчиком (в [18] он называется эффектом упрочнения образца тензодатчиком). Представлены математические модели, позволяющие осуществить перерасчет коэффициента передачи тензодатчика (ТД), который изменяется в зависимости от соотношения модулей упругости образца и ТД, а также от геометрических размеров тензодатчика (в частности, длины и толщины).

В [9, 3] также приведены математические модели для определения действительной деформации образца с учетом деформации ТД (эффект упрочнения образца). Однако в этих работах из геометрических размеров тензодатчика учитывалась только его толщина (в сравнении с [18]), а также не учтено влияние прослойки клея между образцом и ТД.

В [22] представлена математическая модель передачи деформации от образца к чувствительной сетке тензодатчика с применением теории сдвигового запаздывания, где учитываются полные геометрические размеры ТД и прослойки клея. Показано, что с увеличением толщины прослойки клея ухудшается передача деформации к тензодатчику. Выявлена область под чувствительной сеткой, которая значительно искажает деформацию образца (поперечные перемычки тензодатчика).

В целом, в рассмотренных работах приведены результаты трехмерного моделирования НДС образцов, позволяющие выявлять концентраторы напряжения, вызывающие формирование зоны деформации и накопление в ней дефектов. Процесс разрушения начинается с локализации пластической деформации вблизи структурных неоднородностей и концентраторов напряжения, вызывающей формирование зоны деформации, накопление в ней дефектов и образование трещин. Дефект зарождается в месте концентратора напряжения и развивается в направлении градиента. Также анализ рассмотренных работ выявил эффект упрочнения образца (ПМ, ТТЗ и их соединений) с малым модулем упругости, тензодатчиком и прослойкой клея на точность измерения деформации образца.

1.4. Анализ силовых преобразователей и средств контроля для ускоренных испытаний прочностных характеристик ТТЗ, ПМ и их соединений

1.4.1. Выбор и обоснование силового преобразователя для формирования нагрузки образца, имитирующего возвратно-поступательные движения жевательного процесса

Для автоматизации испытаний пломбировочных материалов необходим формирователь нагрузки, имитирующий возвратно-поступательные движения жевательного процесса [106]. Акустические шумы, создаваемые таким формирователем, снижают точность определения момента отрыва пломбы от зуба при использовании измерительных устройств на основе метода акустической эмиссии [102]. Поэтому актуальным является выбор такого варианта построения формирователя, который сводит акустические шумы к минимуму.

Существуют формирователи – механические преобразователи вращательных движений в возвратно-поступательные, которые могут быть использованы для создания имитатора жевательных движений. Преимуществом кулачковых механизмов является возможность получения любого заданного закона движения выходного звена, в том числе, с периодическими остановками. Недостаток – высокая чувствительность к точности изготовления профиля кулачка. Кроме того, простая регулировка величины силового воздействия возможна лишь при реверсе движения, а это замедляет процесс испытаний. Изменение же закона воздействия требует замены кулачка.

Следующий вариант механических преобразователей – кривошипно-шатунные механизмы, включая различные варианты системы «колесо-рейка». Их достоинство – отсутствие «ударов», свойственных кулачкам. Недостаток – закон изменения силового воздействия ограничен. При этом оба варианта лишены возможности оперативной коррекции закона поступательного движения в процессе испытаний, которым обладает механизм передачи «винт-гайка». Достоинство такой передачи – простая регулировка величины силового

воздействия, особенно, при наличии обратной связи. Компактность конструкции, возможность передачи больших усилий, обеспечение условий самоторможения – выгодно отличают преобразователь «винт-гайка». Однако необходимость реверса и относительно низкие скоростные качества непомерно замедляют процесс испытаний пломбировочных материалов, что является серьёзным недостатком данной передачи.

Электромеханические преобразователи непосредственно преобразуют электрическое воздействие в поступательное перемещение. Самый распространенный из них – соленоид. Однако отсутствие возможности изменения закона силового воздействия, ударный характер таких воздействий – лишают испытания гибкости и адекватности. Для зуба с пломбой наиболее частым видом деформации является сжатие, для создания которого подходят силовые установки на основе гидравлического принципа. Однако они обладают большими габаритами, имеют двигатель для создания давления, создающий акустический шум, который снижает точность определения момента отрыва пломбы от зуба методом акустической эмиссии [102].

Пьезоэлектрический и электродинамический преобразователи позволяют получать любой закон воздействия, с регулировкой его цикличности и силы, а также обладают хорошими скоростными качествами. Кроме того, минимум подвижных частей с механическим трением значительно уменьшает уровень акустических шумов, что в совокупности дает им существенные преимущества перед другими устройствами. Электродинамический преобразователь в данном применении не имеет ограничений – силовых, скоростных и технологических. Однако наличие значительных акустических шумов ограничивает области его применения.

Возможность формирования закона силового воздействия в ЭВМ в цифровом виде с последующим преобразованием с помощью ЦАП в напряжение или ток для пьезоэлектрического преобразователя является его несомненным достоинством и позволяет достаточно просто создать силовой блок с высокими метрологическими характеристиками, имитирующий возвратно-поступательные движения жевательного процесса. Введение

обратной связи по создаваемому усилию позволит оперативно корректировать закон воздействия. Применение пьезоэлектрического преобразователя даст возможность значительно снизить уровень акустических шумов и применить для регистрации момента отрыва пломбы от зуба метод акустической эмиссии на основе пьезоэлектрического элемента [107].

Из рассмотренных силовых преобразователей для создания силового воздействия на образец использование ПП (например, многослойных пьезоэлектрических преобразователей компании «Элпа» [100]) является оптимальным, так как ПП имеет большое развиваемое усилие (до 3500 Н/см²), небольшие габариты (6×6×40 мм³), низкое энергопотребление в статическом режиме на уровне токов утечки (~100 мкА), а также высокие скоростные показатели (максимальная частота 100 Гц; время отработки управляющего сигнала 40 мкс). К недостаткам ПП следует отнести небольшие перемещения (в частности, для многослойных ПП ~48 мкм), а также высокое регулируемое напряжение их питания (до 150 В для удлинения ПП в диапазоне от 0 до 48 мкм).

1.5. Обзор средств контроля напряженно-деформируемого состояния соединений твердых тканей зубов и пломбировочных материалов

Средства контроля НДС позволяют определять напряжения и деформации в наружных слоях образца с помощью датчиков деформации и регистрирующей аппаратуры. Эти датчики фиксируют деформации и смещения в диапазоне 0,01-10 мкм, возникающие в твердых телах (конструкциях, машинах, образцах) под действием внешних факторов: силы, давления, температуры и т.д. Различают упругую, пластическую и разрушающую деформации.

По принципу действия датчики деформации можно классифицировать следующим образом [14, 43].

1. Резистивные – основанные на изменении активного сопротивления проволоки или специально нанесенной фольги при деформации (могут быть термокомпенсированными).

2. Пьезорезонансные – базирующиеся на прямом и обратном пьезоэффекте, при этом частота колебаний изменяется при деформации. Требуют сложной электроники для получения информации, лучше всего подходят для измерения давления.

3. Пьезоэлектрические – использующие прямой пьезоэффект и пригодные только для динамического режима (при колебаниях).

4. Магнитные – основанные на изменении индуктивности сердечника катушки при деформации.

5. Емкостные – базирующиеся на изменении емкости конденсатора, при этом расстояние между обкладками меняется от деформации.

6. Волоконно-оптические – основанные на изменении фазовой задержки между лучами, отражающимися от двух разнесенных плоскостей интерферометра Фабри-Перро, расстояние между которыми изменяется от деформации. Обладают высокой точностью, нечувствительностью к ЭМ-излучению, долговечностью, разнообразием геометрических конфигураций. Также отличаются технической сложностью электронно-оптических компонентов, относительно высокой ценой.

7. Механические – использующие систему рычагов для лучшего отображения деформации образца на шкале. Отличаются сложностью изготовления малогабаритных конструкций, невозможностью регистрировать данные без дополнительных средств, и необходимостью прижимать тензомер к образцу.

Из всех рассмотренных датчиков самые распространенные – резистивные тензодатчики (ТД). Они подразделяются на два типа: металлические (проволочные, фольговые и пленочные) и полупроводниковые. ТД представляет собой резистор, сопротивление которого изменяется при деформации. Его приклеивают к поверхности исследуемого образца, чтобы ТД деформировался вместе с ним. Используются одиночные ТД или блоки ТД, соединенные по схеме моста или полумоста. Тензометрические измерения производятся при помощи тензостанций или модулей АЦП с предварительным усилителем.

На точность измерений в тензометрии влияет способ крепления ТД на образце. В настоящее время широкое распространение получила наклейка датчиков, для которой применяются специальные безусадочные клеи (циакрин и др.) Тензодатчики могут быть изготовлены в виде тонких пленок размером от 2 мм, что позволяет использовать их при изучении ТТЗ и ПМ.

1.6. Анализ методов контроля и обнаружения дефектов соединений твердых тканей зуба и пломбировочных материалов

Изучение ТТЗ, ПМ и их соединений включает в себя исследования как поверхности образца, так и его структуры внутри объема. К методам исследования поверхности относятся:

- атомно-силовая микроскопия (АСМ);
- оптическая микроскопия;
- электронная микроскопия;
- акустические методы.

К методам исследования внутренней структуры образцов можно отнести:

- световые методы;
- электрические методы;
- рентгенография;
- акустические методы.

Рассмотрим основные существующие методы исследования образцов более подробно.

Атомно-силовая микроскопия (АСМ) основана на использовании атомных сил притяжения-отталкивания. Для исследования образцов возможно применение следующих методов АСМ [105]:

- контактный метод рассогласования;
- метод постоянной высоты;
- метод латеральных сил;
- полуконтактные методы;
- метод отображения фазы.

В работе [81] приведен способ повышения однородности мелкозернистых и наногибридных композитных ПМ с помощью интенсивных ультразвуковых (УЗ) колебаний. Для получения информации о структуре ПМ применялась АСМ. Результаты исследования показали, что при длительном хранении ПМ в нем образуются агломераты из наночастиц, а после УЗ-воздействия – однородность структуры ПМ сохраняется в течение двух месяцев при хранении в холодильнике.

В [46] применяли АСМ для изучения распределения наполнителя в ПМ. Поверхность образцов подготавливали в несколько этапов. Образцы изучали как по высоте, так и по фазе в полуконтактном режиме. Это позволило сформировать более полную картину распределения частиц наполнителя в ПМ.

Электронная микроскопия. Сканирующая электронная микроскопия имеет ряд преимуществ по сравнению с традиционной световой микроскопией [64], важнейшими из которых являются следующие.

1. Высокая разрешающая способность (увеличение может варьироваться в пределах от 10х до 300000х).

2. Значительная глубина резкости, которая позволяет наблюдать объемное изображение структуры образца и объективно оценивать пространственную конфигурацию ее элементов [54].

Исследование ПМ, ТТЗ и их соединений с помощью электронного микроскопа возможно только после полного высушивания ТТЗ от электролита и другой жидкости. В свою очередь биоткани организма человека содержат или находятся в растворах электролитов (в том числе, в пульпе и дентинных канальцах зуба). Общая концентрация растворов электролитов эквивалентна 0,9% раствора хлорида натрия [40]. Подготовка образца и поиск дефектов в нем могут существенно увеличить время исследования ПМ с ТТЗ на зубах *in vitro*, а также данный метод невозможно использовать во время проведения испытаний образцов на прочность (в динамическом режиме).

Акустические методы. Согласно ГОСТ 23829-79 акустические методы подразделяют на [66, 25]:

– активные – использующие излучение и прием акустический колебаний;

– пассивные – основанные только на приеме колебаний.

К активным методам относят следующие.

1. Теневой метод. Основан на ослаблении проходящих ультразвуковых волн, создающих «тень» при наличии внутри образца дефекта. Однако не представляется возможным определить глубину дефекта.

2. Эхо-метод. Генератор вырабатывает кратковременные импульсы, поступающие на излучатель (преобразователь), отраженный сигнал возвращается обратно к преобразователю, далее сигнал с преобразователя усиливается и оцифровывается. Имеется возможность определить глубину дефекта.

3. Метод свободных колебаний. В части контролируемого образца генерируют УЗ-колебания с помощью ударов молоточка вибратора и анализируют спектр возбуждаемых частот. В дефектных изделиях, как правило, спектр смещается в высокочастотную сторону.

К пассивным можно отнести следующие методы.

1. Вибрационно-диагностический метод. С помощью приемников (контактного типа) анализируются параметры вибрации какой-либо детали, находящейся в рабочем режиме.

2. Шумо-диагностический метод. Изучают спектр шумов и по изменению в спектре судят о качестве составляющих элементов.

3. Метод акустической эмиссии (АЭ) основан на регистрации упругих волн в процессе перестройки внутренней структуры твердых тел. АЭ появляется как при пластической деформации, так и при возникновении и развитии дефектов (например, при образовании трещин). Физическим механизмом АЭ является движение в веществе дислокаций и их скоплений. При образовании трещин возникают последовательности импульсов (дискретная АЭ). Основными параметрами сигналов АЭ являются:

- общее число импульсов за промежуток времени;
- число превышений сигналом АЭ установленного уровня;
- интенсивность АЭ (число превышений сигналом АЭ установленного уровня за единицу времени);
- амплитуда АЭ в течение заданного промежутка времени.

В работе [130] исследованы акустические свойства стеклополиалкенадного цемента, и на их основе рассчитаны модули упругости этого материала, выявлена тесная корреляционная зависимость акустических свойств материала и его прочности при сжатии. Разработан акусто-микроскопический комплексный метод, позволяющий неразрушающим (не инвазивным) способом оценить состояние области контакта ТТЗ и реставрационного материала.

В [45] проведен анализ структуры ТТЗ с помощью акустического микроскопа *ELSAM*. Анализ показал, что брекет-системы оказывают влияние на ТТЗ: появление трещин, низкая минерализация эмали и т.д. Это позволило осуществить своевременные профилактические методы.

Из всех приведенных акустических методов метод АЭ является относительно простым в применении и не имеет генератора сигналов (в отличие от других активных методов, которые для своего осуществления требуют высококачественный генератор импульсов и полную обработку отраженного сигнала).

Рентгенография. Этот способ позволяет определить физическое состояние ТТЗ (скрытые кариозные полости на контактных поверхностях зубов, под искусственной коронкой). Рентгеновские лучи обладают следующими свойствами [139].

1. Высокая проникающая способность (возможность проникать сквозь твердые и непрозрачные тела).

2. Способность лучей вызывать свечение флюоресцирующих веществ, используемое при проведении просвечивания за экраном рентгенодиагностического аппарата.

3. Фотохимическое действие, благодаря которому на рентгеновской фотопленке получается изображение.

4. Поглощение в ТТЗ, которое зависит от удельного веса и объема тканей. Чем плотнее и объемнее ткань, тем выше поглощение лучей (например, удельный вес мягких тканей равен 1, а кости – 1,9; поэтому в костях будет

наибольшее поглощение).

5. Отрицательное действие рентгена на организм при облучении. Для снижения негативного риска, организм не должен подвергаться длительному облучению.

Недостаток рентгенографии: сложность и ограниченность применения, высокая стоимость аппарата, требование выполнения радиационной безопасности.

Световые методы.

Люминесцентное исследование – метод, основанный на применении ультрафиолетовых лучей. Исследуется отраженный от поверхности зуба свет. Неповрежденная эмаль светится бело-голубоватым светом, а при наличии кариозного процесса отмечается сниженное свечение на фоне здоровой эмали [26, 99]. Данный метод используют для определения краевого прилегания пломб и распознавания начального кариеса. К недостаткам метода можно отнести следующие: требуется затемненное помещение; обследуется только внешняя поверхность зуба; диагноз ставится на основе субъективного визуального наблюдения.

Метод лазерной флуоресцентной диагностики осуществляется следующим образом. Под воздействием лазерного луча малой мощности (до 50 мВт) от источника красного излучения (633 нм) на поверхности зуба формируется флуоресценция в широком спектральном диапазоне (600-1000 нм), которая улавливается фотодетектором. Полученные данные обрабатываются специальным программным обеспечением на компьютере и отображаются в виде спектра или же в самом приборе, который отображает цифровые значения и издаёт звуковые сигналы. Кариозный процесс вызывает изменение оптических свойств ТТЗ, которые при этом флуоресцируют световыми волнами другой длины. Метод позволяет выявить изменения структуры эмали и применяется для диагностики начальных форм заболевания, а также для оценки эффективности ремтерапии.

Метод количественной световой флуоресценции – метод, основанный на возникновении флуоресценции тканей зуба под действием голубого света (370 нм)

от газоразрядной лампы. Данный метод несколько отличается от предыдущего. Здоровый зуб флюоресцирует обычным светом, а патологическая микрофлора аутофлюоресцирует в красном диапазоне. Используемый свет проникает сквозь эмаль, но не просвечивает зуб насквозь. Благодаря призмённому строению эмали, свет распространяется по ней как по оптическому волокну. Устройство включает в себя цифровую фотокамеру и специализированную оптику, с помощью которых просматриваются скрытые полости. Далее цифровое изображение передается на компьютер и обрабатывается [93].

Метод трансиллюминации основан на том, что ткани зуба обладают различным светопоглощением на просвет. По наблюдаемому тенеобразованию при прохождении яркого потока света от лампы оценивается состояние тканей зуба. Исследование проводят в тёмном помещении. Свет равномерно проходит через твёрдые ткани. Поражения выделяются областями, принимающими вид от нечеткой тёмной тени до четких коричневых полусфер. Этим методом обнаруживаются признаки поражения кариесом, в том числе, «скрытые» кариозные полости. Трансиллюминацию можно применять для диагностики пульпита, кариеса, выявления трещины эмали и отложения поддеснового зубного камня, а также для контроля качества подготовки полостей к пломбированию [122].

Электрические методы.

Электропроводность дентина больше электропроводности интактной (здоровой) эмали примерно в 20 раз [35]. При этом электропроводность зависит от структурных особенностей эмали. Во влажном состоянии менее пористая (более зрелая) эмаль является менее электропроводной, и наоборот. Электропроводность увеличивается при начальном кариесе. Для исследования структуры ТТЗ *in vitro* не существует явного электрического метода, но существуют способы диагностики ТТЗ *in vivo*:

- электроодонтодиагностика;
- электрометрический метод.

Электроодонтодиагностика (ЭОД) – метод исследования электровозбудимости, при котором определяется порог болевой

чувствительности пульпы, что отражает её жизнеспособность [109]. Применение электрического тока основано на факте, что живая ткань приходит в состояние возбуждения под влиянием раздражителя. При постепенном увеличении силы тока определяется такое минимальное значение, при котором возникают легкие покалывания. Здоровые зубы реагируют на малые токи. По мере прогрессирования и углубления кариозной полости, в пульпе происходят необратимые изменения, приводящие к снижению чувствительности нервных рецепторов. Снижение электровозбудимости свидетельствует о наличии воспалительного процесса [129]. Основным недостатком метода является значительное ограничение его применения из-за негативного влияния электрического тока на здоровье некоторых групп пациентов. Так, проведение исследования с помощью ЭОД полностью исключено, когда: у пациента установлен кардиостимулятор; гипертоническая болезнь; имеются расстройства психики; пациенту меньше 5 лет.

Электрометрический метод основан на измерении тока (от единиц до сотни мкА), проходящего через границу зуб – ПМ. Известны устройства, работающие на постоянном напряжении [86, 87] и переменном токе [104, 12]. При наличии дефекта (нарушение краевого прилегания, трещины или кариозного процесса) увеличивается сила тока. Это связано с тем, что у эмали и дентина при возникновении кариозного процесса изменяется электрическое сопротивление ТТЗ. Увеличение электропроводности ТТЗ обусловлено наличием кислотообразующих бактерий [57, 88], а кислота приводит к разрушению эмали [134] и возрастанию концентрации ионов. Данный метод имеет хорошую повторяемость результата за счет смачивания ТТЗ электролитом одинакового объема. Однако следует учитывать, что результаты исследования зависят от расположения кариозной полости, качества подготовки исследуемой поверхности на зубе, и «нормы сопротивления» зубов к кариесу у конкретного пациента.

В работе [60] описана возможность использования электрометрического метода наряду с рентгеновскими методами, на удаленных зубах. В частности, в качестве объекта исследования использовали шлифы зубов. Также для

сравнения методов использовали оптический микроскоп совместно с электрометрическим методом для построения «карты» сопротивлений в различных точках ТТЗ.

В работе [59] объединили электрометрический способ со сканированием. Разрешающая способность устройства перемещения составляет 0,1 мм. Для регистрации результатов измерений использовалась информационно-измерительная система «Дентометр», которая отображает, запоминает и отправляет данные на ПЭВМ.

В работе [12] показано на зубах *in vitro*, что их активное сопротивление уменьшается с ростом температуры. Также показано, что при наличии дефекта сопротивление ТТЗ уменьшается. Измерения импеданса ТТЗ осуществлялось на переменном синусоидальном токе в диапазоне частот от 10 Гц до 100 кГц. Недостатком является отсутствие методики расчета сопротивления ТТЗ.

В работе [104] применяется переключатель полярности электродов для исключения их поляризации. Частота переключения 100 Гц. В качестве измерительного способа используется мостовая схема с набором сопротивлений. Используется ряд сопротивлений $2R_0; 1,5R_0; \dots (1+1/m)R_0$, а второй ряд – это двоично-взвешенные сопротивления. Недостатком работы является применение двух рядов сопротивлений с номиналами по строго заданному закону. Это может вносить погрешности, так как все сопротивления имеют разброс. В схеме отсутствует ограничение выходного тока. Это может вызвать болезненные ощущения у пациента.

Главными достоинствами электрометрического метода является то, что метод позволяет проводить диагностирование, не разрушая зуб. Метод позволяет с минимальными временными затратами проводить объективную экспресс-диагностику стадии кариозного процесса (интактная эмаль, начальный кариес, средний и т.д.), оценку эффективности проведенной реставрации зуба, прогнозирование изменений. Методика для диагностики ТТЗ [86] применима к зубам *in vitro*, но требует модификации. Для определения факторов, которые влияют на электропроводность ТТЗ (в том числе кариозный процесс) и путь прохождения электрического тока через ТТЗ необходимо рассмотреть стадии

развития кариозного процесса с точки зрения ионов проводимости.

Изучению кариозного процесса посвящено множество работ [108, 10, 13, 6, 5, 17]. В работе [10] описывается влияние слюны на кариозный процесс. Наличие в ней фосфатов, белков и амилазы способствуют защите ТТЗ от кариеса. В работе [6] применяли оптическую когерентную томографию, которая показала большой потенциал для раннего выявления кариеса у пациентов. В работе [5] показано, что наличие бактерий *Streptococcus mutans* способствует риску возникновения кариеса у детей. В работе [17] изучались де- и реминерализация эмали методом количественной светоиндуцированной флуоресценции и показано, что концентрация фторидов оказывает более сильное влияние на реминерализацию, чем рН. Определение у пациентов ранних стадий кариозного процесса позволяет его приостановить, а также в некоторых случаях добиться реминерализации эмали [108, 13].

Существуют следующие стадии кариозного процесса [86]: интактная эмаль, предкариозное состояние, начальный, поверхностный, средний и глубокий кариес. Как было указано выше, ток через ТТЗ образуется ионами. Для каждой из шести стадий кариозного процесса ток через ТТЗ формируется следующими ионами:

1. Интактная эмаль: низкие концентрации электропроводных ионов кальция, ионов водорода, низкая электропроводность.

2. Предкариозное состояние: небольшое возрастание ионов кальция и ионов водорода на поверхности зуба, некоторое возрастание электропроводности по сравнению с предыдущим состоянием.

3. Начальный кариес: появляются участки, именуемые меловыми или кариозными пятнами, концентрация ионов кальция и водородных ионов возрастает по сравнению с предыдущей стадией.

4. Поверхностный кариес: деминерализация и деструкция твердых тканей зуба с локализацией кариозного дефекта в границах эмали. Наблюдается повышение концентрации ионов кальция по сравнению с предыдущей стадией, что обусловлено развитием бактерий в месте поражения эмали.

5. Средний кариес: кариозное поражение зуба с локализацией полости в пределах эмали и среднего слоя дентина. Концентрация ионов кальция и ионов водорода выше, чем на предыдущей стадии, электропроводность возрастает.

6. Глубокий кариес: представляет собой обширное поражение дентина, которое затрагивает не только эмаль зуба, но и глубокие слои ткани. Концентрация всех возможных ионов кальция, фосфатов, карбонатов, катионов кальция и магния, ионов водорода возрастают, наблюдаются высокие величины электропроводности.

Для измерения электропроводности ТТЗ осуществляется подключение к электролиту биоткани ТТЗ (несущему информацию о кариозном процессе): со стороны эмали, обычно используют активный электрод (АЭЛ) из нержавеющей стали и 10% раствор CaCl_2 ; а также, со стороны пульпы, пассивный электрод (ПЭЛ) из нержавеющей стали и электролит биоткани зуба (имитируемый 0,9% раствором NaCl). АЭЛ представляет собой не острую иглу шприца (срезанную под 90°), а ПЭЛ – загубник (или стоматологическое зеркало) и контактирует с мягкими тканями зуба (в том числе, с биотканью) пациента.

Таким образом, для оценки погрешности электрометрического метода необходимо знать сравнительные значения электропроводности биоткани ТТЗ, электролитов и электропроводности контактов АЭЛ и ПЭЛ с электролитами.

Оптический микроскоп.

Оптические микроскопы позволяют наблюдать и изучать поверхности различных объектов. Их преимуществом является простота использования и быстрое получение результата в виде изображений. Но оптический микроскоп не обеспечивает разрешающую способность менее полупериода волны опорного излучения (диапазон длин волн 200 – 700 нм), поэтому максимальное увеличение составляет ~2000 крат. При изучении структуры образцов в оптическом микроскопе необходимо соблюдать горизонтальность поверхности по отношению к объективу. Затруднительно изучать объекты с относительно высоким рельефом, так как глубина резкости небольшая и часть изображения будет размыта.

1.7. Обзор методов совмещения измерительных и телекоммуникационных систем

Интеграция двух современных информационных технологий, а именно, телекоммуникационных сетей и виртуальных приборов (совмещений ПЭВМ и плат первичного сбора данных) позволяет связывать в единую систему большое число различных измерительных и управляющих устройств, а также осуществлять автоматизированный сбор данных в единую базу данных (БД) о напряженно-деформированном состоянии ТТЗ, ПМ и их соединений для своевременного обмена информацией между исследователями и проведения научных исследований.

Для создания ТКС и ее совмещения с измерительной системой существуют информационно-коммуникационные технологии, обеспечивающие ресурсы, необходимые для сбора, обработки, хранения и распространения информации.

Телекоммуникационные системы. Информационно-коммуникационные технологии включают проводные и беспроводные технологии [115], на основе которых осуществляют обмен информацией (телефонная сеть общего пользования, специальная и правительственная связь, электронная почта, телетекст, телефакс), доступ к удаленным базам данных, интеграцию национальной сети связи с мировой (глобальная сеть), а также телекоммуникационное обеспечение задач мониторинга параметров и сред [65].

В настоящее время широко используется пакетная технология передачи данных *Ethernet*. Стандарты *Ethernet* определяют проводные соединения и электрические сигналы на физическом уровне (а также и беспроводные технологии), формат кадров и протоколы управления доступом к среде – на канальном уровне модели OSI [67].

В качестве основных базовых стандартов *Ethernet* применяются *10BASE-T*, *100BASE-TX* и *1000BASE-T*. Это проводные стандарты на основе витой пары. Базовой структурой для них является топология «звезда», где центральный узел – коммутатор (может быть сервер), а остальные – либо коммутаторы, либо ПЭВМ.

Преимущества проводных технологий передачи данных:

- постоянная высокая скорость канала;
- добавление новых ПЭВМ и расширение сети не приводит

значительному к снижению пропускной способности.

Недостатки проводных технологий:

- требуется проектирование сети с прокладкой кабеля (витая пара);
- возможно повреждение кабеля и, как следствие, снижение скорости

канала.

Беспроводные стандарты с использованием *Ethernet* являются *IEEE 802.11b/g/n/ac/a* (известная сеть *Wi-Fi*) [115].

Преимущества беспроводных технологий:

- минимальное время создания сети;
- мобильность в пределах радиуса действия беспроводной сети.

Недостатки:

– значительное снижение производительности при работе с несколькими ПЭВМ в сети;

- коллизии из-за конфликта с соседними точками доступа.

Измерительные системы. Задача измерительной системы заключается в измерении одной или нескольких физических величин, свойственных контролируемому объекту, и выработке измерительных сигналов для разных целей. ИИС является измерительной системой, предназначенной для целей представления измерительной информации в виде, необходимом потребителю [63].

Измерения можно осуществлять с помощью:

– автономных приборов без возможности передачи данных на другие устройства (например, мультиметром) [36];

– встраиваемых систем (в частности, с обработкой данных на сигнальном процессоре (СП) или микроконтроллере (МК) с целью автоматизации процессов) [118];

– виртуальных приборов (на базе ПЭВМ с применением специальной платы сбора данных) [41, 116, 47].

Преимущества автономных приборов:

- простота эксплуатации;
- мобильность прибора;

Недостатки:

- автоматизированный сбор данных на ПЭВМ не предусмотрен и требует применения встраиваемых систем или виртуальных приборов;
- отсутствие возможностей реализовать автоматизацию процессов (из-за отсутствия выходов управления объектами).

Преимущества встраиваемых систем:

- гибкость при разработке системы за счет программирования СП или МК;
- автономность автоматизации процессов (СП или МК осуществляет обработку измеренных данных и управляет внешними объектами без использования дополнительных ПЭВМ и серверов);
- наличие устройства вывода (дисплея) и ограниченное количество органов управления (кнопок).

Особенности:

- автоматизированный сбор данных на ПЭВМ возможен при дополнительной разработке ПО для МК и ПЭВМ.

Недостатки:

- система имеет специализированный характер и для каждой новой задачи требуется разработка новой схемы и ПО прибора;
- ограниченные ресурсы (память и быстродействие).

Преимущества виртуальных приборов:

- широкие возможности ПЭВМ для отображения и представления информации на экране;
- используются универсальные платы сбора данных для аналоговых и цифровых сигналов;
- возможность реализовать автоматизацию процессов без использования языка программирования (используются функциональные блоки и связи между ними, например, в среде *Labview*).

Особенности:

– автоматизированный сбор данных на ПЭВМ возможен при дополнительной разработке ПО.

Недостатки:

– высокая стоимость специализированных плат сбора данных.

Система сбора данных. На основе встраиваемых систем и виртуальных приборов можно реализовать систему сбора данных, хотя виртуальные приборы имеют относительно высокую стоимость программно-аппаратных средств. При этом в систему сбора данных также входит ПЭВМ со специализированным ПО [83].

Рассмотрим способы коммуникации между встраиваемой системой и ПЭВМ. Для обмена информацией между интегральными схемами (расположенными во встраиваемой системе и ПЭВМ) применяются интерфейсы, обладающие рядом специфических особенностей (рисунок 1.3) [44].

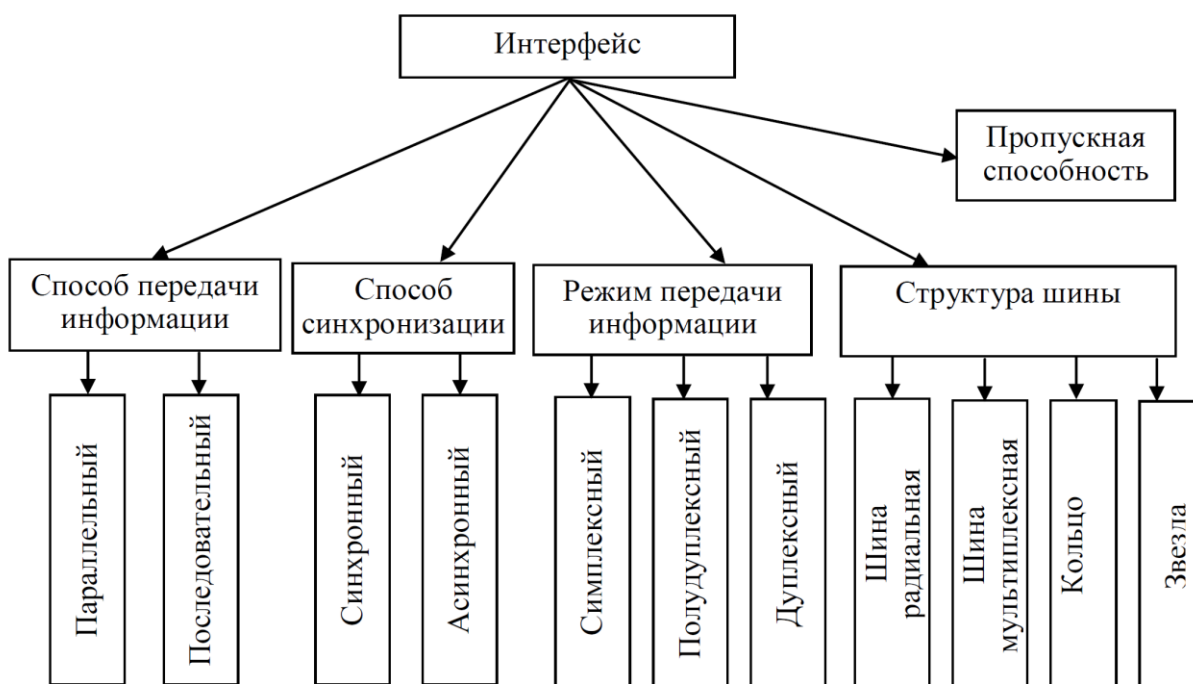


Рисунок 1.3 – Классификация интерфейсов

– *SPI* – последовательный периферийный интерфейс. Характеристики: дуплексный, синхронный, четырехпроводной (*MOSI*, *MISO*, *SCK* и *NSS*), принцип «ведущий-ведомый».

Особенности: применяется, в основном, для связи МК (или СП) с периферийными устройствами (ЦАП, АЦП и т.д.), при этом МК (или СП) выступает как «ведущий». Также осуществляет связь между двумя МК или СП.

– I^2C – интерфейс представляет собой реализацию двунаправленной полудуплексной мультиплексной шины с синхронной последовательной передачей данных и использует специальные состояния шины, реализующиеся через взаимное изменение состояния линий передачи данных и синхросигнала [44].

Шина I^2C принадлежит к наиболее типичному классу шин с так называемой «*Master*-организацией», которая подразумевает неравноправность обменивающихся информацией устройств: одно из устройств является ведущим на шине («*Master*»), а все остальные – ведомыми («*Slave*»).

Преимущества данной шины: шина использует всего два провода, на которые можно подключить до 128 устройств (в новых модификациях до 1024). Каждое ведомое устройство должно иметь уникальный адрес на шине.

Недостатки: шина является полудуплексной; для связи с ПЭВМ не используется, поскольку применение адресации к устройствам является лишним при взаимодействии только двух устройств (ПЭВМ и МК); в случае, если ведомому устройству нужно передать данные ведущему, используются внешние прерывания на ведущем устройстве, что усложняет процесс обмена.

- *RS-232* – один из наиболее давно известных и распространенных стандартов последовательной дуплексной асинхронной передачи данных. Чаще всего порт использовался для соединения с манипуляторами типа «мышь» и с модемами, хотя его применение специально никак не ограничивалось – в ряде случаев, например, с помощью него организовывался обмен информацией между двумя компьютерами.

В настоящее время интерфейс *RS-232* (или его вариации с отличными от специфицированных уровнями напряжения при сигнальном кодировании) применяется в промышленных сетях, контроллерах и компьютерах (в качестве интерфейса сервисных портов коммуникационного и в качестве внутрислотного интерфейса встраиваемых систем) [29, 44].

Стандарт *RS-232* работает с положительными и отрицательными напряжениями от 3 до 25 В. В стандарте *RS-232* также используется несколько управляющих сигналов (*RTS, CTS*) и сигналы синхронизации (*TC, RC*), которые были предназначены для работы со старыми устройствами (модемы и мыши). Основными сигналами являются *TXD* и *RXD*.

Преимущества *RS-232*: дуплексный режим работы; минимальное количество линий (две сигнальные линии); простота настройки. Необходимо отметить, что современные ПЭВМ до сих пор имеют интерфейс стандарта *RS-232*, что позволяет подключать различные контроллеры для настройки, передачи данных и т.д. МК и СП, как правило, оснащены интегрированным на кристалл периферийным модулем *UART* (универсальный асинхронный приемопередатчик). Таким образом, реализовать связь между МК и ПЭВМ вполне возможно.

Недостатки: относительно небольшие скорости по сравнению с *Ethernet* и *USB*; небольшая длина линии при стандартной скорости передачи данных (2-5 м на скорости 115 кбод), т.е. два устройства должны находиться рядом.

Остальные интерфейсы (*USB, SMBus* и т.д.) в работе не рассмотрены, так как имеют сложную программно-аппаратную реализацию. Это затрудняет процесс разработки ПО встраиваемых систем на МК и СП без использования операционных систем.

В целом, можно сделать вывод, для реализации ТКС наиболее целесообразно использовать сеть на базе стандарта *Ethernet* по проводным линиям для взаимодействия нескольких ПЭВМ между собой (например, ПЭВМ и сервер). Для измерения рекомендуется использовать встраиваемые системы (в частности, с обработкой данных на СП и МК с целью автоматизации процессов). Связь между измерительной системой (встраиваемой системой) и ТКС (ПЭВМ с сетью) рекомендуется осуществлять через стандарт *RS-232*. В этом случае разрабатываемое ПО для МК (СП) и ПЭВМ будет носить специализированный характер, так как необходимо оговаривать скорость и формат передачи данных под конкретную задачу.

1.8. Выводы по главе 1

1. В настоящее время основными направлениями разработки и модернизации композитных пломбировочных материалов нового поколения является оптимизация их физико-механических, химических и оптических свойств.

2. Для обеспечения надежного и долговечного соединения зуб-пломба требуется не только дефектоскопия, констатирующая наличие дефекта, но и оценка локальных внутренних напряжений, что обуславливает необходимость изучения соотношения физико-механических свойств пломбировочного материала и твердых тканей зуба. Однако, прочностные характеристики ПМ остаются малоизученными и неоднозначными.

3. Поскольку существующие методики измерений прочностных характеристик ПМ недостаточны для выявления скрытых дефектов образцов (соединений ТТЗ и ПМ), либо требуют длительного времени их контроля и испытаний, то необходима разработка принципиально новых методик и средств контроля их качества.

На основе сравнительного анализа литературных источников в области исследований ПМ и их соединений с ТТЗ были поставлены следующие задачи.

1. Разработать методику и реализующую её автоматизированную ИИС для ускоренного изучения прочностных характеристик образцов (соединений композитных ПМ и ТТЗ), основанную на контроле и диагностике этих образцов с приложением циклической повышенной силовой нагрузки.

2. Создать программно-аппаратное обеспечение ИИС и математическую модель ее работы, позволяющие оптимизировать параметры ИИС с учетом особенностей работы силового блока.

3. Разработать комплексную методику, сочетающую теоретические исследования напряженно-деформированного состояния образца и экспериментальное изучение прочности соединения ТТЗ и ПМ с автоматической передачей в ТКС полученных данных для их дальнейшей обработки.

Глава 2. Информационно-измерительная система для изучения прочностных характеристик ПМ и их соединений с ТТЗ

Во второй главе рассмотрены структурная схема и особенности работы блоков двухуровневой ИИС для проведения ускоренных комплексных исследований ПХ ПМ. Дан анализ работы силового пьезоэлектрического преобразователя. Выполнены выбор и обоснование электромеханической модели силового блока. Проведен частотный анализ электромеханической модели СБ. Приведена математическая модель уточненной податливости образца, учитывающая влияние податливостей клея и тензодатчика на результат измерения деформации образца.

2.1. Структурная схема и особенности работы блоков двухуровневой ИИС для проведения ускоренных комплексных исследований ПХ ПМ

Согласно поставленным в диссертации задач и проведенного обзора методов и средств изучения ПМ, ТТЗ и их соединений – необходимо разработать автоматизированную ИИС для ускоренного изучения ПХ образцов, основанную на контроле и диагностике этих образцов с применением циклической силовой нагрузки. Для решения этой задачи ИИС должна иметь два уровня.

Первый уровень предназначен для ускоренного проведения испытаний образцов и представляет собой силовой блок с имитацией жевательного процесса (и его остановки по сигналу ПАЭ, согласно алгоритма СП) и встроенным измерителем ПХ с помощью трех тензодатчиков (ТД приложенной силы, ТД продольной и ТД поперечной деформации).

Второй уровень служит для обнаружения и контроля дефектов в образцах, и представляет собой автономный блок высокоточного электрометрического и оптического контроля на основе электрометрического устройства для измерения электропроводности ТТЗ, а также цифрового

оптического микроскопа. Второй уровень не может быть выполнен встроенным в первый уровень ИИС, так как во время испытаний образец находится внутри СБ и физически недоступен для электрометрического и оптического контроля.

На рисунке 2.1 приведена структурная схема двухуровневой ИИС (защищенная патентом РФ).

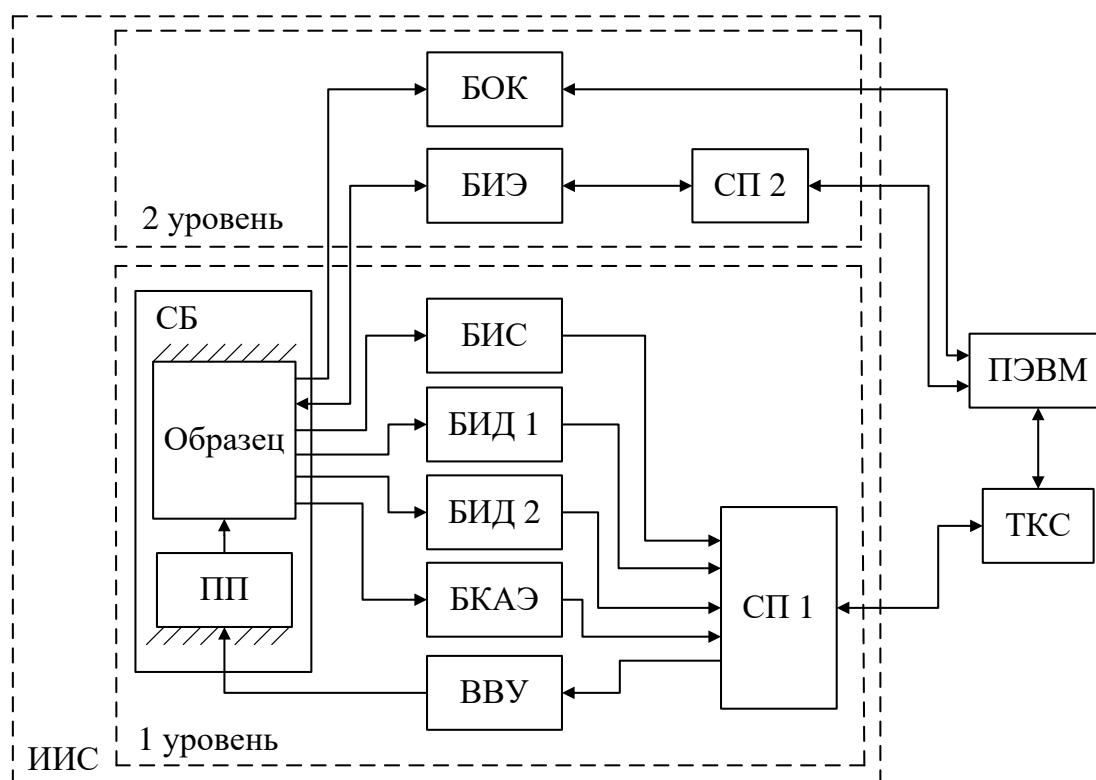


Рисунок 2.1 – Структурная схема двухуровневой ИИС

Предложенная ИИС (первый уровень) включает в себя силовой блок (СБ), в который входят силовой пьезоэлектрический преобразователь (ПП) и образец. СБ выполнен из жесткого материала, обеспечивающего передачу силы (давления) от ПП к образцу. Для работы ПП необходим высоковольтный усилитель (ВВУ). Для тензометрического контроля применяются блоки измерения продольной и поперечной деформаций (БИД 1 и БИД 2, соответственно), блок измерения силы (БИС). Для проведения испытаний и их остановки по моменту появления дефекта в образце используются как блоки БИД и БИС, так и блок контроля акустической эмиссии (БКАЭ). Сигнальный процессор 1 (СП 1) обеспечивает автоматизированную работу первого уровня ИИС.

Электрометрический контроль (второй уровень ИИС) осуществляется с помощью автономного блока измерения электропроводности (БИЭ) ТТЗ и сигнального процессора 2 (СП 2). СП необходим для обработки и предварительного сбора клинических данных, а также для управления БИЭ. Следует отметить, что электрометрический способ можно применять как для исследуемых образцов (зуб *in vitro*, ПМ), так и в клинических условиях (зуб *in vivo*).

К второму уровню ИИС также относится блок оптического контроля (БОК) с использованием цифрового оптического микроскопа для определения качества краевого прилегания ПМ к ТТЗ. Достоинствами БОК являются бесконтактность и быстрое получение результата (изображения) с применением цифровой камеры.

Первый уровень ИИС подключается к ПЭВМ для сбора и хранения измеренных данных в БД через ТКС, а второй уровень – непосредственно к ПЭВМ. Это позволяет масштабировать ИИС: использовать несколько блоков первого уровня на одну ПЭВМ.

Преимуществом разработанной ИИС является адекватность циклических цифровых нагрузок имитируемому жевательному процессу, что обеспечивается применением в качестве формирователя нагрузки ПП, позволяющего получать любой закон воздействия на образец (например, синусоидальный, пилообразный, трапецеидальный и др.) [16, 69]. Применение ПП накладывает ограничения на конструкцию СБ из-за возможных зазоров и люфтов, а также низкого максимального удлинения (для используемого в ИИС многослойного МПП 6×6×40 максимальное удлинение составляет ~48мкм в диапазоне приложенных напряжений 0-150В при максимальном развиваемом усилии ~120кг).

ИИС для испытаний ПХ образцов работает следующим образом. Образец и ПП сближаются до полного контакта. ПП создает силу, сжимающую образец (воздействие на сжатие – самый распространенный вид силы при жевательном процессе, при этом знак механического напряжения в образце – отрицательный). Величина и закон этой силы формируются программой испытаний МК и измеряются тензодатчиком нагрузки БИС.

Для измерений деформаций образца на зуб по вертикальной и

горизонтальной оси наклеиваются два ТД, каждый из которых включен в плечо соответствующего измерительного моста БИД 1 и БИД 2.

По полученной информации с БИС, БИД 1 и БИД 2 вычисляются упругие характеристики образца, как в статическом, так и в динамическом режимах. В частности, модуль упругости Юнга E и коэффициент Пуассона μ находятся по формулам:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon_{\text{прод}}} = \frac{\Delta P \cdot l}{S \cdot \Delta l_{\text{прод}}}; \quad \mu = \frac{\varepsilon_{\text{попр}}}{\varepsilon_{\text{прод}}} = \frac{\Delta l_{\text{попр}}}{\Delta l_{\text{прод}}}, \quad (2.1)$$

где σ – напряжение, соответствующее приращению силы ΔP при нагружении; S – площадь поперечного сечения рабочей части образца; $\varepsilon_{\text{прод}}$ и $\varepsilon_{\text{попр}}$ – соответственно, относительные продольная и поперечная деформации; $\Delta l_{\text{прод}}$ и $\Delta l_{\text{попр}}$ – соответственно, абсолютные продольная и поперечная деформации; l – длина базы продольного ТД.

Разработанная ИИС является двухуровневой, и составляющие ее блоки можно использовать по отдельности. Первый уровень ИИС служит для проведения испытаний образцов, второй – для контроля дефектов в образцах. При этом снижаются требования к ИИС в целом: на несколько блоков первого уровня можно использовать по одному блоку второго уровня.

2.2. Анализ работы силового пьезоэлектрического преобразователя

Разрушение образцов (соединений ТТЗ-ПМ) в процессе эксплуатации может происходить в динамике под действием кратковременных, длительных и многократных прилагаемых нагрузок. Под действием динамической нагрузки происходит деформация, ослабляющая прочность образца и приводящая к возникновению трещин ползучести. Основной причиной их образования является усталостное разрушение. Зуб и пломба работают в упругой области, а напряжения в месте соединения зуб-пломба находятся за пределом текучести, вследствие чего происходит рост трещин. Они возникают в виде единичных трещин различной глубины и длины, которые во время жевательного процесса

могут слиться в одну, образуя локальное отслоение пломбы.

Силовое воздействие на образец в автоматизированной ИИС для ускоренного изучения прочностных характеристик образца осуществляется силовым ПП [145]. Применение ПП позволило уменьшить размеры СБ, снизить уровень акустических шумов (по сравнению с испытательными машинами) и использовать для контроля и остановки испытаний метод акустической эмиссии (п.1.4 главы 1).

В связи с тем, что прочностные испытания требуют больших временных затрат, то на значения деформаций объекта и приложенной силы могут повлиять статические и динамические микрозоры и необратимые микродеформации (дефекты), которые могут появиться во время длительных испытаний образца при циклически изменяющейся нагрузке. Также необходимо отметить, что ПП имеют достаточно низкое максимальное удлинение ~ 48 мкм (таблица 2.1 [144, 100]), что накладывает существенные ограничения на конструкцию СБ.

Таблица 2.1. Характеристики многослойного пьезоэлектрического преобразователя 6x6x40

<i>Параметр</i>	<i>Значение</i>
Максимальное удлинение, $\Delta L_{\text{макс}}$, мкм	48
Предельное допустимое напряжение, В	150
Максимальная частота, Гц	1000
Материал	ЦТС-46
Зависимость удлинения от приложенного напряжения	Линейная
Блокирующее усилие, $F_{\text{блок}}$, Н	Более 1500
Статическая емкость, мкФ	7,5
Масса, г	10,82
Тангенс угла диэлектрических потерь	0,03

Согласно [106, 77] в замкнутой упругой системе ПП работает как источник силы $p(t)$, значение которой зависит от жесткости СБ (конструкции), образца и ПП:

$$p(t) = \Delta F_{\text{ПА}} + p_{\text{нач.}} = k(t) \cdot K_E \cdot \left[1 - \frac{K_E}{K_E + K_L} \right] + p_{\text{нач.}}, \quad (2.2)$$

где K_E – жесткость ПП; K_L – общая жесткость образца и СБ; $p_{нач}$ – начальная внешняя сила; $\Delta F_{ПА}$ – сила, генерируемая ПП; $k(t)$ – функция холостого перемещения ПП, зависящая приложенного внешнего напряжения.

Начальная внешняя сила $p_{нач}$ необходима для устранения люфтов в СБ, а также для улучшения динамики ПП [112]. Жесткость ПП K_E определяется по следующей формуле:

$$K_E = \frac{1}{C_P} = \frac{B \cdot F_{блок}}{A \cdot \Delta L_{макс}}, \quad (2.3)$$

где $F_{блок}$ – блокирующее усилие ПП; $\Delta L_{макс}$ – максимальное удлинение одного ПП; A, B – коэффициенты; C_P – податливость ПП.

Учитывая, что податливость C – величина, обратная жесткости, формулу (2.2) можно записать в следующем виде [146]:

$$p(t) = A \cdot k(t) \cdot \frac{B \cdot F_{блок}}{B \cdot F_{блок} \cdot C_L + A \cdot \Delta L_{макс}} + p_{нач}, \quad (2.4)$$

где C_L – общая податливость образца и СБ.

Коэффициенты A и B зависят от количества ПП и их взаимного расположения: последовательного или параллельного (таблица 2.2). Параллельное расположение увеличивает блокирующее усилие в B раз, а последовательное – максимальное удлинение в A раз при условии, что ПП изготовлены из одного материала и имеют одинаковые характеристики (блокирующее усилие $F_{блок}$ и максимальное удлинение $\Delta L_{макс}$).

Таблица 2.2. Выбор коэффициентов для разного расположения ПП

Коэфф.	Один ПП	Два ПП послед.	Два ПП паралл.	Четыре ПП послед.-паралл.
A	1	2	1	2
B	1	1	2	2

Увеличение количества ПП позволяет улучшить характеристики СБ. Для оценки влияния расположения дополнительных ПП воспользуемся методикой, предложенной Паничем А.Е. [112]. Для этого в координатах $\Delta F, \Delta L$ (удлинение

от силы) проводятся прямые, соединяющие значения максимального удлинения $\Delta L_{\text{макс}}$ и максимального блокирующего усилия $F_{\text{блок}}$ (рисунок 2.2).

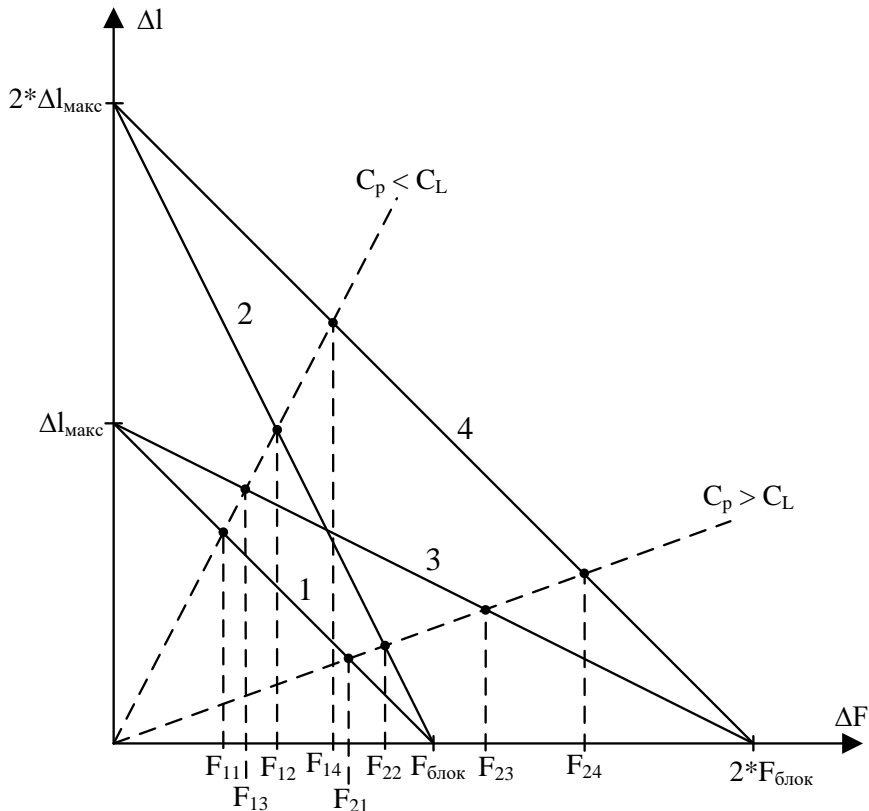


Рисунок 2.2 – График соотношения хода и генерируемой силы ПП для разных расположений ПП (1 – один ПП, 2 – два ПП последовательно, 3 – два ПП параллельно, 4 – четыре ПП последовательно-параллельно)

Затем из начала координат проводится пунктирная прямая, соответствующая общей податливости C_L образца и СБ, при этом C_p – податливость ПП. Для подробного анализа из начала координат проведены две пунктирные линии: при $C_p > C_L$ и $C_p < C_L$. Полученные 8 точек пересечения (F_{11} , F_{12} , F_{13} , F_{14} , F_{21} , F_{22} , F_{23} , F_{24}) – это точки, в которых определяется достижимая генерируемая сила и удлинение ПП.

Из анализа рисунка 2.2. следует, что установка двух и более ПП в СБ увеличивает генерируемую силу (F_{12} , F_{13} , F_{14} , F_{22} , F_{23} , F_{24}) и удлинение. Четыре ПП (значение сил F_{14} и F_{24}) формируют максимальное развиваемое усилие ΔF (больше, чем другие схемы расположений ПП). Но чем больше ПП, тем мощнее

необходим высоковольтный усилитель (ВВУ) из-за относительно высокой статической емкости ПП.

При совместной большой податливости образца и СБ (по сравнению с ПП, $C_p < C_L$) предпочтительнее использовать два последовательно расположенных ПП (график 2); иначе, если $C_p > C_L$ – требуется параллельное расположение ПП (график 3). Необходимо также отметить, что при параллельном расположении двух, а также четырех ПП, усложняется конструкция СБ. Это связано с тем, что ПП могут иметь разную базовую длину L и коэффициент преобразования $W_{ПП}$, (т.е. при одном и том же приложенном напряжении $h(t)$ величина удлинения $k(t)$ может не совпадать). Не идентичные ПП по однородным характеристикам могут выйти из строя из-за смещения оси сил. В этом случае необходимо обеспечить соосность ПП и других элементов конструкции, что достигается применением деталей с полусферическим торцом [146]. Таким образом, для предложенного СБ последовательное расположение двух ПП является наиболее предпочтительным.

Под действием приложенного напряжения ПП удлиняется или сжимается, согласно выражения [77]:

$$k(t) \approx W_{ПП} \cdot h(t), \quad (2.5)$$

где $W_{ПП}$ – коэффициент преобразования ПП; $h(t)$ – выходное напряжение ВВУ.

Следует отметить, что величина перемещения $k(t)$ рассчитывается для холостого хода ПП. Коэффициент преобразования $W_{ПП}$ отражает только линейную зависимость удлинения ПП от напряжения. Значение функции $k(t)$ всегда положительное или равно нулю, так как напряжение $h(t)$ находится в диапазоне от 0 до 150 В (таблица 2.1). При 150 В значение функции $k(t)$ примерно равно максимальному удлинению ΔL_{\max} .

Генерируемая сила ПП зависит от податливости (параметра, обратного жесткости) образца и всей конструкции СБ, и обеспечивает (для имитации возвратно-поступательных движений жевательного процесса) любой закон циклического приложения к образцу силового воздействия заранее заданной амплитуды, формы и частоты. При этом введение обратной связи по создаваемому усилию позволяет оперативно корректировать закон воздействия [79].

Для проведения прочностных испытаний СБ снабжен встроенным измерителем прочностных характеристик образца (ТТЗ) с помощью трех тензодатчиков (ТД приложенной силы, ТД продольной и ТД поперечной деформации). В результате проведенного обзора (п.1.3 главы 1) способов анализа напряженно-деформированного состояния ТТЗ, ПМ и их соединений выявлено, что при использовании ТД необходимо учитывать эффект упрочнения образца (например, ТТЗ с ПМ) тензодатчиками и прослойкой используемого клея [18, 9, 3, 22]. Данный эффект приводит к уменьшению передачи деформации от образца к ТД и к снижению точности измерения ПХ, если модуль упругости образца мал или соизмерим с модулем упругости прослойки клея и самого ТД.

2.3. Выбор и обоснование электромеханической модели СБ

В связи с особенностями работы ПП в замкнутой упругой системе и эффектом упрочнения образца была построена механическая модель СБ по общей методике составления механических схем с применением специальных символов (рисунок 2.3), описанная Маркиным Д.Н. [90].

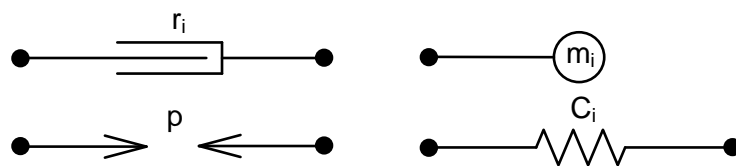


Рисунок 2.3 – Символы элементов механической схемы (трение r_i , масса m_i , источник силового воздействия p , податливость C_i)

Алгоритм построения механической схемы (механической модели, описывающей взаимодействие всех элементов СБ) следующий.

1. Строятся два рисунка: эскиз механической системы и механическая модель (т.е. схема).
2. На обоих рисунках обозначается опора. Один из полюсов источника силового воздействия соединяем с опорой. Символы входящих в схему

элементов должны располагаться строго параллельно и, лучше, слева-направо (от источника силы до последнего элемента системы).

3. На эскизе обозначаются все явные и неявные элементы: упругие элементы с массами (податливость C_i и масса m_i) и места трений (r_i).

4. Все места соприкосновений элементов на схеме отображается в виде узла (имеющего жесткое соединение).

5. Масса i -ого элемента своим полюсом соединяется с полюсом i -ой податливости (например, слева).

В качестве эскиза механической системы использована структурная схема СБ (рисунок 2.4). Точками на схеме обозначены узлы – места соприкосновений элементов.

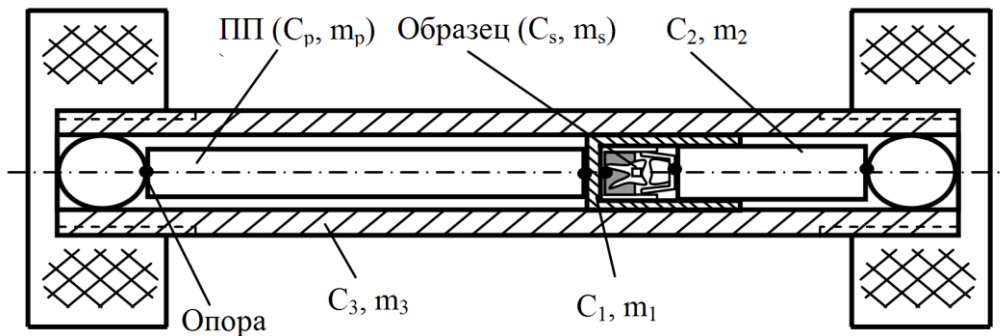


Рисунок 2.4 – Обобщенная структурная схема механической части силового блока (эскиз механической системы)

На рисунке 2.5 приведена механическая модель СБ (где ПП – пьезоэлектрический преобразователь; $p(t)$ – сила, генерируемая ПП; C_p , m_p – податливость и масса ПП; C_s , m_s – исходная податливость и масса образца; C_g – податливость клея; C_T – податливость тензодатчика; C_1 , C_2 , C_3 , m_1 , m_2 , m_3 – податливости и массы элементов СБ).

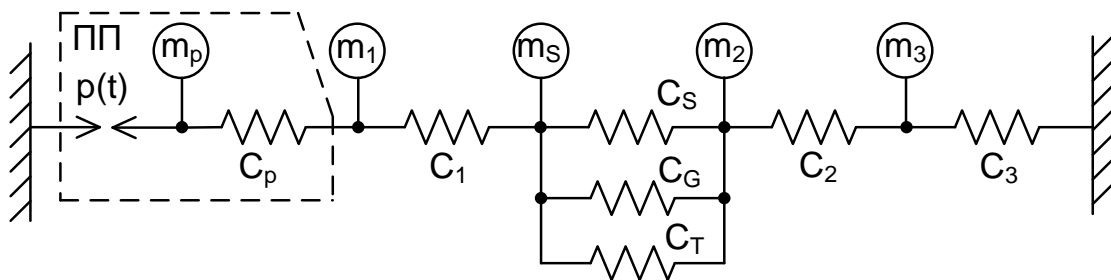


Рисунок 2.5 – Механическая модель СБ

Система должна быть замкнутой для того, чтобы ПП генерировал силу, а не перемещение. Общая податливость двух ПП представлена в виде пружинки C_E и определяется по формуле (2.3). При этом массы ПП складываются в обоих случаях. Каждый элемент системы представлен в виде пружинки с массой. Первый и второй элементы (C_1, C_2, m_1, m_2) обеспечивают соосность с образцом и передачу силы от ПП в реальной модели. Третий элемент (C_3, m_3) является замыкающим, т.е. механически соединяет конец СБ с началом. Поскольку массы клея и тензодатчика достаточно малы по сравнению с массой образца, то их значениями можно пренебречь.

Общая податливость образца и СБ C_L (рисунок 2.4) определяется как сумма податливостей всех последовательно соединенных пружин:

$$C_L = C_{\text{образца}} + C_{\text{СБ}} = \frac{1}{\frac{1}{C_S} + \frac{1}{C_G} + \frac{1}{C_T}} + \sum_{i=1}^3 C_i, \quad (2.6)$$

где $C_{\text{образца}}$ – общая податливость образца; $C_{\text{СБ}}$ – общая податливость СБ.

Податливости образца, клея, тензодатчика и СБ зависят от свойств материала и размеров, и определяются по следующей формуле:

$$C_i = \frac{1}{E_i} \cdot \left[\sum_{j=1}^N \frac{L_j}{S_j} \right]_i, \quad (2.7)$$

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

Анализ механической модели целесообразно проводить с помощью стандартных программных пакетов. Необходимо также отметить, что разработаны методы аналогий, позволяющие использовать математический аппарат (например, электрических схем для различных моделей – тепловых, механических и др. [131, 90]). Для моделирования электрических схем применяется среда *Micro-Cap*, которая имеет полный набор инструментов для анализа схемы (частотный анализ, анализ по времени и т.д.), а также

возможность использовать формулы и математические зависимости совместно с электрическими схемами. Поэтому целесообразно применение метода аналогий для формирования электрической схемы из механической модели СБ.

Для получения электрической схемы из механической модели обычно используют известный метод Белова и две системы аналогий [90, 150]:

$$\left. \begin{array}{l} m = L; \\ c = c; \\ r = r; \\ \xi = i; \\ F = u, \end{array} \right\} \begin{array}{l} m = c; \\ c = L; \\ r = G; \\ \xi = u; \\ F = i, \end{array} \quad (2.8)$$

a) б)

где (первый столбец) m – масса; c – податливость; r – трение; ξ – колебательная скорость; F – сила; (второй столбец) L – индуктивность; c – емкость; r – сопротивление; G – проводимость; i – ток; u – напряжение.

Для реализации электрической схемы и анализа протекания процессов в ней воспользуемся первой системой аналогий (2.8а). В этом случае в качестве источника силы $p(t)$ в электрической схеме используется идеальный источник напряжения. Таблица соответствия величин будет выглядеть следующим образом (таблица 2.3).

Таблица 2.3. Соответствие электрических и механических величин

<i>Механическая величина</i>	<i>Электрическая величина</i>
Смещение, м	Заряд, Кл
Сила, Н	Напряжение, В
Масса, кг	Индуктивность, Гн
Податливость, м/Н	Емкость, Ф
Колебательная скорость, м/с	Ток, А
Трение, кг/с	Сопротивление, Ом

Переход от механической схемы к электрической реализован по методу Белова [90]. Данный метод требует выполнения ряда этапов.

1. Каждый узел механической схемы замещается электрическим контуром. Каждой механической величине соответствует электрическая величина (таблица 2.3). При этом действует правило: аналогом

последовательного соединения механических элементов является параллельное соединение электрических элементов и наоборот.

2. Совмещение всех электрических контуров в единую схему. Конечное количество контуров равно количеству узлов механической модели.

На рисунке 2.6 приведена электрическая схема модели СБ, полученная методом аналогий из механической модели (рисунок 2.3). Количество контуров (пять) соответствует количеству узлов механической модели. Так как конденсаторы C_s , C_g , C_t включены последовательно, то их максимальный заряд $q_{\max}(C_{\text{образца}})$ (т.е. аналог смещения) всегда одинаков. Источник напряжения $p(t)$ – зависимый от источника $k(t)$ по формуле (2.4). Таким образом, сформирована электромеханическая модель (ЭММ) СБ.

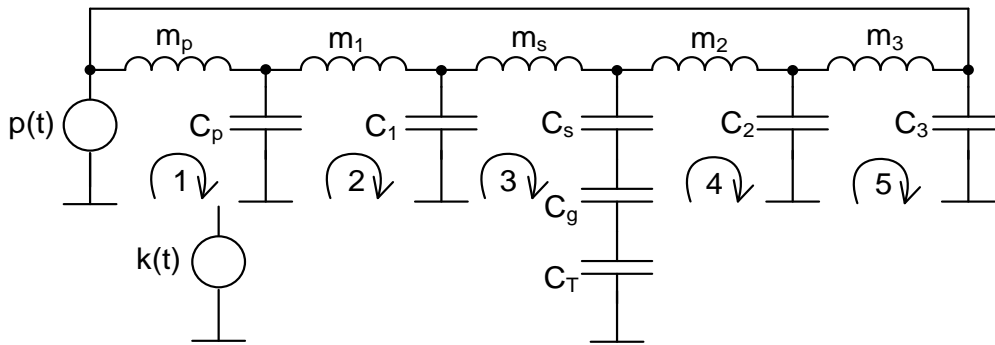


Рисунок 2.6 – Электрическая схема модели СБ

Необходимо отметить, что сумма максимальных значений зарядов q_{\max} (Кл, смещение) на конденсаторах C_p , C_1 - C_3 , $C_{\text{образца}}$ равна амплитуде источника напряжения $A \cdot k(t)$, т.е. $A \cdot \Delta L_{\max}$, что следует из подстановки в (2.9) формул (2.4) и (2.3) при условии, что $p_{\text{нач}} = 0$:

$$\begin{aligned} q_{\text{общ}} &= q_{\max}(C_p) + q_{\max}(C_{\text{образца}}) + q_{\max}(C_{\text{СБ}}) = \\ &= (C_p + C_{\text{образца}} + C_{\text{СБ}}) \cdot p_{\max}(t) = A \cdot k_{\max}(t) = A \cdot \Delta L_{\max}. \end{aligned} \quad (2.9)$$

При этом за счет разной податливости ПП, образца и СБ происходит перераспределение смещений (зарядов) между всеми пружинами (конденсаторами).

Если общая податливость C_L образца и СБ равна податливости одного ПП ($\Delta L_{\max}/F_{\text{блок}}$), то максимальные смещения в СБ $q_{\max}(C_L)$ можно определить по формуле (2.10) (полученной из (2.4)):

$$q_{\max}(C_L) = C_L \cdot p_{\max}(t) = \frac{A \cdot B}{A + B} \cdot \Delta L_{\max}. \quad (2.10)$$

Из (2.10) следует, что расположение двух ПП (параллельно или последовательно) не влияет на смещения в СБ (точка пересечения 2 и 3 графиков на рисунке 2.2):

На практике в качестве клея для тензодатчика используют составы, дающие хорошую адгезию и высокую эластичность. Если образец имеет высокую жесткость, а клей – относительно низкую, то влиянием клея в этом случае можно пренебречь. Но если жесткости образца и клея практически соизмеримы, то необходимо учитывать влияние упругости клея. Аналогичные требования предъявляются и к материалу подложки тензодатчика [98].

На рисунке 2.7 приведены графики относительного изменения смещения e на образце от величины податливости клея C_G при разной податливости образца C_S по формуле (2.11) (при этом, податливость $C_T \rightarrow \infty$) [142].

Для дальнейшего теоретического исследования ЭММ необходимо определить параметры ее элементов: податливости и массы. Податливости можно рассчитать по формуле (2.7), а массы – используя объем тела и его плотность (таблица 2.4). В таблице приведены параметры для стального СБ ($E_{СБ} = 210$ ГПа) и трех образцов в виде цилиндров с диаметром 5 мм и высотой 5 мм с массой $m_S = 1$ г при $C_G, C_T \rightarrow \infty$.

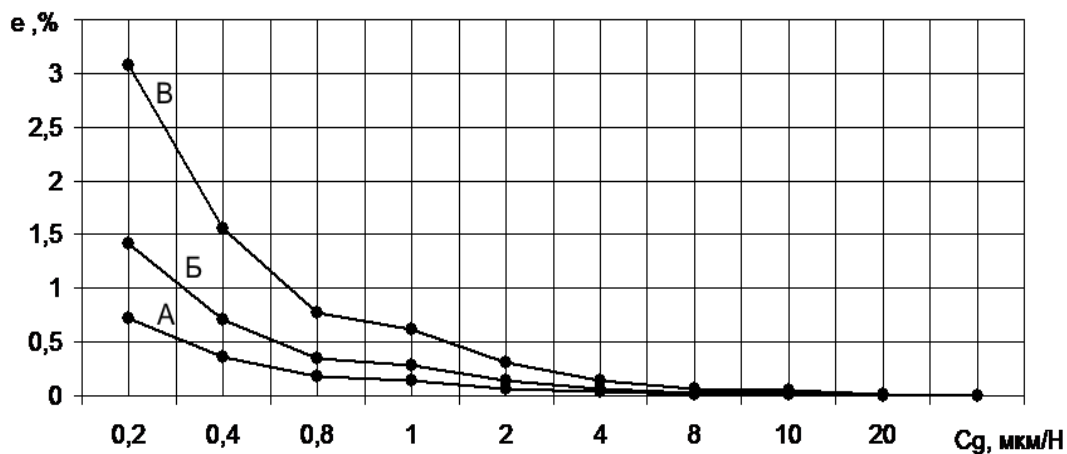


Рисунок 2.7 – Графики зависимости относительного изменения смещения e на образце от величины податливости клея C_G для разных податливостей образца (кривая А – $C_S = 1,5$ нм/Н; Б – 3 нм/Н; В – 7 нм/Н)

Таблица 2.4. Значения податливостей и масс элементов СБ

(A;B)	C_1 , нм/Н	C_2 , нм/Н	C_3 , нм/Н	C_S , нм/Н	C_L , нм/Н	m_1 , Г	m_2 , Г	m_3 , Г	m_L , Г	P_{\max} , Н
2; 1	3,82	11,84	4,17	1,21	21,04	37,1	100	1836	1974	1129
1; 2	2,72	11,84	2,19	1,21	17,97	54,7	100	1814	1970	1413
2; 1	3,82	11,84	4,17	17,32	37,15	37,1	100	1836	1974	949
1; 2	2,72	11,84	2,19	17,32	34,07	54,7	100	1814	1970	959
2; 1	3,82	11,84	4,17	48	67,87	37,1	100	1836	1974	727
1; 2	2,72	11,84	2,19	48	64,8	54,7	100	1814	1970	594

Первый образец состоит на стали ($E_{дентин} = 210$ ГПа) у которого податливость получилась $C_S = 1,21$ нм/Н. Второй – на 100% из дентина ($E_{сталь} = 14,7$ ГПа) с $C_S = 17,32$ нм/Н. Третий – текучая композитная смола ($E_{композит} = 5,3$ ГПа) с $C_S = 48$ нм/Н [11]. Это позволило оценить максимальную развиваемую силы P_{\max} (более 600 Н) для образца с относительно низким модулем Юнга. Необходимо отметить, что податливости и массы для 1 и 3 элементов СБ зависят от расположения ПП. Это обусловлено тем, что конструкция этих элементов изменена под текущее расположение ПП.

Из таблицы 2.4 видно, что расположение двух ПП (параллельное или последовательное) влияет на максимальную развиваемую силу P_{\max} в зависимости от модуля Юнга образца. Чем ниже модуль Юнга образца, тем лучше себя проявляет последовательное расположение ПП.

Таким образом, определены параметры схемы (рисунок 2.4) для графика и формул (2.4) и (2.6): $F_{блок} = 1500$ Н; $\Delta L_{\max} = 48$ мкм; $m_P = 21,64$ мГн; $m_S = 1$ мГн; $m_1 = 37$ мГн; $m_2 = 100$ мГн; $m_3 = 1836$ мГн; $C_1 = 3,8$ нм/Н; $C_2 = 11,8$ нм/Н; $C_3 = 4,2$ нм/Н. Расположение двух ПП использовано последовательное:

$$e = \frac{Q(C_{S1}) - Q(C_S)}{Q(C_{S1})} \cdot 100\%, \quad (2.11)$$

где $Q(C_S)$ – деформация образца при разном C_S ; $Q(C_{S1})$ – деформация образца при $C_G = 40$ мкм/Н.

Из анализа рисунка 2.7 следует, что с увеличением податливости образца C_S от 1,5 нм/Н до 7 нм/Н влияние податливости клея также увеличивается. Во всех трех случаях (А, Б и В) с уменьшением податливости клея C_G уменьшается деформация самого образца $Q(C_S)$ вследствие влияния упругости клея (эффект

упрочнения). Аналогично податливость тензодатчика будет оказывать влияние на деформацию образца. Поэтому необходимо разработать математическую модель для расчета уточненной податливости образца (с низким модулем Юнга).

Анализ результатов моделирования параллельного ($A = 1, B = 2$) и последовательного ($A = 2, B = 1$) расположения двух ПП [68] позволил сформулировать следующие условия для выбора расположения двух ПП (параллельного или последовательного):

$$\begin{cases} A = 2; B = 1, & \text{при} \left(C_L \geq \frac{\Delta L_{\text{макс}}}{F_{\text{блок}}} \quad \text{или} \quad q_{\text{макс}}(C_L) \geq \frac{2\Delta L_{\text{макс}}}{3} \right); \\ A = 1; B = 2, & \text{при} \left(C_L < \frac{\Delta L_{\text{макс}}}{F_{\text{блок}}} \quad \text{или} \quad q_{\text{макс}}(C_L) < \frac{2\Delta L_{\text{макс}}}{3} \right). \end{cases} \quad (2.12)$$

Из результатов таблицы 2.4 следует, что во всех случаях (кроме последнего) величина $P_{\text{макс}}$ больше 600 Н, что позволяет использовать СБ для имитации жевательного процесса. Учитывая особенности применения параллельного расположения ПП (п.2.2), а также результаты таблицы 2.4 рекомендуется применять последовательное расположение двух ПП.

Таким образом, сформирована электромеханическая модель, которая включает в себя схему и математические зависимости.

2.4. Частотный анализ электромеханической модели

Необходимо отметить, что электрическая схема СБ (рисунок 2.6) состоит из конденсаторов и индуктивностей, и при работе ПП на высоких частотах возможен ее резонанс. Это может привести к выходу из строя ПП. Для LC-контуров частота резонанса увеличивается при уменьшении значения LC.

Для получения частот резонанса в электрической схеме СБ применялся частотный анализ (АС-анализ) в среде *Micro-cap* в диапазоне от 1 Гц до 200 кГц. Использовались параметры схемы из п. 2.3. Исследовалось влияние на частоты резонанса как последовательного, так и параллельного расположения ПП при разных податливостях образца C_S (от 1,5 до 7 нм/Н). Влияние клея и

тензодатчика не учитывалось (т.е. податливости $C_G, C_T \gg C_S$). На рисунке 2.8 приведена электрическая схема модели СБ в среде *Micro-cap* [78].

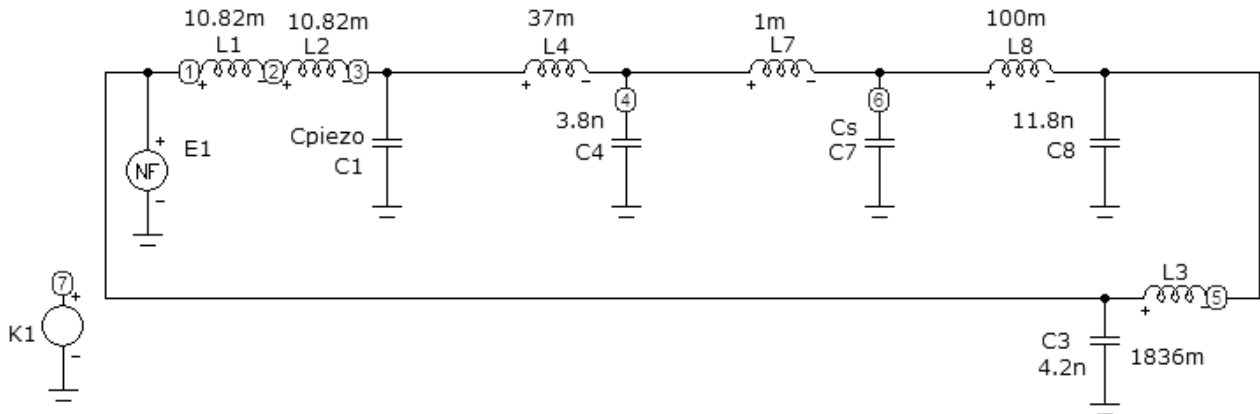


Рисунок 2.8 – Электрическая схема модели СБ в среде *Micro-cap*

Последовательность расположения LC -элементов совпадает с последовательностью на рисунке 2.6 (цифры в кружке – это номера узлов). Необходимо оценивать изменение амплитуд напряжений в узлах схемы по отношению к основному узлу (основной узел №1 – источник напряжения $E1$). Следует отметить, что источник $E1$ также подключен к последнему элементу схемы (так как система механически замкнута).

На рисунке 2.9 приведены результаты частотного анализа ЭММ при $C_S = 1,21$ нм/Н и последовательном расположении ПП (ось абсцисс – частота, кГц; ось ординат – напряжение, дБ). Анализ графиков показал, что с увеличением частоты выше 5,087 кГц наблюдается постоянный спад амплитуд напряжений (т.е. силы, таблица 2.3). Это связано с увеличением реактивных сопротивлений индуктивностей (масс). При дальнейшем увеличении частоты (выше 200 кГц) резонансы не наблюдаются. При частотах от 1 до 1000 Гц (максимальная частота ПП [144, 100]) также не наблюдаются резонансы и изменения амплитуд. Таким образом, теоретическим рабочим диапазоном частот СБ можно считать 0-1000 Гц. Наличие нескольких локальных максимумов обусловлено последовательно-параллельным включением индуктивностей и емкостей.

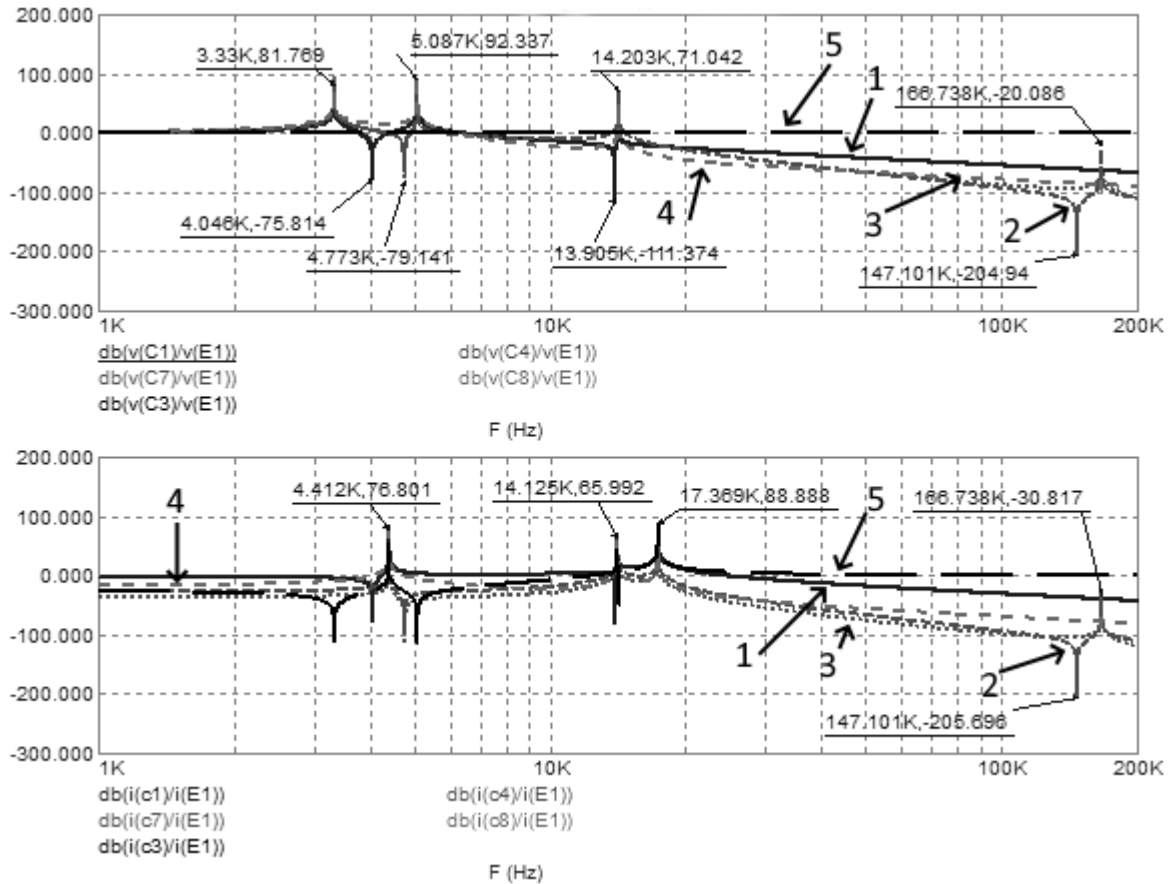


Рисунок 2.9 – Результаты частотного анализа ЭММ (верхний график – резонансы по напряжению, нижний график – резонансы по току)

Анализ схемы (рисунок 2.8) показал, что он имеет четыре последовательные LC -цепочки и четыре замкнутые LC -контур ($C_1-L_4-C_4$, $C_4-L_7-C_7$, $C_7-L_8-C_8$, $C_8-L_3-C_3$). Это соответствует четырем частотам резонансов по напряжению и четырем частотам резонансов по току.

В таблице 2.5 представлены результаты относительного изменения частот резонанса от различной податливости образца C_S (17,32 и 48 нм/Н), а также от расположения ПП – последовательного и параллельного. При этом $C_S = 1,21$ нм/Н – базовое значение податливости образца при последовательном включении ПП. Базовые значения частот резонансов также приведены на рисунке 2.9. Значения податливостей образца взяты из таблицы 2.4.

Увеличение частот резонанса (f_{2U} , f_{1I}) при параллельном включении ПП обусловлено тем, что общая податливость ПП C_P ниже, чем при их последовательном включении (согласно формулы (2.3)).

Таблица 2.5. Влияние податливости образца и расположения ПП на частоты резонанса

C_s , нм/Н	A; B	f_{1U} , кГц	f_{2U} , кГц	f_{3U} , кГц	f_{4U} , кГц	f_{1L} , кГц	f_{2L} , кГц	f_{3L} , кГц	f_{4L} , кГц
1,21	2; 1	3,33	5,09	14,20	166,74	4,41	14,13	17,37	166,74
		(9,4%)	(67%)	(9%)	(0%)	(16,3%)	(2,2%)	(11,2%)	(0%)
1,21	1; 2	3,64	8,53	15,48	166,74	5,13	14,44	19,31	166,74
		(-11%)	(-0,6%)	(-45%)	(-45%)	(-1,6%)	(-46%)	(-0,1%)	(-45%)
17,32	2; 1	2,95	5,06	7,82	90,99	4,34	7,59	17,35	90,99
		(-3,8%)	(25%)	(-19%)	(-45%)	(15,2%)	(-40%)	(10%)	(-45%)
17,32	1; 2	3,20	6,36	11,45	91,00	5,08	8,54	19,11	91,00
		(-28%)	(-1,7%)	(-56%)	(-48%)	(-5,3%)	(-59%)	(-0,1%)	(-48%)
48	2; 1	2,39	5,00	6,20	85,80	4,18	5,74	17,34	85,80
		(-24%)	(5,4%)	(-23%)	(-48%)	(13,8%)	(-51%)	(-9,9%)	(-48%)
48	1; 2	2,53	5,36	10,97	85,80	5,02	6,92	19,09	85,80

На верхние частоты резонанса (по току и напряжению) расположение ПП не влияет, значение имеет только податливость самого образца. Образец имеет самую низкую массу, поэтому и частота резонанса у него выше, чем у остальных элементов. Расположение ПП больше всего влияет на вторую и третью частоты резонанса. Это обусловлено тем, что масса ПП имеет промежуточное значение между самым массивным и самым легким (образец, C_s , m_s) элементами.

Общая масса СБ составляет ($m_p + m_s + m_1 + m_2 + m_3 = 1996$ мГн) примерно 2 кг. При использовании более жестких элементов (т.е. с низкой податливостью) в СБ вероятнее всего произойдет увеличение его массы (например, до 10 кг). Предположим, что система разомкнута (отсутствует электрическая связь между источником EI и последним LC -элементом), т.е. рассмотрим наихудший вариант. В этом случае добавится еще одна частота резонанса по напряжению: 1,717 кГц. Ниже приведены собственные частоты резонанса каждого отдельного элемента (таблица 2.6). Необходимо отметить, что собственная частота резонанса последнего LC -элемента ниже частот резонанса других элементов.

Таблица 2.6. Собственные частоты резонанса отдельных элементов схемы

m_p-C_p	m_1-C_1	m_s-C_s	m_2-C_2	m_3-C_3
4276 Гц	13422 Гц	144,7 кГц	4633 Гц	1812 Гц

Целесообразно изменить массу последнего элемента до значения 9,840 кг ($m_3 = 10000 \text{ мГн} - m_p + m_s + m_l + m_2 = 9840,36 \text{ мГн}$), так как она больше всех влияет на самую первую частоту резонанса. Оценим изменение частот резонанса для последовательного расположения ПП с разной массой m_3 . Предположим, что податливости не изменились. Тогда получим, что с увеличением массы m_3 (от 1,85 кг до 9,840 кг) первая частота изменилась с 1,717 кГц до 0,776 кГц (таблица 2.7). Предположим, что теоретически допустимое увеличение амплитуды по напряжению составляет 3 дБ. Тогда максимальная частота будет равна примерно ~ 410 Гц при $m_3 = 9,840$ кг. Необходимо отметить, что в ЭММ не учтены вязкости элементов (внутренние трения). На практике увеличение амплитуд может быть меньше.

Таблица 2.7. Результаты изменения частот резонанса при увеличении массы m_3

$m_3, \text{ г}$	$f_{1U}, \text{ кГц}$	$f_{2U}, \text{ кГц}$	$f_{3U}, \text{ кГц}$	$f_{4U}, \text{ кГц}$	$f_{5U}, \text{ кГц}$
1836	1,715	3,372	5,093	14,203	166,74
9840,36	0,7762	3,243	5,054	14,202	166,74
	(-54,7%)	(-3,8%)	(-0,8%)	(0%)	(0%)

Таким образом, теоретический рабочий диапазон частот СБ находится в пределах 0-410 Гц (на практике максимальная частота ПП будет зависеть также от параметров высоковольтного усилителя).

В качестве воздействующей силы в СБ могут быть использованы синусоидальный, треугольный, пилообразный и другие сигналы. Так как электрическая схема ЭММ состоит, в основном, из индуктивностей и емкостей, то синусоидальный сигнал является оптимальным законом воздействия. При генерации треугольного и пилообразного сигналов в точках максимумов будет происходить сглаживание силового воздействия на образец из-за инерционных элементов (индуктивностей). Аналогично на результат будет влиять вязкость механических элементов [113].

2.5. Определение деформации образца с учетом упругих характеристик клея и тензодатчика

Измеренная тензодатчиком (рисунок 2.10) деформация образца $Q(C_T)$ может искажаться, например, из-за податливости клея (при податливостях C_G , $C_T \rightarrow 0$).

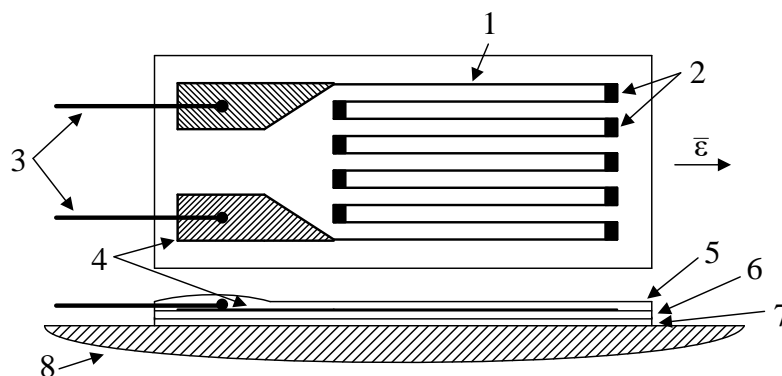


Рисунок 2.10 – Фольговый ТД с образцом (где 1 – чувствительная сетка; 2 – поперечные перемычки; 3 – провода; 4 – контактные площадки; 5 – верхний защитный слой; 6 – подложка; 7 – прослойка клея; 8 – образец)

Для этого случая (соизмеримых податливостей образца, клея и ТД) в механическую схему СБ (рисунок 2.5) необходимо добавить 4 пружины с податливостью C_K , передающие деформацию от образца $Q(C_S)$ к тензодатчику $Q(C_T)$ через клей с податливостью C_G (рисунок 2.11) (где ПП – пьезоэлектрический преобразователь; $p(t)$ – сила, генерируемая ПП; C_P , m_P – податливость и масса ПП; C_S , m_S – исходная податливость и масса образца; C_K , C_G – податливости клея в поперечном и продольном направлениях; C_T – податливость ТД; C_1 , C_2 , C_3 , m_1 , m_2 , m_3 – податливости и массы элементов СБ). Поскольку пружины с податливостью C_K описывают поперечную передачу деформации через клей, то выделим еще продольную податливость клея C_G .

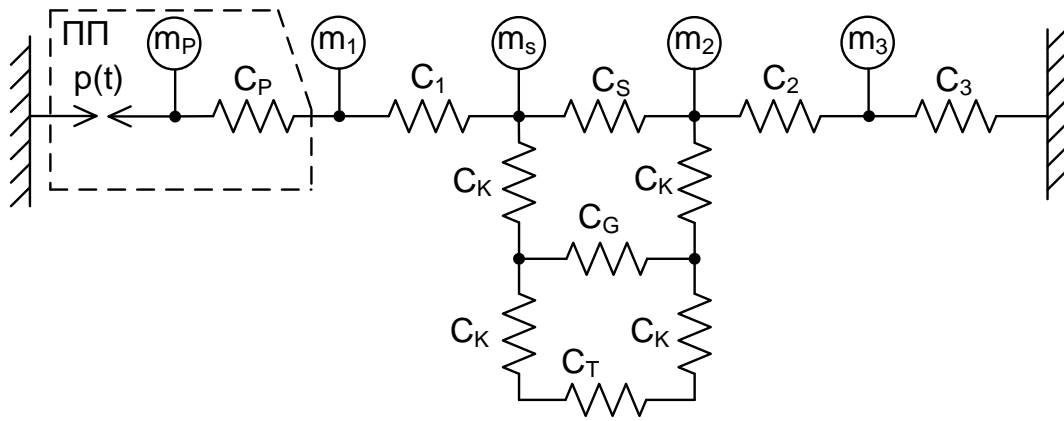


Рисунок 2.11 – Механическая модель СБ с учетом поперечной податливости клея C_K

На рисунке 2.12 приведена электрическая схема модели СБ с учетом поперечной податливости клея C_K , полученная методом, описанным выше из механической модели.

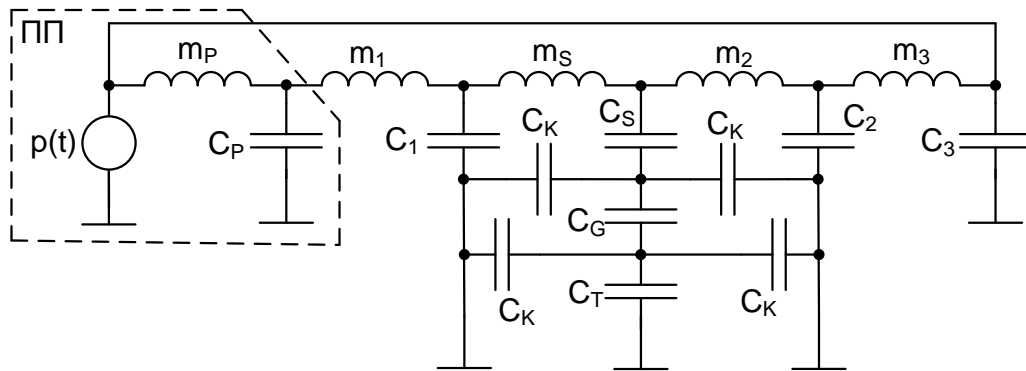


Рисунок 2.12 – Электрическая схема модели СБ с учетом поперечной податливости клея C_K

При этом общая податливость образца C'_s , изменённая под действием тензодатчика и клея, будет вычисляться по другой формуле (по сравнению с (2.6)):

$$C'_s = \frac{1}{\frac{1}{C_s} + \frac{1}{2 \cdot C_K + C_B}}; \quad C_B = \frac{1}{\frac{1}{C_G} + \frac{1}{2 \cdot C_K + C_T}}, \quad (2.13)$$

В (2.13) значение C_B – является промежуточным и вычисляется как параллельное включение нижних конденсаторов (рисунок 2.12) C_K , C_T и C_K с последовательным включением C_G . Аналогично вычисляется $C'_{\text{образца}}$.

На основе полученной электрической схемы (рисунок 2.12) предложена математическая модель (уточненной податливости образца C_S''), учитывающая влияние податливости клея и ТД на результат измерения деформации образца [15]:

$$C_S''(t) = \frac{D(t)}{p(t) - D(t)} \cdot (2C_K + C_B); \quad D(t) = \frac{Q(t, C_T)}{C_T \cdot C_G} \cdot (C_G + 2C_K + C_T), \quad (2.14)$$

где $p(t)$ – приложенная сила на образец в момент времени t ; $Q(t, C_T)$ – измеренная абсолютная продольная деформация ТД в момент времени t .

Податливость ТД (C_T), податливость прослойки клея (C_K и C_G), измененный и уточненный модули упругости образца (E_S' и E_S'') можно вычислить через (2.7):

$$C_T = \frac{L_T}{E_T \cdot H_T \cdot B_T}; \quad C_G = \frac{L_T}{E_g \cdot H_g \cdot B_T}; \quad C_K = \frac{H_g}{E_g \cdot L_T \cdot B_T \cdot 2};$$

$$E_S' = \frac{L_T}{C_S' \cdot S}; \quad E_S'' = \frac{L_T}{C_S'' \cdot S}, \quad (2.15)$$

где L_T , B_T – длина и ширина чувствительной сетки ТД, соответственно; H_T – толщина ТД; H_g – толщина прослойки клея, м; S – исходное поперечное сечение образца; E_T , E_g – модули упругости ТД и клея.

Схематичное расположение прослойки клея и тензодатчика относительно образца, а также точки отсчетов размеров прослойки и тензодатчика показаны на рисунке 2.13. Необходимо отметить, что L_T и B_T – длина и ширина чувствительной сетки тензодатчика, а не всей подложки. Предполагается, что ширина и длина прослойки клея совпадают с шириной и длиной чувствительной сетки (т.е. исключается случай, когда клей растекается по образцу).

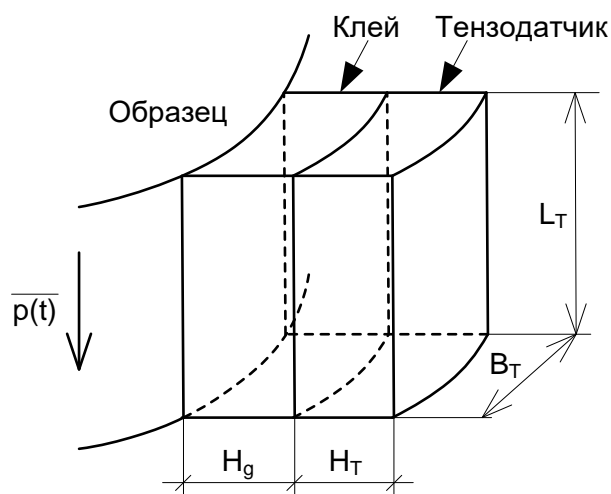


Рисунок 2.13 – Схематическое расположение клея и продольного тензодатчика относительно образца

Из анализа формул (2.14) и (2.15) следует, что если взять эталонный образец с известными упругими характеристиками, то можно решить обратную задачу: найти модули упругости прослойки клея E_g и тензодатчика E_T . При этом предполагается, что для вычисления податливостей клея в поперечном и продольном направлениях модуль упругости одинаковый. Поскольку величины L_T , B_T , H_T являются постоянными, то единственным варьируемым аргументом будет толщина прослойки клея H_g . Полученное из (2.14) уравнение имеет следующий вид:

$$E_g^2 \cdot X + E_g \cdot Y + E_g \cdot E_T \cdot Z + E_T \cdot W = 0, \quad (2.16)$$

где X , Y , Z , W – промежуточные функции.

Промежуточные функции зависят от размеров тензодатчика (L_T , B_T , H_T), толщины прослойки клея (H_g), приложенной силы $p(t)$, абсолютной деформации тензодатчика $Q(t, C_T)$, размеров и модуля упругости образца E_S . Для получения квадратного уравнения относительно E_g необходимо иметь хотя бы два набора данных (H_g , p и $Q(t, C_T)$) при разной толщине клея:

$$E_g^2 \cdot (X_1 Z_2 - X_2 Z_1) + E_g \cdot (X_1 W_2 + Y_1 Z_2 - X_2 W_1 - Y_2 Z_1) + Y_1 W_2 - Y_2 W_1 = 0, \quad (2.17)$$

где X_1 , Y_1 , Z_1 , W_1 и X_2 , Y_2 , Z_2 , W_2 – значения промежуточных функций для 1-й и 2-й толщин прослойки клея.

Для проверки разработанной математической модели было проведено теоретическое исследование. Было взято 20 значений толщины H_g : от 10 до 200 мкм. Форма образца для модели – цилиндр с диаметром 6 мм (что соответствует среднему значению ширины и толщины резцов и клыков нижней челюсти). В качестве образцов – ПМ с разным модулем упругости: гибридная композитная смола $E_1 = 19,7$ ГПа; компомер $E_2 = 10,7$ ГПа; текучая композитная смола $E_3 = 5,3$ ГПа [11]. Для теоретических исследований были взяты модули упругости клея и тензодатчика $E_g = E_t = 10$ ГПа – как промежуточное значение между 4,9 и 14,7 ГПа, что соответствует, максимальному модулю упругости полиимида и минимальному модулю упругости дентина [15]. Остальные параметры схемы (рисунок 2.12) взяты из п. 2.3.

На рисунке 2.14 приведены графики изменения δI при разном модуле упругости образца E_S и при разной толщине H_g .

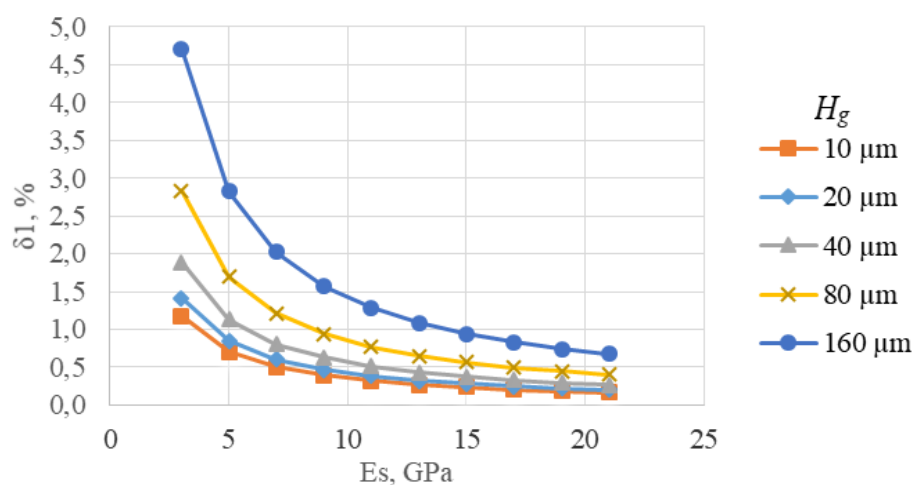


Рисунок 2.14 – Относительное изменение исходного модуля упругости образца δI

При малых значениях модуля упругости образца ($E_S \leq E_g$), δI имеет диапазон от 0,4 до 4,7 %. Необходимо отметить, что при этом общий модуль упругости образца увеличивается, т.е. возникает эффект упрочнения. Это обуславливает необходимость выполнять расчет уточненного модуля упругости и учитывать повышение прочностных характеристик при проведении испытаний на ИИС.

Для нахождения модулей упругости прослойки клея E_g и тензодатчика E_T по (2.17) рекомендуется изменять не только толщину H_g , но и применять образцы с

разным модулем упругости E_s . При этом необходимо выбирать образцы с низким модулем упругости, чтобы значение δl было как можно больше. Это позволит увеличить чувствительность измерения $Q(t, C_T)$ (т.е. $\Delta l_{\text{прод}}$)

2.6. Выводы

1. Для ускоренного изучения прочностных характеристик ПМ и ТТЗ разработана двухуровневая ИИС, включающая тензометрический, акустический, электрометрический и оптический способы контроля. Первый уровень предназначен для ускоренного проведения испытаний образцов и представляет собой силовой блок с имитацией жевательного процесса и его остановки по сигналу ПАЭ. Второй уровень служит для обнаружения и контроля дефектов в образцах и представляет собой автономный блок высокоточного электрометрического и оптического контроля.

2. Силовое воздействие на образец осуществляется силовым пьезоэлектрическим преобразователем. Применение ПП позволило уменьшить размеры силового блока образца, снизить уровень акустических шумов (по сравнению с испытательными машинами) и использовать метод акустической эмиссии. При этом генерируемая сила ПП зависит от податливости (жесткости) образца и всей конструкции СБ.

3. Для получения оптимальных характеристик от ПП теоретически обоснован выбор двух последовательно установленных ПП. Это позволило увеличить генерируемую силу (по сравнению с одним ПП). Установка двух ПП параллельно или четырех ПП параллельно-последовательно не рекомендуется реализовывать по следующим причинам. Во-первых, ПП могут иметь разную базовую длину L и коэффициент преобразования $W_{ПП}$ (т.е. при одном и том же приложенном напряжении $U_{ПП}$ величина удлинения ΔL может не совпадать). Это может привести к смещению оси сил и к выходу из строя ПП. Во-вторых, при последовательном расположении двух ПП генерируемая сила будет

больше, чем при параллельном (для образцов с низким модулем упругости), и достаточной для имитации жевательного процесса ТТЗ с ПМ (> 600 Н).

4. Для исследования работы ПП была разработана электромеханическая модель СБ с образцом. Особенностью электрической схемы является возможность моделирования динамического режима ИИС. Результаты моделирования показали, что теоретическим частотным диапазоном работы ПП является диапазон от 0 до 410 Гц (с учетом статического режима при общей массе СБ до 10 кг), а также, что синусоидальный сигнал является оптимальным законом силового воздействия.

5. При разработке ЭММ составлена математическая модель эффекта упрочнения образца тензодатчиком и клеем. Использование данной модели позволило повысить точность измерения деформации в той части образца, где расположен тензодатчик.

Глава 3. Программно-аппаратное обеспечение двухуровневой ИИС с телекоммуникационной сетью для автоматизированного изучения прочностных характеристик ПМ и их соединений с ТТЗ

В главе приведены аппаратные, технологические и алгоритмические решения, направленные на создание двухуровневой ИИС для ускоренных испытаний прочностных характеристик образцов. Представлены структурная схема, конструкция и внешний вид силового блока, а также описана структура программного обеспечения для комплексного исследования ПХ ПМ. Получены выражения для нахождения в режиме динамической нагрузки продольной и поперечной деформаций образца, приложенной нагрузки к образцу, модуля Юнга и коэффициента Пуассона. Рассмотрены вопросы разработки второго уровня ИИС для высокоточных измерений электропроводности ТТЗ и экспресс-диагностики прочностного состояния образцов на основе электрометрического и оптического контроля. Выполнена сравнительная оценка электропроводности электролита биоткани и электропроводности электролитов активного и пассивного электродов для оценки погрешности электрометрического метода. Разработано высокоточное интеллектуальное электрометрическое устройство (защищенное патентом на изобретение), позволяющее автоматически по значению электропроводности биоткани зуба определять стадии кариозного процесса.

3.1. Особенности конструкции и аппаратной реализации первого уровня ИИС (силового блока) для изучения прочностных характеристик ПМ

Для аппаратной реализации предложенной ИИС должны выполняться следующие требования. Необходимо разработать конструкцию СБ для автоматизированных ускоренных испытаний ПХ образца в статическом и динамическом (имитирующем жевательный процесс) режимах, обеспечивающую циклическое приложение к образцу силового воздействия заранее заданной формы и частоты при высокоточном тензометрическом и

акустическом контроле образцов. При разработке конструкции СБ должны соблюдаться условия, максимально приближенные к эксплуатационным при заданном силовом воздействии. При измерении ПХ дефектного зуба (или образцов из ПМ) применяется нагрузка, направленная на сжатие его и наклеенного на зуб тензодатчика. Конструкция СБ должна быть замкнутой, чтобы ПП генерировал силу, а не перемещение.

Следует отметить, что в замкнутой упругой в системе ПП работает как источник силы, значение которой зависит от жесткости конструкции СБ, образца и ПП. Поэтому целесообразно силовую цепь СБ, работающую на сжатие образца, выполнить из последовательно расположенных двух ПП, образца и согласующих втулок, размещённых в нижней и верхней трубках замыкающего металлического корпуса СБ между блокирующими внутренними поверхностями днищ этих трубок. При этом малое удлинение двух ПП (до 96 мкм) обуславливает жёсткие требования к конструкции СБ: она должна быть без люфтов по силовому контуру передачи давления от ПП к образцу, выполнена из материала с малой податливостью (большой жёсткостью).

На рисунке 3.1 приведены разработанные структурная схема и конструкция СБ с исследуемым образцом [70], на рисунке 3.2 – его внешний вид. СБ имеет винт-гайку для устранения люфтов конструкции и задания начальной нагрузки $p_{нач}$ (при этом осуществляется перемещение внутренней верхней втулки). Для обеспечения соосности всех ПП, образца и втулок, а также снижения крутящего момента от винт-гайки (согласно [38]) применяются шарики или втулки с полусферическим торцом. К образцу прикреплены тензодатчики (блоков БИД 1 и БИД 2) и преобразователь акустической эмиссии (ПАЭ) для измерения деформаций и контроля акустической эмиссии, соответственно. На корпус силового блока (верхняя трубка) установлены тензодатчики (блока БИС) для измерения приложенной силы.

Для удержания образца (ТТЗ с ПМ) создан разборный многоразовый держатель. Свободное пространство между образцом (зуб *in vitro*) и держателем заполняется алебастром, так чтобы образец касался дна держателя.

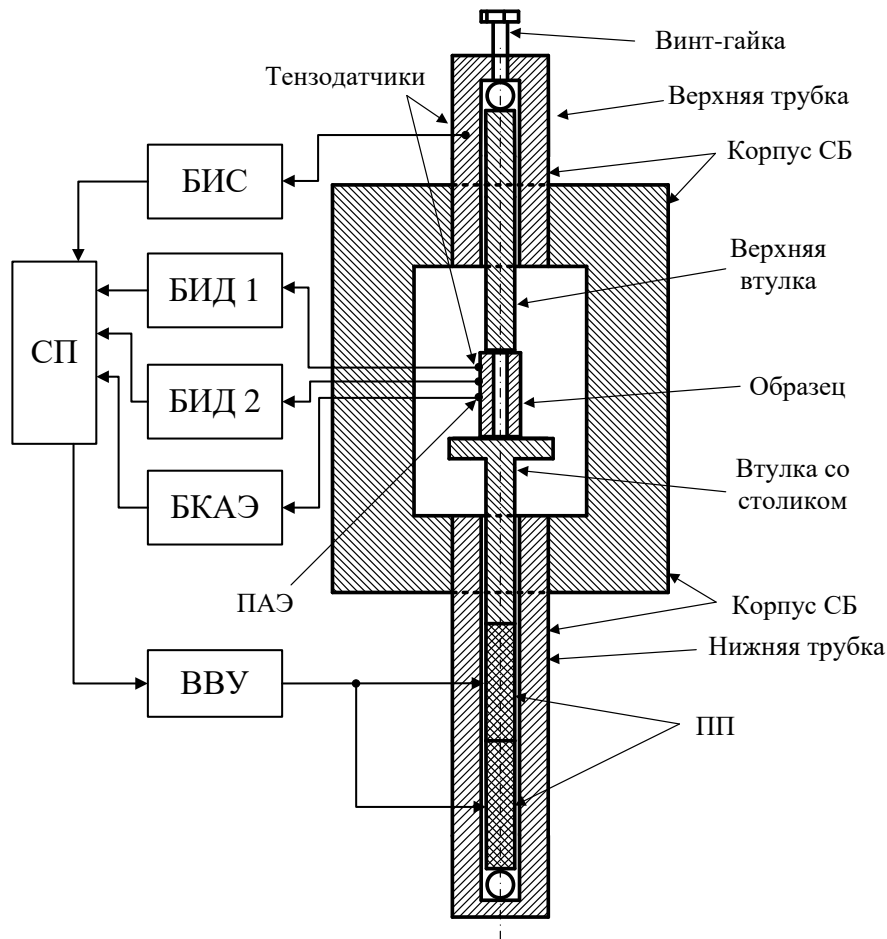


Рисунок 3.1 – Структурная схема и конструкция силового блока с исследуемым образцом (первый уровень двухуровневой ИИС)

Масса СБ составляет ~ 2 кг, высота – 267 мм, что позволило сделать его компактным с возможностью расположения на рабочем столе исследователя. Для размещения образца и обеспечения высокой жёсткости конструкции головка силового блока имеет окно посередине (ширина 35 мм, высота 50 мм), что позволяет размещать образцы с приклеенными тензодатчиками (например, зуб *in vitro* с ПМ).

Особенностью ПП является высокое значение собственной емкости (7,5 мкФ). При частотах до 410 Гц возможен саморазогрев ПП из-за диэлектрических потерь. Поэтому рабочий диапазон ПП уменьшен: от 0 до 10 Гц. Разработанный ВВУ для ПП с использованием трех операционных усилителей *OPA454* [52] и эмиттерного повторителя имеет следующие параметры: выходной ток до 1,5 А, выходное напряжение до 150 В (что соответствует паспортным параметрам ПП).

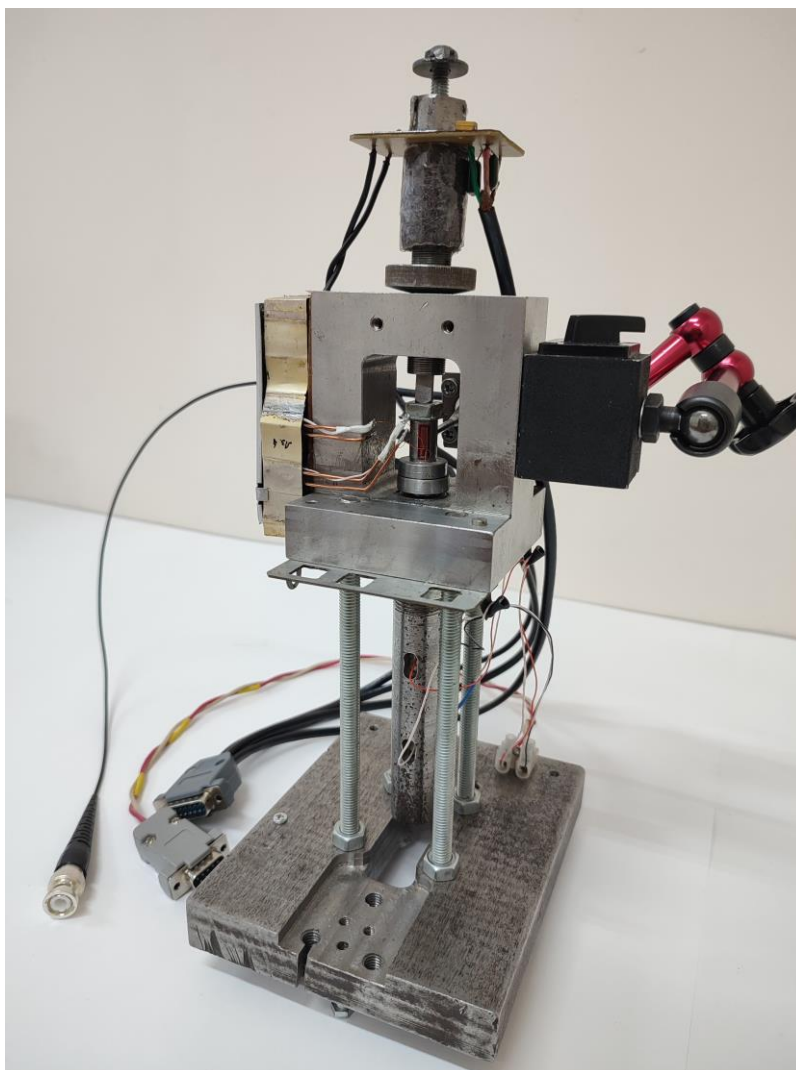


Рисунок 3.2 – Внешний вид силового блока

3.1.1 Блок измерения приложенной силы и деформации образца

В качестве датчиков тензометрического контроля применяются фольгированные тензодатчики с термокомпенсацией FLA-X-11 фирмы TML [135], включенные по классической схеме моста Уитстона. Их особенностью является простота эксплуатации и относительная дешевизна, характеристики представлены в таблице 3.1.

На рисунке 3.3 приведена функциональная схема измерительного канала для тензодатчика. Данная схема описывает состав БИС и БИД. Всего каналов три: для измерения продольной, поперечной деформаций и приложенной нагрузки на образец.

Таблица 3.1. Характеристики тензодатчика FLA-X-11

Параметр	Значение
Коэффициент чувствительности, K	2,1
Относительная погрешность коэффициента чувствительности	1 %
Номинальное значение сопротивления, R_0	120 Ом
Предельное отклонение сопротивления от номинального	$\pm 0,5$ Ом
Температурный интервал термокомпенсации	+10...+80 °С
Максимальное относительное удлинение ε_{max}	0,05
Длина базы l	2; 3; 6 мм
Максимальный рабочий ток	25 мА

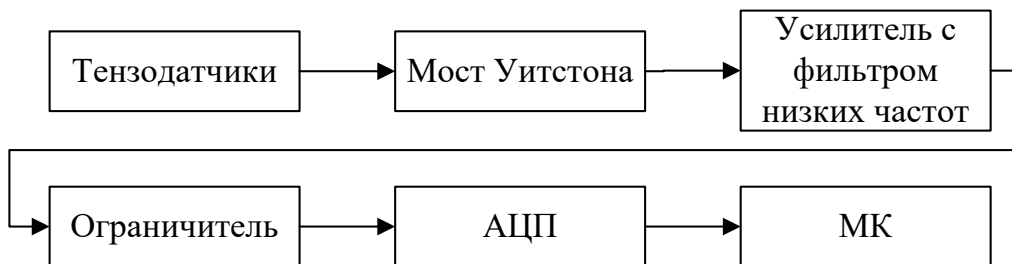


Рисунок 3.3 – Функциональная схема измерительного канала для тензодатчика

Относительная деформация ε и изменение сопротивления ΔR ТД, вызванное этой деформацией, связаны между собой линейной зависимостью:

$$K \cdot \varepsilon = K \cdot \frac{\Delta l}{l} = \frac{\Delta R}{R_0}, \quad (3.1)$$

где K – коэффициент чувствительности тензодатчика; R_0 – номинальное значение сопротивления ТД; l – база ТД; Δl – абсолютная деформация тензодатчика.

Для измерений деформаций образца на зуб по вертикальной и горизонтальной оси наклеиваются два ТД, каждый из которых включен по схеме «четверть моста» с трехпроводным подключением в БИД 1 и БИД 2. Для измерения приложенной нагрузки на верхнюю трубку СБ (рисунок 3.1) приклеены 4 тензодатчика, которые включены по схеме «полный мост» с четырехпроводным подключением в БИС.

На рисунке 3.4 представлена схема включения 4-х тензодатчиков для измерения приложенной нагрузки.

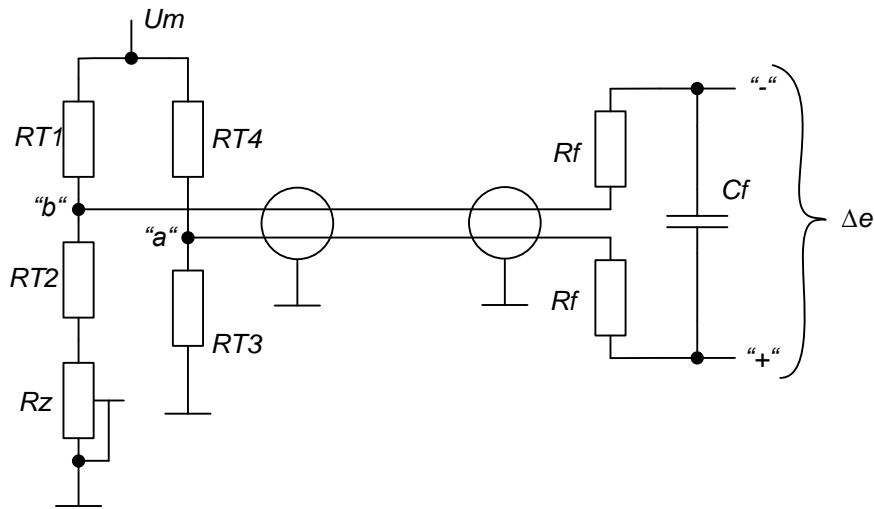


Рисунок 3.4 – Включение 4-х тензодатчиков для измерения приложенной нагрузки в схеме «полный мост» (RT – тензодатчики; R_z – подстроечный резистор; R_f , C_f – фильтр низких частот; U_m , Δe – соответственно, напряжения питания и рассогласования моста)

Особенностью схемы является полная термокомпенсация моста. Все тензодатчики приклеиваются к металлической части СБ (верхняя втулка): RT_1 и RT_3 – продольно вектору нагрузки, а RT_2 и RT_4 – поперечно. Поскольку тензодатчики идентичны и коэффициент чувствительности у них одинаков, а их относительная деформация невелика, то примем, что при растяжении (сжатии) тензодатчиков RT_1 и RT_3 их сопротивление будет увеличиваться (уменьшаться) на величину ΔR , а у RT_2 и RT_4 – уменьшаться (увеличиваться) на $\Delta R'$. Между этими величинами существует зависимость через коэффициент Пуассона μ :

$$\Delta R' = -\mu \cdot \Delta R \quad (3.2)$$

Подстроечный резистор R_z необходим для установки нуля при нулевой силовой нагрузке. В этом случае справедливо равенство:

$$\frac{RT_1}{RT_2 + R_z} = \frac{RT_4}{RT_3} \quad (3.3)$$

При измерении приложенной нагрузки возникает напряжение Δe^H разбаланса для схемы «полного моста»:

$$\Delta e^h = U_a - U_b = Um \cdot \left(\frac{RT3 + \Delta R}{RT4 + RT3 + \Delta R \cdot (1 - \mu)} - \frac{RT2 - \mu \cdot \Delta R}{RT1 + RT2 + \Delta R \cdot (1 - \mu)} \right), \quad (3.4)$$

где Um – питание моста.

При условии идентичности всех четырех ТД ($RT1 = RT2 = RT3 = RT4$) уравнение (3.4) для схемы полного моста можно переписать следующим образом:

$$\Delta e^h = Um \cdot \left(\frac{\Delta R(1 + \mu)}{2R_{cp} + \Delta R(1 - \mu)} \right), \quad (3.5)$$

где $R_{cp} = \frac{1}{4} \cdot \left(RT1 + \frac{RT1 \cdot RT3}{RT4} + RT3 + RT4 \right)$ – среднее значение номинального сопротивления всех тензодатчиков. Выразим ΔR из (3.5):

$$\Delta R = \frac{2R_{cp} \Delta e^h}{U_m(1 + \mu) - \Delta e^h(1 - \mu)}. \quad (3.6)$$

Из анализа уравнений (3.5) и (3.6) следует, что изменения сопротивления ΔR тензодатчика и напряжение рассогласования e^h моста связаны между собой нелинейно. Также, согласно (2.1) и с учетом (3.1) и (3.6) можно записать:

$$K \varepsilon_{прод}^h = \frac{\Delta R}{R_{cp}}; \quad \varepsilon_{прод}^h = \frac{\Delta R}{KR_{cp}} = \frac{2\Delta e^h}{K(U_m(1 + \mu_{сб}) - \Delta e^h(1 - \mu_{сб}))}; \quad (3.7)$$

$$\begin{aligned} \Delta P = E_{сб} S_{сб} \varepsilon_{прод}^h &= \frac{E_{сб} S_{сб}}{K} \cdot \frac{2\Delta e^h}{(U_m(1 + \mu_{сб}) - \Delta e^h(1 - \mu_{сб}))} = \\ &= z \cdot \frac{2\Delta e^h}{(U_m(1 + \mu_{сб}) - \Delta e^h(1 - \mu_{сб}))}, \end{aligned} \quad (3.8)$$

где $z = \frac{E_{сб} S_{сб}}{K}$ – постоянный коэффициент.

Таким образом, нелинейность зависимости напряжения согласования для схемы «полного моста» от изменения сопротивления тензодатчиков не влияет на точность контроля упругих характеристик образца. Измерения (согласно формулы (3.8)) приложенной нагрузки ΔP на образец в зависимости от изменения сопротивления тензодатчиков осуществляются в каждой точке этой зависимости.

Поскольку в качестве образца могут использоваться ТТЗ *in vitro*, то из-за их небольших габаритов приклеить большое количество тензодатчиков является трудоемкой задачей. Целесообразно ограничиться двумя тензодатчиками: один – для измерения продольной деформации, другой – для поперечной. В этом случае необходимы две независимые мостовые схемы, так как коэффициент Пуассона для образца неизвестен (при этом, схемы включения тензодатчиков будут идентичны). Рассмотрим включение одного ТД в схему «четверть моста» для измерения продольной и поперечной деформации образца (рисунок 3.5).

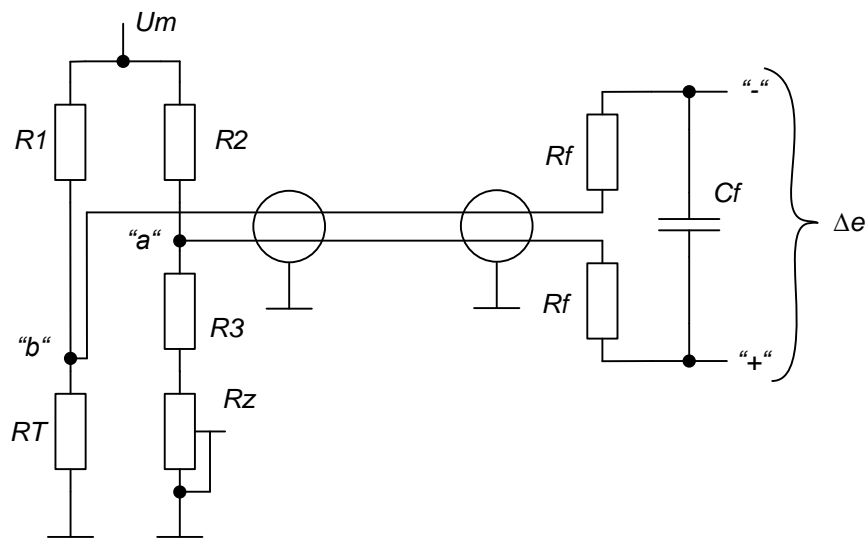


Рисунок 3.5 – Включение одного тензодатчика для измерения деформаций образца в схеме «четверть моста»

Схема не термокомпенсирована, все резисторы $R1-R3$ являются постоянными с минимальным температурным коэффициентом сопротивления (например, из константана). С помощью подстроечного Rz также необходимо добиться нуля на выходе моста при нулевой силовой нагрузке на образец.

При измерении контролируемой продольной деформации образца возникает напряжение $\Delta e_{прод}^{\delta}$ разбаланса моста:

$$\Delta e_{прод}^{\delta} = U_a - U_b = U_m \left(\frac{R3}{R2 + R3} - \frac{RT + \Delta R_{прод}}{R1 + RT + \Delta R_{прод}} \right), \quad (3.9)$$

где RT – величина номинального сопротивления ТД при нулевой силовой нагрузке.

Для типового случая ($R1 = R2; RT = R3$) уравнение (3.9) преобразуется к виду:

$$\Delta e_{\text{прод}}^{\delta} = U_m \left(\frac{\Delta R_{\text{прод}} \cdot R1}{(R1 + RT)(R1 + RT - \Delta R_{\text{прод}})} \right). \quad (3.10)$$

Выразим $\Delta R_{\text{прод}}$ из (3.10):

$$\Delta R_{\text{прод}} = -\Delta e_{\text{прод}}^{\delta} \cdot \frac{(R1 + RT)^2}{U_m R1 + \Delta e_{\text{прод}}^{\delta} (R1 + RT)}. \quad (3.11)$$

Из анализа (3.9), (3.11) следует, что изменения сопротивления $\Delta R_{\text{прод}}$ ТД и напряжение рассогласования $\Delta e_{\text{прод}}^{\delta}$ моста связаны между собой нелинейно.

Согласно (3.15) можно записать для схемы «четверть моста»:

$$\varepsilon_{\text{прод}}^{\delta} = \frac{\Delta R_{\text{прод}}}{K \cdot RT} = \frac{1}{K \cdot RT} \cdot \frac{\Delta e_{\text{прод}}^{\delta} (R1 + RT)^2}{(U_m R1 + \Delta e_{\text{прод}}^{\delta} (R1 + RT))}. \quad (3.12)$$

Аналогично (3.12) определяем поперечную деформацию $\varepsilon_{\text{попр}}^{\delta}$ образца:

$$\varepsilon_{\text{попр}}^{\delta} = \frac{1}{K \cdot RT} \cdot \frac{\Delta e_{\text{попр}}^{\delta} (R2 + RT)^2}{(U_m R1 + \Delta e_{\text{попр}}^{\delta} (R2 + RT))}. \quad (3.13)$$

С учетом (3.16), (3.21), (3.23) запишем выражения для определения модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ :

$$E_{\text{экв}} = \frac{\Delta P}{\varepsilon_{\text{прод}}^{\delta} \cdot S} = -Z \frac{2\Delta e^{\text{H}} K \cdot RT1 (U_m R1 + \Delta e_{\text{прод}}^{\text{H}} (R1 + RT1))}{(U_m (1 + \mu_{\text{сб}}) - \Delta e_{\text{прод}}^{\text{H}} (1 - \mu_{\text{сб}})) \Delta e_{\text{прод}}^{\text{H}} (R1 + RT1)^2}; \quad (3.14)$$

$$\mu = \frac{\varepsilon_{\text{попр}}^{\delta}}{\varepsilon_{\text{прод}}^{\delta}} = \frac{RT1}{RT2} \cdot \frac{\Delta e_{\text{попр}}^{\delta} (R2 + RT2)^2}{\Delta e_{\text{прод}}^{\delta} (R1 + RT1)^2} \cdot \frac{(U_m R1 + \Delta e_{\text{прод}}^{\delta} (R1 + RT1))}{(U_m R2 + \Delta e_{\text{попр}}^{\delta} (R2 + RT2))}. \quad (3.15)$$

Таким образом, получены выражения для нахождения приложенной нагрузки к образцу, а также продольной и поперечной деформации образца в процессе тензометрического контроля в режиме циклической нагрузки. Также определены полные формулы для расчета прочностных характеристик образца – модуля Юнга и коэффициента Пуассона (учитывающие параметры элементов БИС и БИД – тензодатчиков, мостовых схем, АЦП и др.).

Для нахождения упругих характеристик образца, как в статическом, так и в циклическом режимах по (2.1) необходимо вычислять приложенную нагрузку и деформации $\varepsilon_{прод}$ и $\varepsilon_{попр}$ образца по следующим формулам:

$$\Delta P = \frac{E_{СБ} \cdot S_{СБ}}{K} \cdot \frac{2 \cdot \Delta e^H}{Um \cdot (1 + \mu_{СБ}) - \Delta e^H \cdot (1 - \mu_{СБ})} = Z \cdot \frac{2 \cdot \Delta e^H}{Um \cdot (1 + \mu_{СБ}) - \Delta e^H \cdot (1 - \mu_{СБ})};$$

$$\varepsilon_{прод} = \frac{1}{K_{прод} \cdot RT1} \cdot \frac{\Delta e_{прод}^{\partial} \cdot (R1 + RT1)^2}{Um \cdot R1 + \Delta e_{прод}^{\partial} \cdot (R1 + RT1)};$$

$$\varepsilon_{попр} = \frac{1}{K_{попр} \cdot RT2} \cdot \frac{\Delta e_{попр}^{\partial} \cdot (R2 + RT2)^2}{Um \cdot R2 + \Delta e_{попр}^{\partial} \cdot (R2 + RT2)},$$
(3.16)

где $E_{СБ}$ – модуль Юнга СБ; $S_{СБ}$ – средняя площадь поперечного сечения верхней трубки СБ; $\mu_{СБ}$ – коэффициент Пуассона СБ; Z – постоянный коэффициент СБ; K – коэффициент чувствительности тензодатчиков для измерения нагрузки, продольной и поперечной деформаций; Um – питание мостовых схем; $R1, R2$ – сопротивления резисторов, расположенных в одном плече с тензодатчиками $RT1$ и $RT2$, соответственно; $RT1, RT2$ – измеренные номинальные значения сопротивлений тензодатчиков для измерения продольной и поперечной деформаций, соответственно; $\Delta e^H, \Delta e_{прод}^{\partial}$ и $\Delta e_{попр}^{\partial}$ – значения напряжения разбаланса мостовых схем для измерения нагрузки, продольной и поперечной деформаций, соответственно.

3.1.2 Блок измерения акустической эмиссии

Одной из особенностей ПП является низкий уровень шумов. Это позволило применить метод акустической эмиссии для останова испытаний в СБ [71]. В БКАЭ используется преобразователь акустической эмиссии (ПАЭ) типа GT301 фирмы GlobalTest [48], который имеет следующие характеристики (таблица 3.2). На рисунке 3.6 представлен внешний вид данного датчика.

На рисунке 3.7 приведена структурная схема подключения ПАЭ к ПЭВМ с применением сигнального процессора. Поскольку выбранный ПАЭ имеет частотный диапазон до 500 кГц, то (согласно теореме В.А. Котельникова) частота дискретизации АЦП должна быть не менее 1 МГц.

Таблица 3.2. Параметры ПАЭ GT301

<i>Наименование</i>	<i>Значение</i>
Диапазон рабочих частот, кГц	50-500
Электрическая емкость, пФ	183
Сопротивление изоляции, ГОм	более 1
Температурный диапазон, °С	-55...+120
Материал корпуса	Сталь 12Х18Н10Т
Габариты, мм	d16x15
Масса, г	14



Рисунок 3.6 – Внешний вид ПАЭ GT301



Рисунок 3.7 – Структурная схема подключения ПАЭ к ПЭВМ

В данной схеме усилитель с фильтром необходим для усиления и выделения измерительного сигнала в заданной полосе частот. Выбор полосы пропускания фильтра определяется оборудованием, которое рекомендуется производителем для использования с данным датчиком [49]. Этот диапазон частот составляет 20÷1000 кГц, но из-за ограничений самого ПАЭ верхнюю частоту фильтра целесообразно снизить до 500 кГц. Нижняя частота выбирается на уровне 20 кГц, так как это позволяет не потерять информацию, заключенную в сигнале АЭ в диапазоне от 20 до 50 кГц [24].

Для снижения нагрузки на ТКС и сервер целесообразно использовать пороговый режим работы метода АЭ. В этом случае порог выставляется

программно и является «триггером» для выполнения записи оцифрованных данных в БД на сервер. Уровень порога выставляется немного выше уровня собственного шума аналогового тракта. АЦП, с подключенным к нему усилителем, имеет следующие характеристики: частота выборки 1000 кГц, разрядность 12 бит, опорное напряжение +3,3В; уровень шума ± 15 мВ. Коэффициент усиления усилителя должен быть достаточно высоким, что позволяет обнаруживать появление мелких дефектов. В качестве усилителя используется дифференциальный усилитель INA128. Согласно [50], для частотного диапазона от 20 до 500 кГц максимальный коэффициент его усиления равен ~ 30 дБ.

Для передачи звукового сигнала от образца к ПАЭ был создан волновод, согласно [96, 107] (рисунок 3.8).

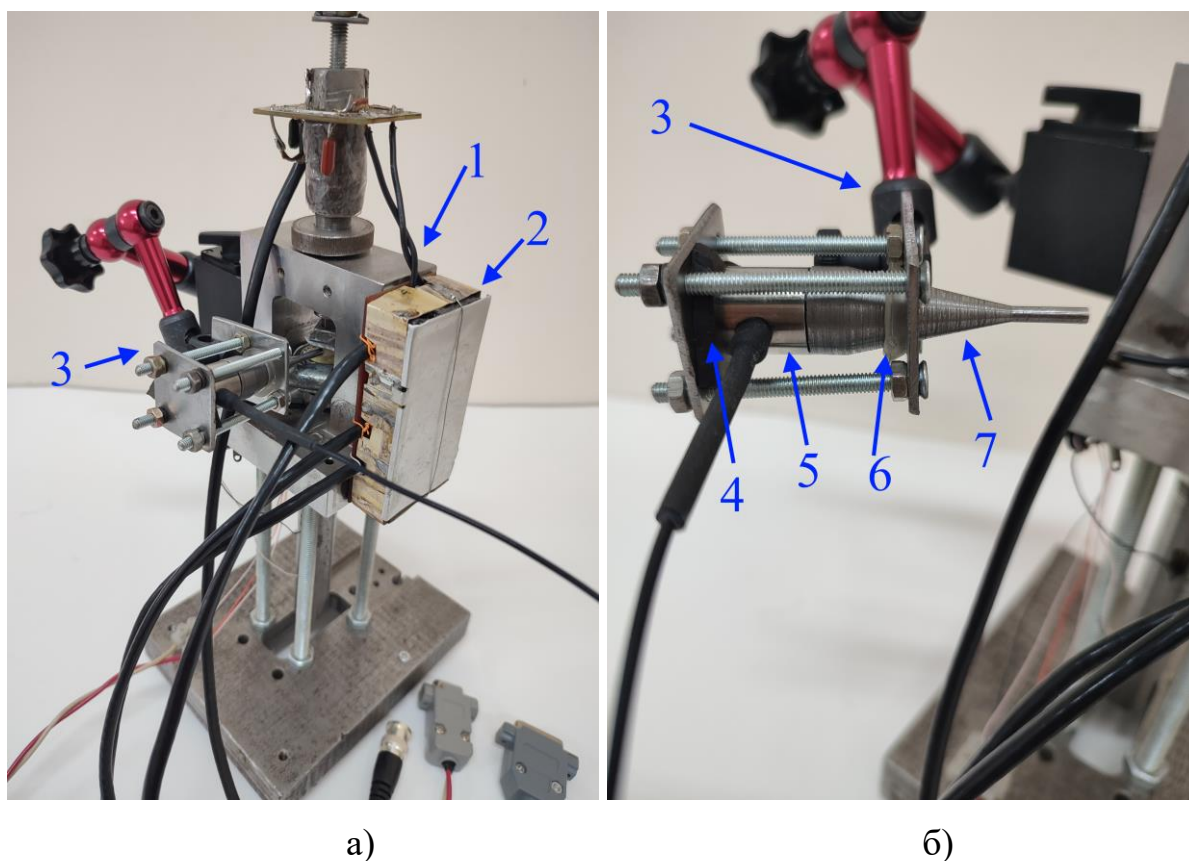


Рисунок 3.8 – Внешний вид ПАЭ с волноводом на силовом блоке (а – ПАЭ с волноводом касается образца; б – ПАЭ с волноводом)

Волновод выполнен из стали, является составным и имеет три участка с разной геометрией: первый участок – стержень диаметром 3 мм и длиной 15 мм; второй участок – концентратор конической формы с диаметрами оснований 3 и

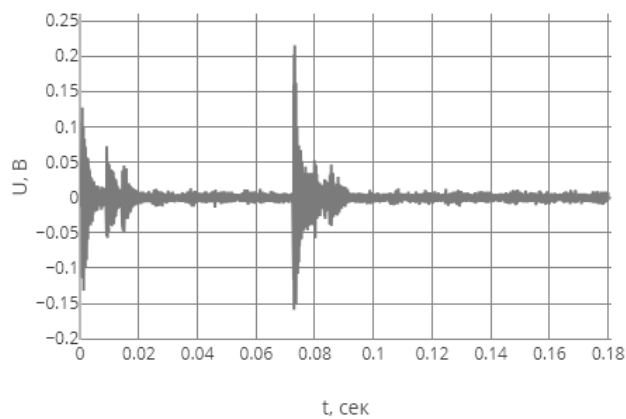
16 мм, длиной 30 мм; третий участок – стержень диаметром 16 мм и длиной 5 мм. Выбор значений диаметров осуществлялся, исходя из доступного для наблюдения участка образца (зуба *in vitro*) и диаметра самого ПАЭ (16 мм). Согласно [97], из всех рассмотренных в данной работе форм концентраторов конический имеет наименьший коэффициент ослабления сигнала при включении его в СБ в обратном направлении.

Волновод 7 с ПАЭ 5 размещен в манипуляторе-держателе 3 посредством демпферов: резины толщиной 3 мм на задней стенке ПАЭ 4 и вокруг волновода силиконовой шайбы 6. Сам манипулятор-держатель 3 крепится к основанию 1 СБ с помощью магнита. Манипулятор-держатель имеет шарнирную систему координат, которая позволяет зафиксировать ПАЭ с волноводом в любом необходимом положении. Также на основании СБ установлен блок мостовых схем 2.

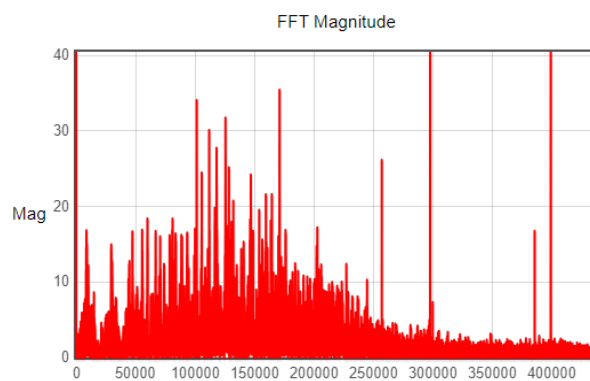
На рисунке 3.9 приведены некоторые сигналы ПАЭ. Уровень порога был выбран 20 мВ (что позволило исключить ложную запись данных). На все образцы воздействовала линейно увеличивающаяся нагрузка на сжатие. Образцы «А» и «Б» – зубы *in vitro* с пломбами из цинк-фосфатного цемента; образец «В» – цилиндрической формы из пломбировочного материала (также из цинк-фосфатного цемента).

Следует отметить, что временная и частотная характеристики имеют разный вид (рис. 3.9 б, г, е), что обуславливает необходимость дополнительной обработки сигналов АЭ.

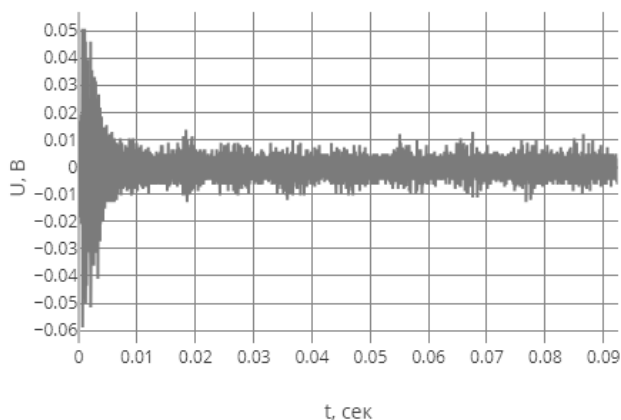
Для полного анализа сигнала АЭ рекомендуется применять алгоритм частотно-временного преобразования на основе оконного преобразования Фурье (STFT), который показал свою эффективность в беспороговом режиме [125]. Но анализ данных на основе STFT требует наличия работы внешних вычислительных ресурсов (в данном случае, сервера). Поскольку для ускорения проведения испытаний к серверу возможно подключение нескольких ИИС для контроля и измерения прочностных характеристик образцов, то вычислительная нагрузка на сервер может значительно увеличиться. Таким образом, необходимо разработать алгоритм для выделения сигнала АЭ и удаления ложных сигналов (шум, электромагнитное излучение (ЭМИ) и т.д.).



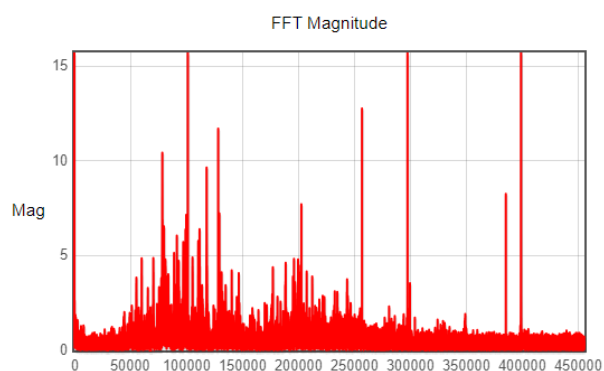
а)



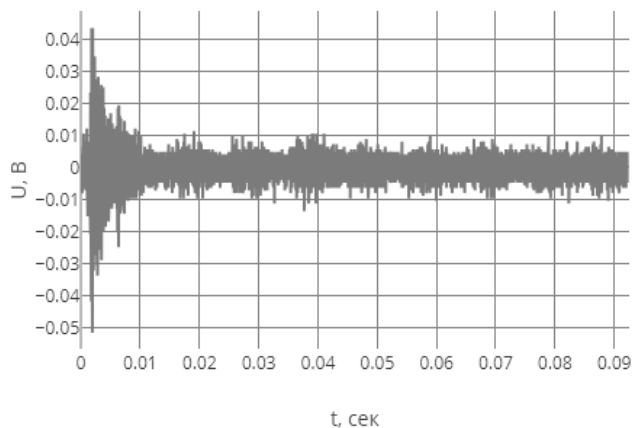
б)



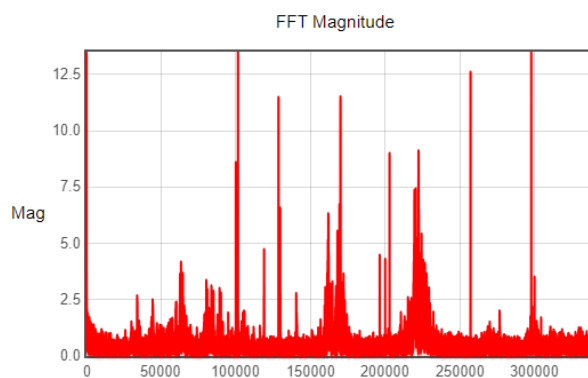
в)



г)



д)



е)

Рисунок 3.9 – Временные (а, в, д) и частотные (б, г, е) характеристики сигнала АЭ при разрушении образцов (а,б – образец «А»; в,г – образец «Б»; д,е – образец «В»)

В работах [4, 21] показано, что анализ спектра сигнала АЭ может уменьшить количество ложных срабатываний. Частотный диапазон при этом разбивается на несколько участков M . Анализируя мощность сигнала во всех M

диапазонах, возможно отличить сигнал АЭ, например, от сигнала ЭМИ. Мощности сигнала в частотном и временном представлении (согласно теоремы Парсеваля) одинаковы. Следовательно, анализ мощности можно выполнить во временном диапазоне. Согласно [124], среднеквадратичное значение сигнала (RMS) чувствительно к появлению дефектов в образце, при этом данный параметр характеризует среднюю мощность. Необходимо отметить, что для выделения сигнала АЭ возможно применение цифровых фильтров [7]. На рисунке 3.10 приведена блок-схема алгоритма цифровой предварительной обработки сигнала АЭ для определения типа этого сигнала. Функция *filter* представляет собой полосовой БИХ-фильтр. После фильтрации формируется $(M+1)$ массивов $b_i(t)$, где $(M+1)$ -ая полоса частот является общей для всех. Для каждого выходного сигнала $b_i(t)$ вычисляется среднеквадратичное значение b_{RMSi} . Затем для первых M значений b_{RMSi} определяется нормированная мощность сигнала для данной полосы P_{ni} по отношению к общей полосе частот (т.е. $b_{RMS(M+1)}$). Это позволяет проверить правильность выбора параметров полосовых фильтров (частоты среза и порядок), так как сумма всех нормированных мощностей $P_{n\Sigma}$ должна быть равна единице (условие 1). Затем для каждой нормированной мощности вычисляется нормированная спектральная плотность мощности сигнала G_{ni} . Это позволяет найти мощность сигнала независимо от ширины частотного диапазона, при этом сохраняется связь с частотным разделением мощности в данном диапазоне. Тип сигнала АЭ определяется по следующим условиям: если все нормированные спектральные плотности мощности сигнала G_{ni} равны, то это шум от ЭМИ (условие 2); если первая нормированная спектральная плотность мощности сигнала G_{n1} много больше остальных плотностей мощности сигнала G_{ni} , то это шум от механического воздействия (условие 3). По мере накопления информации в СБ ИИС количество полос M и их частотные диапазоны нужно корректировать. Приведенные условия 2 и 3 сформированы на допущении, что в частотные диапазоны 1-ого и $(M+1)$ -ого полосовых фильтров включен также низкочастотный диапазон (от 1 до 20 кГц). Особенностью данного алгоритма является возможность его реализации в микропрограмме СП и выполнение предварительной обработки сигнала АЭ.

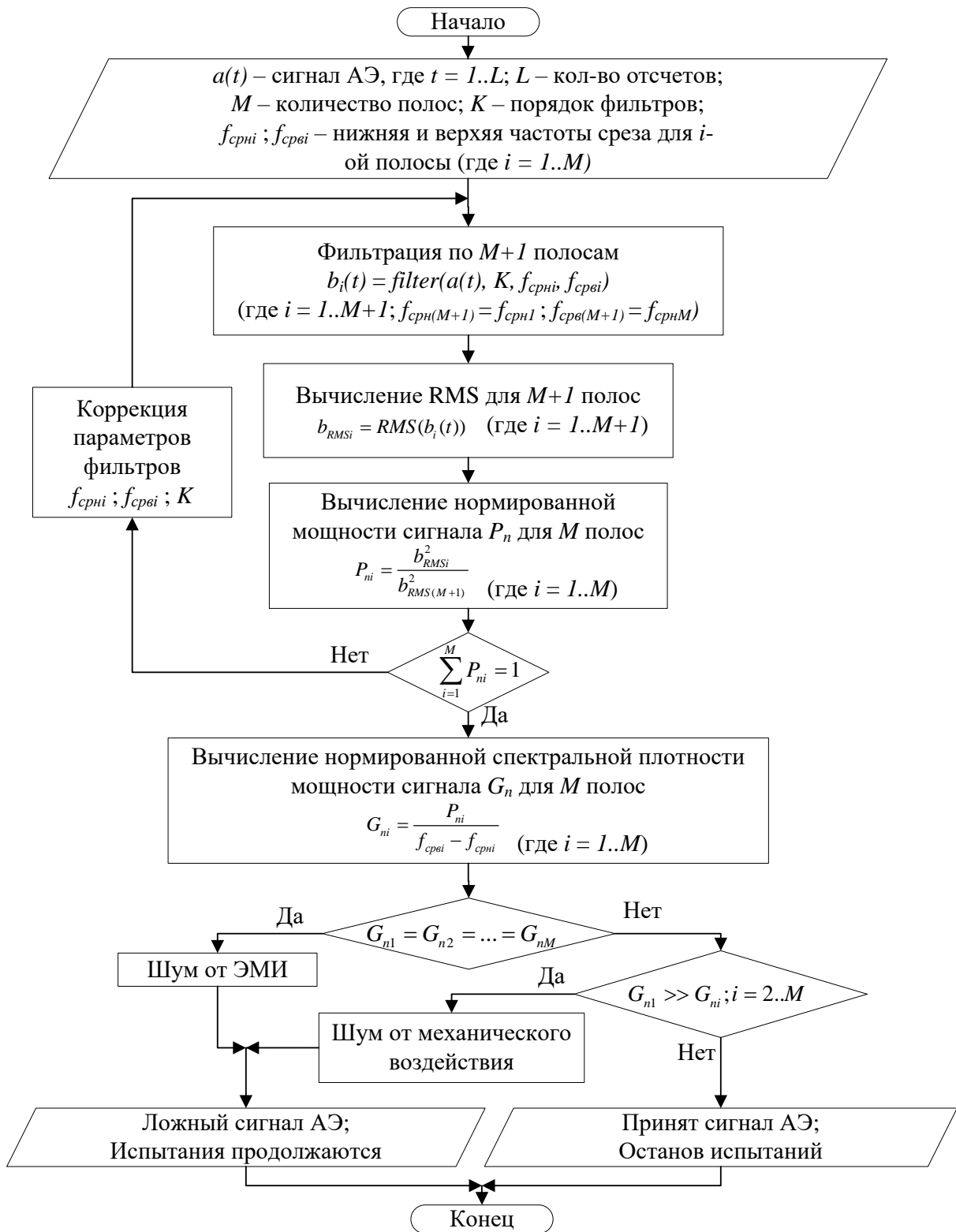


Рисунок 3.10 – Блок-схема алгоритма цифровой предварительной обработки сигнала АЭ.

Таким образом, протестирована работа ПАЭ, выбран коэффициент усиления для ПАЭ на уровне 30 дБ и разработан алгоритм цифровой предварительной обработки сигнала акустической эмиссии, позволяющий определить его тип.

3.2. Структура программного обеспечения ИИС для комплексного исследования ПХ ПМ

Центральной частью ТКС является сервер с БД для накопления измеренных данных. Эта информация должна быть доступна не только для записи, но и для чтения. На рисунке 3.11 приведена структура ПО, где каждый блок — это отдельная программа. Все программы на ПЭВМ и сервере взаимодействуют с программой для БД с помощью *SQL*-запросов.



Рисунок 3.11 – Структурная схема ПО для комплексного исследования прочностных характеристик ПМ

SQL-запросы позволяют на прикладном уровне осуществлять поиск и модификацию БД. А также значительно упрощают разработку ПО для ПЭВМ.

Рассмотрим более подробно передачу информации из блоков первого и второго уровней ИИС на сервер и в ПЭВМ, соответственно. При проведении тензометрического, акустического (в статическом или динамическом режиме) и электрометрического контроля формируются пакеты данных, которые состоят из следующих полей: преамбула, тип пакета, информационное поле, циклический избыточный код. Преамбула позволяет отделить текстовый формат данных от измерительных. Для каждого типа пакетов оговорена его

длина на приемной и передающей стороне. Существует несколько типов пакетов для тензометрического (данные в статическом и динамическом режиме, параметры из СП) и электрометрического (данные и параметры из СП) контроля. Тип данных и их порядок в информационном поле также оговорен.

Поскольку данные, передаваемые от СП на сервер и в ПЭВМ важны для проведения исследований, необходимо обеспечить надежность передачи. Для этого используется 16-разрядный циклический избыточный код. Если данные приняты с ошибкой, то такие данные не выводятся на экран ПЭВМ (увеличиваются показания счетчика количества ошибок передачи данных, и необходимо выявлять причину возникновения ошибки).

Прежде, чем записывать измеренные данные в БД из СП тензометрического и акустического контроля, необходимо указать условия эксперимента: наименование образца и как он был подготовлен. Параметры самого эксперимента (закон силового воздействия, его частота, расположение активного электрода на образце при проведении электрометрического контроля) передаются автоматически из ИИС с помощью пакетов.

Полученные снимки оптическим микроскопом с предварительным просмотром на ПЭВМ также записываются в БД для текущего исследуемого образца.

3.3. Программное обеспечение ИИС для реализации тензометрического и акустического контроля

Для осуществления тензометрического и акустического контроля используется сигнальный процессор (СП). Это позволяет в режиме реального времени оцифровывать аналоговый сигнал и передавать его в ПЭВМ. Особенностью алгоритма СП является «одновременная» работа генератора сигнала для ПП и оцифровка сигнала с тензодатчиков. Это позволяет передавать на сервер и в ПЭВМ синхронные данные [141, 73].

3.3.1 Алгоритм обеспечения заданного закона изменения силовых нагрузок при прочностных испытаниях ПМ

Для исследования прочностных характеристик ТТЗ и ПМ разработан алгоритм (рисунок 3.12) для дискретной системы, позволяющий сохранять закон силового воздействия на образец в течение всего эксперимента [79]. При работе как в статическом, так и в циклическом режимах вычисляются упругие характеристики (модуль Юнга и коэффициент Пуассона) по дискретным точкам. В целом, алгоритм имеет 6 критериев останова испытаний образца.

Критерии выбираются оператором (исследователем) в начале испытаний после работы в статическом режиме: 1) превышение амплитуды сигнала с преобразователя акустической эмиссии; 2) отклонение эквивалентного значения модуля Юнга на величину $E_{пор}$; 3) отклонение значения коэффициента Пуассона на величину $\mu_{пор}$; 4) скачкообразное изменение приложенной нагрузки на величину $P_{пор}$; 5) отклонение высокого напряжения на ПП за границы диапазона ($C_{мин}$; $C_{макс}$); 6) превышение заданного количества циклов (периодов) ($M_{макс}$).

Для дискретной системы принимаемые данные от МК выглядят в виде точек с определенной частотой дискретизации. Три канала тензометрического контроля позволяют получать данные в виде набора $(t_i; p_i)$, $(t_i; \varepsilon_{прод i})$, $(t_i; \varepsilon_{поп i})$ (где p – приложенная нагрузка на образец; $\varepsilon_{прод}$ и $\varepsilon_{поп}$ – относительные продольная и поперечная деформации, соответственно). Все эти данные соответствуют своему моменту времени t_i .

Перед вычислением модуля Юнга и коэффициента Пуассона необходимо отфильтровать данные, чтобы исключить «выбросы», вызванные электромагнитными помехами.

Для вычисления модуля Юнга и коэффициента Пуассона по формуле (2.1) с использованием (3.1) необходимо с помощью метода наименьших квадратов [89] составить уравнения для дискретных точек в количестве N штук. В частности, для модуля Юнга будет использоваться следующий набор точек $(\varepsilon_{прод i}; p_i)$, а для коэффициента Пуассона – $(\varepsilon_{прод i}; \varepsilon_{поп i})$.

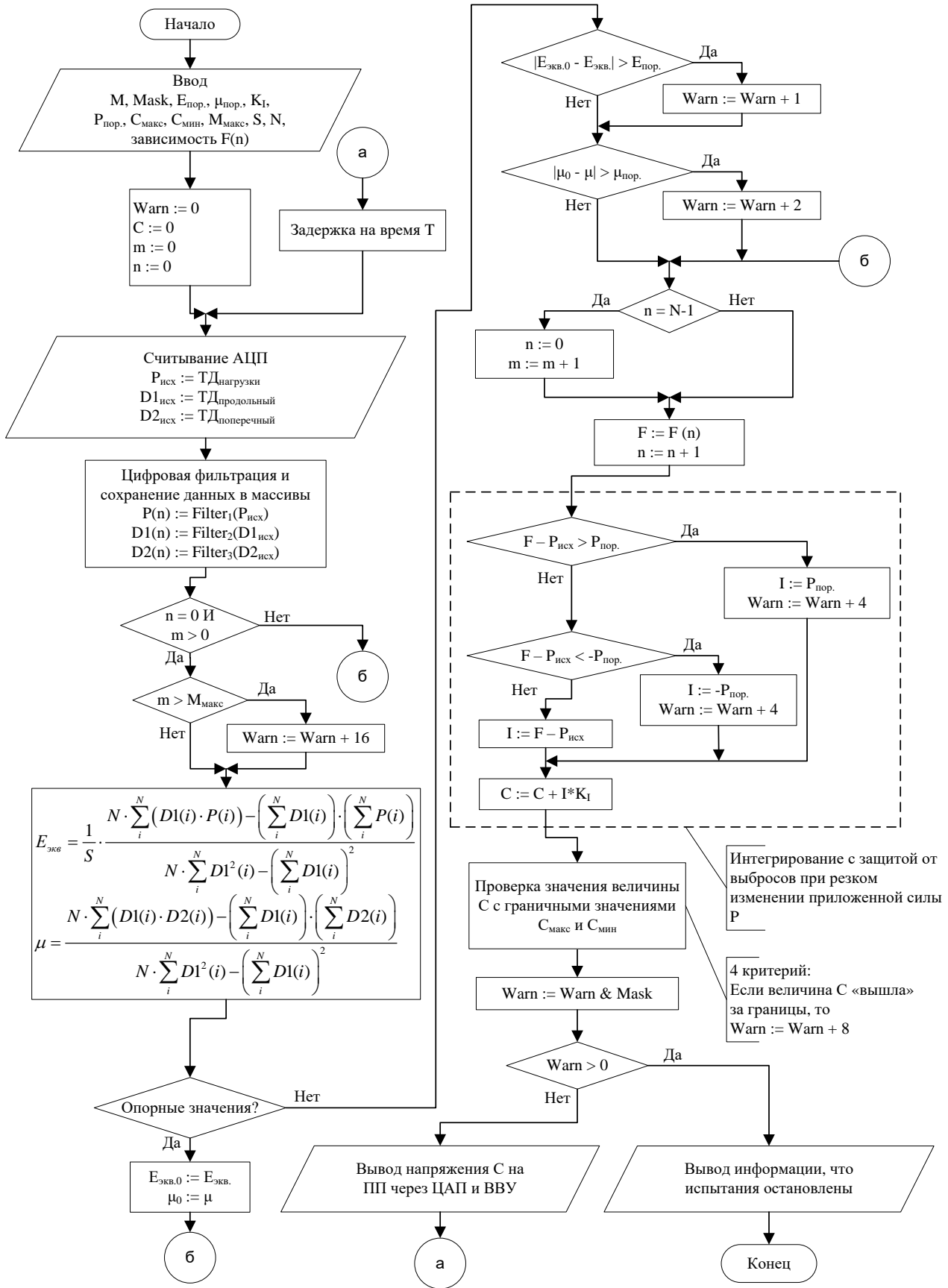


Рисунок 3.12 – Алгоритм обеспечения заданного закона силового воздействия для циклического режима (m – счетчик периодов; n – отсчеты)

Поскольку это упругие характеристики, то основное уравнение будет линейным с коэффициентами A и B :

$$y = Ax + B;$$

$$\begin{cases} A \sum x_i^2 + B \sum x_i = \sum (x_i \cdot y_i); \\ A \sum x_i + B \cdot N = \sum y_i. \end{cases} \quad (3.17)$$

Для упругих характеристик смещение B не учитывается, согласно (2.1). В этом случае можно ограничиться вычислением коэффициента A . Необходимо отметить, что коэффициент B может быть как больше, так и меньше нуля. Это обусловлено тем, что при выборке люфтов в СБ (т.е. при задании начальной силы $p_{нач.}$ для (2.2)) возможна начальная нелинейность [2]. Относительную деформацию ε можно вычислить через напряжение разбаланса мостовой схемы Δe , согласно (3.1). Ниже приведены формулы для вычисления упругих характеристик по дискретным точкам:

$$E_{экр} = \frac{\Delta P}{\varepsilon_{прод}^H \cdot S} = \frac{1}{S} \cdot \frac{N \cdot \sum (\varepsilon_{прод i}^H \cdot P_i) - (\sum \varepsilon_{прод i}^H) \cdot (\sum P_i)}{N \cdot \sum \varepsilon_{прод i}^2 - (\sum \varepsilon_{прод i}^H)^2}; \quad (3.18)$$

$$\mu = \frac{\varepsilon_{попр}^{\partial}}{\varepsilon_{прод}^{\partial}} = \frac{N \cdot \sum (\varepsilon_{прод i}^{\partial} \cdot \varepsilon_{попр i}^{\partial}) - (\sum \varepsilon_{прод i}^{\partial}) \cdot (\sum \varepsilon_{попр i}^{\partial})}{N \cdot \sum \varepsilon_{прод i}^2 - (\sum \varepsilon_{прод i}^{\partial})^2}, \quad (3.19)$$

где $E_{экр}$ – эквивалентное значение модуля Юнга; μ – коэффициент Пуассона; S – площадь поперечного сечения рабочей части образца; ΔP – приращение силы; N – кол-во дискретных точек.

Вычисление точной площади сечения S в (3.3) для образца (ТТЗ) является трудоемкой задачей. Поэтому принимаем, что $S = 1$. Таким образом, величина $E_{экр}$ не учитывает точное значение площади сечения исследуемого образца и является нормированной. Но даже в этом случае величину $E_{экр}$ можно использовать для сравнительного анализа во время проведения испытаний в динамическом режиме. Предполагается, что за время проведения испытания площадь сечения исследуемого образца неизменна ($S = const$).

В начале испытаний выбираются эквивалентное значение модуля Юнга и значение коэффициента Пуассона в качестве опорных (номинальных) значений ($E_{экр0}$ и μ_0). В качестве второго и третьего критерия используется абсолютная

разность опорных ($E_{экв0}$ и μ_0) и полученных ($E_{экв}$ и μ) значений. Если эти величины больше пороговых ($E_{пор}$ или $\mu_{пор}$), то испытания останавливаются. Останов испытаний по этим двум критериям решает оператор, задав параметр $Mask$ в начале испытаний.

Синусоидальный закон воздействия на образец $F(n)$ для дискретной системы описывается следующим выражением:

$$F(n) = A \cdot \cos\left(\frac{n}{N} \cdot 2 \cdot \pi\right) + B, \quad (3.20)$$

где n – номер отсчета от 0 до $(N-1)$; N – количество отсчетов за период; A – амплитуда сигнала; B – смещение сигнала.

Для поддержания заданного закона $F(n)$ необходимо выполнять суммирование ошибки $F(t) - P(t)$ по формуле для дискретной системы:

$$C = K_I \cdot \sum_{n=0}^{\infty} [F(n) - P(n)], \quad (3.21)$$

где C – значение напряжения на ПП; K_I – коэффициент интегрирования; $P(n)$ – измеренное значение силы на текущем отсчете без фильтрации.

Для дискретной системы выражение (3.6) можно записать в виде рекуррентной формулы:

$$C(n) = C(n-1) + K_I \cdot [F(n) - P(n)], \quad (3.22)$$

где $C(n)$, $C(n-1)$ – значения напряжений для ПП на текущем и предыдущем отсчетах алгоритма, соответственно.

Независимо от величины коэффициента K_I абсолютная разность значений $F(n) - P(n)$ может быть большой. Это может привести к ударному явлению для ПП и сократить его срок службы. С целью уменьшения «удара» было введено пороговое значение ($P_{пор.}$) на разность $F(n) - P(n)$. Подобный «удар» может возникнуть при разрушении образца, вследствие чего приложенная нагрузка уменьшается и разность $F(n) - P(n)$ увеличивается. Это используется в качестве четвертого критерия останова испытаний.

В связи с тем, что абсолютное значение напряжения C на реальном ПП не может быть очень большим, введена также проверка значения C на минимум ($C_{мин}$) и максимум ($C_{макс}$). Выход значения C за границы (максимум и минимум)

используется в качестве пятого критерия для останова испытаний, так как при этом закон воздействия на образец будет отличаться от заданного. Преобразованное значение C выводится на ПП через ЦАП и ВВУ.

Также в алгоритм (рисунок 3.12) введен шестой критерий, чтобы «останов» выполнялся после определенного количества циклов (M_{\max}) возвратно-поступательных движений ПП. Это позволяет периодически проверять образцы электрометрическим устройством и оптическим микроскопом. Критерии «останова» испытаний образца используются как флаг для записи измеренных данных в БД. Это снижает требования к ПО БД и серверу, так как запись осуществляется только в определенные моменты времени (через час или несколько часов).

3.3.2 Выделение и фильтрация информационного сигнала с тензодатчиков

Программное обеспечение ПЭВМ для тензометрического и акустического контроля (рисунок 3.13) должно не только обеспечивать прием данных от МК, но и также передавать параметры в МК для настройки и установки параметров работы системы. Для лучшего восприятия измеренных дискретных данных в виде графиков их необходимо сглаживать.

Если выполнять сравнение эквивалентного модуля Юнга $E_{\text{экв}}$ и коэффициента Пуассона μ на каждом периоде с номинальными ($E_{\text{экв}0}$ и μ_0) при циклических испытаниях образца, это позволит записывать в БД информацию при отклонении на заданную величину (второй и третий критерии останова). При этом, если возникнет электромагнитная помеха на измерительные каналы тензодатчиков, то измеренные данные также могут значительно измениться. Это может привести к искажению данных при построении графика напряжение-деформация и ложной записи измеренных данных в БД. Также искажения могут возникнуть в статическом режиме. Таким образом, задача разработки цифрового фильтра для МК является актуальной.

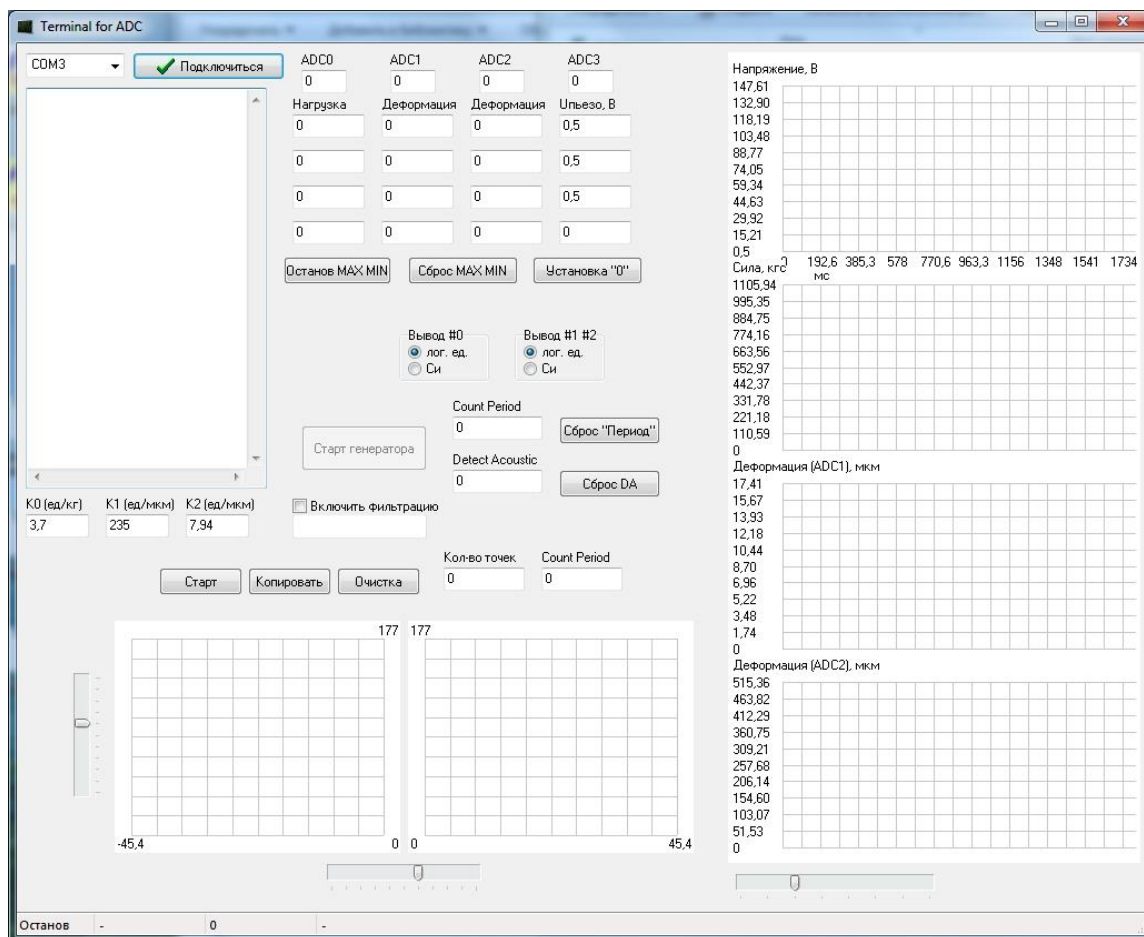


Рисунок 3.13 – Интерфейс программы на ПЭВМ для тензометрического и акустического контроля

Для вычисления эквивалентного модуля Юнга $E_{экв}$ и коэффициента Пуассона μ , а также для отображения на экране ПЭВМ текущей информации о НДС образца разработана структура цифрового фильтра на основе фильтров с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ-фильтр) (рисунок 3.14), позволяющего выделять постоянную составляющую и гармонический сигнал с заданной частотой F_S возвратно-поступательных движений ПП [75].

Постоянная составляющая необходима для отслеживания выборки зазоров на начальном этапе и дальнейшего проведения испытаний. Переключатель «П2» переводится в нижнее положение в динамическом режиме. Особенностью фильтра является автоматическая перенастройка его параметров в зависимости от заданной частоты F_S , а для уменьшения влияния единичных выбросов (помех) используется медианный фильтр.

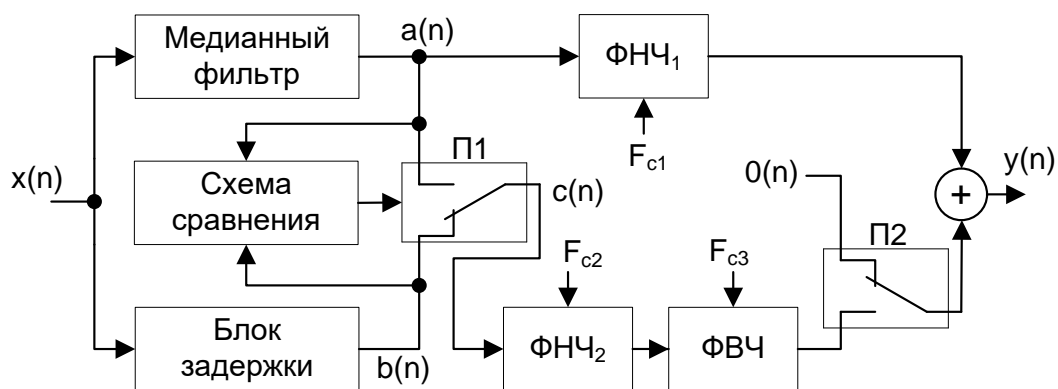


Рисунок 3.14 – Структурная схема цифрового фильтра

При этом частоты среза F_{c2} и F_{c3} определяются согласно выражений:

$$F_{c2} = F_s + \frac{F_w}{2}; \quad F_{c3} = F_s - \frac{F_w}{2}, \quad (3.23)$$

где F_w – ширина полосы пропускания полосового фильтра.

Для уменьшения влияния единичных выбросов используется медианный фильтр, входным параметром которого является размер окна $L_{M\Phi}$. Для фильтрации единичных импульсов необходимо выполнять условие $L_{M\Phi} \geq 3$. Применение медианного фильтра для выделения постоянной составляющей осуществляется постоянно.

В динамическом режиме сигнал $c(n)$ (где n – дискретный отсчет) на выходе переключателя «П1» определяется по следующему условию, которое реализовано в схеме сравнения (рисунок 3.14):

$$c(n) = \begin{cases} a(n), & |a(n) - b(n)| > Kf; \\ b(n), & |a(n) - b(n)| \leq Kf, \end{cases} \quad (3.24)$$

где Kf – уровень порога сравнения. Блок задержки необходим для обеспечения синхронности сигналов $a(n)$ и $b(n)$. При этом порядок блока задержки $L_{БЗ}$ определяется по следующей формуле:

$$L_{БЗ} = \frac{L_{M\Phi} + 1}{2}, \quad L_{M\Phi} = 3, 5, 7, \dots, \quad (3.25)$$

где $L_{M\Phi}$ – размер окна медианного фильтра.

Необходимо отметить, что применение схемы сравнения с переключателем «П1» позволяет устранить недостатки медианного фильтра в случае отсутствия внешних помех (потеря информации о максимумах).

Разработанный цифровой фильтр сглаживает входной дискретный сигнал и при наличии внешней помехи осуществляется ее подавление (т.е. при сравнении выходного сигнала без помехи и с ней, сигнал формируется примерно одинаковый). Это позволяет исключить ложную запись данных в БД и снижает нагрузку на ТКС в целом.

3.4. Второй уровень информационно-измерительной системы для изучения прочностных характеристик композитных пломбировочных материалов

В разработанной двухуровневой ИИС для ускоренных испытаний прочностных характеристик образцов второй уровень ИИС предназначен для высокоточных измерений электропроводности ТТЗ и экспресс-диагностики на основе электрометрического и оптического контроля. Разработка устройства для измерения электропроводности ТТЗ требует предварительного изучения электрохимических особенностей протекания тока через ТТЗ, электролиты и контакты АЭЛ и ПЭЛ с электролитами (глава 1). Это позволит оценить методическую погрешность измерений.

3.4.1. Сравнительный анализ электропроводностей электролитов биоткани зуба и активного и пассивного электродов ИИС

Все биоткани организма человека содержат электролиты и находятся в их растворах. Общая концентрация таких растворов электролитов (в том числе слюны) эквивалентна 0,9% раствора хлорида натрия [40]. Также биоткани состоят из клеток. При прохождении тока через них происходит перераспределение ионов внутри клетки и из-за мембраны клетки образуются заряженные емкости (рисунок 3.15а), (т.е. мембрана клетки препятствует движению ионов постоянного тока между электродами). На рисунке 3.15.б приведена эквивалентная схема биотканей [40, 34, 153, 149, 30]. При этом R_1 и R_2 являются сопротивлениями внутриклеточной и межклеточной жидкостей, соответственно.

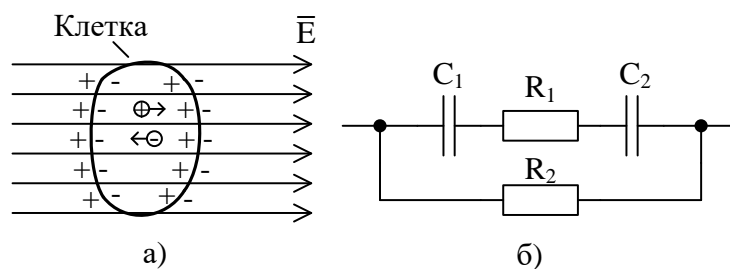


Рисунок 3.15 – Клетка биоткани:

а – в электрическом поле; б – эквивалентная схема биоткани

Поскольку прохождение тока через ТТЗ обусловлено ионами электролитов (10% CaCl_2 , биоткани и 0,9% NaCl), то при взаимодействии с металлическими электродами (активным и пассивным) на границе раздела двух фаз (металл-электролит) будет возникать двойной электрический слой [28, 85]. Таким образом, полная эквивалентная схема будет выглядеть следующим образом (рисунок 3.16).

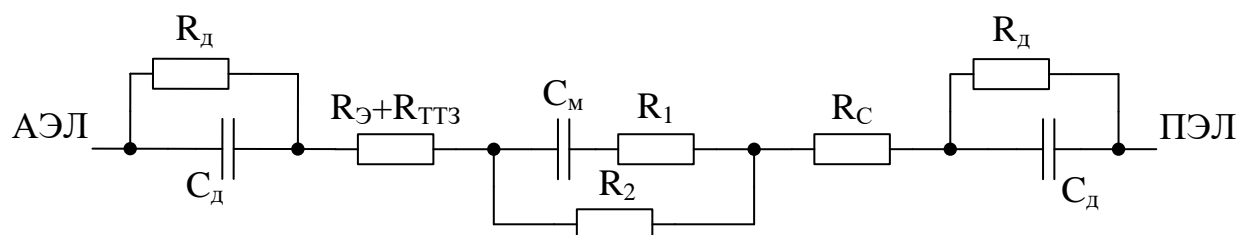


Рисунок 3.16 – Полная эквивалентная схема протекания тока между активным и пассивным электродами через биоткань, электролиты АЭЛ и ПЭЛ (где C_M – емкость мембраны клетки; $R_{Э}$ – сопротивление раствора CaCl_2 ; $R_{ТТЗ}$ – сопротивление ТТЗ; R_C – сопротивление раствора NaCl ; R_d , C_d – активная и емкостная составляющая двойного электрического слоя; АЭЛ, ПЭЛ – активный и пассивный электроды)

Емкости мембраны клетки C_1 и C_2 (рисунок 3.15) заменены на общую емкость C_M (рисунок 3.16). Сопротивление $R_{ТТЗ}$ – это общее сопротивление некоторого раствора, содержащегося в ТТЗ, которое зависит от степени поражения ТТЗ кариозным процессом.

Каждой из 6 стадий кариозного процесса (рассмотренной в п.1.6) соответствует свой диапазон электропроводности. В работе [76] приведен ряд сопротивлений, где каждое значение – это среднее значение для 1-ого из 6

диагнозов кариозного процесса: 50; 140; 400; 960; 10640; 35000 кОм. Для рисунка 2 – это сопротивление $R_{\text{Э}}$. Для повышения точности измерения электропроводности ТТЗ остальные сопротивления эквивалентной схемы должны быть много меньше $R_{\text{Э}}$. Результаты измерений импеданса биотканей всего тела показали, что для взрослого здорового человека активная составляющая сопротивления биоткани равна ~490 Ом, а реактивная – ~65 Ом при частоте сигнала 50 кГц [110]. Необходимо изучить влияние двойного электрического слоя ($R_{\text{Д}}$, $C_{\text{Д}}$) и сопротивления электролитов ($R_{\text{Э}}$ и $R_{\text{С}}$) (без элементов R_1 , R_2 и C_M).

Сопротивление электролитов АЭЛ и ПЭЛ $R_{\text{ЭЛ}}$ (Ом) рассчитывают через удельную электропроводность κ (См / см) по следующей формуле [132]:

$$\kappa = \frac{1}{R_{\text{ЭЛ}}} \cdot \frac{L_{\text{Э-д}}}{S_{\text{Э-д}}} = \frac{1}{R_{\text{ЭЛ}}} \cdot K_{\text{я}}, \quad (3.26)$$

где $L_{\text{Э-д}}$ – расстояние между электродами, см; $S_{\text{Э-д}}$ – площадь электрода, см²; $K_{\text{я}}$ – постоянная ячейки, см⁻¹.

Известно, что величина κ зависит от температуры [132]:

$$\kappa(t) = \kappa_{25} \cdot \left[1 + \alpha \cdot (t - 25) + 0,01663 \cdot (\alpha - 0,0174) \cdot (t - 25)^2 \right], \quad (3.27)$$

где t – температура, при которой измерена κ , °С; κ_{25} – приведенная электропроводность при температуре 25 °С; α – температурный коэффициент электрической проводимости электролита, °С⁻¹.

Для теоретического расчета удельной электропроводности электролитов $\kappa_{\text{расчет}}$ воспользуемся формулой молярной электропроводности λ ((См*см²) / моль):

$$\kappa_{\text{расчет}} = \lambda \cdot c \cdot 1000; \quad \lambda = \lambda_0 \cdot (1 - a \cdot \sqrt{c} + b \cdot c), \quad (3.28)$$

где λ_0 – молярная электропроводность при бесконечном разведении, (См*см²) / моль; a , b – коэффициенты; c – концентрация раствора электролита, моль/л.

Необходимо отметить, что формула λ из (3.12) справедлива для концентраций $c = 0,001 - 0,1$ моль/л. Согласно [82], параметры (3) для некоторых растворов будут следующими (таблица. 3.3).

Оценим удельные электропроводности и сопротивления данных электролитов при $K_{\text{я}} = 1$ см⁻¹ по формулам (3.12) и (3.10), соответственно.

Таблица 3.3. Молярная электропроводность разбавленных водных растворов электролитов при 25 °С.

Электролит	λ_0 (См*см ²) / моль	a	b
CaCl ₂	135,6	1,3	1,8
NaCl	126,5	0,7	0,74
KCl	149,8	0,63	0,64

Для расчета молярной концентрации электролитов c при заданной объемной концентрации ω воспользуемся расчетом [119] при 20 °С. В этом случае необходимо сделать расчет $\kappa(t)$ по (3.11). В таблице 3.4 приведены результаты расчета электропроводности и сопротивления трех электролитов, представленных в таблице 3.3.

Таблица 3.4. Удельная электропроводность и сопротивление электролитов при 20 °С

Электролит	ω , %	c , моль/л	$\kappa_{расчет}$, мСм/см	$R_{эл}$, Ом
CaCl ₂	10	0,976	175,83	5,687
NaCl	0,9	0,1548	14,8	67,548
KCl	0,07	0,01	1,28	781,27

Из анализа таблицы 3.4 следует, что концентрации растворов хлорида кальция и хлорида натрия относительно большие (> 0.01 моль/л) и формула λ из (3) для них не действует. Необходимо отметить, что выражения (1-3) позволяют примерно оценить величину $R_{эл}$. Для всех электролитов по таблице 3.5 их сопротивление $R_{эл}$ для АЭЛ и ПЭЛ значительно меньше, чем $R_{эл}$ электролита ТТЗ (оно более 1 кОм). Это дает возможность использовать электролиты (10% CaCl₂, биоткани и 0,9% NaCl) для создания высокоточного электрометрического устройства.

Теоретический анализ электропроводности электролитов электродов и биоткани показал, что их влиянием на общую электропроводность ТТЗ можно пренебречь. Тогда измеренное сопротивление между электродами (АЭЛ и ПЭЛ) будет определяться сопротивлением ТТЗ и зависеть от степени кариозного процесса. Но для исключения двойного электрического слоя и емкости мембраны клетки необходимо применять схемы измерений сопротивлений на переменном токе: на синусоидальном или прямоугольном.

Так в работе [104] применялся переключатель полярности для исключения поляризации биоткани, а в работе [12] – переменный синусоидальный ток. Недостатки их применения приведены в главе 1.

Электропроводности контактов АЭЛ и ПЭЛ с электролитами (с двойным электрическим слоем) из-за их неоднозначности оценивались в результате экспериментальных исследований на переменном токе.

Для эмпирического изучения двойного электрического слоя использовалась следующая схема (рисунок 3.17).

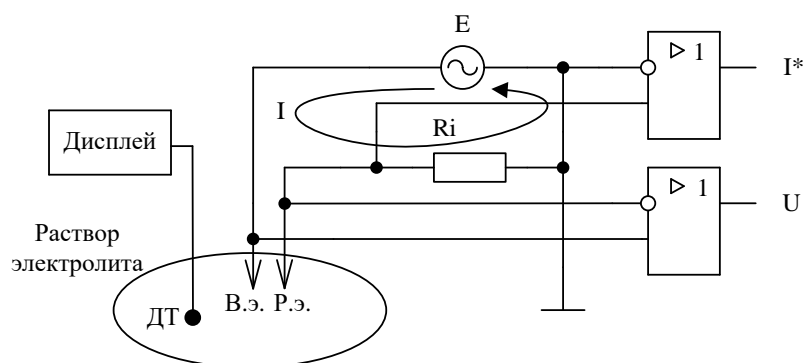


Рисунок 3.17 – Схема макета для изучения электропроводности электролита (ДТ – датчик температуры; В.э. – вспомогательный электрод; Р.э. – рабочий электрод)

В качестве генератора сигналов E использовался низкочастотный генератор сигналов ГЗ-112. Резистор R_i служит для измерения тока I через электролит. Для измерения электрических параметров электролита используются разностные усилители (РУ) на базе микросхем $INA129$ (с большим входным сопротивлением и коэффициентом усиления равны 1). Для подсчета приведённой электропроводности для (3.27) в раствор опущен датчик температуры (ДТ), который подключен к дисплею для отображения текущего значения температуры с шагом $0,1^\circ$.

Особенностью генератора сигналов ГЗ-112 является генерация как синусоидального сигнала, так и прямоугольного переменного сигнала. Это позволяет имитировать переключатель полярности электродов. Для анализа всех переходных процессов выходы РУ подключались к двум каналам цифрового осциллографа *Hantek 6000*.

При изучении электропроводности электролитов, в большинстве случаев, используют частотный диапазон от 60 до 1000 Гц [117]. Тогда для эксперимента был выбран следующий ряд значений частот: 50; 250; 1250 Гц.

Для измерения электрического сопротивления ТТЗ $R_{эл.пр.}$ (а также электролита) на переменном прямоугольном сигнале используется следующая формула [147]:

$$R_{эл.пр.} = \frac{|U(t)| + |U(t+td)|}{|I(t)| + |I(t+td)|}, \quad (3.29)$$

где $u(t)$, $i(t)$ – измеренные напряжение и ток до переключения полярности в момент времени t ; $u(t+td)$, $i(t+td)$ – измеренные напряжение и ток после переключения полярности в момент времени $t+td$; td – задержка между измерениями (до и после смены полярности). Поскольку выбранный РУ имеет параметр время установления, равный 7 мкс, то задержка $td \geq 7$ мкс.

Для измерения электрического сопротивления ТТЗ $R_{эл.син.}$ на переменном синусоидальном сигнале используется следующая формула:

$$R_{эл.син.} = \frac{P_{акт}}{I_0^2} = \frac{\frac{1}{T} \cdot \int_0^T P(t) \cdot dt}{\left(\sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_0^T I^2(t) \cdot dt} \right)^2} = \frac{\int_0^T U(t) \cdot I(t) \cdot dt}{\int_0^T I^2(t) \cdot dt}, \quad (3.30)$$

где $P_{акт}$ – активная мощность, Вт; I_0 – действующее значение тока, А; T – период переменного тока, сек; $U(t)$ и $I(t)$ – мгновенные значения напряжения и тока в момент времени t .

Для измерения электропроводности (сопротивления) электролита была разработана электрохимическая ячейка (рисунок 3.18) с жесткофиксированными электродами в виде двух срезанных под углом 90° игл от шприца вместо пар электродов игла-загубник или игла-стоматологическое зеркало.

Это позволило:

- исключить возникновение электродвижущей силы, если химический состав второго электрода будет отличаться от состава первого электрода;
- создать одинаковые условия для протекания электрохимических реакций на электродах на переменном токе.

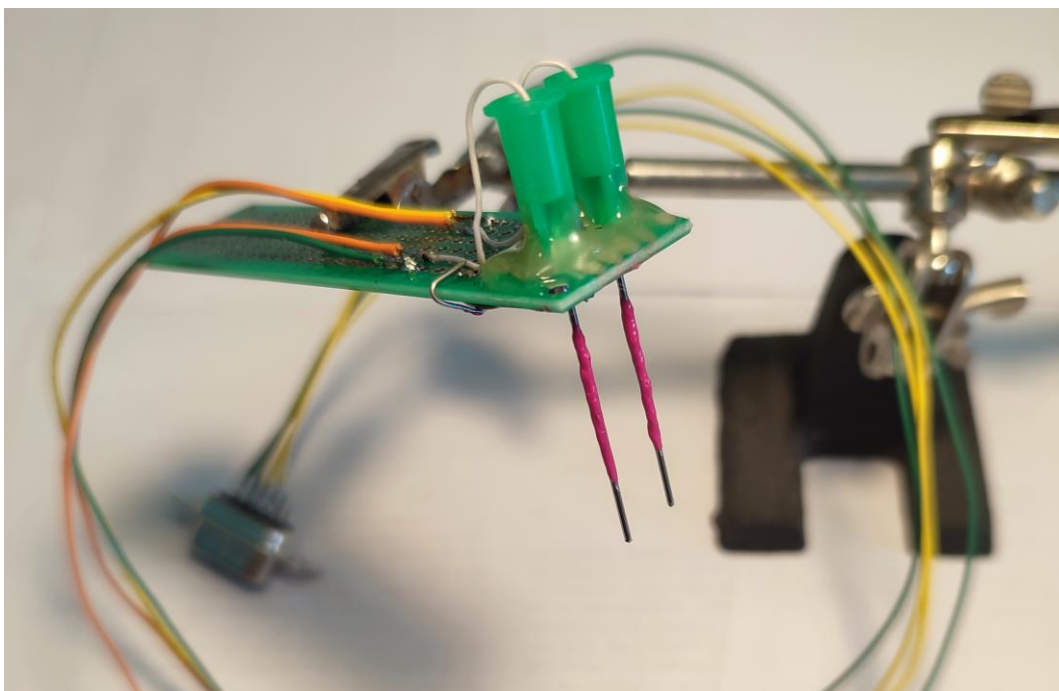


Рисунок 3.18 – Внешний вид двух зафиксированных одинаковых электродов

Поскольку рассчитать постоянную ячейки K_y для (3.26) прямыми методами невозможно [1], то для определения этой постоянной был использован стандартный раствор 0,07% KCl, удельная электропроводность которого табулирована в широкой области температур и концентраций. Экспериментально установлено, что для разработанной электрохимической ячейки ее постоянная $K_y = 1,3657 \pm 0,0033 \text{ см}^{-1} \approx 1,37 \text{ см}^{-1}$.

В таблице 3.5 приведены результаты измерения электрического сопротивления электролита по (3.29) для переменного прямоугольного сигнала на разных частотах F как по фронту, так и по спаду сигнала при температуре раствора 24,8 °С. Минимальная задержка ($td = 7$ мкс) выбрана в соответствии с условием $td \geq 7$ мкс (см. выше), а максимальная ($td = 22$ мкс) – ограничена максимальным кол-вом выборок осциллографа *Hantek*. Погрешность δ приведенной электропроводности вычислялась по следующей формуле:

$$\delta = \frac{\kappa_{\text{эталон}} - \kappa_{25}}{\kappa_{\text{эталон}}} \cdot 100\%, \quad (3.31)$$

Где $\kappa_{\text{эталон}}$ – эталонное значение удельной электропроводности электролита; κ_{25} – приведенная удельная электропроводность при 25 °С.

Таблица 3.5. Сопротивление и удельная электропроводность электролита на переменном прямоугольном сигнале

F , Гц	Фронт/ спад	td , мкс	$R_{эл.пр.}$, Ом	κ , мСм/см	κ_{25} , мСм/см	δ , %
50	фронт	7	442,21	3,098	3,11	-21,7
50	спад	7	435,4	3,147	3,159	-23,6
250	фронт	7	435,4	3,147	3,159	-23,6
250	спад	7	435,4	3,147	3,159	-23,6
1250	фронт	7	450,59	3,04	3,052	-19,5
1250	спад	7	446,41	3,069	3,081	-20,6
50	фронт	22	465,11	2,946	2,957	-15,7
50	спад	22	457,72	2,993	3,005	-17,6
250	фронт	22	465,11	2,946	2,957	-15,7
250	спад	22	481,45	2,846	2,856	-11,8
1250	фронт	22	489,49	2,799	2,81	-10,0
1250	спад	22	493,99	2,773	2,784	-9,0

Для измерения $\kappa_{эталон} \approx 2,555$ мСм/см был использован кондуктометр «МУЛЬТИТЕСТ КСЛ-101» с эталонным кондуктометрическим датчиком (КД) ($\kappa_{я.эталон} = 1,07$ см⁻¹). В качестве раствора так же был выбран стандартный раствор КСl. Из анализа таблицы 3.5 следует, что на результат (сопротивление и электропроводность) влияют частота сигнала F и задержка td . Измерения по фронту и по спаду сигнала различаются незначительно и эти данные можно усреднить.

В таблице 3.6 приведены результаты измерения электрического сопротивления электролита по (3.30) для переменного синусоидального сигнала на разных частотах F при температуре раствора 25,2 °С.

Таблица 3.6. Сопротивление и удельная электропроводность электролита на переменном синусоидальном сигнале

F , Гц	$R_{эл.син.}$, Ом	κ , мСм/см	κ_{25} , мСм/см	δ , %
50	881,66	1,554	1,548	39,4
250	582,92	2,35	2,341	8,4
1250	502,12	2,728	2,718	-6,4

Из анализа таблицы 3.6 следует, что электропроводность сильно зависит от частоты сигнала. С ростом частоты уменьшается относительная погрешность

электропроводности и меняет знак на противоположный на частоте 1250 Гц. Это обусловлено тем, что кондуктометр «МУЛЬТИТЕСТ КСЛ-101» работает на переменном синусоидальном токе в диапазоне от 250 до 1250 Гц.

Необходимо отметить, что на переменном прямоугольном токе удельная электропроводность электролита имеет самое высокое значение по сравнению со способом на синусоидальном токе, а также по сравнению с самим кондуктометром. То есть кондуктометр не является идеальным измерительным прибором для измерения электропроводности ТТЗ, который позволил бы полностью исключить влияние двойного электрического слоя.

Таким образом, измерения на переменном прямоугольном токе позволяют максимально исключить влияние электрохимических реакций на электродах (т.е. влияние двойного электрического слоя).

На основании полученных результатов, для измерения электропроводности ТТЗ разработано электрометрическое устройство с переключателем полярности электродов.

3.4.2. Интеллектуальное электрометрическое устройство

Анализ показал, что наиболее перспективным методом диагностики возникновения и развития стадий кариозного процесса является электрометрический метод измерения электропроводности биоткани ТТЗ с переключателем полярности электродов. При этом исключается эффект поляризации биоткани (и электродов) как для зубов *in vivo*, так и *in vitro*. На рисунке 3.19 приведена структурная схема реализующего данный способ интеллектуального электрометрического устройства (ИЭУ), защищённого патентом на изобретение [149, 80] (состоящее из БИЭ и СП, п. 2.1), на рисунке 3.20 его внешний вид.

Устройство работает следующим образом. Пассивный электрод устанавливают на губе пациента. Активный электрод АЭЛ в виде микрошприца с иглой обмакивают в раствор электролита (10% раствор хлорида кальция). Затем его устанавливают на тщательно очищенный исследуемый участок зуба.

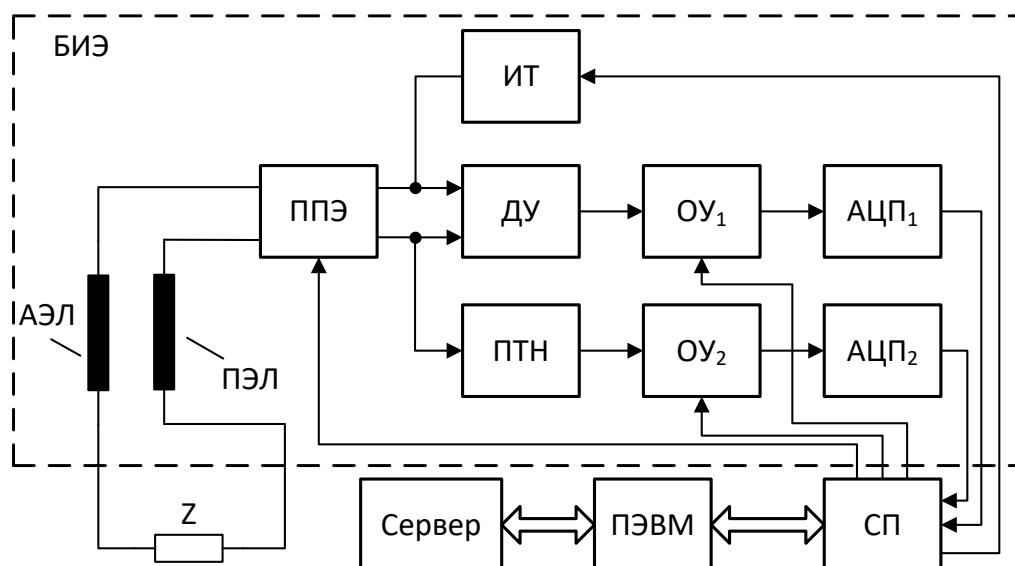


Рисунок 3.19 – Структурная схема ИЭУ

(где АЭЛ – активный электрод; ПЭЛ – пассивный электрод; ИТ – источник тока; ППЭ – переключатель полярности электродов; ПТН – преобразователь ток-напряжение; ОУ – усилитель с программируемым коэффициентом усиления; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; ДУ – дифференциальный усилитель; СП – сигнальный процессор; Z – измеряемый импеданс)

В момент касания происходит смачивание зуба раствором электролита из мениска, при этом обеспечивается надежный электрический контакт. Следует отметить, что применение смачивания каплей раствора одинакового объема из выпуклого мениска позволяет обеспечить повторяемость измерений.

Далее измерения осуществляются автоматически (после нажатия педали ПЗИ ногой) по командам сигнального процессора СП) [72]. Определение сопротивления (электропроводности) ТТЗ, по которой можно диагностировать наличие дефекта между ПМ и ТТЗ, осуществляется следующим образом [149]. Измеренное падение напряжения на образце U_1 между активным и пассивным электродами через переключатель полярности электродов ППЭ, дифференциальный усилитель ДУ, усилитель с программируемым коэффициентом усиления ОУ₁, аналого-цифровой преобразователь АЦП₁ подается для регистрации в СП.



Рисунок 3.20 – Внешний вид ИЭУ (где АЭЛ – активный электрод; ПЭЛ – пассивный электрод; ПЗИ – педаль запуска измерений)

Измеренное значение тока через образец I_1 через ППЭ, преобразователь ток-напряжение ПТН, ОУ₂, АЦП₂ также подается для регистрации в СП.

Для исключения влияния на результат измерений поляризации биотканей ТТЗ и электродов СП подает управляющий сигнал на ППЭ для изменения полярности электродов. Через установленное время выполняются измерение падения напряжения на образце U_2 между электродами, а также тока через образец I_2 . СП вычисляет значение электропроводности ТТЗ ρ_3 по формуле:

$$\rho_3 = \frac{1}{R_3} = \frac{I_1 + I_2}{U_1 + U_2}, \quad (3.32)$$

где U_1, I_1 – напряжение и ток до смены полярности; U_2, I_2 – напряжение и ток после смены полярности; R_3 – сопротивление ТТЗ.

По сравнению с аналогами [86, 87, 104, 12], в устройство введены дополнительный измерительный канал по напряжению, источник тока и аналоговый переключатель. Для получения более точного значения электропроводности ТТЗ используются два 20-разрядных сигма-дельта АЦП ADS1250. Особенностью таких АЦП является наличие встроенного цифрового

фильтра, обеспечивающего подавление высокочастотных помех. В качестве ППЭ применяется двухканальный аналоговый мультиплексор. Частоту переключения электродов можно задать в диапазоне от 100 до 1000 Гц.

Особенностью данного устройства является возможность диагностировать дефекты по значению электропроводности как на ТТЗ *in vitro*, так и *in vivo*. В связи с этим СП имеет блок канала связи с ПЭВМ для передачи измеренных данных. А также в устройстве есть источник тока для ограничения тока через биоткани. Это позволяет не вызывать болезненные ощущения у пациента. Применение СП дает возможность реализовать дополнительную цифровую фильтрацию и функцию распознавания стадий кариозного процесса по измеренным данным для ТТЗ *in vivo*.

В таблице 3.7 приведены технические характеристики разработанного устройства.

Таблица 3.7. Технические параметры ИЭУ

Диапазоны измерений: Ток Напряжение Сопротивление	0 - 100 мкА; шаг – 1 нА; 0 - 10 В; шаг – 1 мВ; 0 - 100 МОм; шаг – 1 кОм.
АКБ	Li-Polymer (типоразмер 14500 или AAA)
Время работы от АКБ при емкости 400 mAh	2,5 часа непрерывной работы
Потребляемая мощность в рабочем режиме	0,56 Вт (152 мА при 3,7 В)
Ток потребления в выключенном режиме	1,5 мкА
Память	2020 записей (64 КБ)
Интерфейс связи с ПК	USB, Bluetooth
Размеры корпуса	237x131x58 мм ³

В первом приближении, для диагностики ТТЗ *in vivo* необходимо сформировать диапазоны значений электропроводностей (сопротивлений) для каждого из 6 стадий кариозного процесса. Учитывая особенности работы аппарата «ДентЭст» (внутреннее выходное сопротивление 2,33 кОм и постоянное напряжение питания $U_n = 5$ В) и его интерпретацию диагнозов по току I_3 [74] были рассчитаны диапазоны сопротивлений R_3 для каждого диагноза ТТЗ (таблица 3.8).

Таблица 3.8. Эквивалентные сопротивления ТТЗ *in vivo*

Диагноз	Значение тока I_3 , мкА	Значение сопротивления R_3 , кОм
Интактная эмаль	0 – 0,2	49998 – 19998
Предкариозное состояние	0,3 – 3,9	19997 – 1263
Начальный кариес	4,0 – 7,9	1262 – 627
Поверхностный кариес	8,0 – 27,9	626 – 177
Средний кариес	28,0 – 50,0	176 – 98
Глубокий кариес	50,1 – 100	97 – 50

Для этого были введены граничные значения токов I_3 (как среднее арифметическое между диапазонами): 0,25; 3,95; 7,95; 27,95; 50,05 мкА. Тогда граничные значения сопротивлений R_3 будут следующими: 19998; 1263; 627; 177; 98 кОм, соответственно. Полученные результаты в таблице 3.9 можно использовать для интерпретации кариозного процесса для каждого из 6 диагнозов. Для определения наличия дефекта в ТТЗ *in vitro* разработана следующая методика на основе методики для зубов *in vivo* [86]:

1. Закрепить пассивный электрод на корне зуба с помощью зажима «крокодил».
2. Разместить корень зуба с зажимом в кювете с раствором электролита (10% раствор хлорида кальция)
3. Подготовить исследуемый участок зуба (например, моляр I класса по Блеку): почистить и высушить.
4. Обмакнуть активный электрод в раствор электролита.
5. Разместить и не двигать активный электрод на исследуемой области.
6. Зафиксировать измеренное сопротивление ТТЗ с помощью кнопки-педали устройства. При этом измерения сопротивления (электропроводности) осуществляются постоянно за счет встроенного сигнального процессора.
7. Подождать пока раствор электролита растечется. Если не растекается капля раствора, то выбрать другой исследуемый участок и переход к п.3.
8. Снова зафиксировать измеренное сопротивление ТТЗ.

9. Если оно уменьшилось на 1% и более, то внутренний дефект обнаружен, иначе переход к п.3 несколько раз 10-20.

10. Если значение сопротивления так и не изменилось, то дефект имеет небольшую глубину.

11. Если капля раствора не уменьшается, значит дефектов нет.

3.4.3. Блок оптического контроля

За основу блока оптического контроля (БОК) взят оптический микроскоп Levenhuk DTX90 с увеличением $\times 10$ - $\times 300$, формирование изображения в котором осуществляется встроенной цифровой камерой на 5 Мп (рисунок 3.21). На рисунке 3.22 представлен общий вид зуба с пломбой, полученный с помощью БОК.



Рисунок 3.21 – Цифровой оптический микроскоп Levenhuk DTX90



Рисунок 3.22 – Общий вид зуба с пломбой

Видны сложная форма контролируемой области и различные условия прилегания пломбировочного материала по контуру поверхности соединения с зубом.

Достоинством БОК является бесконтактность и быстрое получение результата (изображения) с выводом в ПЭВМ.

3.5. Выводы

1. Созданы силовой блок и программно-аппаратные средства для изучения прочностных характеристик ПМ и их соединений с твердыми тканями зубов (первый уровень двухуровневой ИИС), реализующие тензометрический контроль образцов.

2. Разработана конструкция СБ для двух последовательно расположенных ПП, обеспечивающая отсутствие люфтов, высокую жесткость и соосность всех элементов. Это достигается за счет применения конструкционной стали, а

также шариков и полусферического торца на согласующих втулках. Два ПП располагаются внутри трубки с закрытым дном. Для удержания образца (ТТЗ с ПМ) разработан разборный многоразовый держатель. К образцу прикреплены тензодатчики и акустический датчик для измерения деформаций и для контроля акустической эмиссии, соответственно. Масса СБ составляет ~ 2 кг, что позволило сделать его компактным с возможностью расположения на рабочем столе исследователя.

3. Особенностью ПП является высокое значение собственной емкости (7,5 мкФ). Предложен вариант схемы ВВУ с использованием трех операционных усилителей *ОРА454* и эмиттерного повторителя. Разработанный ВВУ имеет следующие параметры: выходной ток до 1,5А, выходное напряжение до 150В, что удовлетворяет параметрам ПП. В качестве датчиков тензометрического контроля применяются фольгированные тензодатчики с термокомпенсацией, включенные по классической схеме моста Уитстона. Их особенностью является простота эксплуатации и относительная дешевизна. Используются три измерительных канала (с применением продольного тензодатчика, поперечного тензодатчика и датчика приложенной нагрузки на основе тензодатчиков). Получены выражения для нахождения в режиме циклической нагрузки продольной и поперечной деформаций образца, приложенной нагрузки к образцу, модуля Юнга и коэффициента Пуассона.

4. Разработан алгоритм с цифровым фильтром и реализующее его ПО для проведения прочностных испытаний твердых тканей зубов с пломбирочными материалами, позволяющий выполнять автоматический останов испытаний по основному критерию – сигналу акустической эмиссии и пяти дополнительным критериям при тензометрическом контроле в динамическом режиме: отклонение модуля Юнга и коэффициента Пуассона от номинальных значений; скачкообразное изменение приложенной нагрузки; отклонение допустимого напряжения, подаваемого на ПП; превышение заданного количества циклов, имитирующих жевательный процесс (синусоидальный сигнал). Для выделения и фильтрации информационного сигнала по дискретным данным от

тензодатчиков разработан цифровой БИХ-фильтр, позволяющий выделять постоянную составляющую и гармонический сигнал с заданной частотой возвратно-поступательных движений ПП.

5. Создан второй уровень ИИС для высокоточных измерений электропроводности ТТЗ и экспресс-диагностики прочностного состояния образцов на основе электрометрического и оптического контроля. Выполнена сравнительная оценка электропроводности биоткани зуба и электропроводности электролитов активного и пассивного электродов для определения инструментальной погрешности электрометрического метода. Экспериментально установлено, что измерения на переменном токе прямоугольной формы позволяют максимально исключить влияние поляризации электродов.

6. Разработано интеллектуальное электрометрическое устройство с переключением полярности электродов (защищённое патентом на изобретение), позволяющее исключить эффект поляризации биотканей и электродов как для зубов *in vivo*, так и *in vitro*. Устройство позволяет с высокими быстродействием и надёжностью выявлять дефекты как на поверхности, так и внутри соединения твёрдых тканей зуба и пломбировочных материалов.

7. Разработанное устройство позволяет автоматически по значению электропроводности биоткани зуба *in vivo* определять стадии кариозного процесса: интактная эмаль, предкариозное состояние, начальный, поверхностный, средний и глубокий кариес.

Глава 4. Экспериментальные исследования разработанной информационно-измерительной системы для изучения прочностных характеристик ПМ

В главе описаны структура телекоммуникационной сети и обобщенная методика проведения комплексного исследования ПМ с применением разработанной ИИС и ТКС. Разработана методика калибровки измерительных каналов тензометрического контроля. Приведены результаты экспериментальных исследований образцов из соединений ТТЗ и композитных ПМ. Разработаны методика и программа для постобработки данных, полученных после моделирования в среде *Ansys Mechanical* для определения значений напряжений и деформаций во всех узлах модели: внутренних и наружных. Описана возможность проведения сравнительного анализа данных на границе двух материалов. Приведены формулы для расчета модуля Юнга и коэффициента Пуассона, а также общей погрешности их измерения.

4.1. Структура телекоммуникационной сети и обобщенная методика проведения комплексного исследования ПМ с применением ИИС и ТКС

Кроме методики ускоренных испытаний образцов сокращение времени исследования прочностных характеристик ПМ, а также ПМ с ТТЗ возможно за счет:

- применения достаточно быстрых способов контроля прочностных характеристик ПМ;

- одновременного изучения прочностных характеристик образцов на нескольких ИИС, объединенных ТКС.

Для параллельного изучения прочностных характеристик ПМ необходимо ввести журнал проведения исследований в автоматизированном режиме, т.е. ввести сбор и хранение данных в единую локальную БД. Применение локальной БД позволяет повысить надежность и максимальную

скорость передачи данных за счет использования минимального количества коммутаторов и маршрутизаторов (роутеров). Целесообразно для этой задачи применять выделенную ПЭВМ – сервер, который предоставляет удаленным пользователям доступ к полученным данным в многопользовательском режиме. Предложенная структура ТКС представлена на рисунке 4.1.

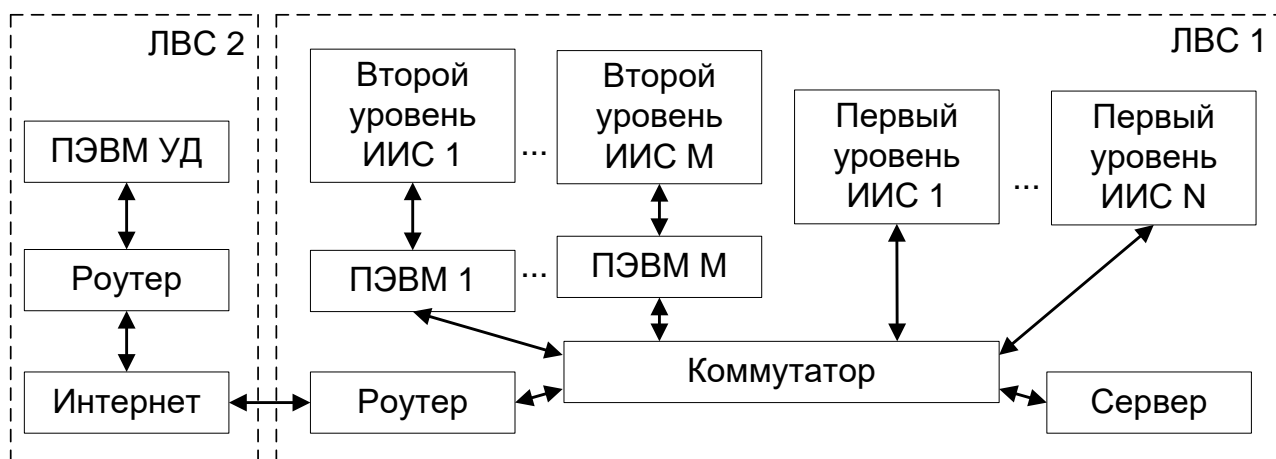


Рисунок 4.1 – Структура ТКС (где ЛВС – локальная вычислительная сеть; ПЭВМ УД – удаленная ПЭВМ)

Каждый блок первого уровня ИИС подключен к серверу через коммутатор. Это позволяет оперативно передать накопленные данные из ИИС в БД на сервер. Каждый блок второго уровня ИИС подключен к локальной ПЭВМ по проводному интерфейсу. Это позволяет выполнить предварительный просмотр данных с последующей передачей их в БД. В целом, это дает возможность проанализировать во времени, как изменялся тот или иной параметр при исследовании прочностных характеристик ПМ. Возможность удаленного доступа к локальной вычислительной сети (ЛВС) 1 через глобальную сеть (Интернет) позволяет объединить несколько ЛВС и подключить еще несколько ИИС к единой БД.

Мониторинг измеренных данных осуществляется непосредственно на локальных ПЭВМ с возможностью просмотра результатов измерений по времени того или иного параметра. Также мониторинг можно вести через удаленную сеть.

Обобщенная методика проведения комплексного исследования ПМ с применением ИИС и ТКС заключается в следующем (на каждом этапе

осуществляется запись измеренных данных в БД).

1. Измерения в статическом режиме упругих характеристик (модуля Юнга, коэффициента Пуассона) исследуемых образцов (зуба *in vitro* и ПМ) с использованием тензодатчиков (тензометрический способ) для теоретических исследований. При этом к образцу приклеиваются два тензодатчика (в продольном и поперечном направлении).

2. Проведение теоретических исследований НДС трехмерной модели зуб-пломба в среде *Ansys Mechanical* с целью получения информации о местоположении предполагаемого дефекта с высоким эквивалентным напряжением по всему объему модели и использованием программы для постобработки результатов моделирования.

3. Контроль до проведения испытаний оптическим микроскопом (оптическим способом) и электрометрическим устройством (электрометрическим способом).

4. Проведение эксперимента (испытаний) на прочность и сохранение работоспособности соединения зуб-пломба в динамическом режиме при циклических нагрузках с заданными частотой колебаний и законом воздействия. При этом осуществляется тензометрический и акустический контроль. Останов испытаний производится по 6-м критериям: превышение амплитуды сигнала с преобразователя акустической эмиссии; отклонение модуля Юнга и коэффициента Пуассона от номинальных значений; скачкообразное изменение приложенной нагрузки; отклонение допустимого напряжения, подаваемого на ПП; превышение заданного количества циклов, имитирующих жевательный процесс (синусоидальный сигнал).

5. Контроль после проведения испытаний оптическим способом и электрометрическим способом с целью обнаружения дефектов. Если дефекты обнаружены, то эксперимент заканчивается. Иначе переход к п.4.

6. Сравнение результатов теоретического (п. 2) и экспериментального (п. 5) исследований. Формулирование выводов.

4.2. Экспериментальные исследования образцов из соединений ТТЗ и композитных ПМ с применением разработанной информационно-измерительной системы

Для измерения НДС образцов с использованием разработанной ИИС необходимо выполнить калибровку измерительных каналов тензометрического контроля по следующей разработанной методике согласно ГОСТ Р 55223-2012 (на основе аттестованного эталонного цифрового динамометра ДЭП1-1Д-0,3Р-2 и датчиков деформации – тензодатчиков с термокомпенсацией FLA-X-11 фирмы TML):

1. Провести калибровку каналов АЦП.
 - 1.1. Включить режим отображения напряжений на входах АЦП в мВ командой «ept=0».
 - 1.2. Калибровка смещения нуля путем установки переключателей на каждый дифференциальный вход АЦП.
 - 1.3. Запустить калибровку командой «sof» в СП с компьютера и дождаться окончания процесса.
 - 1.4. Убрать переключатели со входов АЦП.
 - 1.5. Провести калибровку коэффициента усиления АЦП путем подачи эталонного напряжения $U_{этал}$ на каждый дифференциальный вход АЦП.
 - 1.6. Установить эталонное напряжение $U_{этал}$ в СП с компьютера командой «cvX=YYY.YY», где X – номер канала АЦП (1-3), YYY.YY – напряжение $U_{этал}$ в мВ.
 - 1.7. Запустить калибровку командой «ssg» в СП с компьютера и дождаться окончания процесса. При этом вычисляются корректирующие коэффициенты и заносятся в память СП.
2. Калибровка канала измерения силы.
 - 2.1. Включить режим отображения силы (в Н) и деформаций командой «ept=1».
 - 2.2. Установить нуль мостовой схемы для измерения силы с помощью

потенциометра.

- 2.3. Установить на основание СБ (в частности, на верхнюю трубку) датчик силы типа «101АН» эталонного цифрового динамометра ДЭП1-1Д-0,3Р-2 с помощью крепежных приспособлений (рисунок 4.2)
- 2.4. Задать растягивающую нагрузку $P = 100 \text{ Н}$ с помощью винт-гайки (которая входит в крепежное приспособление, поз. 1 на рисунке 4.2). Показания считывать с эталонного динамометра ДЭП1-1Д-0,3Р-2 (поз. 4).
- 2.5. Установить полученное значение силы в СП с компьютера с помощью команды «срX=YYY.YY», где X – номер измерения (1-10), YYY.YY – сила P в Н.

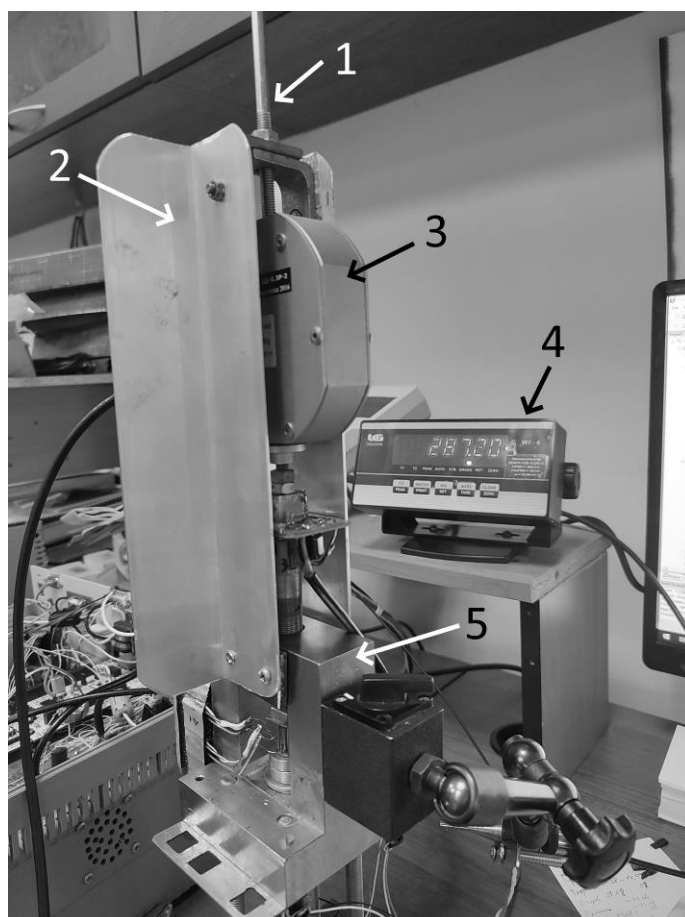


Рисунок 4.2 – Основание СБ (5) с установленным на нем датчиком силы (3) с помощью крепежного приспособления (2) и эталонный цифровой динамометр (4)

- 2.6. Увеличить нагрузку на 20 Н с помощью винт-гайки.
- 2.7. Повторить пункты 1.4-1.6 для всех 10 измерений.

- 2.8. Запустить калибровку командой «срр» в СП с компьютера и дождаться окончания процесса. При этом вычисляются корректирующие коэффициенты и заносятся в память СП.
- 2.9. Демонтировать датчик силы и крепежное приспособление.
3. Калибровка каналов измерения деформаций
- 3.1. Установить на эталонный образец тензодатчики по методике, описанной в паспорте на тензодатчики.
- 3.2. Установить в СБ эталонный образец с известным поперечным сечением $S_{этал}$, модулем упругости $E_{этал}$ и коэффициентом Пуассона $\mu_{этал}$.
- 3.3. Подключить тензодатчики к мостовым схемам для измерения деформаций.
- 3.4. Включить режим отображения силы (в Н) и деформаций командой «ept=1».
- 3.5. Установить «нуль» мостовой схемы для измерения силы с помощью потенциометра.
- 3.6. Установить эталонные значения $S_{этал}$, $E_{этал}$ и $\mu_{этал}$ в СП командами «cqs=XXX.XX», «ces=YYY.YY» и «cus=ZZZ.ZZ», соответственно, где XXX.XX – значение площади поперечного сечения образца в мм²; YYY.YY – значение модуля упругости образца в ГПа; ZZZ.ZZ – значение коэффициента Пуассона.
- 3.7. Установить начальную силу на образец с помощью винт-гайки на СБ порядка 100 Н.
- 3.8. Запустить калибровку командой «сер» в СП с компьютера и дождаться окончания процесса. С помощью силового ПП создается увеличивающаяся нагрузка на образец и измеряется деформация образца. По окончании процесса вычисляются корректирующие коэффициенты и заносятся в память СП.

Процесс калибровки каналов (пункт 1) рекомендуется проводить при каждом запуске 1 уровня ИИС (из-за особенностей работы АЦП ADS1250), а калибровку каналов измерения силы и деформаций (пункты 2 и 3) – не менее одного раза в полгода (из-за применяемого клея для тензодатчиков).

Поскольку максимальный диапазон значений модуля упругости ТТЗ составляет от 14,7 до 94 ГПа (таблица 1.7), целесообразно в качестве эталонного выбрать образец, выполненный из материала с близким к этим значениям модулем упругости. В качестве такого образца выбран цилиндр (диаметр 8 мм; $S_{этал} \approx 50,27 \text{ мм}^2$) из алюминия ($E_{этал} = 70 \pm 2 \text{ ГПа}$; $\mu_{этал} = 0,34 \pm 0,2$).

Для проведения эксперимента на основе разработанной ИИС были подготовлены образцы из удаленных зубов, а также образцы из различных ПМ в виде цилиндров (диаметром 9 мм, высотой 10-17 мм). Образцы из удаленных зубов фиксировались в специальных металлических держателях, после чего стоматолог-терапевт выполнял препарирование и реставрацию полости пломбировочным материалом (применялись два типа ПМ: светополимерные и химического отверждения). При этом каждая полость предварительно протравливалась и наносился адгезив. Для тензометрического контроля на все образцы наклеены пары тензодатчиков (один продольно, другой – поперечно относительно вектора основной сжимающей нагрузки). На рисунке 4.3 показан внешний вид образцов из удаленных зубов с ПМ, закрепленных в держателях.



Рисунок 4.3 – Внешний вид образцов из удаленных зубов с ПМ (цифрами обозначены номера образцов)

На рисунке 4.4 приведено увеличенное изображение держателя с закрепленным образцом из удаленного зуба с ПМ.

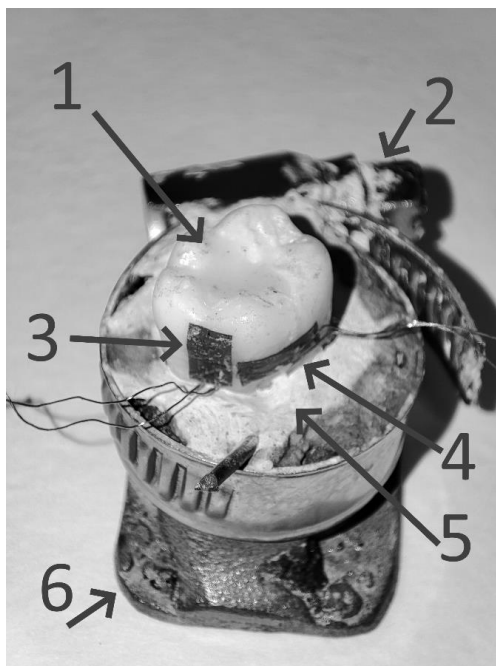


Рисунок 4.4 – Увеличенное изображение держателя с закрепленным образцом (где 1 – ПМ; 2 – хомут; 3 – продольный тензодатчик; 4 – поперечный тензодатчик; 5 – алебастр; 6 – держатель)

Держатель выполнен из стального кольца (с продольным разрезом) внутренним диаметром 16 мм, толщиной стенки 3 мм, высотой ~12 мм. Это позволяет демонтировать один образец (ослабив хомут) и установить другой. Поскольку ПМ устанавливается в коронковую часть зуба (где расположены эмаль и дентин), то его корень помещается в держатель, а пустое пространство между держателем и корнем зуба заполняется алебастром. Для измерения НДС удаленных зубов применялись тензодатчики типа FLA-2-11 [135], с малой длиной базы (2 мм), которые можно полностью приклеить к ТТЗ (поз. 3 и 4 на рисунке 4.4). При этом использовался клей типа CN-Y фирмы TML.

В таблице 4.1 приведены результаты экспериментальных исследований НДС подготовленных образцов из удаленных зубов с ПМ. Для вычисления модуля упругости было введено допущение, что площадь сечения ТТЗ имеет форму эллипса. Тогда параметры $d1$ и $d2$ – это длинная и короткая оси, соответственно. Для автоматизированного вычисления модуля упругости и коэффициента Пуассона применялись формулы (3.18) и (3.19). Во всех случаях количество дискретных точек было более 50.

Таблица 4.1. Результаты исследований НДС удаленных зубов

№	ПМ	Расположение ПМ	$d1$, мм	$d2$, мм	S , мм ²	$E_{\text{стат.}}$, ГПа	$\mu_{\text{стат.}}$	$E_{\text{цикл.}}$, ГПа	$\mu_{\text{цикл.}}$
1	DiaFil	Сверху	12	11	103,67	39,1	1,3	39,5	1,28
2	DiaFil	Сверху	11,5	10	90,32	28,7	0,309	31,1	0,334
3	Charisma	Сверху-сбоку	13	12	122,52	28,5	0,171	29,0	0,162
4	Charisma	Сверху	9,7	11	83,80	48,4	0,84	50,8	0,864
5	Стекло-иономер	Сбоку	11	8,5	73,43	40,3	0,844	39,2	0,822
6	Призма	Сбоку	11	11,5	99,35	50,5	0,72	47,3	0,68
7	Filtek Z250	Сверху	10,5	9,4	77,52	70,7	0,84	73,1	0,87
8	Valux plus	Сбоку	10,5	10	82,47	80,4	0,363	80,4	0,398
9	Унифас	Сбоку	9,5	10	74,61	77,3	0,481	77,3	0,477
10	Призма	Сверху	9,3	10,5	76,69	66,3	1,185	66,9	1,2
11	Filtek Z250	Сбоку	10,5	9,3	76,69	87,9	0,568	89,3	0,552
12	Valux plus	Сверху	11,5	8	72,26	44,3	0,508	44,7	0,548

С помощью винт-гайки СБ задавалась начальная сила ~ 250 Н для выборки люфтов. Частота синусоидального сигнала для циклического режима равна 1 Гц, а амплитуда напряжения на ПП – 150В. В статическом режиме производилось линейное увеличение напряжения на ПП от 0 до 150В со скоростью ~ 20 В/сек. Средняя разница между максимальной и минимальной нагрузкой в циклическом режиме составляет 440 Н, что меньше расчетных значений (таблица 2.4). Это обусловлено механическими потерями в алебастре и большой высотой образцов (более 10 мм).

В таблице 4.2 приведены результаты изучения НДС однородных образцов из ПМ и алюминия. Все образцы имеют форму цилиндра с высотой h и диаметром d .

Таблица 4.2. Результаты изучения НДС образцов

№	Образец	h , мм	d , мм	S , мм ²	$E_{\text{стат.}}$, ГПа	$\mu_{\text{стат.}}$	$E_{\text{цикл.}}$, ГПа	$\mu_{\text{цикл.}}$
1	Призма	17	9	63,62	6,2	0,214	6,6	0,21
2	Charisma	10	9	63,62	3,7	0,161	4,1	0,16
3	DiaFil	10	9	63,62	3,2	0,08	3,4	0,08
4	Filtek Z250	11	9	63,62	6,0	0,293	6,3	0,29
5	Valux plus	10	9	63,62	11,1	0,28	11,0	0,27
6	Алюминий	20	7,6	45,36	70,9	0,309	71,5	0,32

Анализ результатов из таблицы 4.2 показал, что все ПМ имеют коэффициент Пуассона μ меньше 0,5, что соответствует большинству изотропных тел. Значения модуля упругости E и коэффициента Пуассона μ для алюминия соответствуют справочным данным (см. выше). Полученные значения модуля упругости и коэффициента Пуассона для ПМ также хорошо согласуются с литературными данными [19].

На рисунке 4.5 приведены типовые экспериментальные графики «сила-деформация» и «деформация-деформация» в динамическом и статическом режимах на примере одного из исследованных образцов (№1 в таблице 4.1). На графиках пунктирные линии соответствуют динамическому режиму, сплошные линии – статическому режиму. По наклону линий определяется модуль упругости (по графикам «сила-деформация») и коэффициент Пуассона (по графикам «деформация-деформация»).

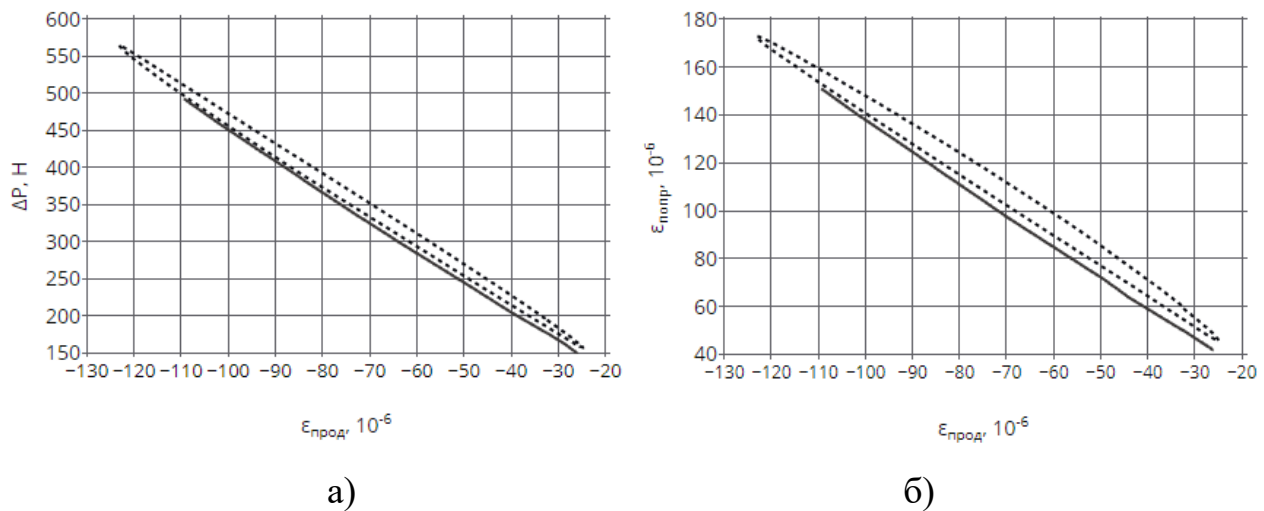


Рисунок 4.5 – Экспериментальные графики для статического и динамического режимов работы СБ: а – «сила-деформация»; б – «деформация-деформация»

Из анализа графиков следует, что общий наклон линий в статическом и динамическом режимах совпадают. Это позволяет определять прочностные характеристики исследуемых образцов без их разрушения в процессе периодического изменения воздействующей силы (имитирующей жевательный процесс), а также сравнивать поведение материалов при разных частотах воздействия (например, более 1 Гц) в исследованном диапазоне. Необходимо

отметить, что в динамическом режиме (при приложении циклической нагрузки) на графиках проявляется механический гистерезис, что обусловлено внутренним трением материала [113]. Используя методы, описанные в работе [101], можно математически описать явление гистерезиса для того или иного материала, и в дальнейшем модернизировать ЭММ.

На рисунке 4.6 приведены графики «напряжение-деформация» в статическом режиме для некоторых образцов (№1, 3-5, 8, 9, 11 в таблице 4.1, №1-4, 6 в таблице 4.2 – порядок соответствует номерам на графике). Все графики сведены в общую точку (0;0), по оси ординат отложено напряжение в Н/мм², по оси абсцисс деформация имеет отрицательный знак (так как осуществлялась деформация на сжатие). Это позволяет визуально оценить модуль Юнга для всех выбранных образцов.

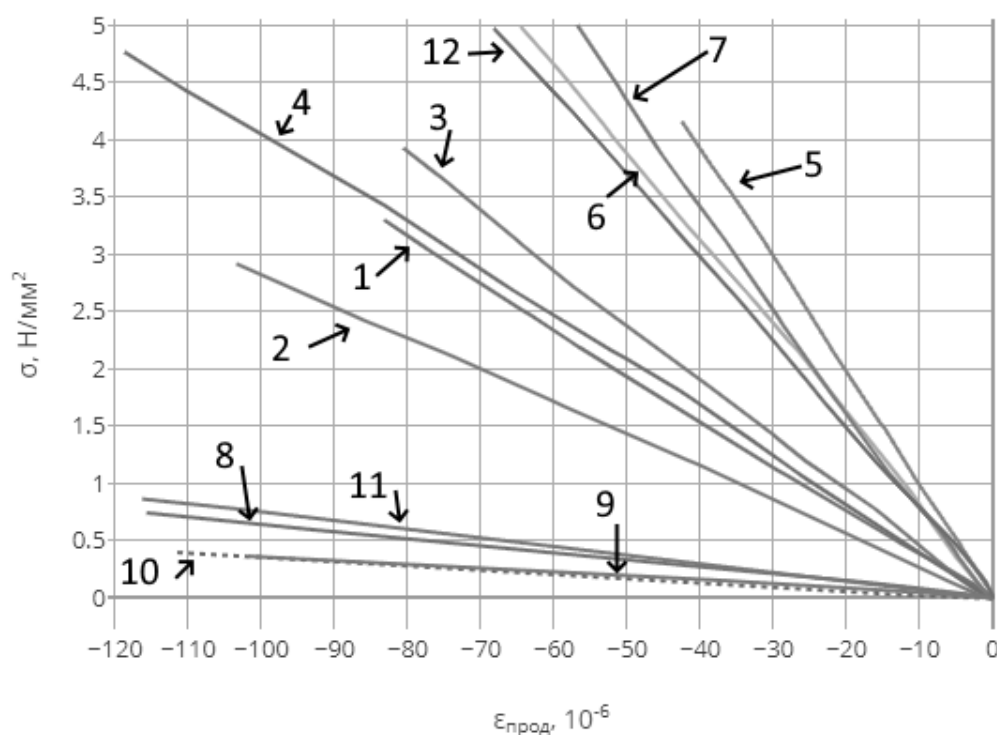


Рисунок 4.6 – Экспериментальные графики «напряжение-деформация» образцов для статического режима работы СБ

В результате проведенных экспериментальных исследований с применением разработанной ИИС можно сделать следующие выводы.

1. Коэффициент Пуассона удаленных зубов имеет большой разброс (от 0,17 до 1,3). Это обусловлено анизотропией ТТЗ [20]. Известно, что дентин

имеет анизотропию и его коэффициент Пуассона находится в диапазоне от 0,13 до 0,53 [103]. При этом образцы из ПМ имеют коэффициент Пуассона до 0,5 единиц как у обычных изотропных тел.

2. Полученные значения модуля Юнга образцов из удаленных зубов лежат в диапазоне от 28,5 до 87,9 ГПа, что соответствует литературным данным для основных материалов, из которых состоит ТТЗ – эмали и дентина (согласно которым модуль упругости дентина составляет 14,7 ГПа, эмали – 94 ГПа (таблица 1.7)).

3. Значения модуля упругости и коэффициента Пуассона как статическом, так и циклическом режимах ИИС исследованных образцов достаточно близки [148].

Таким образом, полученные результаты свидетельствуют о корректной работе режима тензометрического контроля разработанной ИИС. В качестве рекомендаций можно отметить следующее. При выборе типа раствора (закрепляющего зуб в держателе) целесообразно использовать материал с более низкой податливостью, чем алебастр. При разработке и изготовлении механической конструкции СБ кроме расчетов механической модели (глава 2) требуется наличие прецизионной технической базы, что позволит обеспечить достаточно точную соосность внутренних втулок СБ, ПП и образца.

4.3. Методика получения полной информации о напряженно-деформированном состоянии ТТЗ и ПМ на основе постобработки результатов моделирования в среде *Ansys Mechanical*

При циклических нагрузках образца образуются и развиваются дефекты (трещины, разрыв соединения ТТЗ и ПМ и др.), для анализа которых необходима информация о возможных местах их образования. С этой целью возможно использовать информацию о местах (зонах) концентраций напряжений [137]. Такие напряжения могут формироваться как на внешней поверхности, так и внутри образца. Для их анализа целесообразно использовать стандартные программные пакеты для моделирования НДС трехмерных тел (*Ansys Mechanical, Nastran, SolidWorks* и др.) [151, 111, 95, 94, 84]. Необходимо отметить, что при моделировании возможно создавать любые условия эксперимента (усилие, податливость и др.).

Наиболее удобным и функциональным для моделирования НДС ТТЗ и ПМ является программный пакет *Ansys Mechanical*, позволяющий осуществлять теоретическое исследование образцов в трехмерном пространстве с использованием метода конечных элементов (КЭ). Для моделирования НДС используются упругие характеристики образца, вычисленные по формуле (2.1). При выводе численных значений результатов моделирования отображаются только некоторые основные значения (например, для наружной поверхности образца). Следует отметить, что полученная информация в виде напряжений или деформаций сложна при анализе, так как количество узлов КЭ-сетки может достигать 1000 и более. Очевидно, что автоматизированный сравнительный анализ массива значений напряжений и деформаций в узлах КЭ-сетки при разных параметрах материалов (эмаль, дентин, ПМ и др.) позволяет выявлять локальные области с повышенным (или пониженным) напряжением. Особенностью программного пакета *Ansys Mechanical* является возможность после выполнения расчета НДС вывести полную информацию о каждом узле КЭ-сетки в виде текста: расположение и смещение в трехмерном пространстве в декартовой системе координат. На основе постобработки результатов моделирования разработана следующая методика получения полной информации о НДС ТТЗ и пломбирочного материала [140].

1. Осуществляется измерение модуля Юнга и коэффициента Пуассона с применением разработанной ИИС в статическом режиме для отдельных материалов: ПМ, эмаль дентин и др. Это необходимо для трехмерного моделирования, так как параметры всех материалов, из которых состоит неоднородный образец (например, ТТЗ с ПМ), задаются по отдельности.

2. В среде *Ansys Mechanical* строится трехмерная упрощенная модель исследуемого неоднородного натурального образца (ТТЗ с ПМ) с помощью встроенных примитивов: куб, цилиндр, конус, сфера и т.д. Если геометрические фигуры принадлежат одному материалу (например, дентину), то они объединяются (с помощью встроенной функции). Если фигуры относятся к разным материалам, то они «склеиваются». Это необходимо для правильного построения сетки КЭ-элементов.

3. Указываются свойства каждого материала (в среде *Ansys Mechanical*): измеренные модуль Юнга и коэффициент Пуассона. Приводятся граничные условия (например, фиксирование нижней плоскости образца, имитирующее жесткофиксированный корень ТТЗ). Указывается нагрузка (например, на верхнюю плоскость образца, имитирующая ее равномерную передачу от зуба-антагониста на ТТЗ).

4. Осуществляется создание сетки КЭ-элементов и моделирование НДС образца в среде *Ansys Mechanical* с получением информации о расположении (X, Y, Z) и смещении (UX, UY, UZ) каждого узла. Также необходима информация о принадлежности всех узлов к конкретному материалу: для матрицы $\{D\}$ (п.6). Данная информация представляется из *Ansys Mechanical* в виде текстового формата. Следует также отметить, что на границе двух материалов располагаются узлы.

5. Проводится вычисление 3-х линейных и 3-х угловых деформаций (матрица $\{\varepsilon\}$) элемента КЭ-сетки по следующим формулам [58]:

$$\{\varepsilon\} = \frac{1}{6V} \cdot \{B_1 B_2 B_3 B_4\} \cdot \begin{Bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \\ q_4 \end{Bmatrix}; \quad (4.1)$$

$$B_i = \begin{Bmatrix} b_i & 0 & 0 \\ 0 & c_i & 0 \\ 0 & 0 & d_i \\ c_i & b_i & 0 \\ 0 & d_i & c_i \\ d_i & 0 & b_i \end{Bmatrix}; \quad q_i = \begin{Bmatrix} UX_i \\ UY_i \\ UZ_i \end{Bmatrix}, \quad (4.2)$$

где V – объем элемента (тетраэдра); b, c, d – детерминанты вспомогательных подматриц (см. ниже); q_1-q_4 – матрицы смещений (UX, UY, UZ) каждого узла элемента по осям X, Y, Z . В результате умножения матриц $\{B\}$ размером 6×12 на матрицу $\{q\}$ размером 12×1 формируется матрица $\{\varepsilon\}$ размером 6×1 . Для (4.1) вычисляется объем тетраэдра, так как эта фигура является конечным элементом. Это наиболее распространенный вид элемента для КЭ-сетки. Так

как элементом КЭ-сетки является тетраэдр, то детерминанты вспомогательных подматриц вычисляются по следующим формулам [8]:

$$b_i = (-1)^i \cdot \det \begin{vmatrix} 1 & y_p & z_p \\ 1 & y_j & z_j \\ 1 & y_k & z_k \end{vmatrix}; \quad c_i = (-1)^{i+1} \cdot \det \begin{vmatrix} 1 & x_p & z_p \\ 1 & x_j & z_j \\ 1 & x_k & z_k \end{vmatrix}; \quad (4.3)$$

$$d_i = (-1)^i \cdot \det \begin{vmatrix} 1 & x_p & y_p \\ 1 & x_j & y_j \\ 1 & x_k & y_k \end{vmatrix}; \quad \delta V = \det \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix}, \quad (4.4)$$

где x, y, z – координаты расположения узла для текущего элемента. Индексы p, j, k для формул (4.3) и (4.4) вычисляются согласно таблицы 4.3 в зависимости от значения индекса i .

б. Выполняется вычисление 3-х нормальных и 3-х тангенциальных напряжений элемента КЭ-сетки (матрица $\{\sigma\}$) по деформациям матрицы $\{\varepsilon\}$ через матрицу $\{D\}$:

$$\{\sigma\} = \{D\} \cdot \{\varepsilon\}. \quad (4.5)$$

Таблица 4.3. Соответствие индексов для вспомогательных подматриц

Индекс i	Индекс p	Индекс j	Индекс k
1	2	3	4
2	1	3	4
3	1	2	4
4	1	2	3

Матрица $\{D\}$ вычисляется согласно следующей зависимости и определяется параметрами текущего материала (модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ):

$$D = \frac{E}{(1+\mu) \cdot (1-2\mu)} \cdot \begin{bmatrix} 1-\mu & \mu & \mu & 0 & 0 & 0 \\ \mu & 1-\mu & \mu & 0 & 0 & 0 \\ \mu & \mu & 1-\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} \end{bmatrix}. \quad (4.6)$$

Таким образом, информация о принадлежности всех узлов к конкретному материалу (п. 4) необходима для автоматизированной постобработки. В результате умножения матриц $\{D\}$ размером 6×6 на матрицу $\{\varepsilon\}$ размером 6×1 формируется матрица $\{\sigma\}$ размером 6×1 .

7. На практике значительный интерес представляет эквивалентное напряжение $Seqv$, так как оно учитывает все 6 напряжений: нормальные и тангенциальные. Эквивалентное напряжение вычисляется по следующей формуле:

$$Seqv = \sqrt{\frac{1}{2}[(S1-S2)^2 + (S1-S3)^2 + (S2-S3)^2]}, \quad (4.7)$$

где $S1, S2, S3$ – главные напряжения. Для вычисления главных напряжений $S1, S2, S3$ необходимо найти корни кубического уравнения [42]:

$$S^3 - I_1 \cdot S^2 + I_2 \cdot S - I_3 = 0, \quad (4.8)$$

где I_1, I_2, I_3 – инварианты тензора напряжений. Три найденных корня уравнения (4.8) соответствуют трем главным напряжениям, (причем $S1 \geq S2 \geq S3$). Инварианты I_1, I_2, I_3 вычисляются по нормальным и тангенциальным напряжениям из матрицы $\{\sigma\}$:

$$\begin{aligned} I_1 &= \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3; \\ I_2 &= \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_3\sigma_1 - \sigma_4^2 - \sigma_5^2 - \sigma_6^2; \\ I_3 &= \sigma_1\sigma_2\sigma_3 + 2\sigma_4\sigma_5\sigma_6 - \sigma_1\sigma_5^2 - \sigma_2\sigma_6^2 - \sigma_3\sigma_4^2, \end{aligned} \quad (4.9)$$

где $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ – нормальные напряжения по осям X, Y, Z ; $\sigma_4, \sigma_5, \sigma_6$ – тангенциальные напряжения по плоскостям XY, YZ, XZ ;

8. Осуществляется операция приведения к узлу. Находятся все элементы, которые содержат некоторый i -ый узел для соответствующего материала. Затем вычисляется среднее значение всех эквивалентных напряжений элементов $Seqv$, принадлежащих данному узлу:

$$Seqvn_i = \frac{1}{N_i} \cdot \sum_{j=1}^{N_i} Seqv_{ji} \quad (4.10)$$

где $Seqvn_i$ – приведенное значение эквивалентного напряжения для i -ого узла; N_i – количество элементов, которые имеют данный узел i ; $Seqv_{ji}$ – эквивалентное напряжение j -ого элемента, который имеет данный узел i .

9. Проводится поиск максимального значения напряжения $Seqvn$ по всем узлам. Определение координат узла и принадлежности к материалам (например, ПМ и эмаль). Это позволяет выявлять места и границу материалов с высокой концентрацией напряжений, способных привести к разрушению соединения зуб-пломба.

10. Особенностью трехмерной модели в *Ansys Mechanical* является неизменность узлов (их количество и расположение в пространстве) при изменении параметров материалов (модуля Юнга и коэффициента Пуассона). Это позволило реализовать сравнительный анализ по эквивалентным напряжениям согласно следующей формулы [126]:

$$d = \frac{Seqvn_i}{Seqvn'_i}, \quad (4.11)$$

где d – коэффициент, показывающий изменение напряжений в i -ом узле при разных значениях параметров материала; $Seqvn_i$ – напряжение в i -ом узле при расчете с первыми значениями параметрами материалов; $Seqvn'_i$ – напряжение в i -ом узле при расчете со вторыми значениями параметрами материалов. Для нахождения значений $Seqvn'_i$ необходимо поменять параметры какого-либо материала (модуль Юнга и коэффициент Пуассона), например, ПМ и повторить пункты с 4 по 8.

11. Осуществляется выборка коэффициентов d . Поскольку изучение напряжений на границе материалов (например, эмаль-ПМ) имеет наибольший интерес, то из всех полученных значений коэффициентов необходимо выбрать те узлы, которые расположены на границе материалов. Выполняется следующий порядок действий:

- выбирается плоскость сечения с узлами (XY , XZ , YZ), которую нужно отобразить;

- указывается материал, для которого нужно сделать выборку коэффициентов (например, ПМ или эмаль, п.9);

- определяется материал, который граничит с первым (т.е. нужно указать границу двух материалов в случае, если их несколько). Если указать такой же материал, как и первый, то выборка осуществляется по всем точкам в

плоскости для данного материала. Рассмотренный режим не рекомендуется использовать, так как расположение данных узлов вдоль одной прямой для построения профилограммы изменения эквивалентных напряжений является нетривиальной задачей и требует дополнительной математической обработки.

– указываются граничные условия по всем трем координатам X , Y и Z для отображения выбранных узлов (например, в окрестности узла с максимальным эквивалентным напряжением, полученным в п.9).

12. Сортировка выбранных узлов. При рассмотрении кариозного поражения моляра I класса по Блеку граница раздела зуб-пломба имеет U-образный вид в продольной плоскости сечения и вид круга – в поперечной плоскости. Таким образом, для выполнения сортировки выбранных узлов лучшим вариантом является переход к полярным координатам. В этом случае сортировка будет выполняться по полярному углу φ , причем его значение находится в диапазоне $(-180; +180]$ градусов. На рисунке 4.7 приведена диаграмма, поясняющая вычисление угла φ при левом разрыве контура, образованного углом φ . При построении этой диаграммы используется следующая формула для вычисления полярного угла φ :

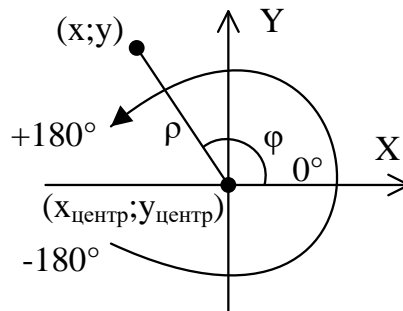


Рисунок 4.7 – Диаграмма отсчета угла φ на примере плоскости XU

$$\varphi = b \cdot \arccos\left(\frac{x - x_{\text{центр}}}{\rho}\right); \quad b = \begin{cases} 1; & (y - y_{\text{центр}}) \geq 0; \\ -1; & (y - y_{\text{центр}}) < 0; \end{cases} \quad (4.12)$$

$$\rho = \sqrt{(x - x_{\text{центр}})^2 + (y - y_{\text{центр}})^2},$$

где x , y – координата текущей точки; $x_{\text{центр}}$, $y_{\text{центр}}$ – координата центра для выбранных точек; ρ – расстояние от центра координат до точки $(x; y)$. При определении центра полярных координат $(x_{\text{центр}}; y_{\text{центр}})$ используются формулы

для вычисления центра тяжести по координатам выбранных узлов. Для выбора разрыва контура (сверху, справа или снизу) осуществляется добавление к углу φ числа 90, 180 и 270 градусов, соответственно. Затем полученные значения приводятся к диапазону (-180; +180] градусов.

13. Графическое и табличное отображение результата. По полученным данным отображаются два графика:

- выбранная плоскость сечения, выбранные узлы и центр тяжести;
- профилограмма коэффициентов d по выбранным отсортированным узлам, а также отображение максимального и минимального значений коэффициента.

4.4. Программа Convert для постобработки результатов моделирования в среде *Ansys Mechanical*

Для создания упрощенных моделей зубов в трехмерной среде *Ansys Mechanical* использовался куб с ребром 10 мм, который содержал сквозное цилиндрическое включение диаметром 3 мм (рисунок 4.8) [143]. Модель включает эмаль, дентин и пломбу. При использовании свойства симметрии объемное тело свелось к 1/8 объема (рисунок 4.9). При этом предусматривались следующие граничные условия: запрещено перемещение узлов в плоскостях XOY , XOZ и YOZ вдоль вектора нормали каждой плоскости. К верхней грани приложено постоянное усилие 1000 Н. При моделировании рассмотрено влияние эмали на НДС при следующих параметрах: 1) $E_{пломба} = E_{дентин}$ (рисунок 4.9а); 2) $E_{пломба} = (E_{дентин} + E_{эмаль})/2$ (рисунок 4.7б); 3) $E_{пломба} = E_{эмаль}$. При этом, эмаль покрывает зуб с толщиной 1 мм. В таблице 4.4 приведены упругие характеристики эмали и дентина.

Таблица 4.4. Упругие характеристики эмали и дентина

Характеристики	Дентин	Эмаль
Модуль Юнга, ГПа	14,7	94
Коэффициент Пуассона	0,31	0,33

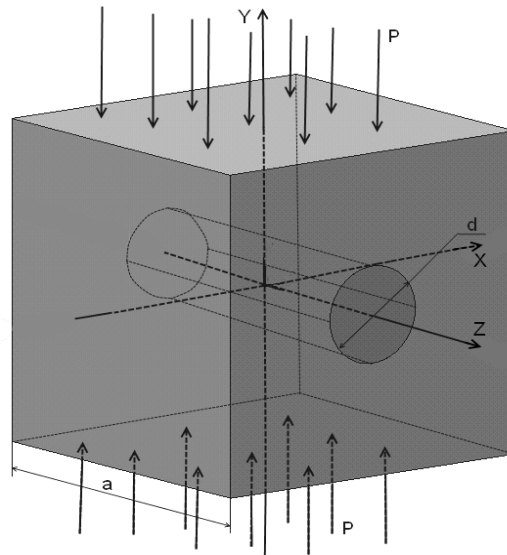


Рисунок 4.8 – Расчетная модель ПМ с ТТЗ

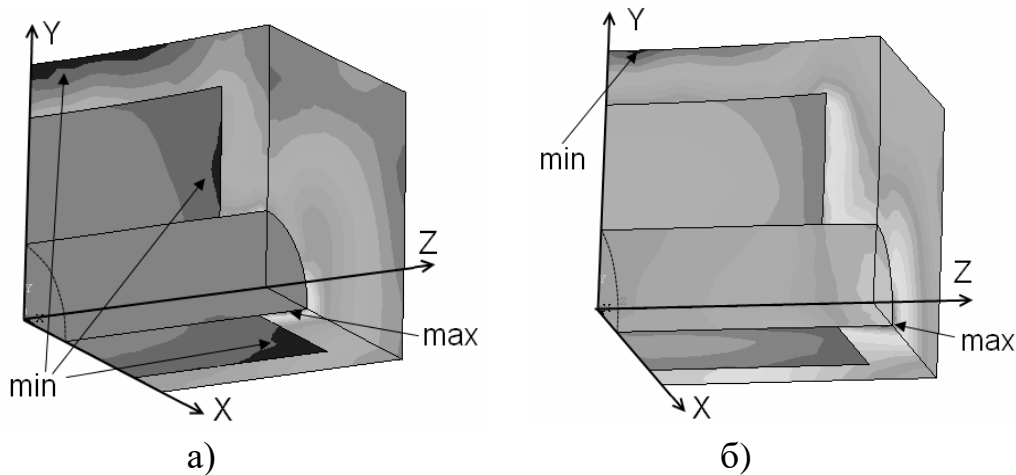


Рисунок 4.9 – НДС 1/8 объема модели ПМ с ТТЗ: а – при $E_{пломба} = E_{дентин}$;
 б – при $E_{пломба} = (E_{дентин} + E_{эмаль}) / 2$.

На основе разработанной методики (п.4.3) создана программа *Convert*, интерфейс которой представлен на рисунке 4.10.

Таким образом, для получения полной информации о НДС трехмерной упругой модели образца осуществляется постобработка данных, полученных в среде *Ansys Mechanical* после моделирования (расчета) на основе разработанной методики. Это позволяет определять значения напряжений и деформаций во всех узлах модели: внутренних и наружных. Особенностью разработанного алгоритма является возможность проведения сравнительного анализа данных на границе двух разных материалов согласно (4.11).

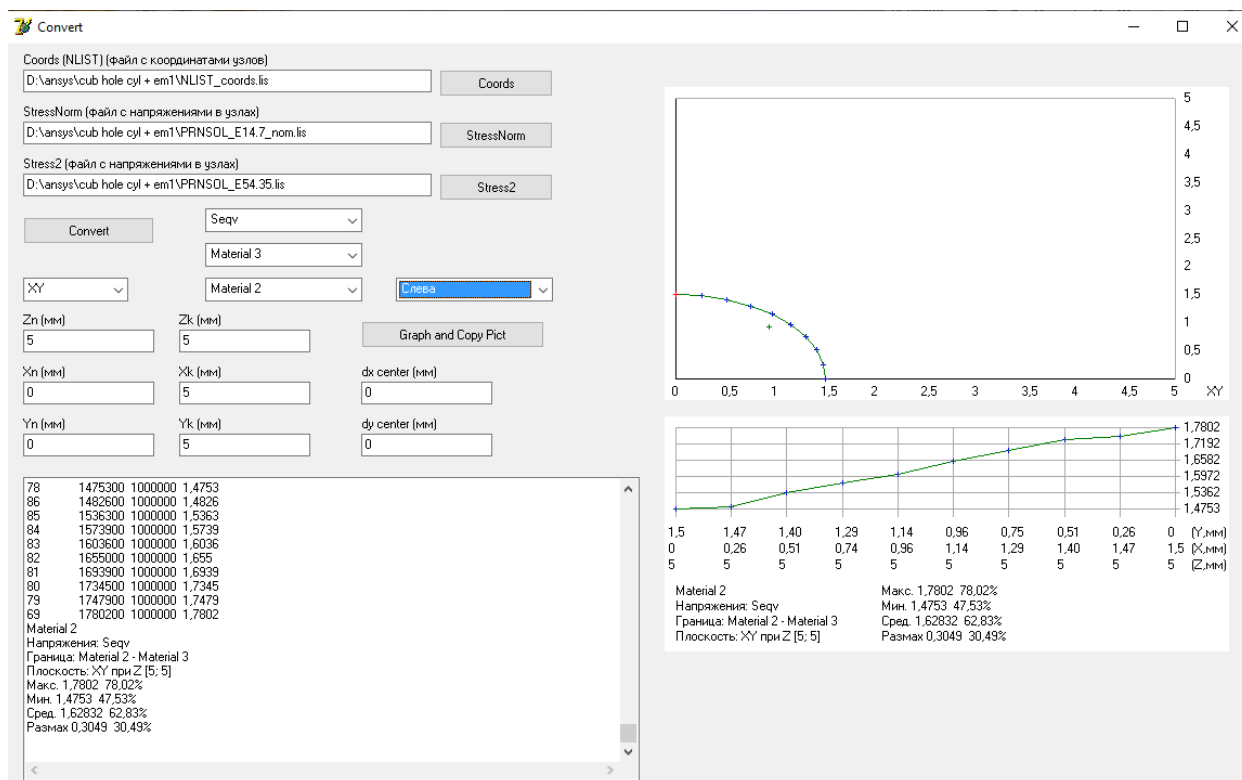


Рисунок 4.10 – Интерфейс программы *Convert* для постобработки результатов моделирования

На рисунке 4.11 представлена выбранная область с узлами, соответствующими наружной границе эмаль-пломба (координата $Z = 5$); на рисунке 4.12 – профилограмма изменения эквивалентных напряжений (при $E_{пломба} = (E_{дентин} + E_{эмаль}) / 2$) в выбранных узлах КЭ-сетки и заданные параметры. В качестве номинальных значений напряжений в узлах взяты данные при $E_{пломба} = E_{дентин}$.

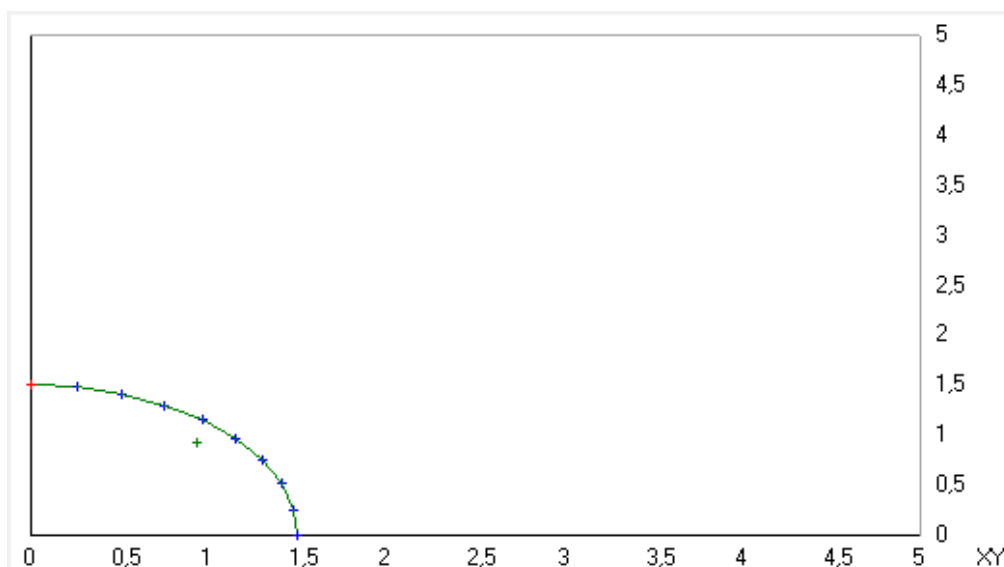


Рисунок 4.11 – Проекция выбранной плоскости XOY в программе *Convert*

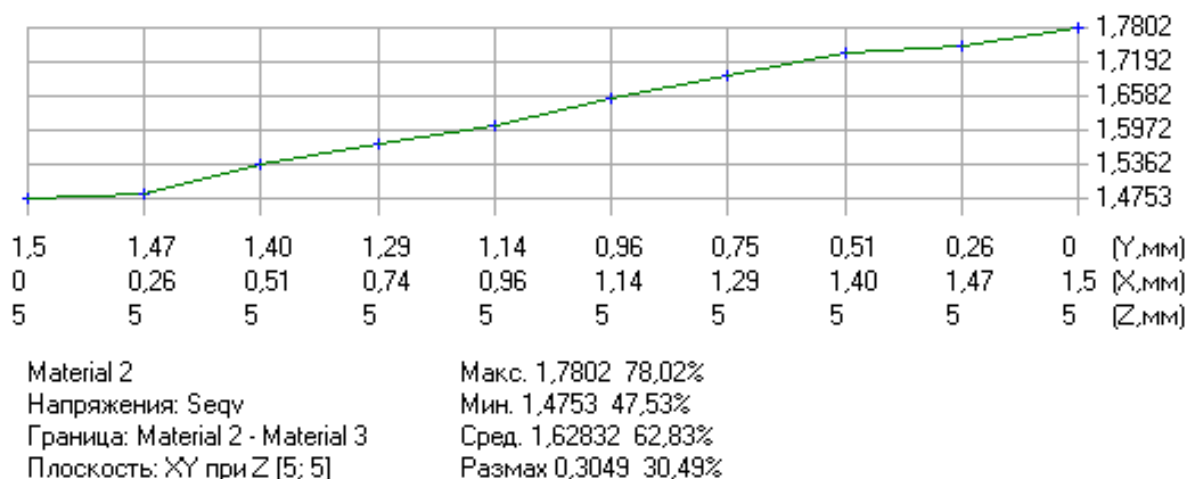


Рисунок 4.12 – Результат обработки двух массивов данных по эквивалентному напряжению

Всем материалам в трехмерной среде *Ansys Mechanical* задаются номера: («Material 3» – эмаль; «Material 1» – дентин; «Material 2» – пломба). Выберем для анализа пломбу «(Material 2)» (первая строчка параметров на рисунке 4.12), в качестве граничащего материала – эмаль «Material 3». Чтобы отобразить все граничные узлы пломбы, можно выбрать плоскость для отображения XZ или XY в программе *Convert*. Пусть это будет плоскость XY. Тогда проекция на рисунке 4.11 – это вид сбоку (правая сторона на рисунке 4.9). Для полного анализа выбираем «Seqv», т.е. анализ по эквивалентным напряжениям (вторая строчка параметров на рисунке 4.12). На рисунке 4.12 надпись «Граница: Material 2 - Material 3» означает, что необходимо отобразить все узлы, находящиеся на границе пломбы со эмалью. Для отображения только наружных узлов указываем Z от 5 до 5 мм. Ниже кривой (описывающей радиус пломбы 1,5 мм) на рисунке 4.11 показан центр тяжести, относительно которого все узлы сортируются по углу в полярных координатах. При выбранном разрыве контура «Слева» начальная точка с координатами (0; 1,5; 5 мм) для построения профилограммы имеет максимальное значение полярного угла. Затем осуществляется переход к следующей точке (узлу) с меньшим полярным углом (т.е. переход от точки к точке происходит, как показано на диаграмме 4.7, но по часовой стрелке). На рисунке 4.11 траектория представлена в виде сектора круга, а на рисунке 4.12 – развертка этой траектории вдоль оси абсцисс. По самой оси

абсцисс откладывается суммарное расстояние до i -ого узла от условной начальной точки на текущей траектории. Это позволяет сохранить масштаб в геометрических размерах. На профилограмме вдоль оси абсцисс указаны координаты для оценки расположения узлов в трехмерном пространстве.

Из анализа результатов моделирования следует, что максимальное относительное напряжение на внешней границе (плоскость XOY при $Z = 5$ мм) увеличивается в 1,78 раза с увеличением модуля Юнга пломбы с 14,7 ГПа до 54,35 ГПа. Это соответствует максимуму «тах» на рисунке 4.9б. Необходимо также отметить, что относительно высокие напряжения находятся на границе с эмалью, а не с дентином, вследствие чего возможно образование дефектов на границе с эмалью.

4.5. Нахождение результирующей погрешности определения упругих характеристик образца по образующим её частным погрешностям и меры по их уменьшению

Основные рассчитываемые прочностные параметры образца (в частности, модуль Юнга и коэффициент Пуассона) по формуле (2.1) зависят от многих элементов ИИС: тензодатчиков, мостовых схем, аналого-цифровых преобразователей (АЦП) и др. Оценим вклад этих элементов в общую погрешность определения модуля Юнга и коэффициента Пуассона.

Согласно (2.1) и (3.1), для нахождения модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ необходимо определять деформации (продольную и поперечную) и приложенную силу на образец (измерения которых являются косвенными). Выражения для расчета погрешности получим из полных формул (3.14) и (3.15) для E и μ . Предположим, что мостовые схемы тензодатчиков полностью сбалансированы ($\Delta e = 0$) при начальной силе $p_{нач} = 0$, (т.е. отсутствует люфт и нелинейность в начале координат (п. 3.3.1)). Для модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ формулы (2.1) с использованием (3.1) будут выглядеть следующим образом:

$$E_{\text{экв}} = -Z \cdot \frac{2 \cdot \Delta e^h \cdot K \cdot RT1 \cdot (Um \cdot R1 + \Delta e_{\text{прод}}^h \cdot (R1 + RT1))}{(Um \cdot (1 + \mu_{\text{СБ}}) - \Delta e_{\text{прод}}^h \cdot (1 - \mu_{\text{СБ}})) \cdot \Delta e_{\text{прод}}^h \cdot (R1 + RT1)^2};$$

$$\mu = -\frac{RT1}{RT2} \cdot \frac{\Delta e_{\text{норм}}^{\partial} \cdot (R2 + RT2)^2}{\Delta e_{\text{прод}}^{\partial} \cdot (R1 + RT1)^2} \cdot \frac{(Um \cdot R1 + \Delta e_{\text{прод}}^{\partial} \cdot (R1 + RT1))}{(Um \cdot R2 + \Delta e_{\text{норм}}^{\partial} \cdot (R2 + RT2))},$$
(4.13)

где $E_{\text{экв}}$ – эквивалентное значение модуля Юнга; $\mu_{\text{СБ}}$ – коэффициент Пуассона СБ; Z – постоянный коэффициент СБ; K – коэффициент чувствительности тензодатчиков для измерения силы, продольной и поперечной деформации; Um – напряжение питания мостовых схем; $R1, R2$ – сопротивления резисторов, расположенных в одном плече с тензодатчиками $RT1$ и $RT2$, соответственно; $RT1, RT2$ – измеренные номинальные значения сопротивлений тензодатчиков в мостовых схемах «четверть моста», для измерения продольной и поперечной деформаций, соответственно; $\Delta e^h, \Delta e_{\text{прод}}^{\partial}$ и $\Delta e_{\text{норм}}^{\partial}$ – напряжения разбаланса мостовых схем для измерения силы, продольной и поперечной деформации, соответственно.

Знак « \leftarrow » присутствует для каждой формулы (4.13) поскольку продольная деформация при сжатии образца имеет отрицательный знак ($\Delta e_{\text{прод}}^{\partial} \leq 0$). Для формулы $E_{\text{экв}}$ площадь поперечного сечения образца S равна 1 (п. 3.3.1). Вычисление коэффициента Z (как и площади S) является трудоемкой задачей (из-за параметра $S_{\text{СБ}}$), но его можно найти из формулы для ΔP (3.1) путем калибровки канала БИС с применением эталонного динамометра.

Пусть все входящие параметры в (4.13) измерены с погрешностями $\delta Z, \delta K, \delta K_{\text{прод}}, \delta K_{\text{норм}}, \delta Um, \delta \mu_{\text{СБ}}, \delta e^h, \delta e_{\text{прод}}^{\partial}, \delta e_{\text{норм}}^{\partial}, \delta R1, \delta RT1, \delta R2, \delta RT2$. На практике они обусловлены действием большого числа различных факторов, каждый из которых имеет свой закон распределения. Пусть эти погрешности случайны, независимы и распределены по нормальному закону. Тогда относительная погрешность вычисления модуля Юнга E образца определяется как корень квадратный из суммы квадратов относительных погрешностей каждого параметра формулы (4.13). Для нахождения этих относительных погрешностей используется общий прием логарифмирования и последующего

дифференцирования исходной функции [152]:

$$\frac{\delta E_{\text{экв}}}{E_{\text{экв}}} = \sqrt{\left(\frac{\delta Z}{Z}\right)^2 + \left(\frac{\delta K}{K}\right)^2 + (\delta Um \cdot f_U)^2 + (\delta \mu_{\text{СБ}} \cdot f_\mu)^2 + (\delta e^h \cdot f_e)^2 + (\delta e_{\text{прод}}^\circ \cdot f_{ep})^2 + (\delta R1 \cdot f_{R1})^2 + (\delta RT1 \cdot f_{RT1})^2} \quad (4.14)$$

где

$$\begin{aligned} f_U &= \frac{R1}{Um \cdot R1 + \Delta e_{\text{прод}}^\circ \cdot (R1 + RT1)} - \frac{1 + \mu_{\text{СБ}}}{Um \cdot (1 + \mu_{\text{СБ}}) - \Delta e^h \cdot (1 - \mu_{\text{СБ}})}; \\ f_\mu &= \frac{Um + \Delta e^h}{Um \cdot (1 + \mu_{\text{СБ}}) - \Delta e^h \cdot (1 - \mu_{\text{СБ}})}; \\ f_e &= \frac{1}{\Delta e^h} + \frac{1 - \mu_{\text{СБ}}}{Um \cdot (1 + \mu_{\text{СБ}}) - \Delta e^h \cdot (1 - \mu_{\text{СБ}})}; \\ f_{ep} &= -\frac{1}{\Delta e_{\text{прод}}^\circ} + \frac{R1 + RT1}{Um \cdot R1 + \Delta e_{\text{прод}}^\circ \cdot (R1 + RT1)}; \\ f_{R1} &= \frac{Um + \Delta e_{\text{прод}}^\circ}{Um \cdot R1 + \Delta e_{\text{прод}}^\circ \cdot (R1 + RT1)} - \frac{2}{R1 + RT1}; \\ f_{RT1} &= \frac{1}{RT1} + \frac{\Delta e_{\text{прод}}^\circ}{Um \cdot R1 + \Delta e_{\text{прод}}^\circ \cdot (R1 + RT1)} - \frac{2}{R1 + RT1}. \end{aligned} \quad (4.15)$$

Приведенные формулы f_i являются частными производными одноименной величины. Согласно (3.14) величина $E_{\text{экв}}$ не учитывает точное значение площади сечения исследуемого образца и является нормированной величиной. Тогда относительная погрешность $\delta Z/Z$ (согласно формулы для ΔP из (3.16)) и будет зависеть от погрешностей эталонного динамометра и измеренных параметров Um , $\mu_{\text{СБ}}$, Δe . Пусть все входящие параметры для ΔP из (3.16) измерены с погрешностями δp , δUm , $\delta \mu_{\text{СБ}}$, δe . Тогда относительная погрешность для Z из (3.1) будет определяться по следующей формуле:

$$\frac{\delta Z}{Z} = \sqrt{\left(\frac{\delta p}{p}\right)^2 + (\delta Um \cdot f_{UZ})^2 + (\delta \mu_{\text{СБ}} \cdot f_{\mu Z})^2 + (\delta e \cdot f_{eZ})^2}, \quad (4.16)$$

где

$$\begin{aligned}
f_{UZ} &= \frac{1 + \mu_{CB}}{Um \cdot (1 + \mu_{CB}) - \Delta e^h \cdot (1 - \mu_{CB})}; \\
f_{\mu Z} &= \frac{Um + \Delta e^h}{Um \cdot (1 + \mu_{CB}) - \Delta e^h \cdot (1 - \mu_{CB})}; \\
f_{eZ} &= \frac{\mu_{CB} - 1}{Um \cdot (1 + \mu_{CB}) - \Delta e^h \cdot (1 - \mu_{CB})} - \frac{1}{\Delta e};
\end{aligned} \tag{4.17}$$

Для (4.17) отношение $\delta p/p$ – является относительной погрешностью измерений эталонного динамометра.

Аналогично, запишем формулу относительной погрешности для коэффициента Пуассона μ образца, полученную с применением логарифмирования и последующего дифференцирования:

$$\begin{aligned}
\frac{\delta \mu}{\mu} &= \sqrt{\left(\frac{\delta K}{K}\right)^2 + \left(\frac{\delta K}{K}\right)^2 + (\delta Um \cdot f_{UP})^2 + (\delta e_{prod}^\delta \cdot f_{ep})^2 + (\delta e_{nonp}^\delta \cdot f_{ep})^2 +} \\
&+ (\delta R1 \cdot f_{R1})^2 + (\delta RT1 \cdot f_{RT1})^2 + (\delta R2 \cdot f_{R2})^2 + (\delta RT2 \cdot f_{RT2})^2,
\end{aligned} \tag{4.18}$$

где

$$\begin{aligned}
f_{UP} &= \frac{R1}{Um \cdot R1 + \Delta e_{prod}^\delta \cdot (R1 + RT1)} - \frac{R2}{Um \cdot R2 + \Delta e_{nonp}^\delta \cdot (R2 + RT2)}; \\
f_{ep} &= \frac{1}{\Delta e_{nonp}^\delta} - \frac{R2 + RT2}{Um \cdot R2 + \Delta e_{nonpnonp}^\delta \cdot (R2 + RT2)}; \\
f_{R2} &= -\frac{Um + \Delta e_{nonp}^\delta}{Um \cdot R2 + \Delta e_{nonp}^\delta \cdot (R2 + RT2)} + \frac{2}{R2 + RT2}; \\
f_{RT2} &= -\frac{1}{RT2} - \frac{\Delta e_{nonp}^\delta}{Um \cdot R2 + \Delta e_{nonp}^\delta \cdot (R2 + RT2)} + \frac{2}{R2 + RT2},
\end{aligned} \tag{4.19}$$

Из анализа (4.14) и (4.18) следует, что для уменьшения общей погрешности δE и $\delta \mu$ необходимо уменьшать все функции f_i к нулю. Для оценки влияния всех 6 параметров на общую погрешность δE и 7 параметров – на $\delta \mu$ рассмотрим вклад каждой функции f_i при разных входных параметрах. Необходимо отметить, что функции f_{ep} , f_{R2} , f_{RT2} – качественно подобны функциям f_{ep} , f_{R1} , f_{RT1} . Поэтому ограничимся анализом 6 функций из (4.15) и одной f_{UP} из (4.19). Используем следующие базовые значения: $Um = 2,45$ В; $\mu_{CB} = 0,3$; $R1 = RT1 = R2 = RT2 = 120$ Ом

(таблица 3.1). Для расчета базовых значений Δe^h , Δe_{npod}° и Δe_{nonp}° воспользуемся формулами для мостовых схем: «полный мост» и «четверть моста»:

$$\begin{aligned}\Delta e^h &= Um \cdot \frac{\Delta R \cdot (1 + \mu_{CB})}{2 \cdot R_{cp} + \Delta R \cdot (1 - \mu_{CB})}; \\ \Delta e_{npod}^{\circ} &= Um \cdot \frac{\Delta R_{npod} \cdot R1}{(R1 + RT1) \cdot (R1 + RT1 - \Delta R_{npod})}; \\ \Delta e_{nonp}^{\circ} &= Um \cdot \frac{\Delta R_{nonp} \cdot R2}{(R2 + RT2) \cdot (R2 + RT2 - \Delta R_{nonp})},\end{aligned}\tag{4.20}$$

где ΔR , ΔR_{npod} и ΔR_{nonp} – изменения сопротивления тензодатчиков для измерения приложенной силы, продольной и поперечной деформации, соответственно.

Изменения сопротивления ΔR можно выразить через относительную деформацию и коэффициент чувствительности ТД и (2.1), с учетом формул (2.6) и (2.7):

$$\begin{aligned}\Delta R &= \frac{\Delta p \cdot K}{E_{CB} \cdot S_{CB}} \cdot R_{cp} = \frac{\Delta p \cdot K}{L_{CB}} \cdot R_{cp} \cdot \sum_{i=1}^n C_i; \\ \Delta R_{npod} &= -\frac{\Delta p \cdot K_{npod}}{E_S \cdot S_S} \cdot RT = -\frac{\Delta p \cdot K_{npod}}{L_S} \cdot RT \cdot C_S; \\ \Delta R_{nonp} &= -\mu_S \cdot \Delta R_{npod},\end{aligned}\tag{4.21}$$

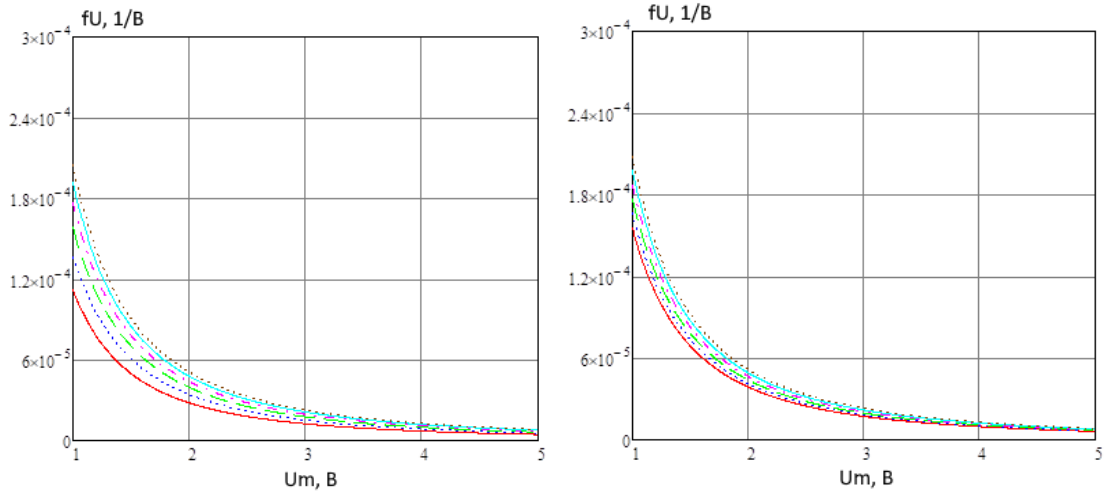
где Δp – приложенная нагрузка на образец; K – коэффициенты чувствительности тензодатчиков для измерения приложенной силы и деформации; E_{CB} и E_S – модули Юнга СБ и образца, соответственно; S_{CB} и S_S – площади поперечного сечения СБ и образца; μ_S – коэффициент Пуассона образца; C_i и C_S – податливости элементов СБ и образца; L_{CB} и L_S – длины СБ и образца; R_{cp} – среднее значение сопротивления 4-х тензодатчиков для схемы «полный мост»; RT – номинальное значение сопротивления тензодатчиков по схеме «четверть моста». Знак « \leftarrow » в (4.21) показывает, что под нагрузкой сопротивление ТД уменьшается ($\Delta R_{npod} < 0$), так как образец работает на сжатие.

Поскольку S_{CB} геометрически сложно рассчитать (СБ имеет сложную конструкцию), то возможно перейти к податливостям C_i . Необходимо отметить, что в этом случае нужно знать длину СБ L_{CB} . Согласно п.3.1 общая длина СБ

составляет $L_{CB} = 267$ мм. Общая податливость СБ – 37,15 нм/Н при условии, что в качестве образца взят зуб *in vitro* высотой $L_S = 5$ мм, $C_S = 17,32$ нм/Н (п. 2.3) и $\mu_S = 0,31$ (п. 4.4). Используемые тензодатчики имеют одинаковые коэффициенты чувствительности $K = 2,1$ (таблица 3.1), их номинальные сопротивления также одинаковые $RT = R_{cp} = 120$ Ом. Пусть $\Delta p = 600$ Н (максимальная сила для жевательного процесса). Подставляя эти значения в (4.21) и (4.20) получаем $\Delta e^H = 149$ мкВ; $\Delta e_{prod}^{\partial} = 2668$ мкВ и $\Delta e_{prod} = 829$ мкВ. Целесообразно для построения графиков изменять базовые значения Δe^H и $\Delta e_{prod}^{\partial}$ на порядок (как на увеличение (x10, x100), так и на уменьшение (x0.1, x0.01, x0.001)).

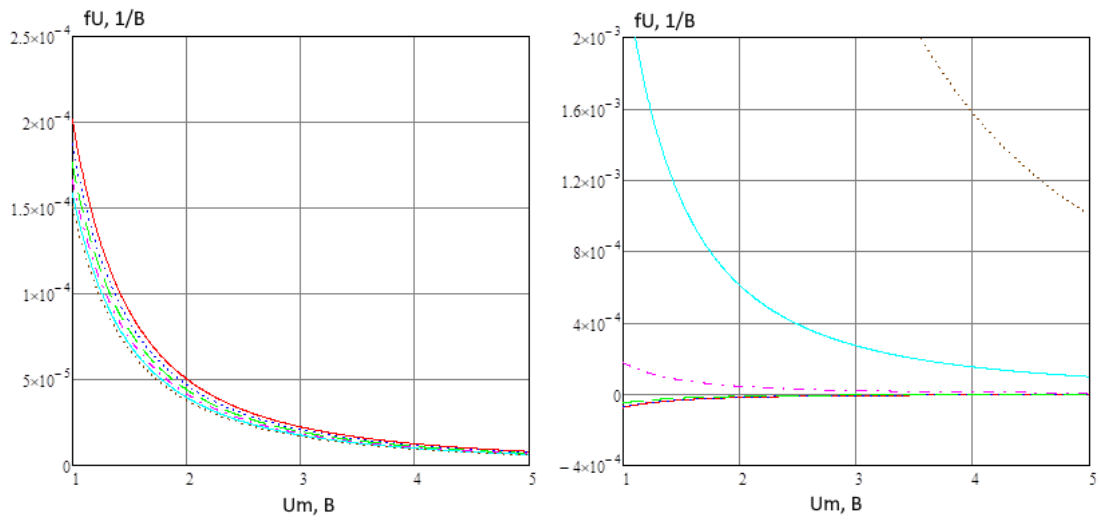
На рисунке 4.13 приведены семейства графиков для 7 функций $f_i(x, a)$. Семейство состоит из 6 графиков (т.е. изменяется как величина x , так и дополнительная a). Это позволяет оценить влияние сразу двух аргументов на результат функции. При этом другие 5 параметров берутся из базового набора. Из рисунка 4.13.а (где $\mu_{CB} = 0,001-0,499$ с шагом 0,1; нижний график – $\mu_{CB} = 0,001$; верхний график – $\mu_{CB} = 0,499$) следует, что уменьшение коэффициента μ_{CB} уменьшает значение $f_U(Um)$. На рисунке 4.13.б (где $RTI = 100-150$ Ом с шагом 10 Ом; нижний график – $RTI = 100$; верхний график – $RTI = 150$) графики практически сливаются по сравнению с предыдущим (т.е. влияние сопротивления RTI на общую погрешность будет ниже). Аналогично графики выглядят на рисунке 4.13.в (где $RI = 100-150$ Ом с шагом 10 Ом; нижний график – $RI = 150$; верхний график – $RI = 100$)), но здесь увеличение RI приводит к уменьшению значения $f_U(Um)$.

При малых продольных деформациях образца ($\leq 1 * \Delta e_{prod}$) значение $f_U(Um)$ также мало (рисунок 4.13.г (где $\Delta e_{prod} = 0,001 * \Delta e_{prod} - 100 * \Delta e_{prod}$ с шагом x10; нижний график – $0,001 * \Delta e_{prod}$; верхний график – $100 * \Delta e_{prod}$)) по сравнению с предыдущими графиками. Но с ростом деформации образца ($> 1 * \Delta e_{prod}$) – значение $f_U(Um)$ резко увеличивается. На рисунке 4.13.д (где $\Delta e = 0,001 * \Delta e - 100 * \Delta e$ с шагом x10; нижний график – $100 * \Delta e$; верхний график – $0,001 * \Delta e$) ситуация подобная, но разброс графиков по отношению к базовому графику (при $1 * \Delta e$ и $1 * \Delta e_{prod}$) менее заметен.



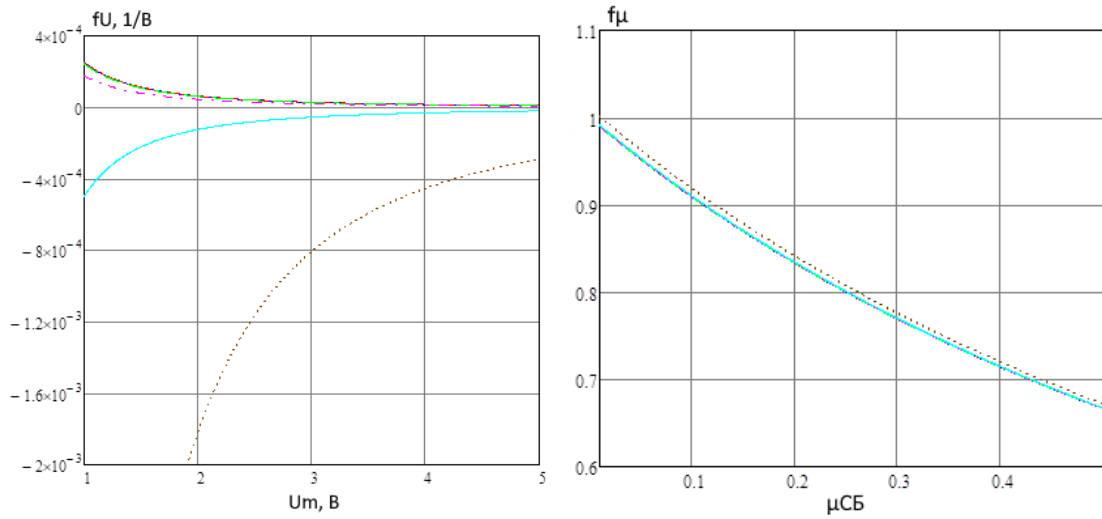
а)

б)



в)

г)



д)

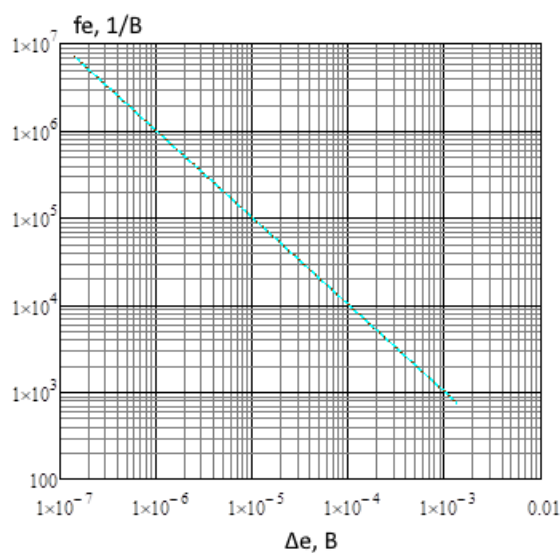
е)

Рисунок 4.13 – Графики функции f_U и f_μ .

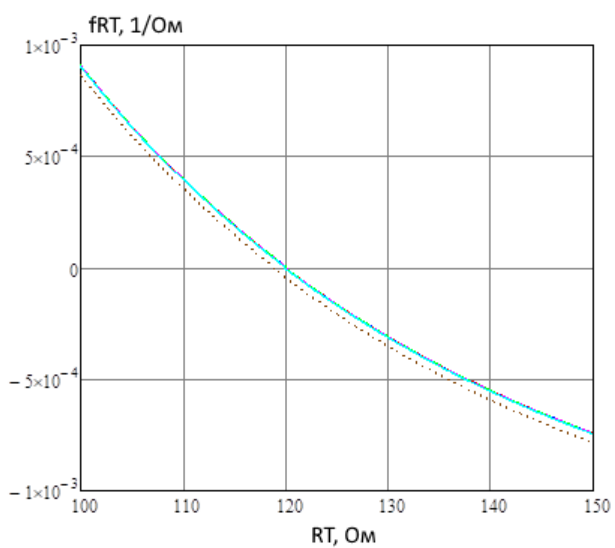
Необходимо отметить, что при малых деформациях Δe результат функции $f_U(Um)$ начинает увеличиваться. Бóльший вклад в результат вносят напряжения питания мостовых схем Um и деформации Δe и $\Delta e_{прод}$, поэтому влиянием коэффициента μ_{CB} и сопротивления RTI можно пренебречь. Влияние деформации образца от Δe на результат функции f_μ (рисунок 4.13.е (где $\Delta e = 0,001*\Delta e - 100*\Delta e$ с шагом $\times 10$; нижний график – $0,001*\Delta e$; верхний график – $100*\Delta e$)) – невелико по сравнению с предыдущими графиками функции f_U . При изменении Um от 1 до 5 В расхождения графиков не было выявлено (графики не приведены). Но увеличение коэффициента Пуассона μ_{CB} и уменьшение деформации образца от Δe способствует уменьшению результата функции f_μ . При этом чувствительность функции f_μ выше, чем у f_U примерно на 4 порядка при изменении коэффициента μ_{CB} от 0,2 до 0,3.

Влияние разного напряжения питания на мостовые схемы Um (рисунок 4.14.а (где $Um = 0,5 - 5$ В с шагом 1)), коэффициента Пуассона μ_{CB} на результат функции f_e выявлено не было (влияет только деформация). Аналогичные результаты получены для функции f_{ep} (графики не приведены). При номинальных и меньших деформациях образца ($\leq 1*\Delta e_{прод}$) влияние деформации на функции f_{RT} и f_{RI} практически отсутствует (рисунки 4.14.б (где $\Delta e_{прод} = 0,001*\Delta e_{прод} - 100*\Delta e_{прод}$ с шагом $\times 10$; нижний график – $100*\Delta e_{прод}$; верхний график – $0,001*\Delta e_{прод}$) и 4.14.в (где $\Delta e_{прод} = 0,001*\Delta e_{прод} - 100*\Delta e_{прод}$ с шагом $\times 10$; нижний график – $0,001*\Delta e_{прод}$; верхний график – $100*\Delta e_{прод}$)). Результат функций минимален при $x = 120$ Ом. При больших деформациях ($>1*\Delta e_{прод}$) и $x < 120$ Ом значение функции f_{RT} – уменьшается, а f_{RI} – увеличивается. При $x > 120$ Ом значение функции f_{RT} – увеличивается по модулю, а f_{RI} – уменьшается по модулю. Напряжение питания мостовой схемы Um не влияет на функцию f_{RTI} .

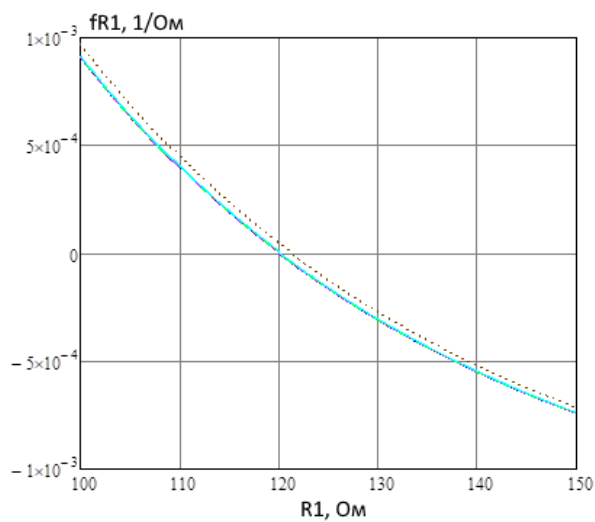
Результаты на графиках 4.14.г (где $RI = 100-150$ Ом с шагом 10 Ом; нижний график – $RI = 100$; верхний график – $RI = 150$) и 4.14.д (где $RT = 100-150$ Ом с шагом 10 Ом; нижний график – $RT = 100$; верхний график – $RT = 150$)) получились подобными, так как величина продольной деформации образца от $\Delta e_{прод}$ очень мала по отношению к другим параметрам функций (что показано на рисунке 4.14.е, где значения по оси $x = RTI = RI$).



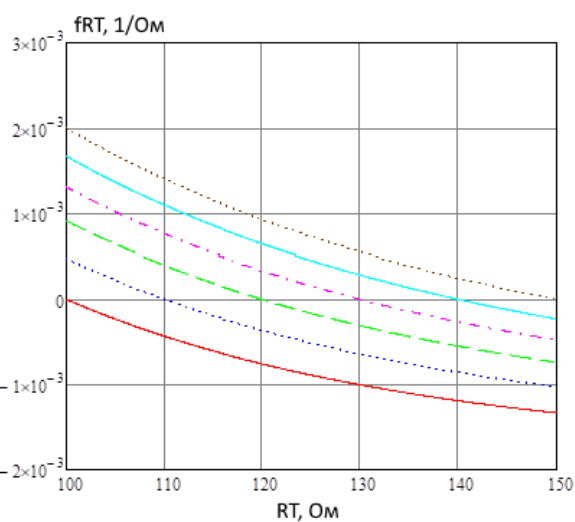
а)



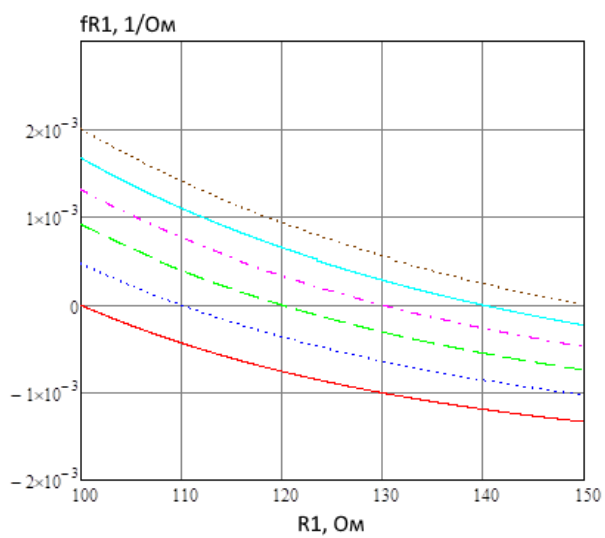
б)



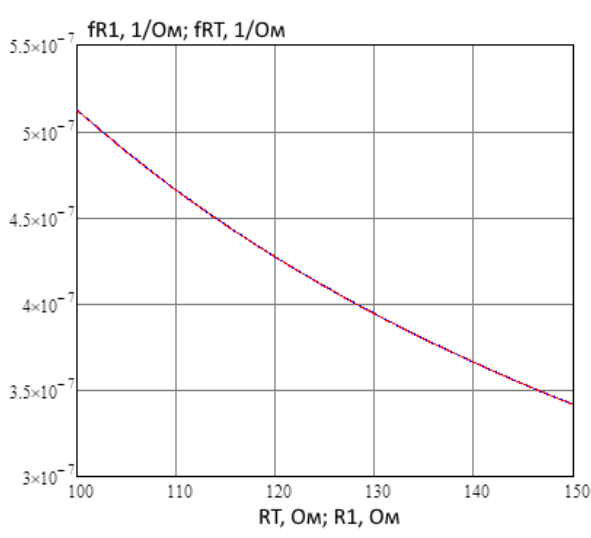
в)



г)



д)



е)

Рисунок 4.14 – Графики функции f_e, f_{RT}, f_{R1}

По сравнению с рисунком 4.13.б (где RT необходимо уменьшать), график на рисунке 4.14.д имеет другой характер: сопротивление RT лучше увеличивать по отношению к RI . Но в большинстве случаев сопротивление RTI – неизменно и является паспортной характеристикой для любого тензодатчика. Также отметим, что значения сопротивлений RT и RI целесообразно выбирать одинаковыми.

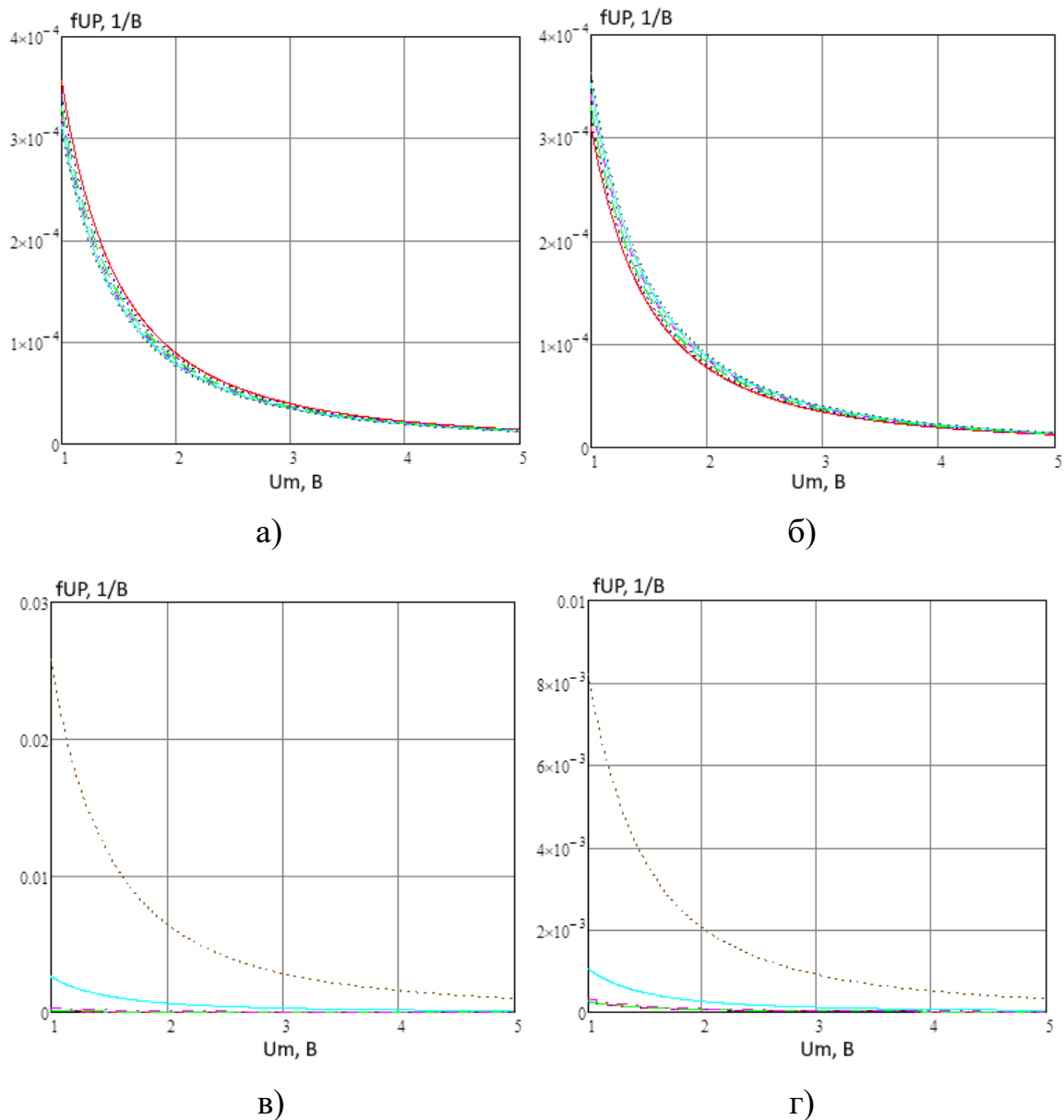
Из анализа графиков 4.15.а (где $RI = 100-150$ Ом с шагом 10 Ом; нижний график – $RI = 150$; верхний график – $RI = 100$) и 4.15.б (где $RTI = 100-150$ Ом с шагом 10 Ом; нижний график – $RTI = 100$; верхний график – $RTI = 150$) следует, что увеличение RI и уменьшение RTI уменьшает результат функции f_{UP} .

При этом изменение сопротивлений $R2$ и $RT2$ значительно меньше влияет на результат f_{UP} (графики не приведены). Наибольший вклад оказывает деформация тензодатчика для продольной деформации образца (рисунок 4.15.в, где $\Delta e_{прод} = 0,001 * \Delta e_{прод} - 100 * \Delta e_{прод}$ с шагом $\times 10$; нижний график – $0,001 * \Delta e_{прод}$; верхний график – $100 * \Delta e_{прод}$), а также поперечная деформация (рисунок 4.15.г, где $\Delta e_{попр} = 0,001 * \Delta e_{попр} - 100 * \Delta e_{попр}$ с шагом $\times 10$; нижний график – $0,001 * \Delta e_{попр}$; верхний график – $100 * \Delta e_{попр}$). В целом, результаты подобные для функции f_U .

Анализ рассмотренных графиков показал, что увеличение у функций f_i одноименных параметров уменьшает их величину. Это также справедливо для формулы относительной погрешности: увеличение знаменателя приводит к уменьшению погрешности результата.

Таким образом, для уменьшения общей погрешности измерения модуля упругости δE и коэффициента Пуассона $\delta \mu$ образца целесообразно выполнять следующие операции:

- выбирать материал конструкции СБ с высоким коэффициентом Пуассона $\mu_{СБ}$;
- увеличивать напряжение питания мостовых схем Um (с учетом саморазогрева);
- выбирать сопротивление резисторов мостовых схем по условию $RI \geq RTI$ (а также $R2 \geq RT2$);

Рисунок 4.15 – Графики функции f_{UP}

- увеличение приложенной нагрузки на образец ($\gg 600\text{H}$) не рекомендуется (так как увеличится деформация от Δe и значения почти всех функций f_i);

Для оценки общей погрешности измерения модуля упругости δE и коэффициента Пуассона $\delta \mu$ образца воспользуемся следующим абсолютными значениями погрешности. Чувствительности тензодатчиков K – являются паспортными значениями тензодатчиков. В паспорте на них приведена относительная погрешность 1%. При измерении напряжения Um применялся мультиметр UNI-T UT71E, который имеет относительную погрешность 0,05% на

шкале до 4 В. Тогда абсолютная погрешность $\delta U_m = 2,45 \cdot 0,05 / 100 = 0,001225$ В. Для измерения сопротивлений $R1$, $RT1$, $R2$, $RT2$ также применялся данный мультиметр с погрешностью 0,3% на шкале до 400 Ом. Тогда абсолютные погрешности $\delta R1 = \delta RT1 = \delta R2 = \delta RT2 = 120 \cdot 0,3 / 100 = 0,36$ Ом. При калибровке использовался эталонный динамометр ДЭП1-1Д-0,3Р-2 (максимальная сила 300Н и разрешение 0,05Н), который имеет относительную погрешность измерений $\delta p/p = 0,5\%$. Поскольку СБ выполнен из стали, то согласно справочной литературы коэффициент Пуассона для стали $\mu_{СБ}$ равен как $0,3 \pm 0,02$. Тогда $\delta \mu_{СБ} = 0,02$. Для измерения напряжения разбаланса мостовых схем e , $e_{прод}$, $e_{попр}$ применялся АЦП *ADS1250* [51], а в качестве источника опорного напряжения U_{on} – микросхема *REF195* [53]. Для вычисления входного напряжения АЦП использовалась следующая формула:

$$e = \frac{U_{on} \cdot N \cdot G}{2^n - 1} + e_{смещ}, \quad (4.22)$$

где N – цифровой код, целое число; G – коэффициент усиления АЦП; n – разрядность АЦП; $e_{смещ}$ – напряжение смещения нуля.

Аналогично (4.14) и (4.18), приведем формулу относительной погрешности для напряжения e :

$$\frac{\delta e}{e} = \sqrt{\left(\frac{\delta U_{on}}{U_{on}}\right)^2 + (Noise_{on})^2 + \left(\frac{1}{2(2^n - 1)}\right)^2 + (IntE)^2 + (Noise)^2 + (OfE)^2}. \quad (4.23)$$

Первое слагаемое в (4.23) – это погрешность источника опорного напряжения *REF195*; $Noise_{on}$ – собственный уровень шума источника опорного напряжения; третье слагаемое – погрешность квантования АЦП; $IntE$ – интегральная нелинейность АЦП; $Noise$ – собственный уровень шума АЦП; OfE – ошибка смещения АЦП. Необходимо отметить, что данные погрешности приведены в документации на эти микросхемы. Для *REF195* $\delta U_{on} = 0,01$ В при $U_{on} = 5$ В, это дает большую погрешность, чем при измерении мультиметром *UNI-T UT71E*. Допустим, что значение U_{on} источника опорного напряжения измерено мультиметром *UNI-T UT71E* с погрешностью 0,05% на шкале до 40 В. Тогда абсолютная погрешность $\delta U_{on} = 5 \cdot 0,05 / 100 = 0,0025$ В. Уровень шума *REF195*

составляет 10 ppm. Интегральная нелинейность АЦП составляет 20 ppm, уровень шума АЦП – 3,8 ppm, а ошибка смещения – 200 ppm. Тогда относительная погрешность для e согласно (4.23) составляет 539 ppm.

Из результатов подстановки полученных значений в (4.8) и (4.10) следует, что относительные погрешности вычисления модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ образца составили 2.4% и 1.4%, соответственно.

4.6. Выводы по 4 главе

1. Разработаны структура телекоммуникационной сети и обобщенная методика проведения комплексного исследования ПМ с применением ИИС и ТКС. Методика включает в себя 6 критериев останова испытаний. При этом осуществляется тензометрический и акустический контроль ИИС (первый уровень ИИС). Электрометрический и оптический контроль осуществляются до и после проведения испытаний (второй уровень). Применение ТКС позволяет ускорить проведение испытаний ПМ с ТТЗ за счет одновременного изучения образцов на нескольких ИИС. При этом возможно применить по одному устройству второго уровня на несколько устройств первого уровня.

2. Приведены результаты экспериментальных исследований пломбировочных материалов с применением разработанных программно-аппаратных средств, которые показали работоспособность этих средств и возможность внедрения в стоматологические клиники для изучения прочностных характеристик композитных пломбировочных материалов в соединениях с твердыми тканями зубов *in vitro*.

3. Предложены методика сравнительного анализа эквивалентных напряжений для трехмерной модели и реализующее ее программное обеспечение (ПО) *Convert*, позволяющие оценить изменение напряжений в узлах конечно-элементной сетки на границе двух материалов как внутри объемного тела, так и снаружи. Программа предназначена для постобработки результатов трехмерного моделирования НДС в среде *Ansys Mechanical* и

позволяет получить полную информацию (по эквивалентным напряжениям) о НДС трехмерной модели. Разработанная программа позволяет осуществлять выбор плоскости сечения образца, построение профилограмм и их интерпретацию для трехмерного образца.

4. Выполнен анализ формирования общих погрешностей δE и $\delta \mu$ для модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ образца. Анализ этих общих погрешностей позволил получить следующие рекомендации: необходимо выбирать материал конструкции силового блока с высоким коэффициентом Пуассона; напряжение питания мостовых схем тензодатчиков должно быть максимально возможным (с учетом саморазогрева); сопротивление резисторов мостовых схем должно быть больше или равно номинальному сопротивлению тензодатчиков. Относительные погрешности вычисления модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ образца составили 2,4% и 1,4%, соответственно.

Заключение

В результате проведенных в работе комплексных исследований разработаны и научно обоснованы физико-математические, алгоритмические, методические и программно-аппаратные средства информационно-измерительной системы и телекоммуникационной сети для изучения прочностных характеристик композитных пломбировочных материалов при работе в статическом и динамическом режимах, что имеет существенное значение для обеспечения надежного соединения пломбировочного материала с твердыми тканями зубов для создания новых перспективных пломбировочных материалов.

1. Для ускоренного изучения прочностных характеристик ПМ и ТТЗ разработана двухуровневая ИИС, включающая тензометрический, акустический, электрометрический и оптический способы их контроля. Первый уровень ИИС предназначен для ускоренного проведения испытаний образцов и представляет собой силовой блок с имитацией жевательного процесса. Вторым уровнем служит для обнаружения и контроля дефектов в образцах.

2. Разработана электромеханическая модель процесса нагружения образца в статическом и динамическом режимах работы силового блока информационно-измерительной системы (тензометрический контроль), позволяющая определять оптимальные условия работы силового пьезоэлектрического преобразователя. Установлено, что синусоидальный сигнал является оптимальным законом силового воздействия; теоретический диапазон частот до 410 Гц; максимальная генерируемая сила составила 950 Н (для образца с модулем Юнга 14,7 ГПа). Данная сила является достаточной для имитации жевательного процесса. Силовой блок должен быть выполнен из материала с высоким модулем Юнга. Теоретически обоснован выбор двух последовательно установленных ПП.

3. При разработке ЭММ составлена математическая модель эффекта упрочнения образца тензодатчиком и клеем. Использование данной модели позволило повысить точность измерения деформации. Данную модель

необходимо применять если модуль упругости образца мал или соизмерим с модулем упругости клея или самого тензодатчика.

4. Созданы силовой блок и программно-аппаратные средства для изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов и их соединений с твердыми тканями зубов, реализующие тензометрический и акустический контроль. Масса стального силового блока составляет ~ 2 кг, что позволило сделать его компактным с возможностью расположения на рабочем столе исследователя.

5. Разработан алгоритм с цифровым фильтром и реализующее его ПО для проведения прочностных испытаний соединений твердых тканей зубов с пломбировочными материалами, позволяющий выполнять автоматический останов испытаний по основному критерию – сигналу акустической эмиссии и пяти дополнительным критериям при тензометрическом контроле в динамическом режиме: отклонение модуля Юнга и коэффициента Пуассона от номинальных значений; скачкообразное изменение приложенной нагрузки; отклонение допустимого напряжения, подаваемого на ПП; превышение заданного количества циклов, имитирующих жевательный процесс (синусоидальный сигнал). Для выделения и фильтрации информационного сигнала по дискретным данным от тензодатчиков разработан цифровой БИХ-фильтр, позволяющий выделять постоянную составляющую и гармонический сигнал с заданной частотой возвратно-поступательных движений ПП.

6. Предложены методика высокоточных измерений электропроводности ТТЗ и реализующее ее интеллектуальное электрометрическое устройство для диагностики ТТЗ (электрометрический контроль), основанные на изменении полярности электродов и позволяющие исключить эффект поляризации электродов и биотканей как для зубов *in vivo*, так и *in vitro*. Экспериментально установлено, что измерения на переменном токе прямоугольной формы позволяют максимально исключить влияние поляризации электродов.

7. Предложены методика сравнительного анализа эквивалентных напряжений для трехмерной модели образца и реализующее ее программное обеспечение *Convert*, позволяющие оценить изменение напряжений в узлах конечно-элементной сетки на границе двух материалов как внутри объемного

тела, так и снаружи. Программа предназначена для постобработки результатов трехмерного моделирования НДС в среде *Ansys Mechanical* и позволяет получить полную информацию (по эквивалентным напряжениям) о НДС трехмерной модели.

8. Анализ общих погрешностей модуля Юнга и коэффициент Пуассона образца позволил получить следующие рекомендации: необходимо выбирать материал конструкции силового блока с высоким коэффициентом Пуассона; питание мостовых схем тензодатчиков должно быть максимально возможным (с учетом саморазогрева); сопротивление резисторов мостовых схем должно быть больше или равно номинальному сопротивлению тензодатчиков. Относительные погрешности вычисления модуля Юнга E и коэффициента Пуассона μ образца составили 2,4% и 1,4%, соответственно.

9. Создана комплексная методика проведения прочностных испытаний пломбировочных материалов с твердыми тканями зубов, основанная на тензометрическом, акустическом, оптическом и электрометрическом способах контроля и моделировании напряженно-деформированного состояния в трехмерном пространстве в среде *Ansys Mechanical*, позволяющая проводить теоретические и экспериментальные исследования прочности соединения ТТЗ и ПМ с применением ТКС. Применение ТКС позволило ускорить проведение испытаний ПМ с ТТЗ за счет одновременного изучения образцов на нескольких ИИС. При этом возможно применить по одному устройству 2-ого уровня на несколько устройств 1-ого уровня.

10. Проведены экспериментальные исследования пломбировочных материалов с применением разработанных программно-аппаратных средств, которые показали работоспособность последних и возможность внедрения в стоматологические клиники для исследований прочностных характеристик композитных пломбировочных материалов и их соединении с твердыми тканями зубов *in vitro*. При этом (как показал эксперимент) твердые ткани зуба являются анизотропным телом, что требует их дальнейшего изучения с применением разработанной ИИС.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. «Анализатор жидкости кондуктометрический лабораторный МУЛЬТИТЕСТ КСЛ» ПАСПОРТ НПКД.421522.102 ПС. [Интернет ресурс] // URL: https://www.terra-kip.ru/files/products/29d4e997-1503-11ec-80cd-005056010d88_9a9a3cae-1535-11ec-80cd-005056010d88.pdf (Дата обращения: 8.05.2023).
2. «ГОСТ Р 59115.6-2021. Национальный стандарт Российской Федерации. Обоснование прочности оборудования и трубопроводов атомных энергетических установок. Методы определения характеристик трещиностойкости конструкционных материалов» (утв. и введен в действие Приказом Росстандарта от 20.10.2021 N 1170-ст).
3. A. Ajovalasit, S. Fraganane, B. Zuccarello “Local reinforcement effect of embedded strain gauges” EPJ Web of Conferences. [Online] EDP Sciences; 2010. Available from: doi:10.1051/epjconf/20100613003
4. Agletdinov, E. A New Method of Low Amplitude Signal Detection and Its Application in Acoustic Emission / E. Agletdinov, D. Merson, A. Vinogradov // Applied Sciences. – 2020. – 10 (1). – С. 73.
5. Are mutans streptococci detected in preschool children a reliable predictive factor for dental caries risk? / N. L. Thenisch, T. Imfeld, L. M. Bachmann, T. Leisebach // Ceries Res. – 2006. – Vol. 40. – P. 366–374.
6. Characterization of enamel in primary teeth by optical coherence tomography for assessment of dental caries / A.M. Maia, D.D. Fonsêca, B.B. Kyotoku, A.S. Gomes // Int. J. Paediatr. Dent. – 2010. – Vol. 20, № 2. – P. 158–164.
7. Chen, C.Y. Comparison and analysis of on-line partial discharge measurement methods for gas insulation substation / C.Y. Chen, C.C. Tai, J.C. Hsieh, C.C. Su, J.C. Chen // Proceedings of A-PCNDT. – 2006.
8. Daryl L. Logan A First Course in the Finite Element Method. – USA, University of Wisconsin–Platteville, Fourth edition, 2007. – 836 с.
9. E. G. Little, D. Tocher, P. O’Donnell “Strain gauge reinforcement of plastics” Strain. [Online] 1990; 26(3): 91–98. Available from: doi:10.1111/j.1475-1305.1990.tb00728.x

10. Effect of Saliva composition on experimental root caries / A. Bardow, E. Hofer, B. Nyvad [et al.] // *Caries Research*. – 2005. – Vol. 39. – P. 71–77.
11. F. Sengul, T. Gurbuz, S. Sengul “Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations” *European Archives of Paediatric Dentistry*. [Online] 2014;15(3): 317–322. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/266747334> (дата обращения 20.08.2023).
12. Huysmans M.C., Longbottom C., Christie A.M., Bruce P.G., Shellis R.P. Temperature dependence of the electrical resistance of sound and carious teeth. *J Dent Res* 2000; 79(7): 1464-68.
13. Iijima Y. Early detection of white spot lesions with digital camera and remineralization therapy. *Aust Dent J*. 2008 Sep;53(3):274-80. doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.00062.x. PMID: 18782375.
14. Karl Hoffman. *An Introduction to Stress Analysis and Transducer Design using Strain Gauges*.
15. Kirillov A., Shelkovnikov E. Improvement of metrological characteristics of the information-measuring system for monitoring elastic characteristics of composite filling materials // *AIP Conference Proceedings*. — 2023. — Vol. 2605. — P. 020010–1–020010–10.
16. Kirillov A.I. Installation for the research of the strength properties of composite materials // *All-russian student academic conference with international participation «Communication of Students, Master Students and Post-Graduates in Academic, Scientific and Professional Areas» Proceeding* (April 22-26, 2013, Izhevsk, Russia). – Izhevsk: Publishing House of ISTU, 2013 – C. 134-137.
17. Lippert F., Butler A., Lynch R.J. Enamel demineralization and remineralization under plaque fluid-like conditions: a quantitative light-induced fluorescence study. *Caries Res*. 2011;45(2):155-61. doi: 10.1159/000325743. Epub 2011 Mar 31. PMID: 21454979.
18. S. Zike, L. P. Mikkelsen “Correction of Gauge Factor for Strain Gauges Used in Polymer Composite Testing” *Experimental Mechanics*. [Online] 2014;54(3): 393–403. Available from: doi:10.1007/s11340-013-9813-7.

19. Sew Meng Chung et al. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials // *Biomaterials*. 2004. № 25. P. 2455-2460.
20. Tuchin V.V. Tissue Optics and Photonics: Biological Tissue Structures // *Journal of Biomedical Photonics & Engineering*, 2015, №1 – С.3-21
21. Van der Baan, M. Comparison of the STA/LTA and power spectral density methods for microseismic event detection / M. Van der Baan, Y. Vaezi // *Geophys. J. Int.* – 2015. – 203. – С. 1896-1908.
22. Y. Li, Z. Wang, C. Xiao, Y. Zhao, Y. Zhu, Z. Zhou “Strain transfer characteristics of resistance strain-type transducer using elastic-mechanical shear lag theory” *Sensors (Switzerland)*. [Online] MDPI AG; 2018; 18(8): 2420. Available from: doi:10.3390/s18082420
23. Zaytsev D. Deformation behavior of human dentin under uniaxial compression / Dmitry Zaytsev, Sergey Grigoriev, Peter Panfilov // *International journal of biomaterials*. – 2012.
24. Акустические методы контроля и диагностики. Часть II: учебное пособие / Л.А. Оглезнева, А.Н. Калиниченко. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2009. – 292 с.
25. Акустическое поле преобразователя. [Интернет ресурс] // URL: <https://infopedia.su/8xd807.html> (Дата обращения: 16.01.2021).
26. Александров М.Т. Лазерная флуоресцентная диагностика в медицине, пищевой промышленности, экологии / М.Т. Александров, А.А. Воробьёв, Е.П. Пашков, М.В. Филатов, И.М. Мищенко, Г.В. Багранова // *Электроника. Наука. Технология. Бизнес*. – М.: ТЕХНОСФЕРА, № 3(45), 2003. – С. 54-59.
27. Аманатиди Г.Е. Клинико-лабораторное обоснование выбора материала для пломбирования дефектов в пришеечной области, Автореферат, 2002.
28. Андриященко Ф.К., Орехова В.В. Теоретическая электрохимия. Учебное пособие для вузов.— Киев Вища школа. Головное изд-во. 1979. – 168 с.
29. Анисимов А.Л., Астапкович А.М., Востриков А.А., Сергеев М.Б. Введение в смарт-технологиию. // *Методические указания к выполнению лабораторных работ*. – СПб.: ГУАП, 2000. – 58 с.

30. Антонов В.Ф. Биофизика / В.Ф. Антонов, А.М. Черныш, В.И. Пасечник и др.: Учеб. для студ. высш. учеб. заведений. – М.: Гуманит.изд.центр. ВЛАДОС. 1999. – 288с.
31. Байдик О.Д., Тазин И.Д., Болдырева Л.В., Панов Л.А. Композиционные пломбировочные материалы: учебно-методическое пособие / Байдик О.Д., Тазин И.Д., Болдырева Л.В., Панов Л.А. – Томск: Сибирский государственный медицинский университет, 2008. – 57 с.
32. Бахарев Л.Ю. Биомеханика и клиническая эффективность внутриротовых и лабораторных реставраций зубов, Автореферат, 2004.
33. Безрукова И.В., Поюровская И.Ю., Аманатиди Г.Е., Балынский И.В. Сравнительный анализ *in vitro* физико-механических свойств материалов, используемых для пломбирования дефектов пришеечной области // Стоматология, 2006, №2 – С.4-6.
34. Белик Д.В., Белик К.Д. Аппаратные подходы к практике измерения импеданса биотканей *In Vivo* в условиях различной помеховой обстановки ЛПУ [Интернет ресурс] // Сибирский научно-исследовательский и испытательный центр медицинской техники. URL: <https://studylib.ru/doc/282791/apparatnye-podhody-k-praktike-izmereniya-impedansa> (Дата обращения: 12.09.2023).
35. Беликов А.В., Грисимов В.Н., Скрипник А.В., Шатилова К.В. Лазеры в стоматологии (Часть 1). – СПб: Университет ИТМО, 2015. – 108 с.
36. Бензарь В. К. Словарь-справочник по электротехнике, промышленной электронике и автоматике. — 2-е изд., пер. и доп. — Мн.: Вышэйшая школа, 1985. — С. 7. — 176 с.
37. Биохимия твердых тканей полости рта в норме и при патологии. Учебное пособие предназначено для самостоятельной работы студентов по специальности «Стоматология» // ФГБОУ ВО РНИМУ им. Н.И.Пирогова Минздрава России. – М.: Издательство – 2019.
38. Биргер И.А., Иосилевич Г. Б. Резьбовые и фланцевые соединения. – М.: Машиностроение, 1990. – 368 с.
39. Брагин, А.В. Скрыль Е.А., Мрикаева М.Р. Напряженно-деформированное состояние корней зубов, восстановленных различными

штифтовыми конструкциями // Кубанский научный медицинский вестник, № 1, 2013, – С.35-37.

40. Виды эквивалентных электрических схем тканей организма: [Электронный ресурс] //Хелпикс. URL: <https://helpiks.org/1-103574.html> (Дата обращения: 21.08.2023).

41. Виртуальные приборы. [Интернет ресурс] // URL: https://studopedia.ru/12_91256_informatsionno-izmeritelnie-sistemi.html (Дата обращения: 20.08.2023).

42. Власов А.В. Основы теории напряженного и деформированного состояний – Москва: учебное пособие по курсу лекций, 2006 г. – 83 с.

43. Волков Ю.В. Датчики для измерений при производстве электрической и тепловой энергии: учебное пособие / ВШТЭ СПбГУПТД. СПб., 2019 – 89 с.: ил. 64 – ISBN 978-5-91646-188-6.

44. Востриков А.А., Балонин Н.А., Сергеев А.М. Внутриплатные интерфейсы встраиваемых систем: Учеб. пособие/ СПбГУАП. СПб., 2012.

45. Гасымова З.В. Акустическая микроскопия в практике ортодонтии // Казанский медицинский журнал. – Казань, Т.98, №3, 2017. – С. 452-456.

46. Гончаров В.Д., Орехова Л.Ю., Нарушак Н.С., Новик А.А. Методика АСМ исследований распределения частиц неорганических наполнителей в композитных стоматологических пломбировочных материалах // Стоматолог, №4, 2016. – С.34-38.

47. Гурский А.Л., Ревин В.Т. Виртуальные средства измерений // Учебно-методическое пособие. — Минск: БГУИР, 2016. — 67 с.

48. Датчик акустической эмиссии GT301. [Интернет ресурс] // URL: <https://zetlab.com/shop/datchiki/preobrazovateli-akusticheskoy-emissii/preobrazovatel-akusticheskoy-emissii-gt301/> (дата обращения 09.08.2023).

49. Датчик акустической эмиссии Z7140-E. [Интернет ресурс] // URL: <https://zetlab.com/shop/tsifrovyye-datchiki/tsifrovoy-datchik-akusticheskoy-emissii-zet-7140-e/> (дата обращения 09.08.2023).

50. Документация на INA128. [Интернет ресурс] // URL: <https://opendevices.ru/wp-content/uploads/2012/12/ina128.pdf> (дата обращения 13.08.2023).

51. Документация на АЦП ADS1250. [Интернет ресурс] // URL: <http://www.gaw.ru/pdf/TI/adc/ads1250.pdf> (Дата обращения: 20.08.2023).
52. Документация на высоковольтный ОУ «Analog Device» OPA454. [Интернет ресурс] // URL: <https://www.promelec.ru/fs/sources/36/c5/2a/cf/e8b7a4a7dac27265bf7f1462.pdf> (Дата обращения: 20.08.2023).
53. Документация на источник опорного напряжения REF195. [Интернет ресурс] // URL: <https://static.chipdip.ru/lib/924/DOC012924321.pdf> (дата обращения 25.08.2023).
54. Жигжитова С.Б. Применение растровой электронной микроскопии для исследования структуры материалов // Методическое указание для студентов, магистров технических и технологических специальностей 150100, 151005, 260200, 270100. – Улан-Удэ: Изд-во ВСГТУ, 2011. – 18 с.
55. Зайцев Д.В. Дентин человека как объект исследования физического материаловедения / Д.В. Зайцев, С.С. Григорьев, П.Е. Панфилов // «Проблемы стоматологии», №3, 2013 – С.3-13.
56. Зайцев Д.В., Панфилов П.Е. Прочностные свойства дентина и эмали зубов человека при одноосном сжатии // Вестник Тамбовского университета, № 3, 2016, Т.21 – С.802-804.
57. Зеленова Е.Г., Заславская М.И., Салина Е.В., Рассанов С.П. Микрофлора полости рта: норма и патология: Учебное пособие. Нижний Новгород: Издательство НГМА, 2004. - 158с.
58. Зенкевич О.С. Метод конечных элементов в технике – Москва: издательство «Мир», 1975 г. – 538 с.
59. Иванова Г.Г., Касумова М.К., Тихонов Э.П. Цифровые измерения и компьютерная визуализация структуры дентина посредством электрометрии // Институт стоматологии, №2, 2018. – С.112-116.
60. Иванова Г.Г., Мчедлидзе Т.Ш., Касумова М.К., Чибисова М.А., Тихонов Э.П. Разработка устройства и способа его применения для диагностики состояния твердых тканей зубов биообъектов (часть 2) // Институт стоматологии, №3, 2013. – С.96-98.
61. Ивашов А.С. Деформационное поведение гибридных композиционно-

керамических CAD/CAM материалов в сравнении с поведением дентина и эмали человека при сжатии и растяжении / А.С. Ивашов, Ю.В. Мандра, Д.В. Зайцев // «Проблемы стоматологии», №3, Т.12, 2016 – С.88-92.

62. Ивашов А.С., Мандра Ю.В., Зайцев Д.В. Моделирование деформационного поведения зубов человека после реставрации // Проблемы стоматологии № 2, 2016, Т.12 – С.19-23.

63. Измерительные системы. [Интернет ресурс] // URL: <https://helpiks.org/6-48768.html> (Дата обращения: 9.09.2023).

64. Интернет-сайт компании «НТ-МДТ» [Электронный ресурс] // [Сайт]. – URL: <http://www.ntmdt.ru> (дата обращения: 9.09.2023).

65. Информационно-телекоммуникационные технологии. [Интернет ресурс] // URL: <https://swsu.ru/nauka/kt1.php> (Дата обращения: 9.09.2023).

66. Капранов Б.И. Акустические методы контроля и диагностики. Часть 1: учебное пособие / Б.И. Капранов, М.М. Коротков. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2008. – 186 с.

67. Капустин Д.А., Дементьев В.Е. Информационно-вычислительные сети: учебное пособие, Ульяновск : УлГТУ, 2011. — 141с.

68. Кириллов А.И. Анализ работы силовой установки пьезоактюаторной информационно-измерительной системы с использованием пакета Micro-cap // Сборник трудов НТК «Информационные технологии в науке, промышленности и образовании». – Ижевск: ИжГТУ, 2021. – С.152-158.

69. Кириллов А.И. Информационно-измерительная система для исследования прочностных характеристик композитных материалов // Сборник трудов НТК «Информационные технологии в науке, промышленности и образовании». – Ижевск: ИжГТУ, 2014. – С.266-270.

70. Кириллов А.И. Исследование пьезоактюаторной информационно-измерительной системы для изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов // Интеллектуальные системы в производстве. 2021. Т.19. № 2. С. 4-12.

71. Кириллов А.И. Особенности контроля прочностных характеристик пломбировочных материалов // Материалы XV международной НТК «Измерение, контроль, информатизация». – Барнаул: АлтГТУ, 2014. – С.142-144.

72. Кириллов А.И. Программа для управления и автоматизированного измерения электрометрическим устройством электропроводности твердых тканей зубов // № 2017618087; пост. 26.05.2017, опубл. 21.07.2017.

73. Кириллов А.И., Ермолин К.С., Шелковникова Т.Е. Автоматизированная система управления программно-аппаратным измерительным комплексом, включающим в себя силовой пьезоэлектрический преобразователь, акустический и тензометрический датчики // №2016616163; пост. 12.04.2016, опубл. 07.06.2016.

74. Кириллов А.И., Шелковников Е.Ю., Кизнерцев С.Р. Анализ метрологических характеристик электродиагностических аппаратов для диагностики твердых тканей зубов // Ползуновский Альманах. – Барнаул: АлтГТУ, 2015, №1 – С. 111-114.

75. Кириллов А.И., Шелковников Е.Ю., Кизнерцев С.Р. Выделение и фильтрация полезного сигнала в информационно-измерительной системе для изучения прочностных характеристик композитных материалов // Материалы XVII международной НТК «Измерение, контроль, информатизация». – Барнаул: АлтГТУ, 2016. – С.175-178.

76. Кириллов А.И., Шелковников Е.Ю., Кизнерцев С.Р. Использование имитационного моделирования при выборе способа измерения электропроводности твердых тканей зуба // Ползуновский Альманах. – Барнаул: АлтГТУ, 2019, №4. – С. 66-69.

77. Кириллов А.И., Шелковников Е.Ю., Кизнерцев С.Р. Пьезоактюаторная установка информационно-измерительной системы для прочностных испытаний пломбировочных материалов // Сборник материалов X Всероссийской НТК «Приборостроение в XXI веке». – Ижевск: ИжГТУ, 2014. – С.189-193.

78. 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.

79. Кириллов А.И., Шелковников Е.Ю., Рединова Т.Л., Тимофеев А.А.,

Метелева Т.Ю. Обеспечение заданного закона изменения силовых нагрузок при прочностных испытаниях пломбировочных материалов // Ползуновский Альманах. – Барнаул: АлтГТУ, 2014, №1 – С. 87-91.

80. Кириллов, А. И. Интеллектуальное электрометрическое устройство для диагностики кариеса зубов / А. И. Кириллов, Ю. К. Шелковников, М. А. Плетнев // Интеллектуальные системы в производстве. – 2023. – Т. 21, № 2. – С. 130-139. – DOI 10.22213/2410-9304-2023-2-130-139. – EDN JGKODW.

81. Котенева Т.Д. Ультразвуковая гомогенизация нанокompозитных пломбировочных материалов // Выпускная квалификационная работа магистра, С.-Петербург, 2017 – 109с.

82. Краткий справочник физико-химических величин, Издание десятое, испр. и дополн. / Под ред. А. А. Равделя и А. М. Пономаревой – СПб.: «Иван Федеров», 2003. – 240с.

83. Крюков В.В. Системы сбора данных // Информационно-измерительные системы. — Владивосток: ВГУЭС, 2000. — 93 с.

84. Лагун Ю.И. Исследование напряженно-деформированного состояния человеческого коренного зуба // CADmaster, 2003, №16/1 – С.34-37.

85. Левин А.И. Теоретические основы электрохимии – Москва: Metallurgizdat, 1963. – 432 с.

86. Леонтьев В.К., Иванова Г.Г. Методика определения электропроводности твердых тканей зубов. Аппарат электродиагностический «ДентЭст». Руководство по эксплуатации. – Производитель ЗАО «Геософт Дент». – Москва, 2-й Троицкий пер., 6А, строение 13.

87. Леонтьев В.К., Иванова Г.Г., Жорова Т.Н. Электрометрическая диагностика начального, фиссурного, рецидивного кариеса и других поражений твердых тканей зубов с законченной минерализацией эмали. Методические рекомендации министерства здравоохранения РСФСР. – Омск: ОМИ. – 1988.

88. Леус, П. А. Кариес зубов. Этиология, патогенез, эпидемиология, классификация : учеб.-метод. пособие / П. А. Леус. – Минск : БГМУ, 2007. – 35 с.

89. Любимцев О.В., Любимцева О.Л. Линейные регрессионные модели в эконометрике. Методическое пособие. Нижний Новгород, ННГАСУ, 2016.

90. Маркин Д.Н. Теоретические основы электроакустики. Конспект лекций. – Санкт-Петербург, СПбГУКиТ, 2010. – 91 с.
91. Мартова Л.Г. Клинико-лабораторные исследования эффективности использования композитных пломбировочных материалов различной консистенции, Автореферат, 2005.
92. Мартова Л.Г., Гринёва Т.В. Влияние изменения консистенции композитных пломбировочных материалов светового отверждения на величину модуля упругости при сжатии // *Cathedra*, 2005, №1 – С.68-70.
93. Махамова Ф.Т. Современный взгляд на распространенность, возможность ранней диагностики кариеса зубов у детей [Электронный ресурс] // Электронный периодический научный журнал SCI-ARTICLE.RU [Сайт]. – URL: <http://sci-article.ru/stat.php?i=1506601085> (дата обращения: 12.09.2023).
94. Меликян М.Л., Гаврюшин С.С., Меликян К.М., Меликян Г.М. Анализ напряжений в армированной и неармированной композитной реставрации после устранения косых дефектов (3 класс по М.Л. Мекилян) // *Институт стоматологии*, 2010, №49 – С.71-72.
95. Меликян М.Л., Давыдова К.И., Гаврюшин С.С., Мартиросян К.С., Компаниец И.В., Меликян К.М., Меликян Г.М. Анализ напряженно-деформированного состояния композитной реставрации режущего края зуба (1 класс по Мекилян М.Л.) // *Институт стоматологии*, 2012, №56 – С.42-43.
96. Меркулов Л.Г. Теория и расчет составных концентраторов [Текст] / Л.Г. Меркулов, А.В. Харитонов // *Акустический журнал*. – 1959, т.5. – № 2. – С.183-190.
97. Меркулов Л.Г. Теория ультразвуковых концентраторов // *Акустический журнал*. – 1957, т.3. – № 3. – С.230-238.
98. Мехеда В.А. Тензометрический метод измерения деформаций: учеб. пособие – Самара: Изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, 2011. – 56 с.
99. Михальченко В.Ф. Диагностика и дифференциальная диагностика кариеса зубов и его осложнений / В.Ф. Михальченко, Л.И. Рукавишникова, Н.Н. Триголос, А.Н. Попова. – М.: Джангар, 2006. – 104 с.
100. Многослойные преобразователи МПП 6х6: [Электронный ресурс] //

Компания ЭЛПА. URL: <http://www.elpapiezo.ru/Datasheets/AKTUATORS%20MPP.pdf> (Дата обращения: 10.09.2023).

101. Моделирование гистерезиса при нестационарных колебаниях механических систем : автореферат дис. ... кандидата технических наук : 01.02.06 / Шалашилин Александр Дмитриевич; [Место защиты: ФГБОУ ВО «Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет)»]. - Москва, 2019. - 24 с.

102. Моделирование напряженно-деформированного состояния зуба и пломбы с учетом их эмпирических деформационных характеристик / Ю.Н. Наймушин, Т.Л. Рединова, А.А. Тимофеев [и др.] // Вестник Ижевского государственного технического университета. – 2010. – № 2(46). – С. 79-83. – EDN MNHYSF.

103. Муслов С.А. Коэффициент Пуассона дентина как анизотропной среды с гексагональной симметрией / С.А. Муслов, Д.С. Лисовенко // Международный научно-исследовательский журнал.- 2018. - №7 (73). - URL: <https://research-journal.org/archive/7-73-2018-july/koefficient-puassona-dentina-kak-anizotropnoj-sredy-s-geksagonalnoj-simmetriej> (дата обращения: 01.09.2023). - doi: 10.23670/IRJ.2018.73.7.003

104. Мчедлидзе Т.Ш., Касумова М.К., Иванова Г.Г., Иванов В.Н., Тихонов Э.П. Способ и устройство для диагностики состояния твердых тканей зубов (биообъектов). Патент RU 2330608 A61B 5/053 (2006.01). Оpubл. 10.08.2008

105. Нагорнов Ю.С., Ясников И.С., Тюрков М.Н. Способы исследования поверхности методами атомно-силовой и электронной микроскопии. Тольятти: ТГУ, 2012. 58 с.

106. Наймушин Ю.Н., Рединова Т.Л., Тимофеев А.А., Метелева Т.Ю., Ефремов С.М., Морозов А.В., Шелковников Ю.К., Кириллов А.И. Устройство для прочностных испытаний пломбировочных материалов и пломб дефектных зубов // Патент РФ на полезную модель №114843 МПК А61С19/04; опубл. 20.04.2012, бюл. №11.

107. Неразрушающий контроль: Справочник: В 7 т. Под общ. ред. В.В.

Клюева. Т. 7: в 2 кн. Кн 1: В.И. Иванов, И.Э. Власов. Метод акустической эмиссии / М.: Машиностроение, 2005, с. 829.

108. Николаев А.И. Практическая терапевтическая стоматология / А.И. Николаев Л.М. Цепов. – М.: МЕДпресс-информ, 2008. – 960 с.

109. Николаев А.И. Электроодонтодиагностика / А.И. Николаев, Е.В. Петрова. – М.: МЕДпресс-информ, 2014. – 40 с.

110. Николаев Д.В. Биоимпедансный анализ состава тела человека / Д.В. Николаев, А.В. Смирнов, И.Г. Бобринская, С.Г. Руднев. — М. : Наука, 2009. — 392 с.

111. Олесова В.Н., Бобер С.А., Олесов Е.Е., Юффа Е.П., Глазкова Е.В., Некрасова Е.А., Грачев Д.И., Антоник М.М. Зависимость напряженно-деформированного состояния корня зуба от условия функционирования штифтовой конструкции // Российский стоматологический журнал, №3, Т.21, 2017 – С.124-125.

112. Панич А.Е. Пьезоэлектрические актюаторы. Учебное пособие. – Ростов-на-Дону: ЮФУ, 2008. – 153 с.

113. Пановко Я.Г. Внутреннее трение при колебаниях упругих систем.– М.: Физматгиз, 1960. – 193 с.

114. Педдер В.В., Леонтьев В.К., Иванова Г.Г., Сунцов В.Г., Дистель Р.А., Иванов А.И. Собственное напряженное состояние зуба, возможности и перспективы его использования в стоматологии // Институт стоматологии, 2002, №62 – С.65-67.

115. Педжман Рошан, Джонатан Лиэри. Основы построения беспроводных локальных сетей стандарта 802.11. Руководство Cisco = 802.11 Wireless Local-Area Network Fundamentals. — М.: «Вильямс», 2004. — С. 304.

116. Пец А.В. Виртуальные приборы — инструмент исследования двух реальностей // Вестник Балтийского федерального университета им. И. Канта. Серия: Физико-математические и технические науки. 2013. №10.

117. Пиккеринг У.Ф. Современная аналитическая химия Пер. с англ. М., «Химия», 1977. – 560 с.

118. Платунов Алексей. Встраиваемые системы управления. [Интернет

ресурс] // URL: <http://controlengrussia.com/programmnye-sredstva/vstraivaemye-sistemy-upravleniya/> (Дата обращения: 10.09.2023).

119. Плотности растворов. [Интернет ресурс] // URL: <https://www.freechemistry.ru/sprav/plot.htm> (Дата обращения: 1.05.2023).

120. Полховский Д.М. Трехмерное математическое моделирование напряженно деформированного состояния зубов, восстановленных керамическими коронками // Медицинский журнал. – 2011 – №1 – С. 83-87.

121. Поюрковская И.Я. Стоматологическое материаловедение: учебное пособие. — Гэотар Медицина, 2007 (2008). – 192 с.

122. Пустовойтова Н.Н. Современные подходы к диагностике кариозной болезни / Н.Н. Пустовойтова, Л.А. Казеко. – Минск: БГМУ, 2010. – 44 с.

123. Разрушение и деформационно-прочностные свойства сополимеров. [Интернет ресурс] // URL: <http://stomekspert.ru/razrushenie-i-deformacionno-prochnostnye-svoystva-sopolimerov.html> (Дата обращения: 16.01.2021).

124. Растегаев И.А. Подходы к анализу шумоподобной акустической эмиссии при беспороговом режиме ее регистрации / И.А. Растегаев, Д.Л. Мерсон, И.И. Растегаева // Актуальные проблемы метода акустической эмиссии (АПМАЭ-2018): Всероссийская конференция с международным участием: сборник материалов. Отв. ред. Д.Л. Мерсон, А.Ю. Виноградов. – Тольятти: Изд-во ТГУ, 2018. – С. 103-104.

125. Растегаева И.И. Сравнение основных частотно-временных преобразований спектрального анализа сигналов акустической эмиссии / И.И. Растегаева, И.А. Растегаев, Э.А. Аглетдинов, Д.Л. Мерсон // Frontier Materials and Technologies. – 2022. – 1. – С. 49-60.

126. Рединова Т.Л., Тимофеев А.А., Метелева Т.Ю., Ефремов М.С., Шелковников Ю.К., Кириллов А.И. Моделирование влияния геометрии кариозной полости на напряженно-деформированное состояние зуба и пломбы // Ползуновский Альманах. – Барнаул: АлтГТУ, 2011. – С.167-169.

127. Ремизов С.М. Микромеханические характеристики реставрационных стоматологических материалов, эмали и дентина зубов человека // Стоматология. – 2001 – №4 – С. 28-32.

128. Рогатнев В.П. Клинико-биомеханические параллели эффективности восстановления дефектов нижних зубов керамическими коронками, Автореферат, 2011.

129. Рубин Л.Р. Электроодонтодиагностика / Л.Р. Рубин. – М.: Медицина, 1976. – 135 с.

130. Русанов Ф.С. Изучение взаимодействия тканей зуба и пломбировочных материалов методами акустической микроскопии // Автореферат диссертации кандидата медицинских наук, М., 2006 – 20с.

131. Сапожков М.А. Электроакустика. Учебник для вузов. М., «Связь», 1978. – 272с.

132. Сваровская Н.А., Колесников И.М., Винокуров В.А. Электрохимия растворов электролитов. Часть I. Электропроводность: Учебное пособие. – М.: Издательский центр РГУ нефти и газа (НИУ) имени И.М. Губкина, 2017. – 66 с.

133. Сотникова Н.П. Клинико-лабораторное изучение композитных пломбировочных материалов с различной дисперсностью наполнителя, Автореферат, 2010.

134. Сулонова А.П., Афанасьева Т.А. Влияние кислот на компоненты зубной эмали и костной ткани // VI Международная (76 Всероссийская) научно-практическая конференция «Актуальные вопросы современной медицинской науки и здравоохранения» ФГБОУ ВО УГМУ Минздрава России, Екатеринбург. 08–09 апреля 2021 года. С.1137-1143.

135. Тензорезисторы FLA/FLG общего назначения. [Интернет ресурс] // URL: <https://www.tmljp.ru/catalog/tenzorezistory/fla-flg-obshchego-naznacheniya/> (Дата обращения: 25.08.2023)

136. Фадеева Д.Ю., Чиликин В.Н., Гринева Т.В. Влияние нарушений технологии процесса моделирования на прочностные характеристики композитных материалов // Клиническая стоматология, 2014, №2, С.8-9.

137. Феодосьев В. И. Сопротивление материалов. — М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 1999. — 592 с. — (Механика в техническом университете).

138. Физические свойства стоматологических материалов, тканей зуба и кожи. Элементы реологии. Физические основы адгезии = Physical properties of

dental materials, tissues of tooth and skin. Principles of rheology. Physical basis of adhesion: учеб-метод. пособие / Н. А. Никоненко, Н. И. Инсарова ; пер. с рус. яз. Н. А. Никоненко, Н. И. Инсарова. – Минск : БГМУ, 2012. – 52 с.

139. Хафизов Р.Г. Стоматологическая радиология / Р.Г. Хафизов, А.К. Житко, Д.А. Азизова, Ф.А. Хафизова, А.Р. Хаирутдинова. – Казань: Казан. ун-т, 2015. – 64 с.

140. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Беда Д.А. Постобработка результатов моделирования напряженно-деформированного состояния твердых тканей зуба с пломбой // Ползуновский Альманах. – Барнаул: АлтГТУ, 2016, №2 – С. 21-25.

141. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Ермолин К.С. Программа для управления информационно-измерительной системой, включающей в себя силовой пьезоэлектрический преобразователь, акустический и тензометрические датчики // №2016613807; пост. 16.02.2016, опубл. 06.04.2016.

142. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Ермолин К.С., Кизнерцев С.Р. Электромеханическая модель пьезоактюаторной информационно-измерительной системы для изучения композитных материалов // Ползуновский Альманах. – Барнаул: АлтГТУ, 2016, №4, Т.3 – С. 24-27.

143. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Ефремов С.М. и др. Трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния зуба и пломбы // Ползуновский вестник. – 2014.– №2. – С.54-58

144. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Ефремов С.М. и др. Установка с силовым пьезоэлектрическим преобразователем для исследования прочностных характеристик пломбировочных материалов // Ползуновский вестник. – 2013. – №2. – С.201-205.

145. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Ефремов С.М., Рединова Т.Л., Тимофеев А.А., Метелева Т.Ю. Пьезоэлектрический формирователь нагрузки для прочностных испытаний композитных материалов // Материалы IV международной НТК «Измерения, контроль, информатизация». – Барнаул: АлтГТУ, 2013, Т.2. – С.28-32.

146. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Кизнерцев С.Р. Расчет

пьезоэлектрического формирователя нагрузки с учетом жесткости его конструкции для исследования композитных материалов // Материалы XVI международной НТК «Измерение, контроль, информатизация». – Барнаул: АлтГТУ, 2015, Т.2. – С.142-145.

147. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Кожевников М.П., Матросов А.В. Разработка информационно-измерительной системы для диагностики твердых тканей зуба // Сборник материалов XIII Всероссийской НТК «Приборостроение в XXI веке». – Ижевск: ИжГТУ, 2017. – С.373-381.

148. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Осипов Н.И., Кизнерцев С.Р., Ермолин К.С. Особенности разработки и применения информационно-измерительной системы для изучения прочностных характеристик композитных материалов // Труды ИМ УрО РАН «Проблемы механики и материаловедения», 2016 – С. 317-326.

149. Шелковников Е.Ю., Кириллов А.И., Рединова Т.Л., Тимофеев А.А., Метелева Т.Ю. Устройство для электродиагностики твердых тканей зуба // Патент на изобретение №2654399 МПК А61С19/04, А61В5/053; опубл. 17.05.2018, бюл. №14.

150. Шелковников Ю.К., Ермолин К.С., Кириллов А.И., Осипов Н.И. Применение электромеханического моделирования в акустической микроскопии // Ползуновский Альманах. – Барнаул: АлтГТУ, 2016, №4, Т.3 – С. 6-10.

151. Шелофаст В., Абдурашитов А., Ренев С., Венедиктов М. Сравнительный анализ ANSYS Mechanical APDL и APM Structure3D при использовании различных объемных конечных элементов // САПР и Графика, 2018, №12 – С.54-59.

152. Шрамков Е.Г. Электрические измерения. Средства и методы измерений Под ред. Е.Г. Шрамкова. Учеб. Пособие для втузов. М., «Высшая школа», 1972. – 520 с.

153. Электрические свойства биологических тканей. [Интернет ресурс] // URL: <https://www.megapredmet.ru/1-70460.html> (Дата обращения: 21.04.2023).

ПРИЛОЖЕНИЕ А

«УТВЕРЖДАЮ»
Директор Удмуртского федерального
исследовательского центра УрО РАН
М.Ю. Альес

2023г.



АКТ о внедрении результатов диссертационной работы младшего научного сотрудника УдмФИЦ УрО РАН Кириллова А.И.

Комиссия в составе зам. директора по научной работе УдмФИЦ УрО РАН Коршунова А.И. – председатель и членов комиссии: директор института механики УдмФИЦ УрО РАН Дементьев В.Б. и старший научный сотрудник лаборатории информационно-измерительных систем Осипов Н.И. составила настоящий акт о том, что результаты диссертационной работы Кириллова А.И. использованы и внедрены в Институте механики УдмФИЦ УрО РАН при выполнении научно-исследовательских работ «Создание комплексных методов и программно-аппаратных средств неразрушающего контроля материалов и изделий для нанотехнологий, медицины и военной техники» (2019-2021 гг., рег. № АААА-А19-119022890066-0), «Разработка и совершенствование методического, алгоритмического и программно-аппаратного обеспечения в системах неразрушающего контроля материалов и изделий для нанотехнологий, медицины и техники специального назначения», реализованной в рамках постановления (2022-2024 гг., рег № 122040800105-9).

При выполнении НИР использовались следующие научно-технические результаты Кириллова А.И.:

1. Комплексная методика проведения прочностных испытаний пломбировочных материалов и их соединений с твердыми тканями зубов (ТТЗ), основанная на тензометрическом, акустическом, оптическом и электрометрическом способах контроля с учетом напряженно-деформированного состояния образцов.

2. Силовой блок и программно-аппаратные средства для автоматизированного контроля прочностных характеристик пломбировочных материалов и их соединений с ТТЗ.

3. Электромеханическая модель процесса нагружения образца в статическом и динамическом режимах работы силового блока информационно-измерительной системы, позволяющая определять оптимальные условия работы силового пьезоэлектрического преобразователя.

4. Алгоритм с цифровым фильтром и реализующее его программное обеспечение для проведения ускоренных прочностных испытаний ТТЗ с пломбировочными материалами, позволяющий выполнять автоматический останов испытаний по пяти критериям при тензометрическом контроле в динамическом режиме.

5. Интеллектуальное электрометрическое устройство для высокоточных измерений электропроводности ТТЗ с переключением полярности электродов, позволяющее исключить эффект поляризации биотканей и электродов как для зубов *in vivo*, так и *in vitro*.

Зам. директора по научной работе
УдмФИЦ УрО РАН, д.т.н.

А.И. Коршунов

Директор института механики
УдмФИЦ УрО РАН, д.т.н.

В.Б. Дементьев

Ст. науч. сотрудник лаборатории
информационно-измерительных систем
УдмФИЦ УрО РАН, к.т.н.

Н.И. Осипов

«УТВЕРЖДАЮ»



Проректор по научной и
инновационной деятельности

ИжИТУ имени М.Т. Калашникова

А.Н. Копысов

2023г.

АКТ

о внедрении результатов диссертационной работы младшего научного сотрудника УдмФИЦ УрО РАН Кириллова А.И.

Мы, нижеподписавшиеся, директор института «Информатика и вычислительная техника» канд. техн. наук, доцент Архипов И.О. и зав. кафедрой «Вычислительная техника» канд. техн. наук, доцент Петухов К.Ю. составили настоящий Акт о том, что результаты диссертационной работы Кириллова А.И. внедрены в учебном процессе на кафедре «Вычислительная техника» по дисциплинам «Моделирование» (по направлению 09.03.01 «Информатика и вычислительная техника») и «Процессоры обработки сигналов» (по направлению 09.04.01 «Информатика и вычислительная техника»), а именно:

1. Кириллов А.И. разработал и создал на электронном носителе методические указания к лабораторным работам «Моделирование электромеханической модели силового блока информационно-измерительной системы» по дисциплине «Моделирование». В работе изучается электромеханическая модель процесса нагружения образцов в статическом и динамическом режимах работы силового блока разработанной информационно-измерительной системы, позволяющая определять оптимальные условия работы силового пьезоэлектрического преобразователя.

2. Кириллов А.И. разработал и создал на электронном носителе методические указания к лабораторным работам «Программирование STM32F4» по дисциплине «Процессоры обработки сигналов». В работе изучается способ программирования сигнального процессора STM32F407 в среде разработки Keil на примере создания рекурсивного цифрового БИХ-фильтра, который применяется для выделения и фильтрации полезного сигнала по дискретным данным от тензодатчиков при проведении прочностных испытаний образцов и позволяет выделять постоянную составляющую и гармонический сигнал с заданной частотой возвратно-поступательных движений пьезоэлектрического преобразователя.

Директор института
«Информатика и вычислительная техника»,
канд. техн. наук, доцент

И.О. Архипов

Зав. кафедрой «Вычислительная техника»,
канд. техн. наук, доцент

К.Ю. Петухов

«УТВЕРЖДАЮ»

Ректор Ижевской государственной
медицинской академии, д.м.н., профессор

А.Е. Шкляев

« _____ » 2023г.

АКТ

**о внедрении результатов диссертационной работы
младшего научного сотрудника УдмФИЦ УрО РАН Кириллова А.И.**

Мы, нижеподписавшиеся, проректор по научной работе, д.м.н., доцент Кудрина Е.А. и декан стоматологического факультета, заведующая кафедрой терапевтической стоматологии, д.м.н. Тарасова Ю.Г. составили настоящий акт о том, что результаты диссертационной работы Кириллова А.И. внедрены в учебном процессе на кафедре терапевтической стоматологии, а именно:

1. комплексная методика проведения ускоренных прочностных испытаний пломбировочных материалов и их соединений с твердыми тканями зубов (ТТЗ), основанная на тензометрическом, акустическом, оптическом и электрометрическом способах контроля и моделировании напряженно-деформированного состояния в трехмерном пространстве в среде *Ansys Mechanical*;

2. электрометрическое устройство для диагностики ТТЗ *in vitro*, а также *in vivo* на основе сигнального процессора, который выполняет следующие основные функции: исключение эффекта поляризации биотканей как для ТТЗ *in vivo*, так и *in vitro* с использованием автоматического переключения полярности активного и пассивного электродов; сопоставление диагноза ТТЗ с полученным значением сопротивления ТТЗ; сохранение измеренных данных в память устройства;

3. методика высокоточных измерений электропроводности ТТЗ *in vitro*, позволяющая обнаружить скрытые дефекты в зубах;

4. программное обеспечение для работы с сохраненными данными в электрометрическом устройстве, позволяющее накапливать статистические данные в базу данных для проведения научных исследований как для зубов *in vivo*, так и *in vitro*;

5. силовой блок и программно-аппаратные средства для ускоренного изучения прочностных характеристик пломбировочных материалов и их соединений с ТТЗ на основе тензометрического и акустического контроля.

проректор по научной работе,
д.м.н., доцент



Е.А. Кудрина

декан стоматологического факультета;
заведующая кафедрой
терапевтической стоматологии, д.м.н.



Ю.Г. Тарасова

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**ПАТЕНТ**

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2654399

**УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЭЛЕКТРОДИАГНОСТИКИ
ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА**

Патентообладатель: *Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Удмуртский федеральный исследовательский центр Уральского отделения Российской академии наук (RU)*

Авторы: *Шелковников Евгений Юрьевич (RU), Кириллов Андрей Игоревич (RU), Рединова Татьяна Львовна (RU), Тимофеев Антон Анатольевич (RU), Метелева Татьяна Юрьевна (RU)*

Заявка № 2016107037

Приоритет изобретения 26 февраля 2016 г.

Дата государственной регистрации в
Государственном реестре изобретений
Российской Федерации 17 мая 2018 г.Срок действия исключительного права
на изобретение истекает 26 февраля 2036 г.

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

 Г.П. Ившин

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **114 843** ⁽¹³⁾ **U1**(51) МПК
A61C 19/04 (2006.01)ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2011131839/14, 28.07.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
28.07.2011

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 28.07.2011

(45) Опубликовано: 20.04.2012 Бюл. № 11

Адрес для переписки:

426069, г.Ижевск, ул. Студенческая, 7, ФГБОУ
ВПО Ижевский государственный технический
университет

(72) Автор(ы):

Наймушин Юрий Николаевич (RU),
Рединова Татьяна Львовна (RU),
Тимофеев Антон Анатольевич (RU),
Метелева Татьяна Юрьевна (RU),
Ефремов Сергей Михайлович (RU),
Морозов Александр Вадимович (RU),
Шелковников Юрий Константинович (RU),
Кириллов Андрей Игоревич (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего
профессионального образования "Ижевский
государственный технический университет"
(RU)(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПРОЧНОСТНЫХ ИСПЫТАНИЙ ПЛОМБИРОВОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ
И ПЛОМБ ДЕФЕКТНЫХ ЗУБОВ

Формула полезной модели

Устройство для прочностных испытаний пломбировочных материалов и пломб дефектных зубов, содержащее блок формирования нагрузки, зуб-антагонист, испытываемый зуб, четыре датчика давления, электронной блок сбора и оцифровки измерительной информации, ультразвуковой датчик обнаружения начала разрушения пломбы дефектного зуба, отличающееся тем, что введены четыре тензорезистора, наклеенные в форме прямоугольника на зуб вокруг пломбы либо на контролируемый участок образца из пломбировочного материала, выводы тензорезисторов подключены соответственно к восьми входам блока измерения деформаций, восемь выходов которого подсоединены к восьми входам электронного блока сбора и оцифровки измерительной информации, к девятому входу которого подключен выход резистивного датчика обнаружения начала разрушения пломбы, а к десятому, одиннадцатому и двенадцатому входам подсоединены соответственно выходы блока оптического, акустического и электрометрического контроля прилегания пломбы.

RU 114843 U1

RU 114843 U1

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2016613807

Программа для управления информационно-измерительной системой, включающей в себя силовой пьезоэлектрический преобразователь, акустический и тензометрические датчики

Правообладатель: *федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Ижевский государственный технический университет имени М.Т. Калашникова» (RU)*

Авторы: *Шелковников Евгений Юрьевич (RU), Кириллов Андрей Игоревич (RU), Ермолин Кирилл Сергеевич (RU)*

Заявка № 2016611144

Дата поступления 16 февраля 2016 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 06 апреля 2016 г.

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

Г.П. Излиев Г.П. Излиев



Рисунок 3 – Свидетельство о регистрации программы для микроконтроллера двухуровневой

ИИС №2016613807

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2016616163

**Автоматизированная система управления
программно-аппаратным измерительным комплексом,
включающим в себя силовой пьезоэлектрический
преобразователь, акустический и тензометрический датчики**

Правообладатель: *федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Ижевский государственный технический университет имени М.Т. Калашикова» (RU)*

Авторы: *Кириллов Андрей Игоревич (RU), Ермолин Кирилл Сергеевич (RU), Шелковникова Татьяна Евгеньевна (RU)*

Заявка № **2016613479**

Дата поступления **12 апреля 2016 г.**

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ **07 июня 2016 г.**

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

Г.П. Ивлиев

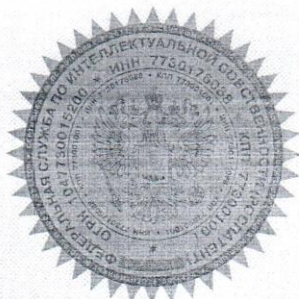


Рисунок 4 – Свидетельство о регистрации программы для ПЭВМ двухуровневой ИИС

№2016616163

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2017618087

Программа для управления и автоматизированного
измерения электрометрическим устройством
электропроводности твердых тканей зубов

Правообладатель: *Кириллов Андрей Игоревич (RU)*

Автор: *Кириллов Андрей Игоревич (RU)*

Заявка № 2017614982

Дата поступления 26 мая 2017 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 21 июля 2017 г.

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности

Г.П. Ивлиев Г.П. Ивлиев



Рисунок 5 – Свидетельство о регистрации программы для сигнального процессора интеллектуального электрометрического устройства №2017618087