

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 172 с., 27 рис., 33 табл., 22 источников, 8 прил.

Ключевые слова: аппаратно-программный комплекс, медицинские электроды, метрологические характеристики, напряжение шума.

Объектом исследования является измерение характеристик электродов.

Цель работы – разработка аппаратно-программного комплекса для испытаний медицинских электродов.

В процессе исследования проводился анализ методов и средств построения АПК для испытаний экспериментальных образцов электродов, определены возможные направления исследований, выбраны оптимальные варианты структур и разработана конструкторская документация. В ходе проектирования разработаны структурные, функциональные и принципиальные схемы модулей из состава АПК.

В результате исследования был изготовлен АПК для испытаний электродов, а для его аттестации разработана программа и методика аттестации. Также разработана программная документация

Основные конструктивные, технологические и технико-эксплуатационные характеристики:

- максимальное быстродействие – 700 тысяч выборок в секунду;
- собственный шум 1 мкВ;
- диапазон измеряемых напряжений от - 25 до + 25 мВ;
- предел измерения сопротивления от 0,05 до 1 кОм;
- измерительный ток 0,1, 1, 10 мкА;
- граничные частоты измерения 0,01; 0,05; 0,15; 1,0; 2,0; 75; 10000 Гц;
- крутизна спада амплитудно-частотной характеристики за пределами граничных частот не менее 12 дБ/окт.

Степень внедрения: внедрено в ООО «Медприбор» – Томск.

Область применения: НИИ, проектные организации, промышленные предприятия, специализирующиеся в области разработки автоматизированных

систем и аппаратно-программных комплексов для испытаний широкого круга медицинских приборов, изделий и систем.

Значимость работы обусловлена необходимостью поверки медицинских электродов с помощью аппаратно-программных комплексов, реализующих методы сбора и обработки данных на основе современной электронной компонентной базы и информационных технологий.

В будущем планируется разработка технического задания на опытно-конструкторские работы с целью промышленного выпуска аппаратно-программного комплекса.

Содержание

Сокращения	10
Введение.....	16
1 Аналитический обзор информационных источников.....	17
1.1 Методы и устройства проверки медицинских электродов.....	17
1.1.1 Способ и устройство для снижения шума и обнаружения ошибок электродов в медицинском оборудовании.	18
1.1.2 Способ и система для тестирования непрерывности соединения медицинских электродов.	19
1.1.3 Метод и система для измерения импеданса электродов.	20
1.1.4 Автоматизированная установка для проверки хлор-серебряных электродов УПЭ-2.....	21
1.1.5 Методы уменьшения собственных шумов автоматизированных аппаратно-программных комплексов для испытаний электродов.....	24
1.1.6 Методы и средства цифрового преобразования сигналов в аппаратно-программных комплексах для испытаний электродов.....	26
1.2 Выбор направления исследований.....	33
1.2.1 Определение возможных направлений проведения исследований	34
1.2.2 Обоснование выбора оптимального варианта структуры аппаратно-программного комплекса.....	35
2 Разработка аппаратной части аппаратно-программного комплекса для испытаний электродов (структурной, функциональной и принципиальной схем).....	38
2.1 Структурная схема аппаратно-программного комплекса	39
2.1.1 Структурная схема аналоговой подсистемы	40

2.1.2	Структурная схема цифровой подсистемы	41
2.2	Функциональная схема аппаратно-программного комплекса	43
2.2.1	Функциональная схема аналоговой подсистемы	43
2.2.2	Функциональная схема цифровой подсистемы.....	44
2.3	Принципиальная схема аппаратно-программного комплекса	46
2.3.1	Принципиальная схема аналоговой подсистемы	46
2.3.2	Принципиальная схема цифровой подсистемы.....	48
2.4	Эскизная конструкторская документация на аппаратно- программный комплекс для испытаний электродов	51
3	Разработка программной части аппаратно-программного комплекса для испытаний электродов	53
3.1	Реализация архитектуры	54
3.2	Реализация пользовательского интерфейса	56
3.3	Требования к выполнению.....	64
4	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность, и ресурсосбережение.....	66
4.1	Предпроектный анализ.....	66
4.1.1	Потенциальные потребители результатов исследования	66
4.1.2	Анализ конкурентоспособности разработки	67
4.1.3	FAST-анализ.....	68
4.1.4	SWOT-анализ	71
4.1.5	Оценка готовности проекта к коммерциализации	72
4.1.6	Методы коммерциализации результатов научно- технического исследования.....	73
4.2	Инициация проекта.....	74
4.3	Планирование управления научно-техническим проектом	76

4.3.1	Иерархическая структура работ проекта.....	76
4.3.2	Контрольные события проекта.....	76
4.3.3	План проекта	77
4.3.4	Бюджет научного исследования.....	79
4.3.5	Организационная структура проекта.....	84
4.3.6	Реестр рисков проекта	85
4.3.7	План управления контрактами и поставками	85
4.4	Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования .	86
4.4.1	Оценка абсолютной эффективности исследования	86
4.4.2	Оценка сравнительной эффективности исследования.....	90
5	Социальная ответственность	95
5.1	Анализ опасных и вредных производственных факторов.....	95
5.1.1	Микроклимат.....	98
5.1.2	Освещение	101
5.1.2	Шум	103
5.1.3	Вибрации.....	104
5.1.5	Электромагнитные поля.....	105
5.2	Охрана окружающей среды и экологичность	106
5.3	Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности	106
5.4	Безопасность в чрезвычайных ситуациях	109
5.4.1	Пожарная безопасность.....	110
	Заключение	114
	Список публикаций студента	116

Список литературы	117
ПРИЛОЖЕНИЕ А Технические характеристики плат сбора данных.	119
ПРИЛОЖЕНИЕ Б Принципиальные схемы аппаратно-программного комплекса для испытаний медицинских электродов	121
ПРИЛОЖЕНИЕ В Параметры аппаратно-программного комплекса для испытаний медицинских электродов	136
ПРИЛОЖЕНИЕ Г Эскизная конструкторская документация на аппаратно-программный комплекс для испытаний медицинских электродов	138
ПРИЛОЖЕНИЕ Д Программная документация на аппаратно-программный комплекс для испытаний медицинских электродов	147
ПРИЛОЖЕНИЕ Е Оценочная карта для сравнения конкурентных технических решений (разработок).....	159
ПРИЛОЖЕНИЕ Ж Реестр рисков	161
ПРИЛОЖЕНИЕ И Раздел 1 Аналитический обзор информационных источников..	163

Введение

В данной выпускной квалификационной работе рассматривается тема поверки медицинского оборудования, в частности, электродов. Большое количество медицинских процедур по исследованию человеческого тела использует электроды, которые должны удовлетворять определенным стандартам качества. Актуальность работы обусловлена необходимостью поверки медицинских электродов с помощью аппаратно-программных комплексов, реализующих методы сбора и обработки данных на основе современной электронной компонентной базы и информационных технологий.

Цель данной работы – разработка аппаратно-программного комплекса для испытаний медицинских электродов. Для достижения цели необходимо произвести планирование работ, провести обзор и анализ существующих решений, определить возможные альтернативы проведения исследования, рассчитать бюджет исследования, разработать структурную и функциональные схемы, что включает в себя выбор элементной базы и расчет схем, разработать программное обеспечение для проведения экспериментов, выявить возможные вредные и опасные факторы при работе с устройством, разобрать правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности и защиты в чрезвычайных ситуациях.

Объект исследования – измерение характеристик электродов. Предмет исследования – аппаратно-программный комплекс для испытаний медицинских электродов.

Результаты по данной тематике были представлены на XV конференции по науке и технологиям СНГ-Корея, подана заявка на патентование данного устройства.

Результат разработки ВКР может быть использован в лабораториях по поверке электродов.

1 Аналитический обзор информационных источников

В медицинских приборах и системах, используемых в электрокардиографии, электроэнцефалографии, электромиографии, электроокулографии и др., важнейшим элементом является датчик – медицинский электрод, предназначенный для съема биопотенциалов. Метрологические характеристики электродов во многом определяют потенциальные возможности и достоверность результатов электрофизиологических методов исследования функционального состояния организма человека, как в целом, так и отдельных органов. В связи с этим зарубежными и отечественными производителями создано большое количество электродов, отличающихся физическими принципами работы, конструктивными решениями и техническими характеристиками.

Перечислим характерные особенности АПК экспериментальных (научных) исследований в медицине:

а) комплексы представляют собой совокупность аппаратных, программных и алгоритмических средств;

б) основной задачей комплексов является получение максимума экспериментальной информации при заданных ограничениях (по времени, по затратам и т.д.);

в) высокая надёжность комплекса в течение времени проведения экспериментальных исследований;

г) низкие затраты на эксплуатацию и по возможности использование унифицированных блоков.

Рассмотрим на примерах архитектурные особенности ряда устройств для поверки и испытаний медицинских электродов.

1.1 Методы и устройства проверки медицинских электродов

Анализ литературных и патентных источников показывает, что параметры и характеристики электродов определяются как поэлементно, так

и комплексно. Наиболее полно требования к АПК и стендам для проверки и испытаний медицинских электродов описаны в ГОСТ 25995-83. В этом нормативном документе указывается, что у электродов необходимо измерять:

- разность электродных потенциалов;
- дрейф разности электродных потенциалов;
- напряжение шума;
- электромеханический шум;
- полное сопротивление электродов;
- напряжение поляризации.

Далее рассмотрим некоторые способы измерения отдельных параметров электродов.

1.1.1 Способ и устройство для снижения шума и обнаружения ошибок электродов в медицинском оборудовании.

Цель: измерять сопротивление электродов одновременно с полезным сигналом (Рисунок 1).

Суть метода [1] заключается в измерении сопротивления путем добавления дополнительного электрода к телу человека, через который проходит сигнал с несущей частотой. Роль активного (информационного) сигнала исполняет считываемый биосигнал. Фильтр нижних частот отделяет сигнал несущей частоты от активного сигнала. Значение сопротивления для чувствительного электрода определяется на основе сигнала несущей части. Вычисленное значение сопротивления сравнивается с известным значением, для определения существования ошибки электрода, т. е. превышения допустимого значения сопротивления.

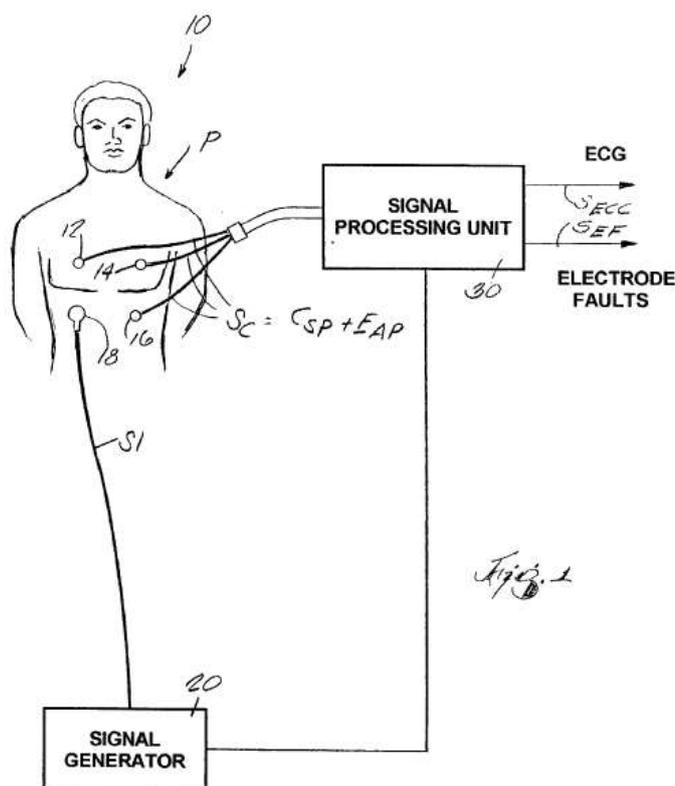


Рисунок 1 – Измерение сопротивлений ЭКГ электродов

1.1.2 Способ и система для тестирования непрерывности соединения медицинских электродов.

Цель: определить электрическую непрерывность соединения между измерительным устройством и электродом.

При этом способе [2] определяется электрическая непрерывность соединения между измерительным устройством и электродом за счет «щипцов» специальной конструкции, которые подсоединяются к электроду (Рисунок 2). Идея состоит в том, что определяется замкнутость контура прохождения сигнала.

Данное устройство прикрепляется к концам электрода, на электрод подается напряжение. При этом устройство соединено и с устройством измерения, например, энцефалографом. Через это соединение считывается сигнал, если он будет получен, то связь между энцефалографом и электродом есть, система работает нормально, если же его нет, то в цепи присутствует разрыв.

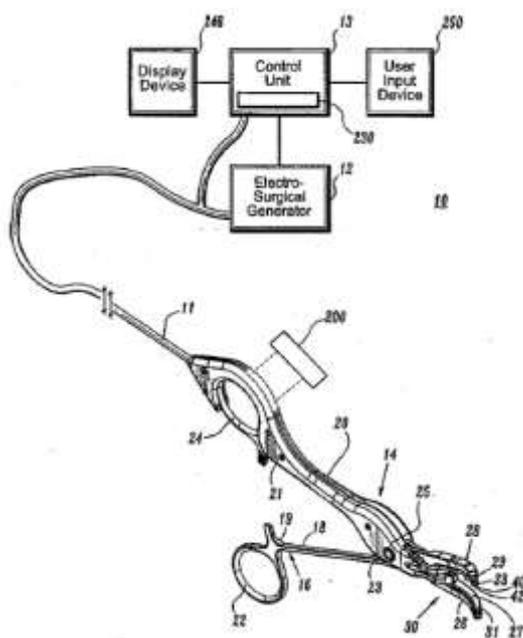


Рисунок 2 – Устройство для проверки надежности подключения электродов

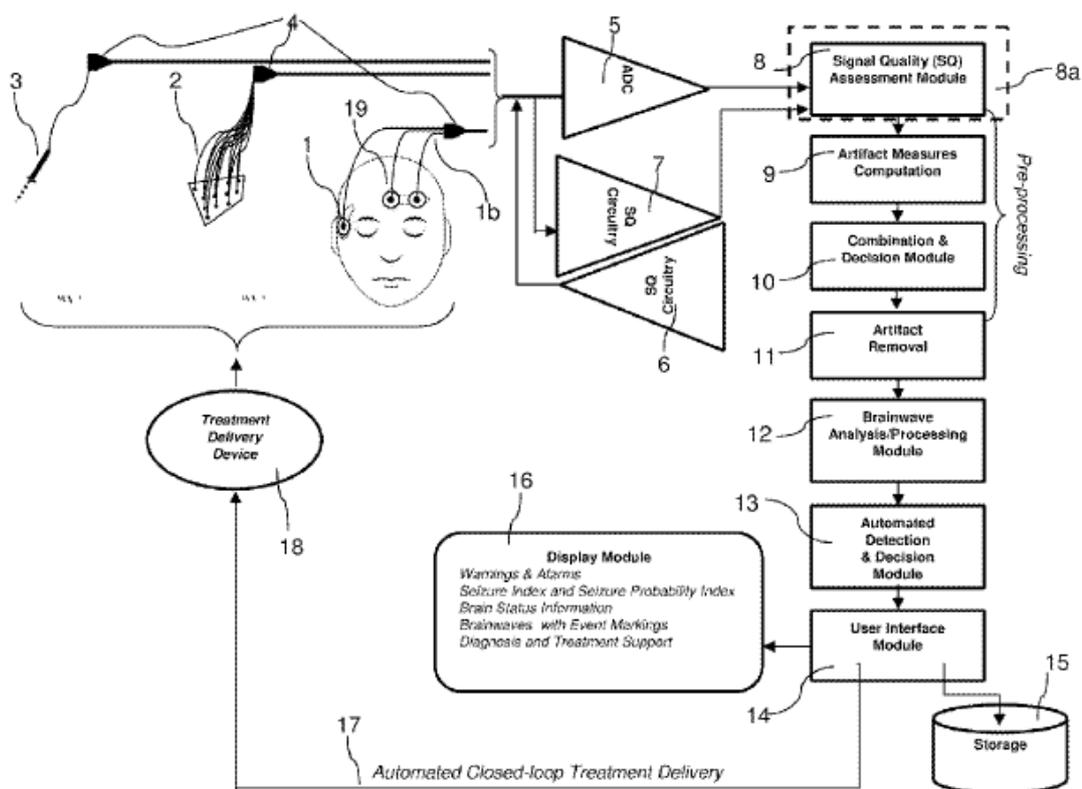
1.1.3 Метод и система для измерения импеданса электродов.

Цель: измерять сопротивление электродов одновременно с полезным сигналом.

Патент описывает способ для определения сопротивления электродов в реальном времени на диапазонах частот, отличных от диапазона биологических частот [3]. Особенностью служит то, что ток, необходимый для измерения сопротивления, подается не мгновенно с полной амплитудой, а нарастает постепенно. Эта система (Рисунок 3) является портативной, с автоматической калибровкой, автоматическим распознаванием качества входного сигнала, удалением артефактов. Описаны детально требования к применяемым диапазонам частот и скорости нарастания тока.

С электродов сигнал поступает на АЦП (5) через операционный усилитель (на рисунке не показан). Схемы подачи и съема сигналов (6, 7) необходимы для измерения токов и калибровки операционного усилителя. После АЦП сигнал поступает на блок обработки сигналов (8-14). Модуль 14 этого блока обеспечивает возможность пользователю управлять системой с выводом информации на дисплей 16, а так же сохранением информации на

носитель 15. Так же существует возможность подключать модуль 18 для лечения пациента.



1 – общий электрод; 2 – 4 – всевозможные виды электродов; 19 – ЭЭГ электроды

Рисунок 3 – Измерение сопротивлений ЭЭГ электродов

1.1.4 Автоматизированная установка для проверки хлор-серебряных электродов УПЭ-2.

Прототипом для проектируемого АПК может служить автоматизированная установка для проверки хлор-серебряных электродов УПЭ-2 [4, 5].

Установка предназначена для проверки электродов по ГОСТ 25995-83 и позволяет измерять основные параметры электродов:

- разность электродных потенциалов;
- дрейф разности электродных потенциалов;
- напряжение шума;
- шум движения (электромеханический шум);
- полное сопротивление электродов;

– напряжение поляризации.

Установка выполнена на основе персонального компьютера и измерительного модуля сбора данных.

Технические характеристики установки:

Измерение разности электродных потенциалов δU :

- a) диапазон измеряемых напряжений: $(0 \div 100)$ мВ;
- b) предел допускаемой погрешности $\pm 5 \%$;
- c) входной ток, не более 1 нА.

Измерение дрейфа разности электродных потенциалов (дрейфа напряжения) U_D :

- a) диапазон измеряемых напряжений: $(0 \div 1)$, $(0 \div 10)$, $(0 \div 100)$ мкВ;
- b) предел допускаемой погрешности $\pm 10 \%$;

Измерение напряжения шума электродов U_T :

- a) диапазоны измеряемых напряжений: $(0 \div 1)$, $(0 \div 10)$, $(0 \div 100)$ мкВ;
- b) предел допускаемой погрешности $\pm 10 \%$;
- c) АЧХ:
 - 1) граничные частоты по уровню минус 3 дБ: (1 и 75) Гц, $\delta = \pm 10 \%$,
(2 и 10^4) Гц, $\delta = \pm 10 \%$;
 - 2) крутизна спада АЧХ за пределами граничных частот, не менее 12 дБ/окт.

Измерение шума движения (электрохимического шума) U_S :

- a) диапазоны измеряемых напряжений: $0 \div 100$ мкВ;
- б) предел допускаемой погрешности $\pm 10 \%$;
- в) АЧХ:
 - 1) граничные частоты по уровню минус 3 дБ: (0,05 и 75) Гц, $\delta = \pm 10 \%$;
 - 2) крутизна спада АЧХ ниже нижней граничной частоты, не менее 6 дБ/окт.

Измерение полного сопротивления электродов Z :

- a) частоты: 0,01; 0,05; 0,15; 1, 2, 75 Гц, 10 кГц;

b) допускаемая погрешность установки частоты $\pm 5\%$;

с) значения измерительного тока: 0,1; 1; 10 мкА;

Измерение напряжения поляризации электродов U_p :

a) ток поляризации 0,1 мкА;

b) предел измерения напряжения: $(0 \div 20)$ мВ;

с) предел допускаемой погрешности $\pm 5\%$.

Структурная схема установки представлена на рисунке 4.

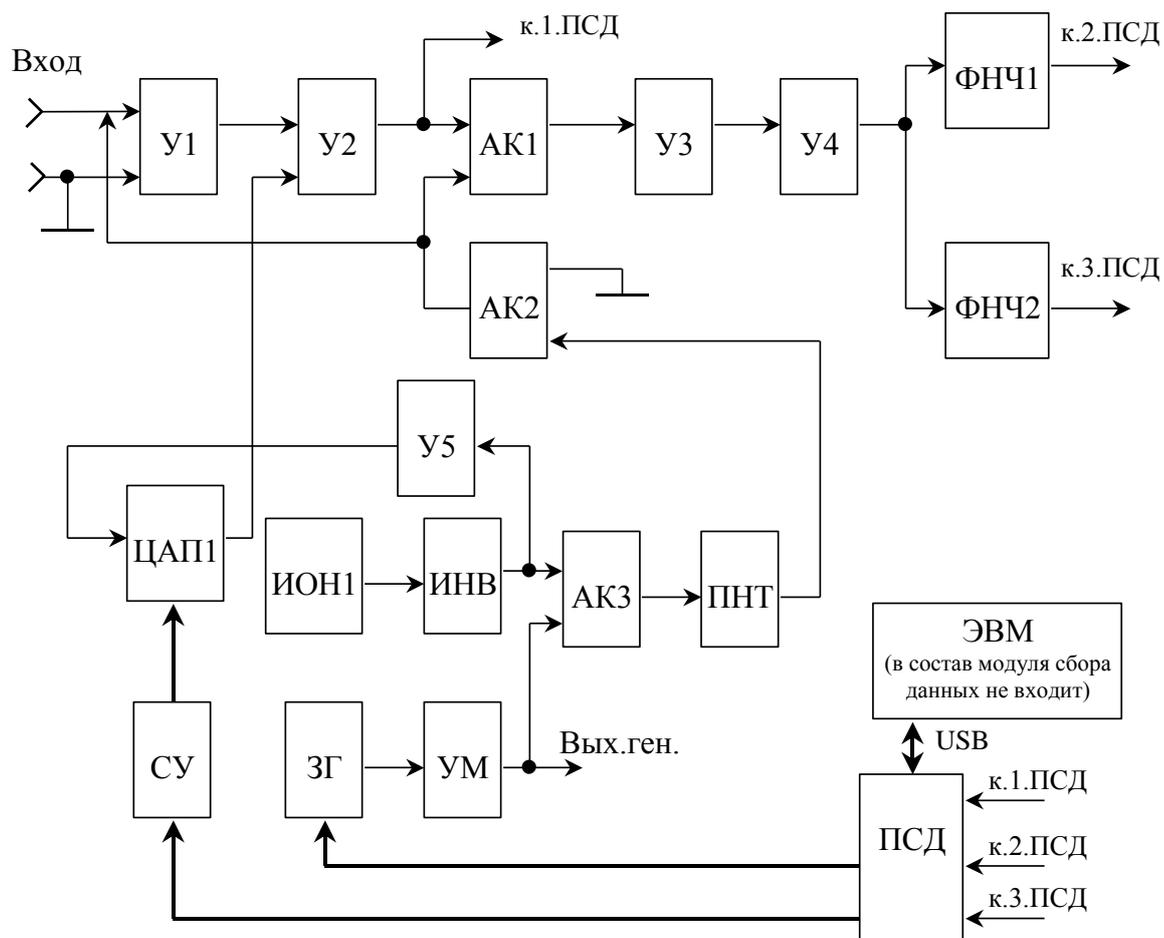


Рисунок 4 – Структурная схема модуля сбора данных

Состав измерительного модуля сбора данных:

ЭВМ – персональный компьютер (в состав модуля сбора данных не входит);

У1 – инструментальный усилитель;

У2 и У4 – усилители с программируемым коэффициентом усиления;

УЗ – усилитель с фиксированным коэффициентом;
ФНЧ1 – фильтр низких частот второго порядка с частотой среза 75 Гц;
ФНЧ2 – фильтр низких частот третьего порядка с частотой среза 10^4
Гц;

АК1, АК2, АК3 – аналоговые коммутаторы;

ЦАП1 – цифро-аналоговый преобразователь;

ИОН1 – источник опорного напряжения;

ИНВ – инвертор;

У5 – усилитель постоянного тока;

ПНТ – преобразователь напряжение-ток;

ЗГ – задающий генератор;

УМ – усилитель мощности;

ПСД – плата сбора данных выполнена на основе преобразователя напряжения измерительного L-Card (E14-440D), программное обеспечение для данного блока написано в среде LabView 6.0;

СУ – схема управления.

Собственные шумы УПЭ-2 составляют ± 5 мкВ амплитудного значения в диапазоне частот от 2 Гц до 10 кГц. Такой уровень шумов не позволяет измерять шумы современных электродов аппаратными средствами.

1.1.5 Методы уменьшения собственных шумов автоматизированных аппаратно-программных комплексов для испытаний электродов

Современные электроды медицинского назначения имеют шумы порядка сотни нановольт – единицы микровольт. Очевидно, что системы, проверяющие такие электроды, должны обладать собственными меньшими шумами или хотя бы шумами такого же уровня.

Источниками шумов являются шумы аналоговых элементов, используемых во входных каскадах измерительного канала устройства, и наведенные шумы от цифровой части.

Рассмотрим шумы усилителей на операционных усилителях [6].

1) Неинвертирующий усилитель.

Для такого усилителя приведенное к входу напряжение шума равно

$$U_{шy1} = \sqrt{U_{ш}^2 + 4kTR_3 + (i_{ш}R_3)^2}, \quad (1)$$

где $U_{ш}$, $i_{ш}$ – напряжение и ток шума ОУ; R_3 – эквивалентное сопротивление цепи обратной связи.

2) Инвертирующий усилитель.

Напряжение шума, приведенное к входу, равно

$$U_{шy2} = \sqrt{U_{ш}^2 + R_1^2(i_{ш}^2 + 4kT/R_2)}, \quad (2)$$

где R_1 , R_2 – сопротивления цепи обратной связи.

Как видно из этих формул, для уменьшения шумов как неинвертирующего, так и инвертирующего усилителей необходимо уменьшать номиналы резисторов и напряжение и ток шума собственно ОУ.

3) Широкополосный шум.

Многие схемы усилителей работают от постоянного тока до некоторой верхней частоты. Чем шире полоса частот тем больше уровень напряжения шума. Отсюда следует, что для уменьшения шумов необходимо сужать полосу наблюдаемых частот.

4) Шум усилителя с подключенным к его входу резистором.

Источники сигналов, в том числе медицинские электроды имеют внутренние импедансы, изменяющиеся в широком диапазоне – сотни Ом...единицы кОм.

Напряжение шума на выходе усилителя определяется в виде

$$U_{швых} = \sqrt{(U_{ш}^2 + 4kTR_{вн} + (i_{ш}R_{вн})^2)\Delta f K_{yc}^2}, \quad (3)$$

где $R_{вн}$ – внутренний импеданс электрода; Δf – полоса частот, в которой измеряются шумы; K_{yc} – коэффициент усиления усилителя.

Вывод: уменьшить шумы усилителя можно путем снижения внутреннего импеданса электрода и полосы наблюдаемых частот.

1.1.6 Методы и средства цифрового преобразования сигналов в аппаратно-программных комплексах для испытаний электродов

В АПК для испытаний электродов преобразование аналоговых сигналов с датчиков и электродов осуществляется методом преобразования аналоговой величины в цифровую. Современными средствами преобразования являются аналого-цифровые преобразователи.

1.1.6.1 Варианты подсистем аналогового ввода

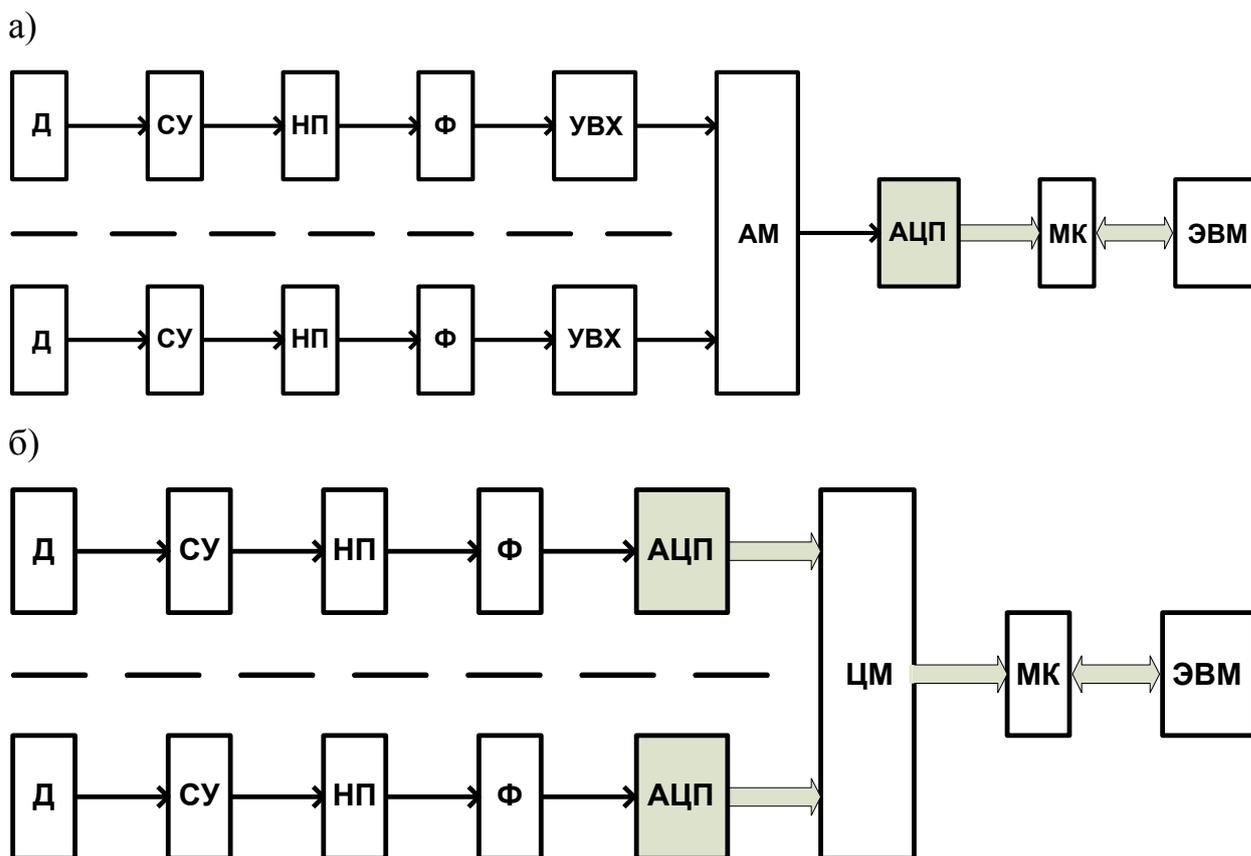
Основными структурами аналогового ввода являются последовательные и параллельные (Рисунок 5).

Достоинствами параллельной структуры являются – максимальная производительность всех измерительных каналов из-за независимости обработки каждого сигнала; высокая точность преобразования сигналов вследствие возможности системы по обеспечению требуемого уровня сигнала на входе каждого АЦП; возможность значительно повысить помехозащищенность на основе использования цифровых каналов передачи данных в ЭВМ в случае применения интеллектуальных датчиков с цифровым выходом [6].

Предельное количество измерительных каналов системы ограничено допустимым значением динамической погрешности преобразования i –го параметра, т.е.

$$N_{\text{ц}} \leq \frac{\Delta x_{i\text{доп}}}{t_{\text{к}} \left(\frac{dx_i}{dt} \right)_{\text{max}}}, \quad (4)$$

где $N_{\text{ц}}$ – количество цифровых каналов; $\Delta x_{i\text{доп}}$ – допустимое значение динамической погрешности i –го параметра; $\left(\frac{dx_i}{dt} \right)_{\text{max}}$ – максимальное значение производной i –го параметра в диапазоне преобразования; $t_{\text{к}}$ – период коммутации.



а) – параллельное преобразование; б) – последовательное преобразование; Д – датчики; СУ – согласующее устройство; НП – нормализующий преобразователь; Ф – аппаратный фильтр низких частот; УВХ – устройство выборки-хранения; АМ – аналоговый мультиплексор; ЦМ – цифровой мультиплексор; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер

Рисунок 5 – Структурные схемы аналогового ввода

Время преобразования входной информации не зависит от числа каналов, а зависит лишь от характеристик блоков, входящих в их состав, т.е.

$$t_{\text{пар}} = t_{\text{к}} + t_{\text{п}}, \quad (5)$$

где $t_{\text{п}}$ – время преобразования АЦП.

В последовательной структуре мультиплексирование каналов переносится из цифровой области в аналоговую [7]. Кроме этого часто применяются устройства выборки-хранения для фиксации аналоговых сигналов на входе АЦП. Это дает возможность использовать только один

АЦП независимо от числа аналоговых входов, предельное количество которых можно определить из выражения

$$N_a \leq \frac{\Delta x_{i\text{доп}}}{(t_k + t_{\text{п}}) \left(\frac{dx_i}{dt} \right)_{\text{max}}}, \quad (6)$$

где N_a – количество аналоговых каналов.

Достоинством является более простой состав системы, использование всего лишь одного АЦП и более простого АМ. Но производительность системы зависит от быстродействия АЦП, а точность преобразования ухудшается из-за погрешностей АМ и УВХ.

УВХ в других вариантах последовательной структуры может быть перенесен за АМ. В случае близких и высоких уровней аналоговых сигналов последние могут подаваться непосредственно на вход АМ, что существенно упрощает структуру.

Время преобразования входной информации возрастает с увеличением числа каналов:

$$t_{\text{посл}} = t_k + N_a t_{\text{п}}. \quad (7)$$

Выбор АЦП определяется его статическими и динамическими погрешностями. Как известно посредством АЦП осуществляются операции дискретизации непрерывной величины во времени, квантования по уровню и кодирования.

Квантование по уровню приводит к методической погрешности (шум квантования), вызванной округлением значения непрерывной измеряемой величины до какого-либо (обычно ближайшего) значения известной дискретной величины. Далее ограничимся рассмотрением статической составляющей погрешности квантования, полагая, что измеряемая величина в процессе квантования неизменна [8].

Наиболее распространено равномерное квантование, при котором диапазон изменения значений непрерывной величины разделен на n

одинаковых частей – интервалов квантования. При изменении измеряемой величины от U_{\min} до U_{\max} шаг квантования определяется

$$\Delta U = q = \frac{U_{\max} - U_{\min}}{2^n - 1} \approx \frac{U_{\max} - U_{\min}}{2^n}. \quad (8)$$

При этом погрешность квантования как случайной величины определяется

$$D_q = \frac{q^2}{12}, \quad \sigma_q = \sqrt{D_q} = \frac{q}{2\sqrt{3}}. \quad (9)$$

Для доверительной вероятности $P = 0,9973$ максимальная абсолютная погрешность квантования

$$\varepsilon_{\max\text{кв}} = 3\sigma_q = \frac{3q}{2\sqrt{3}} \approx q. \quad (10)$$

Таким образом, погрешность квантования равна шагу квантования. Иногда на практике выбирают погрешность квантования равной половине шага квантования, т.е.

$$\varepsilon_{\max\text{кв}} = \frac{U_{\max}}{2^{n+1}} = \frac{q}{2}. \quad (11)$$

Приведенная погрешность определяется

$$\gamma_{\text{АЦП}} = \frac{\varepsilon_{\max\text{кв}}}{U_{\max} - U_{\min}} \cdot 100\%. \quad (12)$$

Процесс преобразования занимает какое-то время, и поэтому если на вход АЦП подана изменяющаяся во времени величина $x(t)$, то результат преобразования будет неопределенным в интервале преобразования (дискретизации) ΔT . Эта неопределенность находит свое численное выражение в динамической погрешности.

Под динамической погрешностью понимают разность между зафиксированным на выходе АЦП значением выходной величины $x_{\text{вых}}(t_i) \sim N_{\text{вых}}$ и её истинным значением $x(t_i)$ в рассматриваемый момент времени t_i без учета погрешности одного отсчета, рассмотренного выше,

$$\Delta_{\text{ДИН}}(t_i) = X_{\text{вых}}(t_i) - X(t_i). \quad (13)$$

Существуют два вида динамической погрешности АЦП [9, 10]:

а) погрешность из-за инерционности элементов, участвующих в передаче сигнала от входа к выходу АЦП. Она проявляется обычно в виде переходных процессов и определяется их длительностью;

б) погрешность, вызванная изменением входной величины в процессе преобразования. Зависит от скорости изменения входного сигнала, а точнее от спектральных свойств входного сигнала.

Очевидно, что динамическая погрешность не превысит допустимого значения, если время преобразования текущего значения квантованной по уровню функции $x(t)$ в код удовлетворяет условию

$$t_{\text{пр}} < \Delta T. \quad (14)$$

Ранее принималось, что абсолютная погрешность квантования отсчета не превышает шага квантования q . Это означает, что изменение $x(t)$ за время $t_{\text{пр}}$ не должно быть больше, чем q . Тогда

$$t_{\text{прmin}} = \frac{q}{|X'_{\text{max}}(t)|}. \quad (15)$$

Таким образом,

$$t_{\text{прmin}} \leq \frac{X_{\text{max}} - X_{\text{min}}}{|X'_{\text{max}}(t)| 2^n}. \quad (16)$$

Для нахождения максимального значения производной случайной стационарной функции применяют неравенство Бернштейна С.Н.

$$X_{\text{max}}^k(t) \leq \omega_c^k |X_{\text{max}}(t)|, \quad (17)$$

где $X_{\text{max}}^k(t)$ – максимальное значение k -ой производной функции $x(t)$;

$\omega_c = 2\pi f_c$ – высшая частотная граница спектра (частота среза).

Таким образом

$$t_{\text{прmin}} \leq \frac{X_{\text{max}} - X_{\text{min}}}{\omega_c |X_{\text{max}}(t)| 2^n} = \frac{q}{\omega_c |X_{\text{max}}(t)|}. \quad (18)$$

Во многих случаях скорость изменения функции $x(t)$ целесообразно оценивать частотой эквивалентной синусоидальной функции

$$x_3(t) = X_{\max} \sin \omega_3(t). \quad (19)$$

Тогда частота преобразования определяется

$$f_{\text{пр}} \geq \frac{200\pi f_3}{\gamma_x}, f_3 \leq \frac{\gamma_x f_{\text{пр}}}{200\pi}, \quad (20)$$

где приведенная погрешность γ_x определяется

$$\gamma_x = \frac{\Delta x}{X_{\max}} \quad (21)$$

и подставляется в формулы в %.

Заметим, что эти формулы справедливы для случая восстановления сигнала ступенчатой аппроксимацией.

При восстановлении кривой процесса методом линейной интерполяции Лагранжа интервал дискретизации определяется

$$\Delta T \leq \sqrt{\frac{8X_{\max}\gamma_x}{x''(t)}}. \quad (22)$$

В частном случае для синусоидальной функции

$$\Delta T \leq \frac{T}{2\pi} \sqrt{8\gamma_x}. \quad (23)$$

Отсюда количество отсчетов для восстановления

$$m = \frac{T}{\Delta T} \geq \frac{\pi}{\sqrt{2\gamma_x}}. \quad (24)$$

При использовании полиномов степени $n > 2$ в общем случае

$$\Delta T^{(n)} \leq \frac{1}{M_{n+1}} \sqrt{\lambda(n) \frac{X_{\max}\gamma_x}{M_{n+1}}}, \quad (25)$$

где $M_{n+1} = \max |x^{(n+1)}(t)|$ – максимальное значение $(n+1)$ -ой производной; $\lambda(n)$ – коэффициент, зависящий от n .

Если известна максимальная частота f_{\max} , то

$$\Delta T^{(n)} \leq \frac{1}{2\pi f_{\max}} \frac{1}{M_{n+1}} \sqrt{\lambda(n) \frac{X_{\max}\gamma_x}{|X_{\max}(t)|}}. \quad (26)$$

Есть рекомендации [7] по выбору частоты опроса датчиков. Принимают $f_{\text{опр}} = (3-10) f_{\text{ср. вх}}$, где $f_{\text{ср. вх}}$ – частота среза входного сигнала. Минимальную частоту опроса выбирают в зависимости от крутизны спада АЧХ входного фильтра: при $n = 10$ $f_{\text{опр}} = 3 f_{\text{ср. вх}}$; $n = 6$ $f_{\text{опр}} = 4 f_{\text{ср. вх}}$; $n = 2$ $f_{\text{опр}} = 8 f_{\text{ср. вх}}$.

Восстановление аналогового сигнала. Аналоговый сигнал на выходе схемы восстановления изменяется ступенчато вследствие дискретной обработки данных в МК или ЭВМ. Это вызывает появление гармоник в аналоговом сигнале на выходе, которых не было во входном сигнале. Для сглаживания ступенек в выходном сигнале (иначе – подавления ВЧ гармоник выходного сигнала на выходе схемы восстановления) включают ФНЧ. Частота среза его должна находиться между спектром входного сигнала и низкочастотной составляющей спектра выходной выборки. Как правило, достаточно знать высокочастотную составляющую входного сигнала, чтобы решить задачу синтеза выходного фильтра. Заметим, что фильтр должен выбираться с крутым спадом, т.е. порядком фильтра $n = 5 \dots 7$.

1.1.6.2 Обзор плат сбора и обработки данных

Кроме многоканальных АЦП важными узлами АПК являются средства сопряжения с ЭВМ верхнего уровня и средства ввода-вывода цифровых сигналов.

Сопряжение внешних устройств с ЭВМ можно осуществить посредством стандартных последовательных интерфейсов типа RS232 и USB, а также при помощи кросс-плат, вставляемых в разъемы шин ISA и PCI.

На рынке существуют множество плат сбора данных различных конфигураций и способов подключения к ЭВМ, параметры и характеристики некоторых из них приведены в приложении А.

Решить проблему с цифровой развязкой можно двумя способами: разработать свою плату сбора данных, либо найти существующую плату сбора данных.

В установке УПЭ-2 используется ПСД типа E14-440D фирмы L-Card.

Плата представляет собой универсальный модуль АЦП/ЦАП с интерфейсом USB 2.0. Имеет программно-управляемую настройку параметров сбора данных: числа и последовательности опроса входных каналов, диапазонов измерения, частоты преобразования АЦП. Возможна синхронизация сбора данных по внешнему синхросигналу или по уровню входного сигнала. Дополнительно имеются цифровые входы и выходы. Предусмотрена возможность установки двухканального ЦАП.

Основные технические характеристики:

- разрядность АЦП – 14 бит;
- максимальная частота преобразования – 400 кГц;
- количество каналов – 16 дифференциальных или 32 с общей землей;
- поддиапазоны измерения входного сигнала, В – ± 10 ; $\pm 2,5$; $\pm 0,625$; $\pm 0,156$;
- разрядность ЦАП (1 шт.) – 12 бит;
- количество входов/выходов – 16/16;
- интерфейс – USB 2.0.

1.2 Выбор направления исследований

Разработка новых интеллектуальных модульных приборов с возможностью их последующей интеграции в единый аппаратно-программный комплекс, предназначенный для решения задач измерения биосигналов, на сегодняшний день является одной из актуальных задач. Возможности по развитию в данной области, прежде всего, связаны с

появлением широкой номенклатуры высококачественных компонентов аналоговой и цифровой электроники.

Анализ научно-информационных источников, проведенный в рамках НИР, показывает, что разработка приборной базы для поверки медицинского оборудования на современном уровне предполагает применение передовых технологий проектирования интеллектуальных устройств сбора и обработки данных с высокочувствительных электродов, высокоскоростных интерфейсов, межмодульной передачи информации и т.п. Рассмотрим возможные направления проведения исследований в области создания современных АПК для испытаний экспериментальных образцов электродов и определим оптимальный вариант структуры АПК для дальнейшей разработки и исследований.

1.2.1 Определение возможных направлений проведения исследований

Из проведенного выше обзора видна тенденция измерения параметров электродов в реальном времени и в реальных условиях эксплуатации, т.е. во время измерений биосигналов. С другой стороны, при таком подходе нет возможности измерения всех требуемых параметров и характеристик электродов с требуемой точностью и надежностью. Кроме этого, медицинские электроды должны проходить проверку перед введением в эксплуатацию, а так же периодическую поверку.

Для решения задачи создания современной серии высокопроизводительной, прецизионной электронной аппаратуры для испытаний медицинских изделий с улучшенными характеристиками в работе предполагается проведение исследований по следующим направлениям:

- а) Разработка архитектуры АПК на основе применения электронных компонент высокой степени интеграции: ПЛИС, процессоров цифровой обработки сигналов, микроконтроллеров.

- б) Развитие интерфейсных средств для взаимодействия со смежными системами и удаленными устройствами управления, сбора данных и преобразования сигналов.

1.2.2 Обоснование выбора оптимального варианта структуры аппаратно-программного комплекса

В целях обоснования выбора оптимального варианта структуры АПК сформулируем основные принципы его построения. Принципы определяются на том основании, чтобы охватить современные тенденции развития приборных систем, а также, чтобы учесть специальную направленность АПК на задачи измерения электрических характеристик медицинских электродов. В составе принципов предлагается выделить:

- а) Гибкость, востребованность, рыночная привлекательность, конкурентоспособность.
- б) Исполнение и размещение при необходимости модулей обработки данных и модулей преобразования и передачи сигналов в одном конструктиве.
- в) Отсутствие жестких конструктивных ограничений на исполнение функциональных модулей с возможностью информационного подключения модулей, выполненных в свободном формате и распределенных в пространстве объекта, к друг другу на основе единых спецификаций.
- г) Учет будущих потребностей разрабатываемых проектов в области медицинских исследований, а также планов приборного производства.

Исходя из перечисленных принципов, АПК может базироваться на архитектуре построения комплекса в виде аналоговой и цифровой модульной системы, выполненной средствами аналоговой и цифровой схемотехники, в том числе низкоуровневого и высокоуровневого программирования. Также необходимо учитывать, что АПК должен иметь возможности для удаленной

оперативной настройки и конфигурирования своего аппаратного и программного обеспечения через внешние интерфейсы.

Предлагается два основных варианта построения АПК:

- архитектура с аналоговой подсистемой, интегрированной с цифровой и размещенными на единой объединительной плате в одном конструктиве;
- архитектура с отдельной аналоговой и цифровой подсистемами, выполненных в виде отдельных модулей, размещенных в одном конструктиве.

С точки зрения программирования наиболее приемлемыми являются ПСД с интерфейсом USB. Ранее указывалось, что в известном устройстве УПЭ-2 используется ПСД типа E14-440D фирмы L-Card. Недостатком этой платы является сравнительно низкое быстродействие (400 кГц) и разрядность (14 бит) АЦП (приложение А).

Лучшими характеристиками обладает плата E-502 (2 МГц и 16 бит соответственно). Недостатком платы является малое количество цифровых входов/выходов (16).

ПСД типа DAQe-2010 имеет 24 цифровых входов/выходов, но из-за высокой стоимости и необходимости подключения к шине PCI считаем неприемлемым для разрабатываемого АПК.

Анализ технических характеристик существующих ПСД и их возможностей удовлетворения поставленным принципам построения, показал, что предпочтительным является выбор первого варианта. При этом может быть предложена концептуальная структура АПК, содержащая логически разделенные аналоговую и цифровую подсистемы, но физически не разделенные на отдельные модули.

Аналоговая подсистема предназначена для усиления сигнала с электрода, фильтрации, формирования напряжений и токов, воздействующих на электрод при измерении его параметров.

Цифровая подсистема оцифровывает аналоговые сигналы, полученные с аналоговой подсистемы, а также генерирует управляющие сигналы для нее. Обмен информацией с ЭВМ верхнего уровня производит по USB интерфейсу.

Как указывалось ранее, основным параметром АПК является собственные шумы. Последние определяются в виде напряжения шумов, приведенных к входу первого усилительного каскада. В таблице 1 приведены параметры интегральных усилителей, наиболее полно удовлетворяющих требованиям технического задания на АПК.

Таблица 1 – Параметры малошумящих инструментальных усилителей

Параметр	AD620	AD8221	AD8422	LT1167	INA111
Напряжение питания, В	±2.3 до ±18	±2.3 до ±18	±1.8 до ±18	±2.3 до ±18	±3.3 до ±15
Входное напряжение смещения, мкВ	50	60	25	40	500
Дрейф напряжения смещения, мкВ/°С	0.6	0.4	0.3	0.3	5
Входной ток смещения, нА	1.0	1.5	0.5	0.35	0.02
Уровень шума входного напряжения в полосе частот 1 кГц, нВ/√Гц	9	8	8	12	10
Размах шумов в полосе частот от 0.1 Гц до 10 Гц при усилении G=100-1000, мкВ	0.28	0.25	0.15	0.28	1
Размах напряжения шумов приведенного ко входу в полосе частот от 0.1 Гц до 10 Гц, мкВ G =100–1000	0.4	0.25	0.15	0.28	1
Диапазон частот для малых сигналов на уровне - 3дБ, кГц G = 100	120	100	2200	1000	2000

Таким образом, как следует из этой таблицы по совокупности основных параметров – размах шумов, входной ток смещения и входное напряжение смещения лучшим является усилитель AD8422.

2 Разработка аппаратной части аппаратно-программного комплекса для испытаний электродов (структурной, функциональной и принципиальной схем)

Для разработки структурной и функциональной схем АПК для испытаний электродов рассмотрим функции, выполняемые комплексом.

Основной функцией данного АПК является измерение электрических параметров и характеристик медицинских электродов. Для комплексной проверки должны быть измерены 6 параметров, каждый параметр измеряется в отдельном тесте:

- 1) разность электродных потенциалов;
- 2) дрейф разности электродных потенциалов;
- 3) напряжение шума;
- 4) шум движения (электромеханический шум);
- 5) полное сопротивление электродов;
- 6) напряжение поляризации.

Основными характеристиками является точность измерения падения напряжения на электроде, определяемая используемыми усилителями, допустимый диапазон изменения входных сигналов, а также быстродействие. Современные операционные усилители имеют высокую точность измерений напряжения, но необходимо учитывать ограничения: малый входной ток (1 нА), широкая полоса частот ((0-10) кГц).

Также, важной характеристикой АПК для испытаний электродов, определяющей область его применения, является наличие гальванической развязки аналоговой части от цифровой части схемы. Гальваническая развязка, уменьшает взаимовлияние частей друг на друга и снижает помехи и наводки. Разумеется, наличие в АПК гальванической развязки может значительно увеличить стоимость проектирования и изготовления комплекса.

Для обеспечения применимости АПК для испытаний медицинских электродов необходимо установить следующее.

Измеряемые АПК напряжения малы (от нВ до мкВ), поэтому влияние шума на результаты измерений велико и его необходимо уменьшать. Одним из способов уменьшения шума может служить применение гальванической развязки между цифровой и аналоговой частью. Так как к собранным данным могут применяться сложные математические алгоритмы (например, выявление полезного сигнала в сильно зашумленной области), то следует применять АЦП по возможности с большей разрядностью. Поток данных из-за частоты опроса данных большой, тогда желателен АЦП с разрядностью 16 бит. Максимальное быстродействие для АПК было выбрано на уровне 700 тысяч выборок в секунду. Диапазон полезного сигнала также может значительно варьироваться в диапазоне несколько сотен нановольт до единиц и десятков микровольт.

2.1 Структурная схема аппаратно-программного комплекса

Как указывалось ранее целесообразно выделить две подсистемы: аналоговую подсистему и цифровую подсистему. Общая структурная схема АПК представлена на рисунке 6.

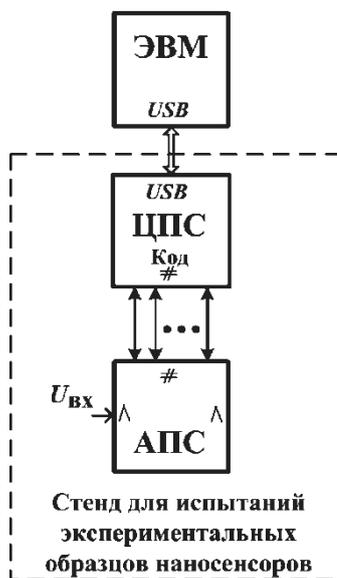


Рисунок 6 – Структурная схема АПК

2.1.1 Структурная схема аналоговой подсистемы

Разрабатываемое устройство содержит один канал аналогового ввода. На входе канала установлен первичный усилитель сигнала (ПУС), предназначенный для усиления сигнала с внесением минимумом шумов (Рисунок 7).

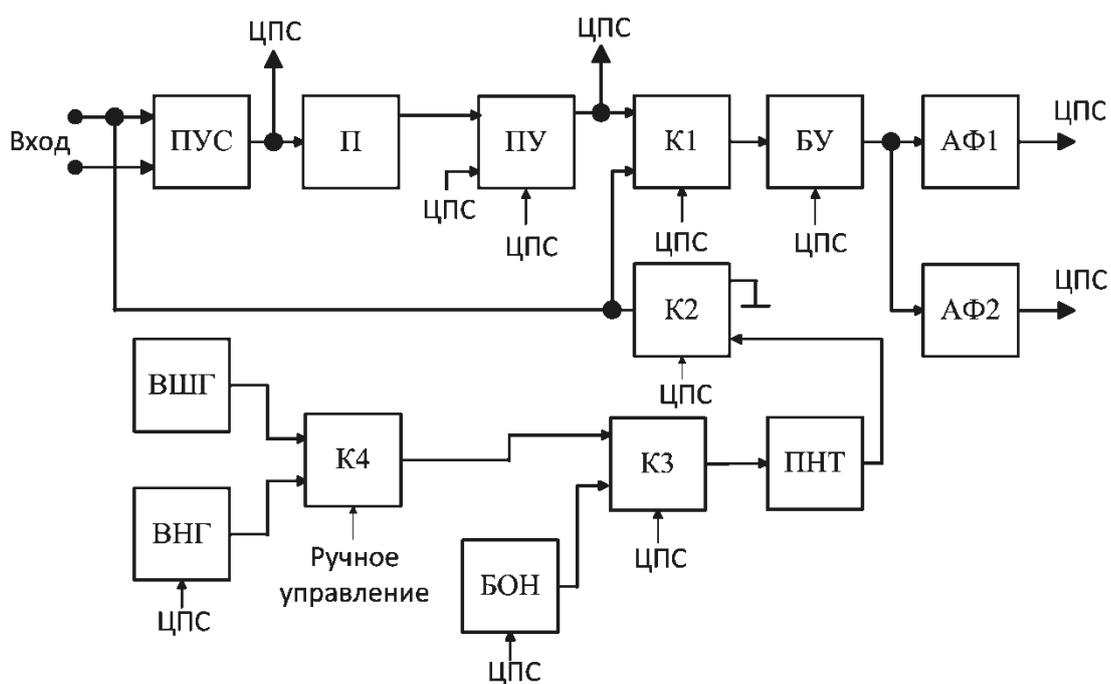


Рисунок 7 – Структурная схема АПС

Сигнал с выхода ПУС поступает на повторитель (П) для уменьшения влияния цепи автокоррекции постоянной составляющей на выходе ПУС на измеряемый сигнал. В случае измерения высокого напряжения на входе входным услителем будет являться блок усиления (БУ), который ко входу АПК подключается посредством аналогового ключа 2 (К2) и ключа 1 (К1), управляемых ЦПС. При сигналах малого уровня аналоговый сигнал с повторителя поступает на программируемый усилитель (ПУ), который обеспечивает дальнейшее усиление сигнала. Для тестов измерения разности электродных потенциалов, измерения полного сопротивления электродов и измерения напряжения поляризации электродов необходим меньший коэффициент усиления измерительного тракта, чем в остальных тестах, из-за

большого входного напряжения, поэтому сигнал считывается сразу после ПУ. В случае тестов измерения дрейфа разности электродных потенциалов, измерения напряжения шума электродов и измерения шума движения сигнал поступает на БУ через К1 для дополнительного усиления. Далее полученный сигнал отфильтровывается в зависимости от требований тестов с помощью активных фильтров (АФ1, АФ2) и поступает на каналы АЦП, входящие в ЦПС.

В случае тестов измерения дрейфа разности электродных потенциалов, измерения напряжения шума электродов и измерения шума движения необходимо подавать дополнительное опорное напряжение на вход ПУ с цифро-аналогового преобразователя (ЦАП), входящего в состав ЦПС.

При измерении напряжения поляризации электродов необходимо подавать поляризационный ток на электроды. Данная операция осуществляется, главным образом, с помощью блока опорного напряжения (БОН), сигнал с которого поступает на преобразователь напряжение-ток (ПНТ) через ключ 3 (К3), управляемый ЦПС, а далее на вход ПУС, через К2. Управление БОН осуществляется с помощью ЦПС.

При измерении полного сопротивления электродов необходимо подавать ток на электроды, так как измерение сопротивления осуществляется косвенным методом. Генератор тока может быть, как внешним (ВШГ), так и внутренним (ВНГ), выбор которых осуществляется с помощью ключа 4 (К4). Управление ВНГ осуществляется с помощью ЦАП ЦПС. Далее сигнал поступает на ПНТ через К3, после чего на вход ПУС, через К2.

Для дискретизации аналоговых сигналов с выходов ПУС, ПУ, АФ1 и АФ2 необходим 4х-канальный аналого-цифровой преобразователь (АЦП).

2.1.2 Структурная схема цифровой подсистемы

Гальваническая развязка цифровых сигналов интерфейсов ЦАП, АЦП, а так же дискретных сигналов управления ключами реализуется блоком

гальванической развязки (БГР) (Рисунок 8). При этом сигналы управления ключами с БГР поступают на блок регистров (БР).

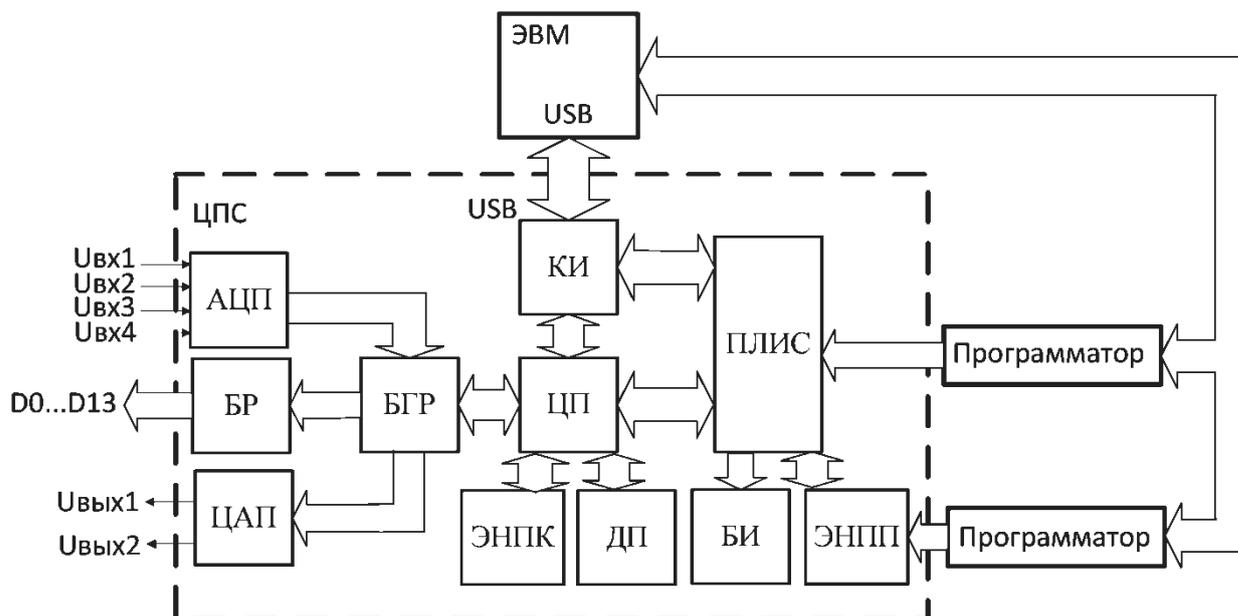


Рисунок 8 – Структурная схема ЦПС

Цифровой сигнальный процессор (ЦП) осуществляет управление, сбор и обработку данных. Он обладает разнообразным набором интерфейсов для связи с элементами схемы. В виду необходимости большого количества дискретных портов ввода-вывода, в схеме использована микросхема программируемой логики (ПЛИС). Для передачи полученных данных на ЭВМ по интерфейсу необходим контроллер интерфейса (КИ). Так как скорость интерфейса может быть меньше, чем скорость накопления данных, то необходима динамическая память (ДП) для временного хранения промежуточных результатов. Для хранения же редко изменяющейся информации нужна энергонезависимая память конфигурации (ЭНПК). Программный код процессора хранится в энергонезависимой памяти программы (ЭНПП). Программирование ПЛИС и ЭНПП осуществляется с помощью внешних программаторов. Для индикации активности дискретных сигналов используется блок индикации (БИ).

Далее, перейдем к разработке функциональной схемы АПК, исходя из разработанной структурной схемы.

используется фильтр низких частот Баттерворта второго порядка с частотой среза 75 Гц на операционном усилителе (Б2ОУ), а в качестве активного фильтра АФ2 используется фильтр низких частот Бесселя третьего порядка с частотой среза 10^4 Гц на двух последовательно включенных операционных усилителях (Б3ОУ1, Б3ОУ2). Преобразователь напряжение-ток представлен инструментальным усилителем (ИУ2), неинвертирующим операционным усилителем (НОУ4), аналоговый мультиплексором (АМ), выбирающим необходимое сопротивление из резистивной матрицы (РМ3) посредством ЦПС. Блок опорного напряжения работает на базе стабилизатора напряжения (СН) и инвертора, выполненного на аналоговом ключе (АКИ), управляемом ЦПС, и операционном усилителе (ИНОУ), который может работать как по инвертирующей, так и по неинвертирующей схеме. Внутренний генератор выполнен на функциональном генераторе (Г), двух реле (Р1, Р2), двух операционных усилителях НОУ5 и НОУ6. Реле изменяют поддиапазоны частот генератора с помощью включения конденсаторов с различными номиналами в цепь из блока конденсаторов (БК). Управление частотой в поддиапазонах осуществляется с помощью неинвертирующего операционного усилителя НОУ5. Сигнал с генератора поступает на усилитель мощности, выполненный на неинвертирующем операционном усилителе НОУ6. Аналоговые ключи (АК1, АК2, АК3, АК4) осуществляют коммутацию цепей в соответствующих узлах.

2.2.2 Функциональная схема цифровой подсистемы

В АПК используются четырехканальный АЦП, выполненный на основе двух микросхем (АЦП1, АЦП2), двух мультиплексоров (М1, М2), а так же двух повторителей (П1, П2), выполненных на операционных усилителях (Рисунок 10).

В АПК используется двухканальный цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП). Блок регистров представлен двумя параллельными регистрами (Р1, Р2). В качестве блока гальванической развязки используются

цифровые изоляторы (ЦИ0-ЦИ9), подключенные к цифровому сигнальному процессору (ЦП), программируемой логической интегральной схеме (ПЛИС).

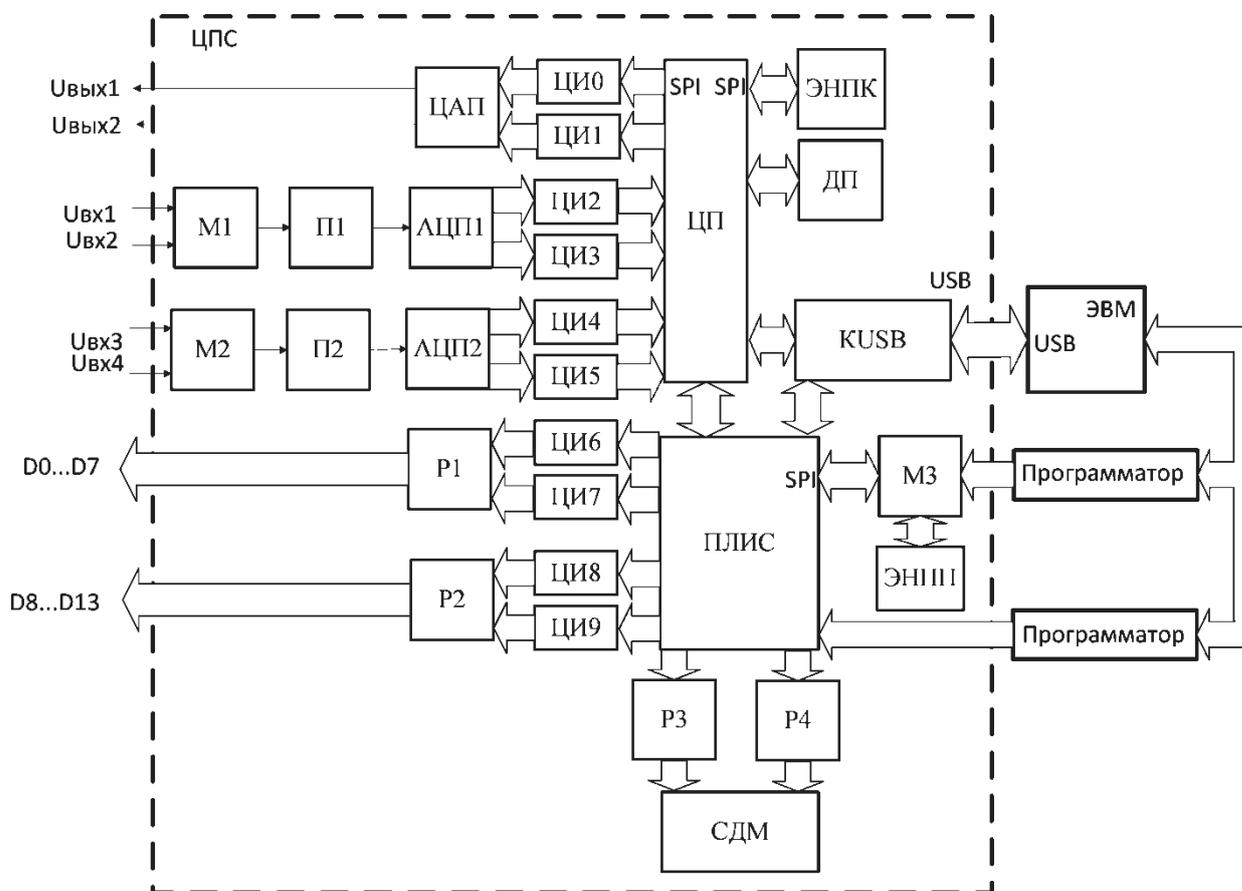


Рисунок 10 – Функциональная схема ЦПС

Связь ЦП с ЭВМ верхнего уровня осуществляется посредством контроллера USB (KUSB). Динамическая память выполнена на микросхеме динамической памяти (ДП), энергонезависимая память конфигурации – на микросхеме энергонезависимой памяти (ЭНП). Блок индикации работает на базе двух регистров (P3, P4) и светодиодной матрицы (СДМ). Энергонезависимая память программы выполнена на микросхеме энергонезависимой памяти (ЭНПП) и мультиплексоре (M3), обеспечивающего возможность ее программирования.

2.3 Принципиальная схема аппаратно-программного комплекса

2.3.1 Принципиальная схема аналоговой подсистемы

В приложении Б (лист 1) приведена принципиальная схема АПС.

Рассмотрим принцип её работы. Напряжение с электрода считывается с разъема XS1 и усиливается операционным усилителем DA2 (AD8422) с коэффициентом усиления $K_{ус} = 100$. Диоды VD2 и VD3 (BAS45A) на входе усилителя предназначены для защиты от перегрузки входов усилителя. Усилитель ради уменьшения шумов подключен к питанию плюс и минус 5 В. Так же входным усилителем может являться DA18 (ADA4077-1), обеспечивающий меньший коэффициент усиления (из усилительного тракта исключаются два усилителя DA2, DA6 с общим коэффициентом усиления (100-1000) при измерении больших напряжений. Данный режим осуществляется переключением ключа DA14 (ADG1219), благодаря чему сигнал проходит через SA-вход ключа DA11 (ADG1219) на усилитель DA18.

После усилителя DA2 сигнал поступает на повторитель DA4 (TLE2027), а затем на операционный усилитель DA6 (TLE2027) с управляемым коэффициентом усиления $K_{ус} = (1-10)$. $K_{ус}$ выбирается с помощью ключа DA9 (ADG419), который управляется ЦПС. Далее сигнал передается на второй вход АЦП при измерении разности электродных потенциалов, полного сопротивления электродов, напряжения поляризации. В случае остальных трех тестов сигнал проходит через ключ DA11 на усилитель DA18, работающий по неинвертирующей схеме с $K_{ус} = 5$.

Следующий неинвертирующий операционный усилитель DA19 (TLE2037) с защитными диодами VD6 и VD7 (КД514) посредством ключа DA21 (ADG419), управляемого ЦПС, позволяет усилить сигнал в 10 или 100 раз. После него сигнал поступает на два фильтра низких частот: фильтр низких частот второго порядка с частотой среза 75 Гц на микросхеме DA22 (TLE2027), тип фильтра – Баттерворта; фильтр низких частот третьего порядка с частотой среза 10^4 Гц на микросхемах DA20 и DA23 (TLE2027),

тип фильтра – Бесселя. Далее сигнал передается на третий и четвертый входы АЦП ЦПС для измерения дрейфа разности электродных потенциалов, напряжения шума, шума движения (электрохимический шум).

При продолжительном измерении напряжение электрода может медленно изменяться в диапазоне, при котором измерительный канал достигает режима насыщения по выходу. Чтобы этого не произошло, при измерении дрейфа разности электродных потенциалов, напряжения шума, шума движения (электрохимический шум) используется периодическая коррекция постоянной составляющей путем ввода компенсирующего напряжения на вход усилителя DA6.

Для измерения полного сопротивления электродов необходимо подавать ток на исследуемый электроды или на вход усилителя DA2.

Стабилизаторы DA25 (7810) и DA26 (7910) предназначены для питания микросхемы генератора DA8 (XR-8038A). Реле K1 и K2 (РЭС64Б), управляемые цифровыми выходами D10, D9 ЦПС, изменяют поддиапазоны частот генератора с помощью включения конденсаторов с различными номиналами в времязадающую цепь. Управление частотой в поддиапазонах осуществляется с помощью усилителя DA5 (OP07CP), подключенного к выходу ЦАП ЦПС

Сигнал с генератора DA8 поступает на усилитель мощности DA10 (TLE2027) с $K_{ус} = 2$. Усиленный сигнал поступает на выход XS2, а так же на один из входов ключа DA17 (ADG1219), управляемого тумблером «Внутренний генератор» - «Внешний генератор», подключаемого к разъему XP1. Далее сигнал поступает на вход преобразователя напряжение-ток, построенного на усилителях DA15 (AD8226), DA16 (TLE2027), мультиплексоре DA12 (ADG1209) и резисторах с различными номиналами на его входах. ПНТ управляется цифровыми выходами ЦПС. Полученный ток поступает через ключ DA14 на вход DA2.

Для измерения напряжения поляризации необходимо подавать на электродную ячейку поляризационный ток.

Стабилизатор DA1 (78L05) задает напряжение +5 В. С помощью инвертора, построенного на ключе DA3 (ADG5213) и на операционном усилителе DA7 (OP07CP), можно изменить полярность напряжения, то есть на выходе DA7 получить напряжение плюс-минус один вольт. Сигнал поступает на ключ DA13 (ADG1219). Дальнейшая работа схемы эквивалентна работе при задании тока для измерения полного сопротивления электродов, то есть напряжение поступает на ПНТ и на вход DA2.

Кроме этого, с помощью ключа DA14 можно реализовать режим короткого замыкания на входе, сделав активным вход SB.

2.3.2 Принципиальная схема цифровой подсистемы

В приложении Б (листы 2 – 4) приведена принципиальная схема ЦПС.

Дискретизация аналоговых сигналов, поступающих на входы ADC1-ADC4 (см. лист 2), выполняется АЦП на DA30, DA32 (AD7612BSTZ). Мультиплексоры DA24, DA25 (ADG419BR) обеспечивают коммутацию этих сигналов на измерительные входы АЦП.

АЦП DA30, DA32 включены в режиме измерения биполярного напряжения в диапазоне ± 10 В и частотой дискретизации до 600 кГц.

Для передачи результатов дискретизации АЦП используется последовательный интерфейс. Переключателями SW1 и SW2 (DSHP04-TSGER) выполняется настройка некоторых параметров этого интерфейса, таких как: частота тактирования данных, активный фронт тактового сигнала, а так же режим чтения результатов.

Операционные усилители DA26, DA27 (AD829AR) выполняют функцию повторителей.

Генерирование аналоговых сигналов DAC1, DAC2 обеспечивает двухканальный ЦАП DA33 (AD5722AREZ). Элемент DA31 (REF192GS) формирует необходимое для работы ЦАП опорное напряжение +2.5В.

Элементы DD2, DD4 (ADUM1402CRW), DD1, DD3, DD5, DD9-DD12 (ADUM1400CRW) выполняют гальваническую развязку цифровых сигналов

интерфейсов ЦАП, АЦП, а так же дискретных сигналов управления D0-D13. После схем гальванической развязки для передачи дискретных сигналов управления расположены два регистра DD7, DD8 (74HC245D).

Основным элементом управления, сбора и обработки данных является цифровой сигнальный процессор DD13 (ADSP-BF532SBST400). Он обладает разнообразным набором интерфейсов для связи с элементами схемы.

Прием данных от микросхем АЦП осуществляется с помощью последовательных портов SPORT1 и SPORT2. Частота дискретизации задается блоком таймеров. Управление микросхемой ЦАП осуществляется по интерфейсу SPI.

В виду недостаточного количества у процессора дискретных портов ввода-вывода, в схеме использована микросхема ПЛИС DD17 (EPM3128ATC100-7). Помимо прочего, в ней реализован набор программно-доступных регистров, выходы которых подключены к дискретным сигналам D0-D13.

Для доступа к этим регистрам процессор использует параллельную, шину. Она же используется и для связи с микросхемой динамической памяти DD14 (MT48LC32M16A2TG-75), и контроллером USB DD20 (FT2232HL). Микросхема DD15 (SN74LVC32APW) адаптирует часть сигналов асинхронной шины процессора с параллельным цифровым интерфейсом контроллера USB.

Упомянутая выше микросхема памяти DD14 используется процессором для временного хранения промежуточных результатов. Объем памяти составляет 64 МБ.

Часто требуется хранить редко изменяющуюся информацию, например такую как градуировочные коэффициенты ЦАП и АЦП, различные конфигурационные данные, используемые процессором в работе. Для этого используется микросхема энергонезависимой памяти DD18 (AT25512N-SH). Доступ к ней со стороны процессора осуществляется по интерфейсу SPI.

Связь устройства с ЭВМ выполняется по интерфейсу USB. За реализацию обмена по этому интерфейсу отвечает двухпортовый контроллер DD20. Один из его портов (порт В) работает в режиме двунаправленного буфера FIFO. Данные, поступающие от процессора по параллельной шине, записываются во внутренний выходной буфер FIFO и затем передаются по USB. В то же время, данные принятые по USB загружаются приемный буфер FIFO и затем могут быть прочитаны процессором посредством той же параллельной шины.

Программный код процессора храниться в микросхеме EEPROM DD19 (AT25512N-SH). При старте процессор по интерфейсу SPI (через DD17) считывает программу во внутреннюю память и переходит к её выполнению. Для записи программного обеспечения в DD19 предусмотрено два варианта. Первый вариант подразумевает использование порта А контроллера DD20. Выводы порта подключены к реализованному на базе DD17 регистру, выходы которого в свою очередь подключены к DD19. Манипулируя выводами порта А контроллера USB, реализуется протокол доступа к ячейкам памяти DD19.

Второй вариант записи в DD19 - использование программатора, например ТРИТОН, подключаемого через разъем XP3. Мультиплексор DD16 (ADG3257BRQ) обеспечивает коммутацию сигналов DD19 к разъему XP3.

Прошивка DD17 выполняется JTAG программатором, подключаемым через разъем XP4.

Для индикации активности дискретных сигналов D0-D13 используются светодиоды VD10-VD25 (KPC-3216SY), подключенные через буферы DD22, DD23 (74HC640D).

Питающие напряжения ± 15 В и +5 В подаются через разъемы XP5, XP6. Элементы F1-F4 и VD30-VD31 (SMBJ5V0A), VD32-VD33 (SMBJ15A) обеспечивают защиту от неправильного подключения полярности напряжения питания и перенапряжений. Элементы L76-L79 (B82464-A4104-K), C254-C266, R162, R163 фильтруют питающее напряжение от пульсаций и

шумов. Светодиоды VD34-VD37 VD25 (KPC-3216SG) обеспечивают индикацию наличия питающего напряжения.

Стабилизаторы DA28, DA29, DA34-DA38 формируют другие уровни напряжения (+3.3 В, ± 10 В, ± 5 В), требуемые для работы элементов схемы.

Определяемые показатели и точность их измерений на АПК для испытаний электродов приведены в приложении В.

2.4 Эскизная конструкторская документация на аппаратно-программный комплекс для испытаний электродов

АПК для испытаний электродов выполнен в виде одной платы, устанавливаемой в корпусе (конструктиве) MULTIPAC PRO 3U 400D COVER P (Рисунок 11).



Рисунок 11 – Внешний вид конструктива MULTIPAC PRO 3U 400D COVER P

Ширина передней панели блока составляет 84 НР, где 1НР равен 0,2 дюйма, или 426,8 мм. Высота блоков определяется в единицах U, каждая из которых равна 13/4 дюйма, или 43.7 мм (один дюйм равен 25,4 мм). Субблоки могут быть разной высоты, но в комплексе из расчета достаточной емкости передней панели модуля выбрана высота 3U. Стандартные размеры печатной платы для установки в субблок высотой 3U составляют 426,8 мм в ширину и 400 мм в глубину. Глубина печатной платы может быть и больше, увеличиваясь с шагом 60 мм. Высота печатной платы может изменяться с шагом 1U, и для типоразмера 3U её габариты составляют (426,8×400×132.6) мм.

Эскизная конструкторская документация приведена в приложении Г настоящего отчета.

На рисунке 12 показан общий вид АПК для испытаний электродов.



Рисунок 12 – Вид спереди АПК для испытаний электродов

На передней панели расположены входные разъемы для подключения электродов, лампочка индикации включения АПК (Сеть), входной разъем для подключения внешнего генератора и переключатель на две позиции: «Внешний генератор», «Внутренний генератор»

На задней панели расположена клемма для заземления.

Связь с персональным компьютером осуществляется через USB-кабель (разъем расположен на задней панели). Для включения питания используется переключатель, расположенный на задней панели АПК.

3 Разработка программной части аппаратно-программного комплекса для испытаний электродов

Программа верхнего уровня разрабатывалась в среде разработки Qt Creator с использованием стандартных библиотек Qt 5.4. Основой программного обеспечения АПК является кросс-платформенный фреймворк Qt. Qt основано на языке C++ с расширениями в виде сигналов и слотов, что упрощает обработку событий. Выбор этого пакета обусловлен не только удобством и сравнительной простотой разработки пользовательского интерфейса, но и наличием обширного числа средств визуализации данных. В данном проекте использовалась библиотека QCustomPlot для построения графиков на основе полученных данных. Создание шаблона интерфейса основано на Qt виджете tabWidget, и включает в себя список вкладок. Библиотека FFTW используется для реализации алгоритма быстрого преобразования Фурье. Драйвера FTD2XX обеспечивают прямой доступ к устройству по средствам USB интерфейса.

Основными функциями, выполняемыми ПО являются следующие:

- 1) Настройка аппаратного обеспечения АПК для проведения эксперимента:
 - a) Управление пределами измерения АПК;
 - b) Коррекция постоянной составляющей измерительного канала с подключенным источником сигнала;
 - c) Управление встроенным генератором тока, включая настройку типа, частоты и уровня генерируемого сигнала;
- 2) Сбор данных:
 - a) Выбор частоты дискретизации в зависимости от выбранного пользователем типа эксперимента;
 - b) Сбор данных с внешнего блока АПК и передача их в ОЗУ компьютера, к которому подключается внешний блок по интерфейсу USB 2.0;
- 3) Запись собранных данных в файл:

- а) Поддержка шаблонов именования файлов экспериментальных данных;
- б) Запись в файл специального формата, используемого для взаимодействия с программой математической обработки.

3.1 Реализация архитектуры

Программное обеспечение АПК для испытаний медицинских электродов предназначено для действий по управлению АПК для испытания медицинских электродов и сбору данных, необходимых в процессе испытания медицинских электродов.

Основной функцией ПО является обеспечение человеко-машинного интерфейса для управления процессом испытания наносенсоров. ПО стенда поддерживает следующие типы испытаний:

1. Измерение разности электродных потенциалов δU ;
2. Измерение дрейфа разности электродных потенциалов (дрейфа напряжения) U_{δ} ;
3. Измерение напряжения шума электродов U_T ;
4. Измерение шума движения (электромеханического шума) U_S ;
5. Измерение полного сопротивления электродов Z ;
6. Измерение напряжения поляризации электродов U_P ;

Программное обеспечение состоит из программного модуля, выполняющегося на выносном блоке (микропрограмма), а также, из двух программных модулей, выполняющихся на ЭВМ, один из которых является основным, а другой служебным.

1) `nanostand.exe` – основной модуль ПО, выполняющий функции управления и сбора данных со стенда.

2) `nanoflash.exe` – служебный модуль ПО, выполняющий функции обновления микропрограммы выносного блока.

3) `nanostand-fw` – микропрограмма выносного блока.

После запуска, программа кратковременно отображает приветственный экран, после чего перейдет к основному интерфейсу, в случае, если будет найден подключенный по USB внешний блок стенда. В случае ошибки (не включено питание стенда, не подключен стенд, не установлен драйвер), будет отображена ошибка, и выполнение программы завершится. После того как программа перешла к основному интерфейсу пользователь может начать эксперимент. При старте эксперимента создается отдельный поток, в котором происходит взаимодействие с прибором. В поток передается информация по настройке эксперимента, которая создается на основе выбранной вкладки и заполненной информации в этой вкладке. Одновременно с проведением эксперимента происходит преобразование интерфейса на основе механизма сигнал-слоты.

Рассмотрим работу программы в ходе эксперимента. При нажатии кнопки “Начать эксперимент” будет запущен эксперимент. Программа создает файлы для записи информации, которая передается от внешнего стенда АПК. После чего происходит расчёт коэффициента усиления, который установлен в устройстве посредством управления цифровыми выходами стенда. Для точного считывания напряжения проводится грубая коррекция нуля: собираются данные, вычисляется среднее напряжение из данных, подается код на ЦАП. Далее следует шаг точной коррекции нуля, где повторяются предыдущие три шага, но уже с учетом опорного напряжения. Подготовительный этап проведения эксперимента закончен, следующий этап состоит из сбора данных, записи полученных данных в файл в определенном формате. По окончании эксперимента файл закрывается.

Если измеренное напряжение в ходе какого-либо эксперимента выходит за диапазон измерений, то с помощью корректирующего ЦАП происходит корректировка смещения нуля. Не во всех экспериментах это допустимо, поэтому пользователю выводится предупреждение о том, что лучше провести эксперимент заново и изменить диапазон измерения. При этом начальная коррекция смещения нуля проходит в два этапа перед

проведением каждого эксперимента в автоматическом режиме, что отображается на полосе прогресса выполнения эксперимента.

Входные данные с устройства приходят в 64 килобайтных пакетах по интерфейсу USB. Тип управления потоком RTS/CTS, то есть аппаратное управление потоком данных. Аппаратный протокол обеспечивает самую быструю реакцию передатчика на состояние приемника. Результаты работы устройства передаются в Вольтах, для вывода информации на экран напряжение переводится в милливольты, для вывода в файл – в микровольты.

Формат двоичного файла данных приведен ниже:

Заголовок:

24 байта — символы, текст (описание).

24 байта — символы, текст (дата).

4 байта – число формата IEEE 32-bit float в порядке байт Big Endian – Частота оцифровки в кГц.

4 байта – число формата IEEE 32-bit float в порядке байт Big Endian – Количество точек (отсчетов) данных в файле.

Данные:

4 байта x [кол-во отсчетов в файле] – формат IEEE Float в порядке байт Big Endian – напряжение в мкВ.

3.2 Реализация пользовательского интерфейса

Данный раздел содержит подробное описание реализации пользовательского интерфейса.

Условно главное окно можно разделить на следующие зоны:

- Главное меню
- Панель выбора эксперимента
- Параметры эксперимента (Управление ходом эксперимента)
- Настройка эксперимента
- Результат эксперимента

– Запись полученных данных (Информация о выходном файле).

Кроме этого есть два отдельных окна: окно построения графика из полученных данных (Рисунок 13), окно настроек.

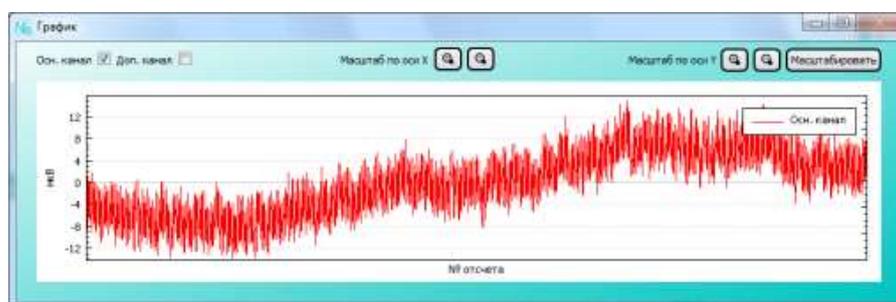


Рисунок 13 – Интерфейс окна построения графика из полученных данных

График отображает зависимость напряжения на входе прибора от номера отсчета данных. График обновляется непрерывно в ходе эксперимента. Окно графика можно передвигать и изменять его размеры, а также сворачивать. На графике можно отобразить дополнительный канал АЦП (имеющий больший диапазон измерения, но меньшую точность). Также, возможно кнопками масштаба увеличить масштаб по осям X и Y, уменьшить, смасштабировать сигнал на всю высоту окна, и т.д. Также, при помощи мыши можно перемещаться по окну сигнала, масштабировать и рассматривать различные участки сигнала более подробно.

Для запуска любого эксперимента необходимо:

- 1) Выбрать эксперимент из предложенных, нажав на одну из вкладок.
- 2) Провести настройку эксперимента.
- 3) Нажать кнопку «Начать эксперимент»
- 4) Дождаться окончания эксперимента. Во время проведения эксперимента есть доступ только к кнопке «Остановить эксперимент», остальные элементы формы блокируются.
- 5) Провести эксперимент повторно, если есть необходимость (появляется предупреждение для пользователя).
- 6) Данные эксперимента записаны в файл, который указан в разделе «Информация о выходном файле».

Основной вкладкой является вкладка «Разность потенциалов» (Рисунок 14). На её основе сделаны остальные вкладки экспериментов. В настройках можно только изменить диапазон измерения напряжения, а так же дописать комментарий в выходном файле. В зоне результат эксперимента отображается среднее значение разности потенциалов.

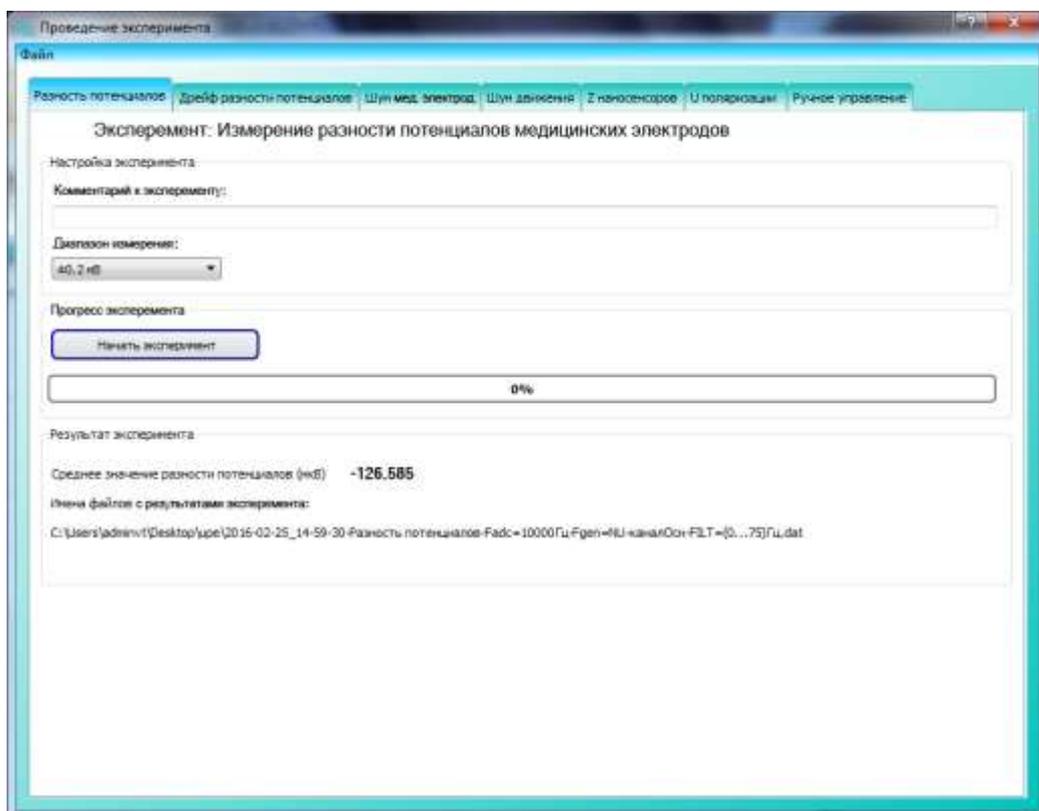


Рисунок 14 – Интерфейс вкладки «Разность потенциалов»

Вкладка «Шум электродов» цель записать массив данных в файл для дальнейшей обработки в других программных пакетах (Рисунок 15). В окне «График» отображаются снятые данные в онлайн режиме. Вкладка «шум движения» полностью идентична за исключением наименования выходного файла. Разница состоит во внешних условиях проведения эксперимента, независящих от комплекса. Вкладка «Дрейф разности потенциалов» отличается длительностью проведения эксперимента, в этом режиме допускается множественная коррекция нуля в ходе эксперимента.

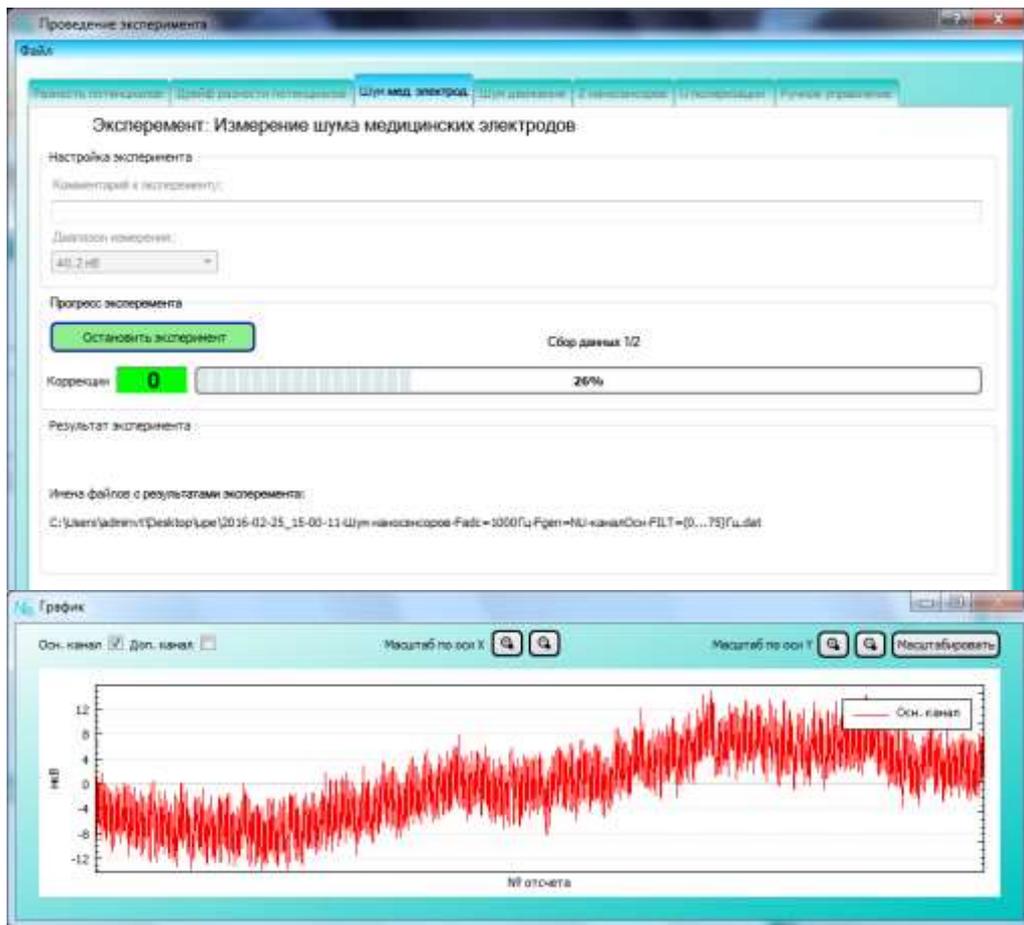


Рисунок 15 – Интерфейс вкладки «Шум электродов»

Во вкладке «U поляризации» есть возможность выбора внешнего генератора, а так же выбора полярности тока поляризации для внутреннего генератора (Рисунок 16).

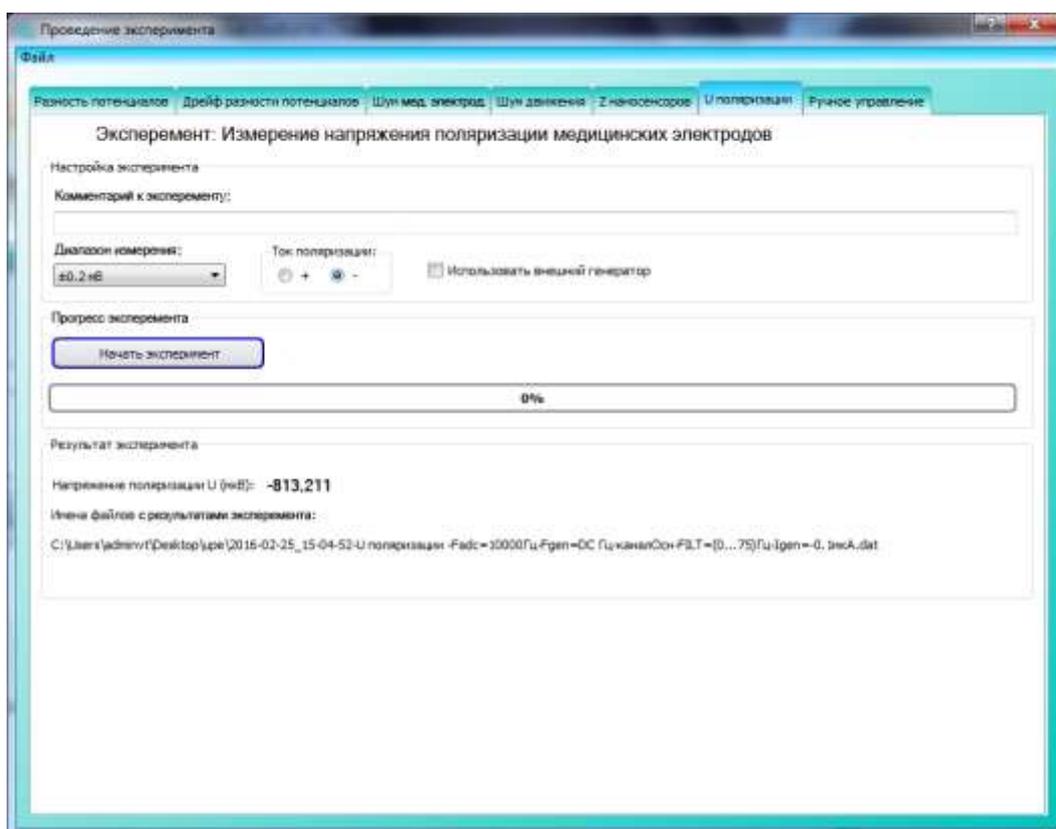


Рисунок 16 – Интерфейс вкладки «U поляризации»

Во вкладке «Z электродов» настройки эксперимента отличаются от других экспериментов (Рисунок 17). Можно задать последовательность из нескольких экспериментов, в зависимости от частоты внутреннего генератора. Кроме этого есть возможность выбора внешнего генератора. Для каждой частоты можно выбрать диапазон измерения напряжения и ток генератора, так как измерение сопротивления производится косвенным методом. В разделе «Результат эксперимента» отображается результат последнего проведенного эксперимента. Все эксперименты проводятся последовательно в автоматическом режиме. Результаты каждого эксперимента отображаются справа от настроек эксперимента.

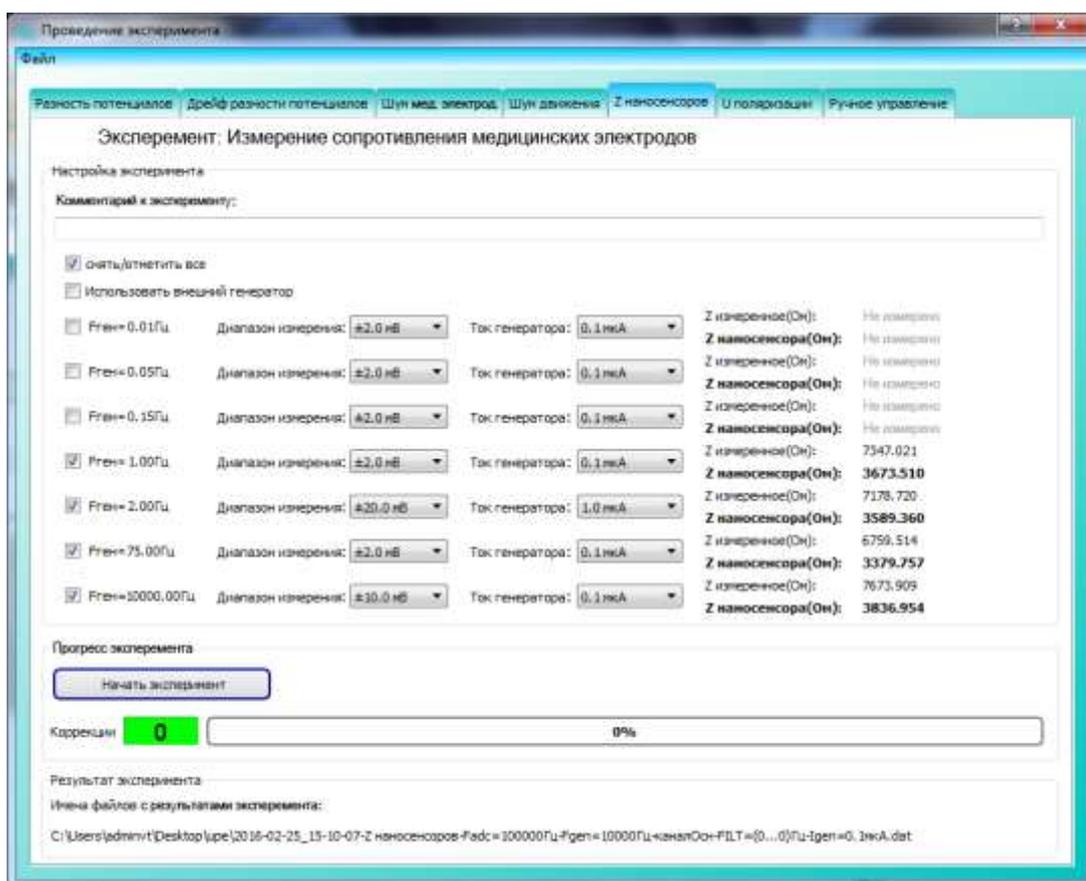


Рисунок 17 – Интерфейс вкладки «Z электродов»

С помощью данного программного обеспечения возможно управлять цифровыми выходами процессора вручную с помощью вкладки «Ручное управление». На рисунке 18 изображен установленный режим «Дрейф разности электродных потенциалов». Так же есть возможность управлять каналами ЦАПов, задавая напряжение.

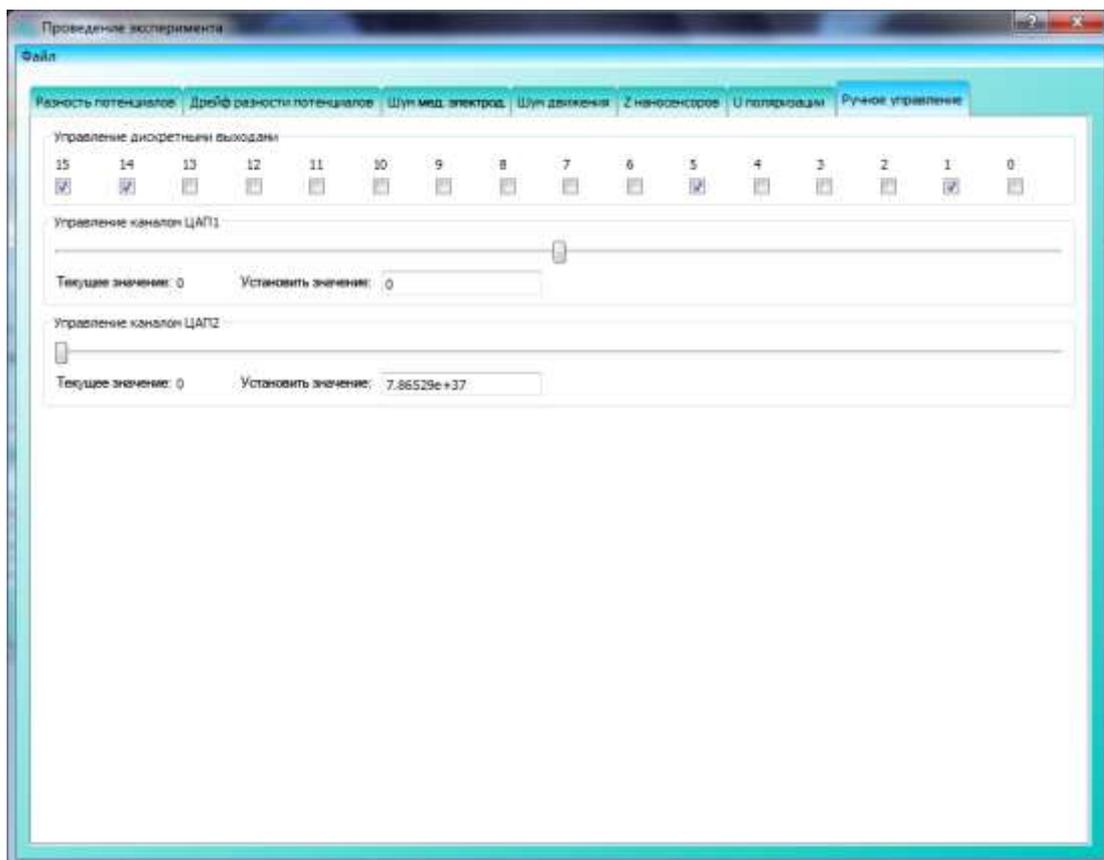


Рисунок 18 – Интерфейс вкладки «Ручное управление»

Вызов окна настроек происходит с помощью Файл->Настройки (Рисунок 19).

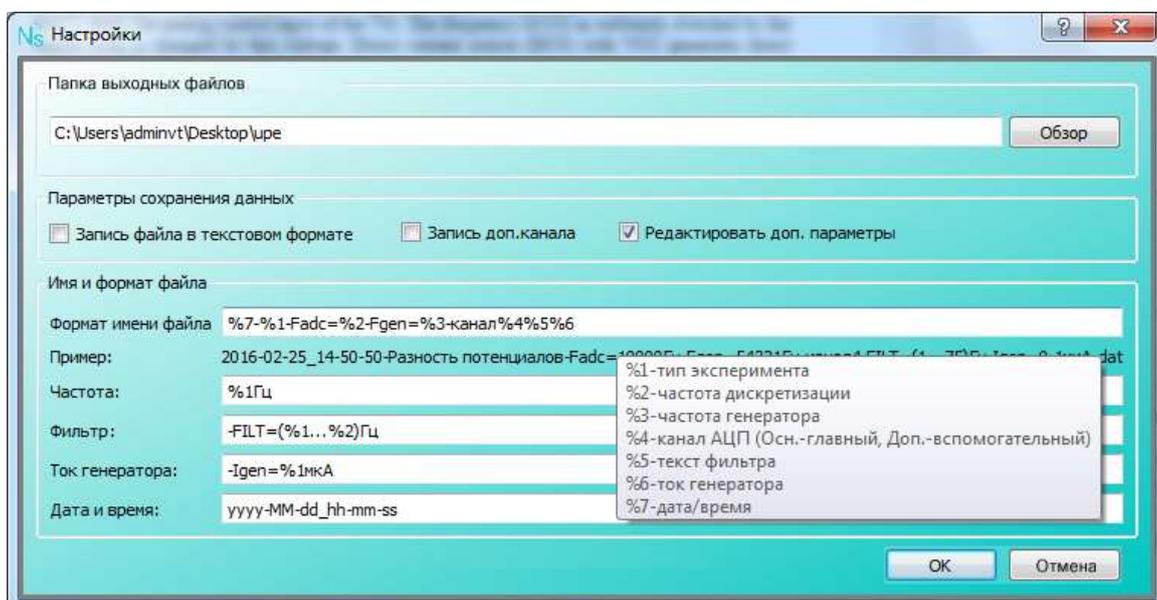


Рисунок 19 – Интерфейс окна настроек

В данном окне можно выполнить следующие действия:

1. Выбор директории выходных файлов – с помощью строки для редактирования текста, либо с помощью стандартного системного диалога, вызываемого при помощи кнопки “Обзор” можно указать папку, куда программа будет записывать файлы данных. Необходимо, чтобы пользователь, от имени которого выполняется программа имел право на запись в указанную папку. По умолчанию, используется папка ure, расположенная на рабочем столе текущего пользователя.

2. Редактирование параметров сохранения данных – с помощью элементов управления в полях “Параметры сохранения данных” и “Имя и формат файла” можно редактировать следующие настройки:

а) “Запись файла в текстовом формате” – Файл данных будет записываться в текстовом формате, вместо специального двоичного формата по умолчанию.

б) “Запись доп.канала” – Вместо основного канала данных в файл будут записываться данные дополнительного.

с) “Редактировать доп.параметры” – Позволяет редактировать шаблон, по которому создаются имена файлов данных.

Область “Имя и формат файла” следует описать более подробно.

Строка ввода “Формат имени файла” определяет шаблон формирования имени файла из составных частей. Шаблон представляет собой текстовую строку, где специальные последовательности символов вида %n заменяются на параметры эксперимента, данные которого содержатся в файле: %1 – Тип эксперимента; %2 – Частота дискретизации; %3 – Частота генератора; %4 – Канал АЦП (осн.-главный, доп. – вспомогательный); %5 – Текст фильтра; %6 – Ток генератора; %7 – Дата/время;

В свою очередь, частота, текст фильтра, ток генератора и дата/время имеют свои шаблоны. В текстовой строке “Частота” %1 – частота в герцах.

В текстовой строке “Фильтр” %1 – нижняя граничная частота в герцах, а %2 – верхняя граничная частота.

В текстовой строке “Ток генератора” %1 – ток генератора в мкА.

В текстовой строке “Дата и время” уууу – год; ММ – месяц; dd – день; hh – час (в 24-часовом формате); mm – минуты; ss – секунды.

Для подтверждения сделанных изменений следует нажать кнопку “Ok”, а для отмены “Cancel”.

3.3 Требования к выполнению

Программа предназначена к выполнению на ЭВМ, подключенной к внешнему блоку АПК для испытаний медицинских электродов.

Для работы ПО АПК требуются следующие технические средства, удовлетворяющие указанным требованиям:

ЭВМ для работы ПО:

- Видеоадаптер: цветность не менее 16 бит, разрешение не менее 1024x768;
- Процессор: не ниже Intel Celeron D, тактовая частота, МГц – не менее 1000;
- Оперативная память: не менее 512 Мбайт;
- Жесткий диск: не менее 60 Мбайт свободного места;
- Интерфейс USB 2.0;

Внешний блок АПК для испытания медицинских электродов, подключенный по USB2.0 к ЭВМ.

Программные требования для ЭВМ:

- ОС семейства Microsoft Windows не ниже Windows XP. Работоспособность программы проверялась на Windows XP, Windows 7, Windows 8.1.
- Установленные драйвера интерфейса FTDI (FTDI CDM Drivers, D2XX Driver) – прилагаются к дистрибутиву ПО АПК.

Динамические библиотеки Qt 5.4 (устанавливаются автоматически программой установки ПО для АПК).

Заключение

В данной работе представлена разработка аппаратно-программного комплекса для испытаний медицинских электродов. Был проведен анализ методов и средств построения АПК для испытаний экспериментальных образцов электродов, определены возможные направления исследований, выбраны оптимальные варианты структур и разработана конструкторская документация. В ходе проектирования разработаны структурные, функциональные и принципиальные схемы модулей из состава АПК. Все принятые технические решения соответствуют техническому заданию.

В результате выполнения работ был изготовлен АПК для испытаний электродов, а для его аттестации разработана программа и методика аттестации. Также разработана программная документация в составе: текст программы, описание программы, описание применения.

АПК имеет следующие характеристики:

- Максимальное быстродействие – 700 тысяч выборок в секунду;
- собственный шум 1 мкВ;
- диапазон измеряемых напряжений от - 25 до + 25 мВ;
- предел измерения сопротивления от 0,05 до 1 кОм;
- измерительный ток 0,1, 1, 10 мкА;
- граничные частоты измерения 0,01; 0,05; 0,15; 1,0; 2,0; 75; 10000 Гц;
- крутизна спада амплитудно-частотной характеристики за пределами

граничных частот не менее 12 дБ/окт.

Разработанный АПК может быть использован для решения задач измерения, контроля и испытаний изделий и приборов медицинского назначения в широком динамическом и частотном диапазоне. Результаты работ могут быть использованы в НИИ, проектных организациях, промышленных предприятиях, специализирующихся в области разработки

автоматизированных систем и аппаратно-программных комплексов для испытаний широкого круга медицинских приборов, изделий и систем.

Работа выполнена в рамках ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 годы». Государственный контракт № 14.578.21.0032 «Разработка экспериментального образца аппаратно-программного комплекса для неинвазивной регистрации микропотенциалов сердца в широкой полосе частот без фильтрации и усреднения в реальном времени с целью раннего выявления признаков внезапной сердечной смерти», 05.06.2014.

Список публикаций студента

1. V. L. Kim, S. A. Andreev, S. V. Merkulov. Installation for researching medical electrode // XV Russia-Korea Conference on Science and Technology: proceedings, Ekaterinburg, July 4-5, 2014. - p. 120-123.

2. Ким В.Л., Андреев С.А. Синхронный усилитель с встроенным квадратурным генератором // Современные проблемы науки и образования. – 2014. – № 5. – С. 1-8

3. Андреев С.А., Ким В.Л. Способы уменьшения коммутационных перенапряжений в многодекадных индуктивных делителях напряжения // Современные проблемы науки и образования. – 2014. – № 5. – С. 1-8

4. Андреев С.А. Программируемый нановольтметр // XII Международная научно-практическая конференция студентов, аспирантов и молодых учёных «Молодёжь и современные информационные технологии» 12–14 ноября 2014 г. С. 49-50 Том I

5. V.L. Kim, S.A. Andreev QUADRATURE SYNCHRONOUS AMPLIFIER. 2015 CIS-Korea Conference on Science and Technology. Moscow, July 19–21, 2015

6. В.Л. Ким, С.А. Андреев. Индуктивный делитель напряжения. RU 157 277 U1. 27.11.2015

Список литературы

1. Kaiser W., Weber H., Winter W. Method and apparatus for reducing noise and detecting electrode faults in medical equipment, 2002/0183797 A1, Dec 05, 2002.
2. Paterson, William G., Blaha, Derek M. Method and system for continuity testing of medical electrodes, 1566645 A2, Aug 24, 2005.
3. Bibian S., Zikov T. Method and system for electrode impedance measurement, 2011/0295096 A1, Dec 01, 2011.
4. Ким В.Л., Казаков В.Ю., Меркулов С.В. Компьютерная система измерения параметров медицинских электродов // Датчики и системы, № 8, 2008. С. 44–46.
5. Авдеева Д.К. Автоматизированная установка для проверки медицинских электродов // Медицинская техника, № 2, 2009. С. 51-53.
6. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники: пер. с англ. 6-е-е изд. Москва: Мир, 2003. 704 с.
7. Преснухина ЛН, редактор. Микропроцессоры: в 3-х кн. Кн. 2 Средства сопряжения. Контролирующие и информационно-управляющие системы: уч. для втузов. Москва: Высш. школа, 1986. 383 с.
8. Цапенко М.П. Измерительные информационные системы. Москва: Энергоатомиздат, 1985. 440 с.
9. Орнатский П.П. Автоматические измерения и приборы. Киев: Виш. шк., 1986. 504 с.
10. Ким В.Л. Конструкторско-технологическое обеспечение производства ЭВМ. Томск: Изд-во ТПУ, 2014. 198 с.
11. Каталог продукции ООО «Том-Электрон» [Электронный ресурс] – URL: <http://www.tom-electron.ru/catalogue/>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: 15.04.2016.

12. СанПиН 2.2.2.542-96. Гигиенические требования к видеодисплейным терминалам, персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы. – М.: Информационно-издательский центр Госкомсанэпиднадзора России, 1996. 64 с.
13. ГОСТ 12.1.005 - 88. Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны. – М.: ИПК Издательство стандартов, 2002. 71 с.
14. СанПиН 2.2.4.548-96. Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений. – М.: Минздрав России, 1997. 20 с.
15. СНиП 23-05-95 Естественное и искусственное освещение. – М.: Минстроя России, 1995. – 35 с.
16. СанПиН 2.2.2/2.4.1340 – 03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы «Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы». – М.: Госкомсанэпиднадзор, 2003.
17. СН 2.2.4/2.1.8.562-96. Шум на рабочих местах, в помещениях жилых, общественных зданий и на территории застройки. – М.: Минздрав России, 1996 г. 14 с.
18. СНиП 11-12-77. Защита от шума. – М.: ГУП ЦПП, 1978. 52 с.
19. СН 2.2.4/2.1.8.566-96 Производственная вибрация, вибрация в помещениях жилых и общественных зданий. Санитарные нормы. – М.: Минздрав России, 2003. 20 с.
20. СанПиН 2.2.4.1191-03. Электромагнитные поля в производственных условиях. – М.: Минздрав России, 2003. – 17 с.
21. СанПиН 2.1.7.1322-03. Гигиенические требования к размещению и обезвреживанию отходов производства и потребления. – М.: Минздрав России, 2003. – 10 с.
22. СНиП 21- 01- 97. Пожарная безопасность зданий и сооружений. – М.: Гострой России, 1997. 12 с.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Технические характеристики плат сбора данных

Таблица А.1 – Технические характеристики плат сбора данных

Параметры	Тип		
	L-Card E14-440D	DAQe-2010	Lcard E502
1	2	3	4
АЦП			
Количество каналов	16 диф. или 32 с общей землей	4 диф.	16 диф. или 32 с общей землей
Разрядность АЦП, бит	14	14	16
Эффективная разрядность, бит	13,0	13,5	15,0
Поддиапазоны измерения входного сигнала, В	± 10 ; $\pm 2,5$; $\pm 0,625$; $\pm 0,156$	± 10 , ± 5 , $\pm 2,5$, $\pm 1,25$	± 10 , ± 5 , ± 2 , ± 1 , $\pm 0,5$, $\pm 0,2$
Максимальная частота преобразования (выборки)	400 кГц	2 МГц	2 МГц
Память			
Внутреннее ОЗУ	16 Кслов(данные), 16 Кслов(программа)	–	32 Мбайт (SDRAM, 16 бит; 132,5 МГц)
FIFO буфер, слов	512 – 12288 (АЦП), 512 – 4032 (ЦАП)	8 к(АЦП), 2 к (ЦАП)	–
ЦАП			
Количество каналов	2	2	2
Разрядность, бит	12	12	12
Время установления, мкс	8	1	–
Выходной диапазон, В	± 5	0-10, ± 10	± 5
Выходной ток, не более, мА	2	5	10
Потребляемый ток	До 400 мА	–	6 Вт

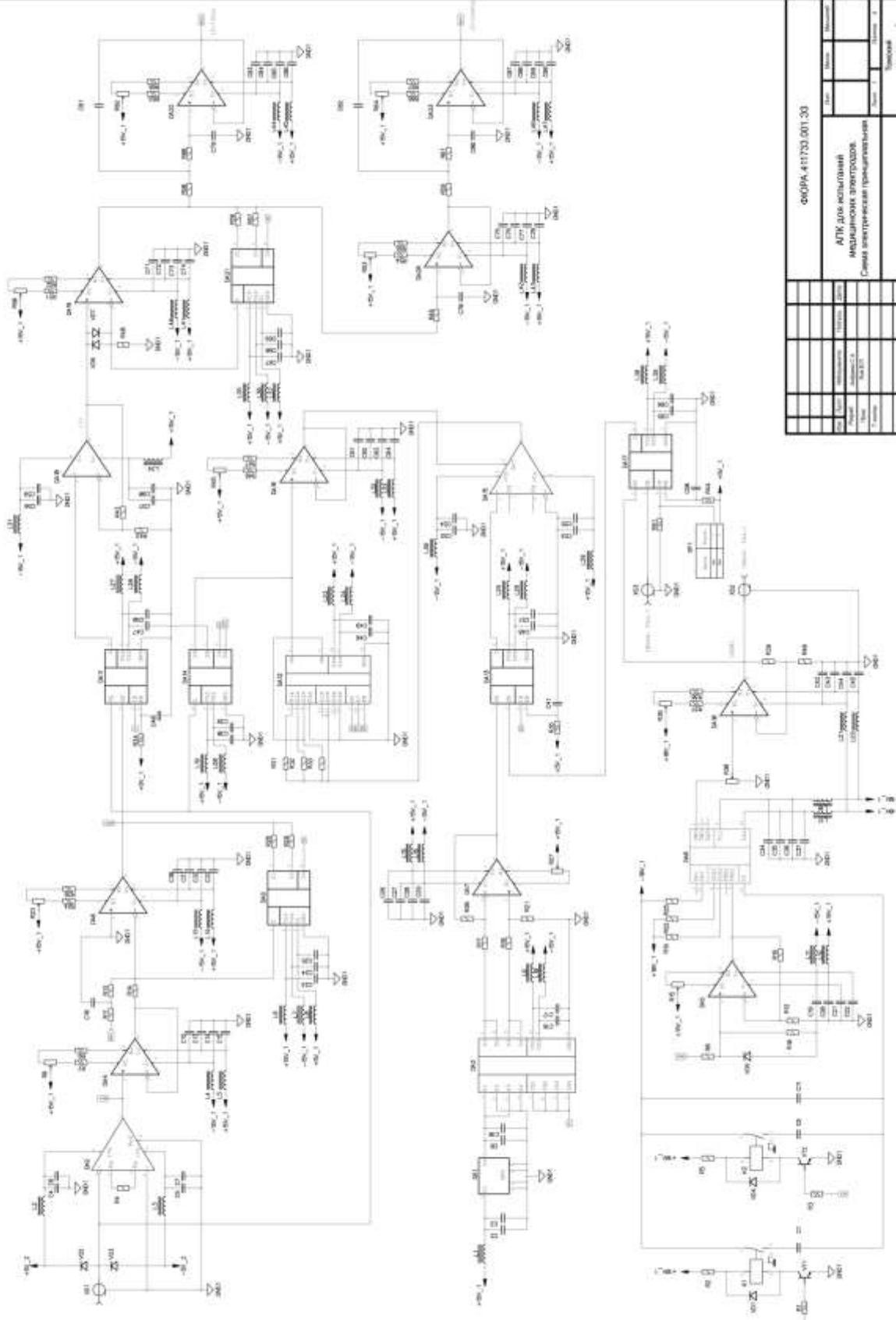
Продолжение таблицы А.1

1	2	3	4
Цифровые входы и выходы			
Количество входов/выходов	16/16	24/24	17/16
Тип логики	ТТЛ	ТТЛ	ТТЛ
Выходной ток, мА	4	–	8
Суммарное потребление от всех выходов, Вт, не более	0,5	–	–
Питание	от шины USB	Ист. питания +12 В, +5 В, +3,3 В	Ист. питания +15 В, -15 В, +3,3 В.
Потребляемый ток	До 400 мА	–	6 Вт
Интерфейс	USB 2.0	PCI Express	USB 2.0, Ethernet/ PCIe
Гальваническая развязка	–	–	1) Между всеми цепями, выходящими на контакты сигнальных разъёмов и остальными цепями. 2) В модификации E-502-P-EU отдельную гальваническую изоляцию имеет Ethernet.
Цена, руб.	17000	85000	30000

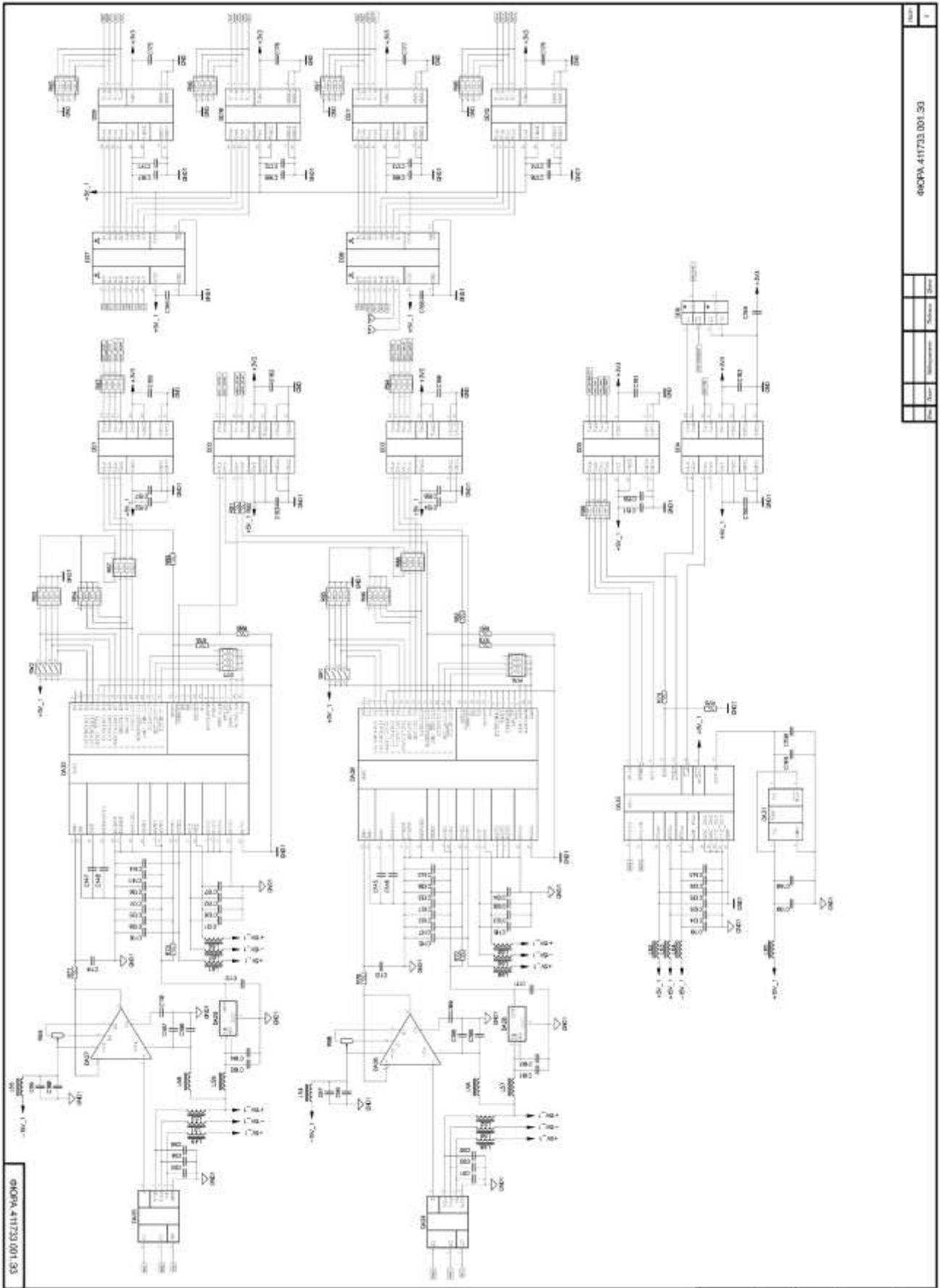
ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Принципиальные схемы аппаратно-программного комплекса для испытаний
медицинских электродов

СКОРА.411733.001.30



СКОРА.411733.001.30		Технический университет	
АПК для испытаний медицинских эхотранзюдеров		Система автоматической обработки данных	
№ п/п	Исполнитель	№ документа	Дата
1	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
2	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
3	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
4	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
5	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
6	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
7	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
8	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
9	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
10	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
11	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
12	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
13	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
14	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
15	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
16	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
17	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
18	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
19	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.
20	И.И.И.	И.И.И.	И.И.И.



№	Имя	Исполнитель	Дата
1			

6ES7 314-6CG03-0AB0

№	Наименование	Кол.	Примечание						
КОНДЕНСАТОРЫ									
C1	K77-1, конденсатор металлизированный поликарбонатный 22мкФ, 10%, 63В	1							
C2	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1							
C3-C5	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	3							
C7-C8	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	3							
C9	K73-16, конденсатор прецизионный полистирольный 0.1 мкФ, 10%, 400В	1							
C10	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	1							
C9	K71-7, конденсатор прецизионный полистирольный 1000 пФ, 1%, 250В	1							
C12,C13	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2							
C14,C15	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2							
C16-C18	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	3							
C19,C20	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2							
C21,C22	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2							
C23-C25	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	3							
C26,C27	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2							
C28,C29	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2							
C30,C31	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2							
C32-C35	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	4							
C36,C37	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2							
C38-C41	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	4							
C42,C43	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2							
C44,C45	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2							
C46-C51	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	6							
C52,C53	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2							
C54,C55	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2							
C56,C57	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2							
C58	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	1							
C59-C62	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	4							
C63,C64	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2							
ФЮРА.411733.001.ПЭЗ									
Изм.		Лист	№ докум.	Подпись	Дата				
Инв. № подл.	Разраб.	Андреев С.А.				АПК для испытаний медицинских электродов. Перечень элементов.	Лит.	Лист 1	Листов 10
	Провер.	Ким В.Л.							
	Н. Контр.						Томский политехнический университет		
	Утверд.	Авдеева Д.К.							

Копировал

Формат А4

Поз. обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
C65-C69	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	5	
C70	K71-7, конденсатор прецизионный полистирольный 2435 пФ, 1%, 250В	1	
C71,C72	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2	
C73,C74	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	2	
C75,C76	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2	
C77,C78	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	2	
C79	K71-7, конденсатор прецизионный полистирольный 0.0205 мкФ, 1%, 250В	1	
C80	K71-7, конденсатор прецизионный полистирольный 1000 пФ, 1%, 250В	1	
C81	K71-7, конденсатор прецизионный полистирольный 0.0556 мкФ, 1%, 250В	1	
C82	K71-7, конденсатор прецизионный полистирольный 2210 пФ, 1%, 250В	1	
C83,C84	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2	
C85,C86	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	2	
C87,C88	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2	
C89,C90	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	2	
C91-C96	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	6	
C97	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	1	
C98	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1	
C99	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	1	
C100-C102	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	3	
C103,C104	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	2	
C105	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1	
C106	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	1	
C107	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1	
C108	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	1	
C109,C110	CC0805FRNPO9BN150 чип конденсатор 15 пФ, 1%, 50В, NP0, тип корпуса 0805	2	
C111,C112	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	3	
C113,C114	CC0805JRX7R9BB202 чип конденсатор 2000 пФ, 5%, X7R, NP0, тип корпуса 0805	2	
C115-C126	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	12	
C127,C128	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	2	
C129,C130	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2	
C131-C144	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	14	
C145	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1	

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	ФЮРА.411733.001.ПЭЗ	Лист
						2

Копировал

Формат А4

Поз. обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
C146	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	1	
C147	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1	
C148	CC0805JRX7R8BB103 чип конденсатор 0.01 мкФ, 5%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	1	
C149	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	1	
C150-C152	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	3	
C153	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	1	
C154	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1	
C155-C166	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	12	
C167-C170	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	3	
C171-C178	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	8	
C179,C180	CC0805FPNPO9BN180 чип конденсатор 18 нФ, 1%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2	
C181-C203	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	23	
C204	T491X107K020A чип конденсатор танталовый 100 мкФ, 10%, 20В, тип корпуса X	1	
C205-C207	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	3	
C208	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	1	
C209	CC0805KRX7R9BB105 чип конденсатор 1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	1	
C210	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1	
C211	T491X107K020A чип конденсатор танталовый 100 мкФ, 10%, 20В, тип корпуса X	1	
C212-C219	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	8	
C220	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	1	
C221-C228	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	8	
C229-C233	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	5	
C234,C235	CC0805FPNPO9BN180 чип конденсатор 18 нФ, 1%, 50В, NPO, тип корпуса 0805	2	
C236	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	1	
C237,C238	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2	
C239-C248	CC0805KRX7R9BB104 чип конденсатор 0.1 мкФ, 10%, 50В, X7R, тип корпуса 0805	10	
C249-C253	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	5	
C254	T491X107K020A чип конденсатор танталовый 100 мкФ, 10%, 20В, тип корпуса X	1	
C255-C258	EEUFR1V102 конденсатор электролитический, Low ESR, 1000 мкФ, 20%, 35В, тип корпуса 12.5x20мм	4	
C259-C261	T491X107K020A чип конденсатор танталовый 100 мкФ, 10%, 20В, тип корпуса X	3	
C262,C263	CC1206MKX5R7BB226 чип конденсатор 22 мкФ, 20%, 16В, X5R, тип корпуса 1206	2	
C264-C269	T491X107K020A чип конденсатор танталовый 100 мкФ, 10%, 20В, тип корпуса X	6	

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	ФЮРА.411733.001.ПЭЗ	Лист
						3

Копировал

Формат А4

Поз. обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
<u>КАТУШКИ ИНДУКТИВНОСТИ. ДРОСЕЛИ</u>			
L1-L69	BLM21PG331SN1, ферритовая бусина, тип корпуса 0805	69	
L70	CM453232-100K, дросель 10 мкГн, 10%	1	
L71	744231091 (WE-CNSW 0805), синфазный дросель	1	
L72-L75	BLM21PG331SN1, ферритовая бусина, тип корпуса 0805	4	
L76-L79	B82464-A4104-K, дросель 100 мкГн, 10%	4	
<u>РЕЗИСТОРЫ</u>			
R1	RC0805FR-0756KL, чип резистор 56 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R2	RC1206FR-07390RL, чип резистор 390 Ом, 1%, 0.25 Вт, тип корпуса 1206	1	
R3	RC0805FR-0756KL, чип резистор 56 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R4	C2-29C-0.125-200 Ом ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R5	RC1206FR-07390RL, чип резистор 390 Ом, 1%, 0.25 Вт, тип корпуса 1206	1	
R6	3296W-1-102, переменный многооборотный резистор 1 кОм	1	
R7	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R8	C2-29C-0.125-1кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R9	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R10	C2-29C-0.125-61.9кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R11	C2-29C-0.125-10кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R12	C2-29C-0.125-61.9кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R13	C2-29C-0.125-101кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R14	C2-29C-0.125-11кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R15	3296W-1-103, переменный многооборотный резистор 10 кОм	1	
R16	C2-29C-0.125-61.9кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R17,R18	C2-29C-0.125-10кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	2	
R19	C2-29C-0.125-9.1кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R20,R21	C2-29C-0.125-2.05кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	2	
R22	C2-29C-0.125-9.1кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R23	3296W-1-103, переменный многооборотный резистор 10 кОм	1	
R24	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R25	C2-29C-0.125-82кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R26	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
			Лист
			6
Изм.	Лист	№ докум.	Подп. Дата

ФЮРА.411733.001.ПЭЗ

Копировал

Формат А4

Поз. обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
R27	3296W-1-103, переменный многооборотный резистор 10 кОм	1	
R28	C2-29C-0.125-11кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R29	C2-29C-0.125-111кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R30	3296W-1-104, переменный многооборотный резистор 100 кОм	1	
R31	C2-29C-0.125-100кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R32	C2-29C-0.125-1МОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R33	C2-29C-0.125-10МОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R34,R35	RC0805FR-13100RL, чип резистор 100 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R36	3296W-1-102, переменный многооборотный резистор 1 кОм	1	
R37,R38	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R39,R40	C2-29C-0.125-20кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	2	
R41	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R42	C2-29C-0.125-5.05кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R43	C2-29C-0.125-20кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R44	RC0805FR-13100RL, чип резистор 100 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R45	3296W-1-102, переменный многооборотный резистор 1 кОм	1	
R46,R47	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R48	C2-29C-0.125-1.69кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R49	C2-29C-0.125-4.94кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R50	3296W-1-102, переменный многооборотный резистор 1 кОм	1	
R51,R52	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R53	3296W-1-102, переменный многооборотный резистор 1 кОм	1	
R54,R55	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R56	C2-29C-0.125-167.3кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R57	C2-29C-0.125-15.2кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R58	C2-29C-0.125-35.7кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R59	C2-29C-0.125-5.025кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R60	C2-29C-0.125-111кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R61	C2-29C-0.125-10.88кОм ± 0,5%, прецизионный резистор	1	
R62	3296W-1-102, переменный многооборотный резистор 1 кОм	1	
R63	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R64	3296W-1-102, переменный многооборотный резистор 1 кОм	1	

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	ФЮРА.411733.001.ПЭЗ	Лист
						7

Копировал

Формат А4

Поз. обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
R65-R67	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	3	
R68,R69	3296W-1-102, переменный многооборотный резистор 1 кОм	2	
R70,R71	RC0805FR-0749R9L, чип резистор 49,9 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R72,R73	RC0805FR-1310RL, чип резистор 10 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R74	RC0805FR-0749R9L, чип резистор 49,9 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R75	RC0805FR-1310KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R76,R77	CAT16-103J4, резистивная сборка, 4 резистора по 10кОм, 5%, 0.062Вт	2	
R78-R81	RC0805FR-1310KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	4	
R82	RC0805FR-0749R9L, чип резистор 49,9 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R83-R86	CAT16-103J4, резистивная сборка, 4 резистора по 10кОм, 5%, 0.062Вт	4	
R87,R88	CAT16-510J4, резистивная сборка, 4 резистора по 51 Ом, 5%, 0.062Вт	2	
R89	RC0805FR-0749R9L, чип резистор 49,9 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R90	CAT16-510J4, резистивная сборка, 4 резистора по 51 Ом, 5%, 0.062Вт	1	
R91,R92	RC0805FR-0749R9L, чип резистор 49,9 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R93,R94	CAT16-510J4, резистивная сборка, 4 резистора по 51 Ом, 5%, 0.062Вт	2	
R95-R98	CAT16-103J4, резистивная сборка, 4 резистора по 10кОм, 5%, 0.062Вт	4	
R99	RC0805FR-1310KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R100	RC0805FR-131ML, чип резистор 1 МОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R101-R105	RC0805FR-1310KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	5	
R106	CAT16-103J4, резистивная сборка, 4 резистора по 10кОм, 5%, 0.062Вт	1	
R107	RC0805FR-1310KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R108,R109	RC0805FR-13100RL, чип резистор 100 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R110-R113	CAT16-103J4, резистивная сборка, 4 резистора по 10кОм, 5%, 0.062Вт	4	
R114,R115	RC0805JR-070RL, чип резистор 0 Ом, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R116,R117	RC0805FR-1310KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	2	
R118	RC0805FR-071KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R119	CAT16-103J4, резистивная сборка, 4 резистора по 10кОм, 5%, 0.062Вт	1	
R120-R123	RC0805FR-071KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	4	
R124	CAT16-102J4, резистивная сборка, 4 резистора по 1кОм, 5%, 0.062Вт	1	
R125	RC0805FR-071KL, чип резистор 10 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	
R126-R128	CAT16-103J4, резистивная сборка, 4 резистора по 10кОм, 5%, 0.062Вт	3	
R129	RC0805FR-074K7L, чип резистор 4,7 кОм, 1%, 0.125 Вт, тип корпуса 0805	1	

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	ФЮРА.411733.001.ПЭЗ	Лист
						8

Копировал

Формат А4

ПРИЛОЖЕНИЕ В

(обязательное)

Параметры аппаратно-программного комплекса для испытаний медицинских электродов

Таблица В.1 – Параметры АПК для испытаний электродов

Наименование параметра	Ед. изм.	Номера пунктов			Требования к параметру	
		Технического задания	Программы испытаний	Методик испытаний	Номинальное значение	Предельное отклонение
Разность электродных потенциалов - диапазоны измеряемых напряжений - постоянная составляющая входного тока	мВ нА		4.7.1	6.7.1	от минус 10 до плюс 10 не более 1	± 0,5
Дрейф напряжения - диапазон измеряемых напряжений - амплитудно-частотная характеристика - нижняя граничная частота на уровне минус 3 дБ - верхняя граничная частота на уровне минус 3 дБ - крутизна спада амплитудно-частотной характеристики за пределами полосы пропускания: - со стороны низких частот - со стороны высоких частот - постоянная составляющая входного тока - продолжительность непрерывного измерения	мкВ Гц Гц дБ/окт дБ/окт нА ч		4.7.2	6.7.2	от минус 150 до плюс 150 0,010 0,050 0,150 1,0 не менее 6 не менее 12 не более 1 не менее 1	±15 ±15 ±0,001 ±0,005 ± 0,015 ±0,1
Напряжение шума - диапазон измеряемых напряжений - амплитудно-частотная характеристика: - граничные частоты на уровне минус 3 дБ, Гц - пределы допускаемой погрешности - крутизна спада амплитудно-частотной характеристики за пределами граничных частот	мкВ Гц дБ/окт		4.7.3	6.7.3	от минус 150 до плюс 150 1,0 75,0 2,0 10000 не менее 12	± 15 ± 0,1 ± 7,5 ± 0,2 ±1000

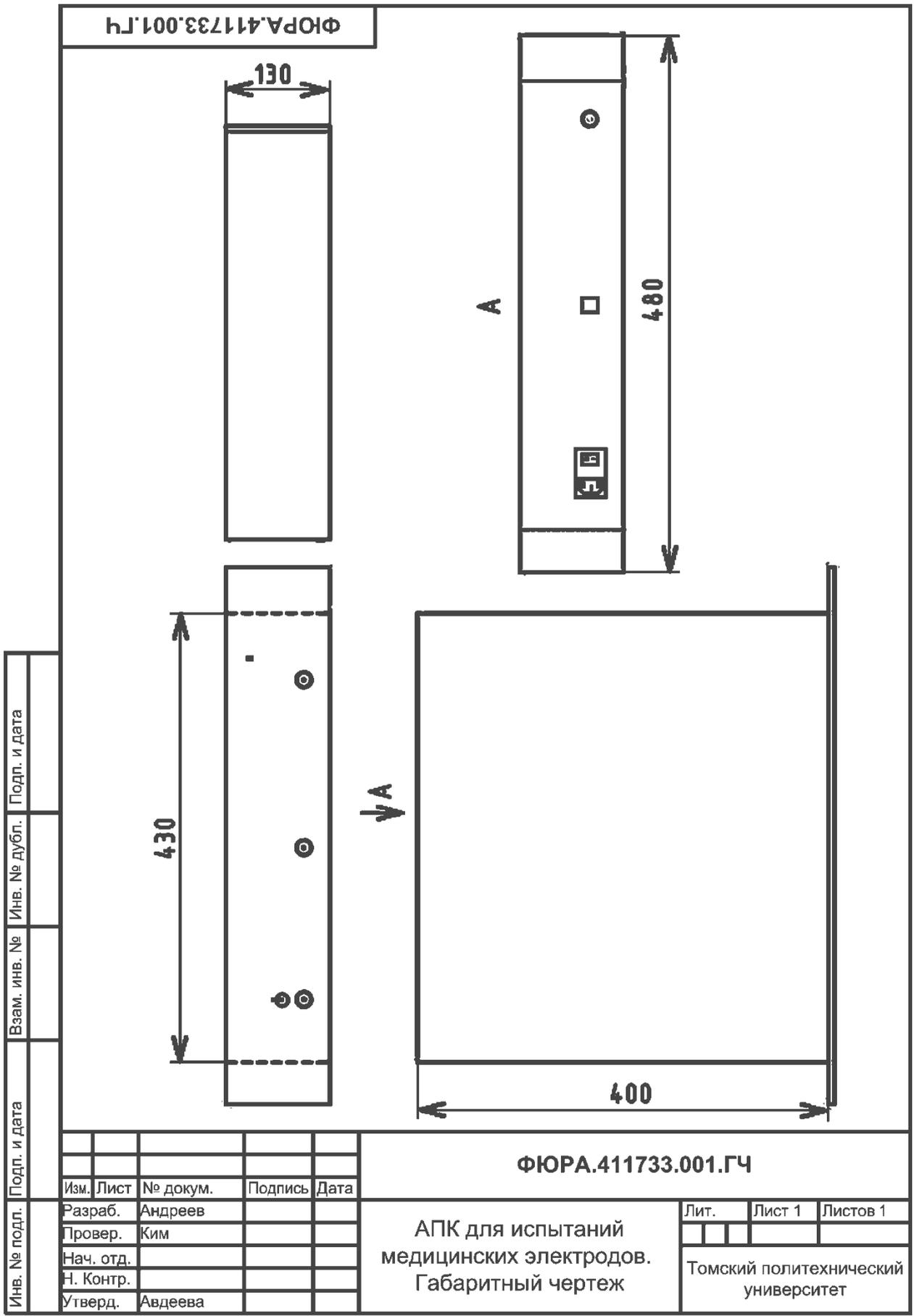
Продолжение таблицы В.1

Наименование параметра	Ед. изм.	Номера пунктов			Требования к параметру	
		Технического задания	Программы испытаний	Методик испытаний	Номинальное значение	Предельное отклонение
<p>Напряжение электромеханического шума</p> <ul style="list-style-type: none"> - диапазон измеряемых напряжений - амплитудно-частотная характеристика: границные частоты на уровне минус 3 дБ - крутизна спада амплитудно-частотной характеристики ниже нижней граничной частоты - со стороны высоких частот 	<p>мкВ</p> <p>Гц</p> <p>дБ/окт</p> <p>дБ/окт</p>		4.7.4	6.7.4	<p>от минус 150 до плюс 150</p> <p>0,050</p> <p>75,0</p> <p>6</p> <p>12</p>	<p>±15</p> <p>±0,005</p> <p>±7,5</p>
<p>Полное сопротивление электродов</p> <ul style="list-style-type: none"> - предел измерения - измерение полного сопротивления осуществляют на частотах - пределы допускаемой погрешности установки частоты - значение измерительного тока - пределы допускаемой погрешности установки измерительного тока - внутреннее сопротивление генератора измерительного тока - входное сопротивление установки 	<p>кОм</p> <p>Гц</p> <p>%</p> <p>мкА</p> <p>%</p> <p>МОм</p> <p>кОм</p>		4.7.5	6.7.5	<p>1</p> <p>0,01; 0,05; 0,15; 1,0; 2,0; 75; 10000</p> <p>0,1; 1;10</p> <p>не менее 1</p> <p>не менее 500</p>	<p>±0,1</p> <p>±5</p> <p>±10</p>
<p>Напряжение поляризации электродов</p> <ul style="list-style-type: none"> - диапазон измеряемых напряжений - ток поляризации - пределы допускаемой погрешности установки тока 	<p>мВ</p> <p>мкА</p> <p>%</p>		4.7.6	6.7.6	<p>от минус 25 до плюс 25</p> <p>0,1</p>	<p>±2,5</p> <p>±10</p>
<p>Собственный дрейф напряжения и собственное напряжение шума электродов</p> <ul style="list-style-type: none"> - диапазон измеряемых напряжений 	<p>мкВ</p>		4.7.8	6.7.8	<p>от -150 до 150</p>	<p>±15</p>

ПРИЛОЖЕНИЕ Г

(обязательное)

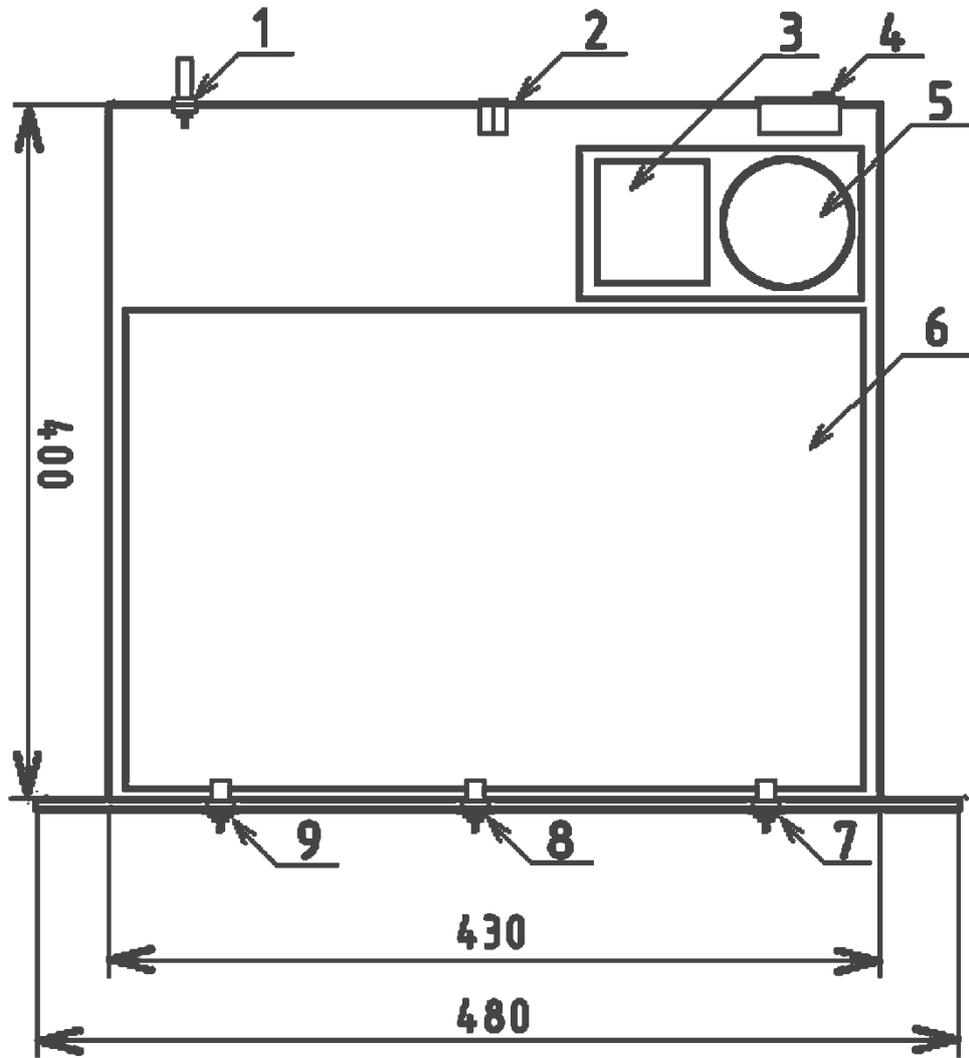
Эскизная конструкторская документация на аппаратно-программный комплекс для испытаний медицинских электродов



Копировал

Формат А4

ФЮРА.411733.001.ВО



Инв. № подл.	Подп. и дата
	Взам. инв. №
Инв. № подл.	Инв. № дубл.
	Подп. и дата

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата
Разраб.	Андреев			
Провер.	Ким			
Нач. отд.				
Н. Контр.				
Утверд.	Авдеева			

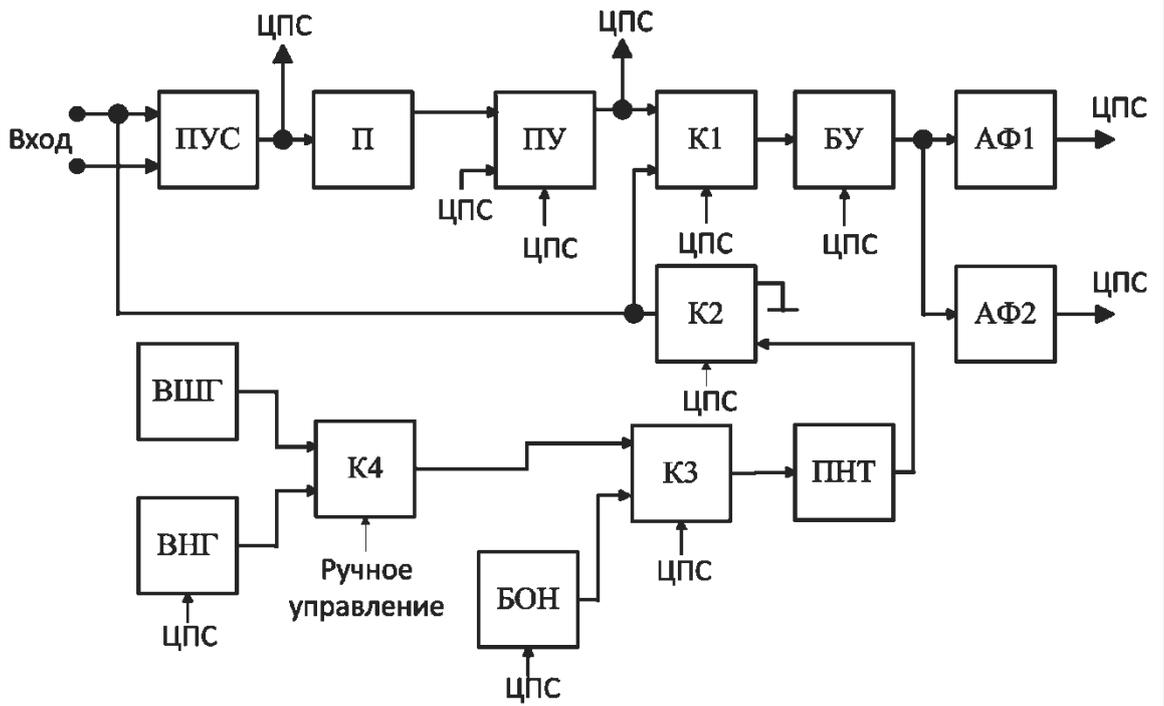
ФЮРА.411733.001.ВО

АПК для испытаний
медицинских электродов.
Чертеж общего вида

Лит.	Лист 1	Листов 1
Томский политехнический университет		

Копировал

Формат А4

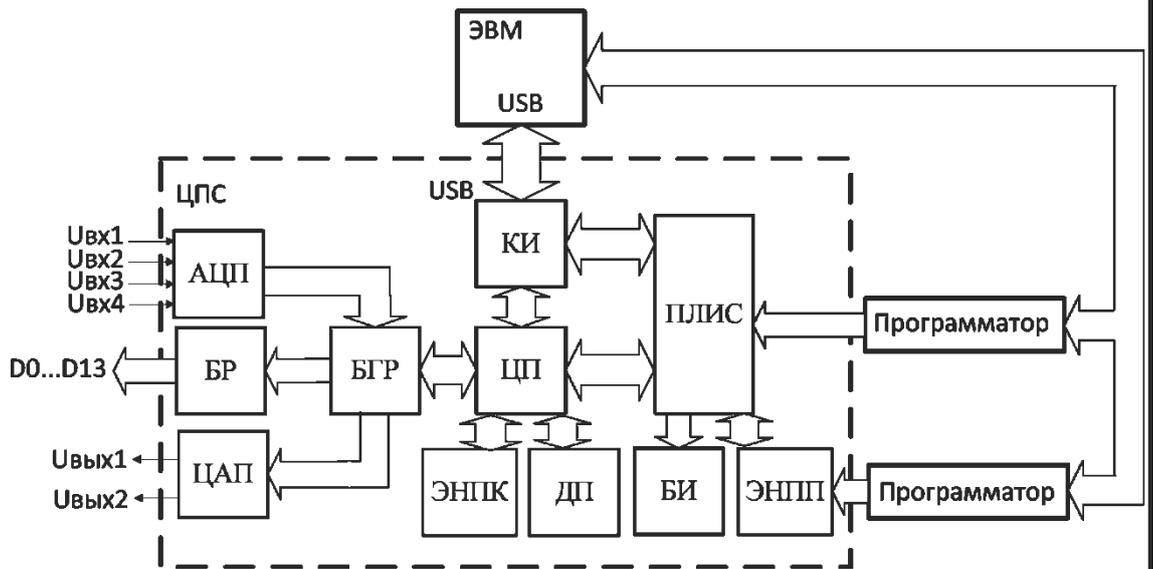


Инв. № подл.	Подп. и дата	Взам. инв. №	Инв. № дубл.	Подп. и дата

ФЮРА.411733.002.Э1				
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата
Разраб.	Андреев			
Провер.	Ким			
Нач. отд.				
Н. Контр.				
Утверд.	Авдеева			
Подсистема аналоговая АПК для испытаний медицинских электродов. Схема электрическая структурная			Лит.	Лист 1 Листов 1
Копировал			Томский политехнический университет	

Копировал

Формат А4



Инв. № подл.	Подп. и дата	Взам. инв. №	Инв. № дубл.	Подп. и дата
	Разраб. Андреев			
Инв. № подл.	Провер. Ким			
	Нач. отд.			
	Н. Контр.			
	Утверд. Авдеева			

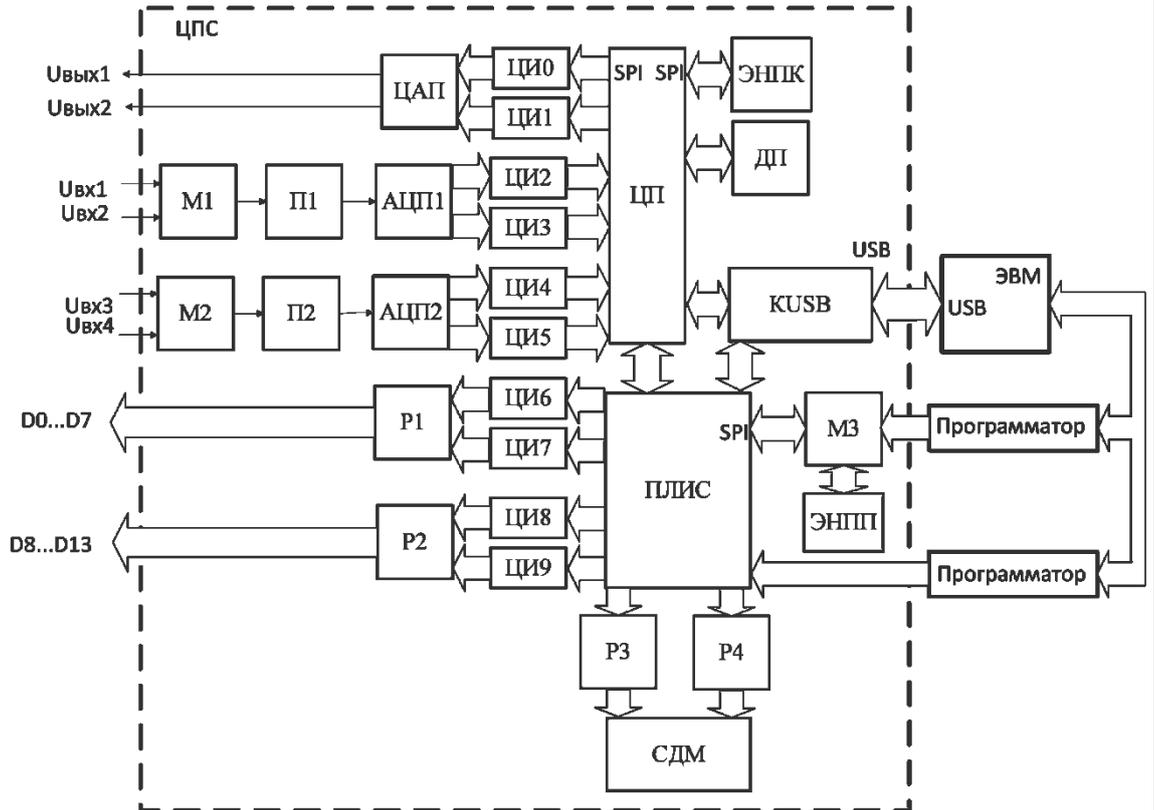
ФЮРА.411733.003.Э1

Подсистема цифровая АПК для
испытаний медицинских
электродов.
Схема электрическая структурная

Лит.	Лист 1	Листов 1
Томский политехнический университет		

Копировал

Формат А4



Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата	Подп. и дата
					Подп. и дата
Инва. № подл.	Разраб.	Андреев			Взам. инв. №
	Провер.	Ким			Инва. № дубл.
	Нач. отд.				
	Утверд.	Авдеева			

ФЮРА.411733.002.Э2

Подсистема цифровая АПК для
испытаний медицинских
электродов.
Схема электрическая
функциональная

Лит.	Лист 1	Листов 1
Томский политехнический университет		

ПРИЛОЖЕНИЕ Д

Программная документация на аппаратно-программный комплекс для испытаний медицинских электродов

```
void ADCThread::init(AdcThreadParams params)
{
    fileName = strdup(params.fileNamein.toLocal8Bit().data());
    fileName2 = strdup(params.fileNamein2.toLocal8Bit().data());

    for(int iAdcChannel = 0; iAdcChannel < ADC_CHANNELS; iAdcChannel++) {
        adcCurrentSample[iAdcChannel] = 0; // количество полученных на ЭВМ
отсчетов данных в текущем эксперименте
        adcTotalSamples[iAdcChannel] = 0; // количество собранных прибором в
текущем эксперименте отсчетов данных
        sampleNumber[iAdcChannel] = 0; // Текущий номер отсчета АЦП
    }
    corrections = 0;
    useTextFormat = params.useTextFormatIn;
    param = params.paramin;
    comment = params.comment;
    p = params.pin;
    date = params.date;
}

//////////////////////////////////////
//
void ADCThread::stopAdc()
{
    toStopAdc = true;
}

//////////////////////////////////////
//
int ADCThread::initFiles(FILE*& file, FILE*& file2)
{
    char* fileMode;
    if(useTextFormat)
        fileMode = "wt";
    else
        fileMode = "wb";

    bool isFile1Used = (strlen(fileName) > 0);
    bool isFile2Used = (strlen(fileName2) > 0);

    if(isFile1Used)
        file = fopen(fileName, fileMode);
    if(isFile2Used)
        file2 = fopen(fileName2, fileMode);

    if(!file && isFile1Used) {
        emit info(QString("Error writing file : ") + QString(fileName));
        emit adcFinished();
        return -1;
    }
    if(!file2 && isFile2Used) {
        emit info(QString("Error writing file : ") + QString(fileName2));
        emit adcFinished();
        return -1;
    }
}
```

```

    }
    return 0;
}

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
//
int ADCThread::forgeData(AdcReqDataRep* adcData, unsigned long
samplesToGot)
{
    static int forgeSampleNumber[ADC_CHANNELS] = {0,0};
    static int forgeAdc = 0;

    if(!adcData) {
        for(int iChannel = 0; iChannel < ADC_CHANNELS; iChannel++) {
            forgeSampleNumber[iChannel] = 0;
        }
        forgeAdc = 0;
        return 1;
    }

    if(forgeAdc == 0) {
        adcData->adcNumber = 0;
        forgeAdc = 1;
    }
    else {
        adcData->adcNumber = 1;
        forgeAdc = 0;
    }
    adcData->sampleNumber = forgeSampleNumber[adcData->adcNumber];
    if(forgeSampleNumber[adcData->adcNumber] + MAX_SAMPLES < samplesToGot) {
        forgeSampleNumber[adcData->adcNumber] += MAX_SAMPLES;
        adcData->count = MAX_SAMPLES;
    }
    else {
        adcData->count = samplesToGot - forgeSampleNumber[adcData->adcNumber];
        forgeSampleNumber[adcData->adcNumber] = samplesToGot;
    }

    adcData->available1 = 100000;
    adcData->available2 = 100000;

    for(int iForgeSample = 0; iForgeSample < adcData->count; iForgeSample++) {
        adcData->adcCode[iForgeSample] = sin(((float)(iForgeSample %
MAX_SAMPLES)) / MAX_SAMPLES * 2 * 3.14159265359) * 2;
    }

    usleep(10000);

    return 0;
}

int ADCThread::getLost( QVector <LostDescriptor>& lostData,
                        float* voltsData[ADC_CHANNELS],
                        float gain[ADC_CHANNELS]
                        )
{
    // Код возврата пакета данных
    int rcP;
    // Буфер данных для приема пакета
    uint8_t data[MAX_FRAME_LEN];
    // Данные ответа от АЦП
    AdcReqDataRep adcData;

```

```

uint8_t      rep_type;
uint16_t    len;
uint8_t      rc;
uint16_t    samplesGot;

AdcReqData adcReqData;
// p->flush();

// Добираем данные:
// Проходим по списку выпавших данных

#ifdef DEBUG_TAB_DIALOG
unsigned long maxLostReply      = 5;
unsigned long iLostReply        = 0;

int lostSize = lostData.size();
for(int iLostData = 0; iLostData < lostSize; iLostData++) {
    if(toStopAdc)
        break;
    LostDescriptor desc = lostData[iLostData];
    // Формируем запрос
    while(desc.count > 0) {
        adcReqData.adcNumber      = desc.adcNumber;
        adcReqData.sampleNumber   = desc.sampleNumber;
        if(desc.count > MAX_SAMPLES)
            adcReqData.count = MAX_SAMPLES;
        else
            adcReqData.count = desc.count;

        qDebug() << "GETTING LOST DATA: ADC = "
                 << QString("%1").number(desc.adcNumber, 10)
                 << "SAMPLE"
                 << QString("%1").number(desc.sampleNumber, 10)
                 << "COUNT"
                 << QString("%1").number(adcReqData.count, 10);

        //p->flush();
        rcP = p->send_request(REQ_DATA_ADC, &adcReqData, sizeof(adcReqData));
        len = sizeof(adcData);
        // Получаем данные
        rcP = p->get_reply(rep_type, &adcData, len, rc);
        if(!rcP && (rep_type == REQ_DATA_ADC)) {
            iLostReply      = 0;
            samplesGot = adcData.count;

            for(int iSample = 0; iSample < adcData.count; iSample++) {
                // Приводим напряжение на АЦП ко входному напряжению в зависимости
                от текущего коэффициента усиления
                (voltsData[adcData.adcNumber] + desc.sampleNumber)[iSample] =
                adc14ToVolts(adcData.adcCode[iSample]) * gain[adcData.adcNumber];
            }
            // Записываем данные в память
            if(desc.count < samplesGot) {
                desc.sampleNumber += desc.count;
                desc.count = 0;
            }
            else {
                desc.count      -= samplesGot;
                desc.sampleNumber += samplesGot;
            }

            adcCurrentSample[adcData.adcNumber] += samplesGot;

```

```

        emit adc1(QString("%1").number(adcCurrentSample[ADC_CH1]) + QString("
/ ") + QString("%1").number(adcTotalSamples[ADC_CH1]));
        emit adc2(QString("%1").number(adcCurrentSample[ADC_CH2]) + QString("
/ ") + QString("%1").number(adcTotalSamples[ADC_CH2]));
    }
    else {
        // Пришел ответный пакет другого типа, либо ошибка пакета/таймаут
        qDebug() << "ERROR GETTING REPLY " << QString("%1").number(rcP);
        if(rcP == -ERR_TIMEOUT)
            if(iLostReply++ > maxLostReply) {
                return -3;
            }
        }
    }
}
#endif
return 0;
}

//////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
//
// \brief Процесс запуска и осуществления сбора данных в соответствии с
//         заполненными параметрами
// \param adcControlData - набор параметров эксперимента. Заполняется
//         вызывающим
// \param lostData - вектор, в который записывается информация о потерянных
//         пакетах
//         данных
// \param adcData - массив данных, введенных с АЦП. Память выделяется
//         вызывающим.
//         Должен иметь достаточный размер для хранения данных
// \param gain - Массив коэффициентов усиления АЦП
// \return 0 - успех
// \return не 0 - ошибка
//////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
//
int ADCThread::acquireData( DevControlData devControlData,
                           QVector <LostDescriptor>& lostData,
                           float*
voltsData[ADC_CHANNELS],
                           float gain[ADC_CHANNELS]
                           )
{
    // Код возврата пакета данных
    int rcP;
    // Буфер данных для приема пакета
    uint8_t data[MAX_FRAME_LEN];
    // Данные ответа от АЦП
    AdcReqDataRep adcData;
    AdcReqFlow flow;

    uint8_t rep_type;
    uint16_t len;
    uint8_t rc;
    unsigned long samplesToGot = devControlData.samples;
    uint16_t samplesGot;

    AdcControlData adcControlData;

#ifdef DEBUG_TAB_DIALOG
    // Сброс протокола в начальное состояние
    p->flush();
    // Запуск сбора данных

```

```

    p->send_request(REQ_CONTROL_DEV, &devControlData,
sizeof(devControlData));

    len = sizeof(data);
    rcP = p->get_reply(rep_type, &data, len, rc);
    if(rcP)
        len = 0;
#endif

// Сбор данных
unsigned long maxLostReply    = 5;
unsigned long iLostReply      = 0;

// Добор потерянных

bool isDaqFinished = false;

len = sizeof(AdcReqDataRep);
rep_type = REQ_DATA_ADC;

#ifdef DEBUG_TAB_DIALOG
// forge data
forgeData(NULL, 0);
forgeData(&adcData, samplesToGot);
#endif

while(1) {
    // ===== Ждем данных АЦП
    len = sizeof(adcData);
#ifdef DEBUG_TAB_DIALOG
    rcP = p->get_reply(rep_type, &adcData, len, rc);
#else
    rcP = 0;
    forgeData(&adcData, samplesToGot);
#endif
    // Нужна проверка таймаута

    if(!rcP && (rep_type == REQ_DATA_ADC)) {
        // Пришли данные с АЦП
        samplesGot = adcData.count;
        adcTotalSamples[ADC_CH1] = adcData.available1;
        adcTotalSamples[ADC_CH2] = adcData.available2;

        if((adcTotalSamples[ADC_CH1] == samplesToGot) &&
(adcTotalSamples[ADC_CH2] == samplesToGot)) {
            // Собраны все отсчеты как по первому, так и по второму каналу АЦП
            if(!isDaqFinished) {
                // Объявляем окончание сбора данных
                emit mode(PHASE_READ);
                isDaqFinished = true;
            }
        }

        if(samplesGot > 0) {
            // Если в пакете есть данные

            // Проверка правильности номера АЦП
            if((adcData.adcNumber != 0) && (adcData.adcNumber != 1)) {
                // Неправильный номер АЦП
                qDebug() << "ERROR: BAD ADC NUMBER: " <<
QString("%1").number(adcData.adcNumber);
                return -1;
            }
        }
    }
}

```

```

if(adcData.corrections != corrections) {
    corrections = adcData.corrections;
    emit updateCorrections(corrections);
}

if(adcData.sampleNumber != sampleNumber[adcData.adcNumber]) {
    // Разрыв в потоке данных
    if(adcData.sampleNumber < sampleNumber[adcData.adcNumber]) {
        // Текущий отсчет данных с АЦП имеет меньший номер. Такого быть
не должно -> критическая ошибка
        qDebug() << "CRITICAL ERROR: GOT = "
            << QString("%1").number(adcData.sampleNumber, 10)
            << "WAS"
            <<
QString("%1").number(sampleNumber[adcData.adcNumber], 10)
            << "Lost = "
            << QString("%1").number(adcData.sampleNumber -
sampleNumber[adcData.adcNumber], 10);
        return -2;
    }
    else {
        // Текущий отсчет данных с АЦП имеет больший номер -> пропущены
данные -> включить их в список на добор отсчетов данных
        lostData.push_back(LostDescriptor(adcData.adcNumber,
sampleNumber[adcData.adcNumber],
                                adcData.sampleNumber -
sampleNumber[adcData.adcNumber]));

        qDebug() << "ERROR IN DATA SEQUENCE: GOT = "
            << QString("%1").number(adcData.sampleNumber, 10)
            << "WAS"
            << QString("%1").number(sampleNumber[adcData.adcNumber],
10)
            << "Lost = "
            << QString("%1").number(adcData.sampleNumber -
sampleNumber[adcData.adcNumber], 10);
        sampleNumber[adcData.adcNumber] = adcData.sampleNumber;
    }
}
for(int iSample = 0; iSample < adcData.count; iSample++) {
    // Приводим напряжение на АЦП ко входному напряжению в зависимости
от текущего коэффициента усиления
    (voltsData[adcData.adcNumber] + adcData.sampleNumber)[iSample] =
adc14ToVolts(adcData.adcCode[iSample]) * gain[adcData.adcNumber];
}
// Записываем полученные и обработанные данные в массив
//
sampleNumber[adcData.adcNumber] += samplesGot;
adcCurrentSample[adcData.adcNumber] += samplesGot;

emit newSample(adcData.adcNumber,
    voltsData[adcData.adcNumber] + adcData.sampleNumber,
    adcData.count,
    adcData.sampleNumber,
    samplesToGot);

    emit adc1(QString("%1").number(adcCurrentSample[ADC_CH1]) + QString("
/ ") + QString("%1").number(adcTotalSamples[ADC_CH1]));
    emit adc2(QString("%1").number(adcCurrentSample[ADC_CH2]) + QString("
/ ") + QString("%1").number(adcTotalSamples[ADC_CH2]));
}
else {
    qDebug() << "GOT SAMPLES: " << QString("%1").number(samplesGot);
}

```

```

    }
}
else {
    // Пришел ответный пакет другого типа, либо ошибка пакета/таймаут
    qDebug() << "ERROR GETTING REPLY " << QString("%1").number(rcP);
    if(rcP == -ERR_TIMEOUT)
        if(iLostReply++ > maxLostReply) {

            uint32_t maxAdc1Samples = samplesToGot;
            uint32_t maxAdc2Samples = samplesToGot;

            if(maxAdc1Samples > adcData.available1)
                maxAdc1Samples = adcData.available1;

            if(maxAdc2Samples > adcData.available2)
                maxAdc2Samples = adcData.available2;

            if(maxAdc1Samples > sampleNumber[0])
                lostData.push_back(LostDescriptor(0, sampleNumber[0],
maxAdc1Samples - sampleNumber[0]));
            if(maxAdc2Samples > sampleNumber[1])
                lostData.push_back(LostDescriptor(1, sampleNumber[1],
maxAdc2Samples - sampleNumber[1]));
            return -3;
        }
    }

    if((sampleNumber[0] >= samplesToGot) && (sampleNumber[1] >=
samplesToGot)) {
        emit adc1(QString("%1").number(adcCurrentSample[ADC_CH1]) + QString(" /
") + QString("%1").number(adcTotalSamples[ADC_CH1]));
        emit adc2(QString("%1").number(adcCurrentSample[ADC_CH2]) + QString(" /
") + QString("%1").number(adcTotalSamples[ADC_CH2]));
        if(adcData.corrections > 0)
            corrections = adcData.corrections;
        break;
    }
    if(toStopAdc)
        break;
} // Окончание основного цикла сбора данных

// Останавливаем поток
emit info(QString("Stop Flow"));
flow.enabled = false;

#ifdef DEBUG_TAB_DIALOG
p->send_request(REQ_CONTROL_FLOW, &flow, sizeof(flow));

len = sizeof(data);
rcP = p->get_reply(rep_type, &data, len, rc);

adcControlData.startAdc = false;
emit info(QString("Stop ADC"));
p->send_request(REQ_CONTROL_ADC, &adcControlData, sizeof(adcControlData));

len = sizeof(adcControlData);
rcP = p->get_reply(rep_type, &adcControlData, len, rc);

#endif
return 0;
}

////////////////////////////////////
//

```

```

void ADCThread::run()
{
    toStopAdc = false;
    corrections = 0;
    emit info(QString("Starting ADC"));

    FILE* file = NULL;
    FILE* file2 = NULL;

    // Инициализация файлов данных
    if(initFiles(file, file2))
        return;

    bool isFileUsed[ADC_CHANNELS];
    isFileUsed[0] = (file != NULL);
    isFileUsed[1] = (file2 != NULL);

    uint8_t rep_type;
    uint16_t len;
    uint8_t rc;

    int rcP;

    float* voltsData[2] = {NULL, NULL};

    unsigned long samplesToGot = 100000;

#ifdef DEBUG_TAB_DIALOG
    // Перевод протокола в изначальное состояние
    p->flush();
#endif

    float gain[ADC_CHANNELS] = {1.0/100.0, 1.0};

    DevControlData controlData;

    controlData.isFinished = false;
    controlData.rate = param->adcFreq;
    controlData.samples = param->sampleNumber;
    controlData.dflags = param->dxFflags;
    controlData.useDac = ((param->useFlags & USE_DAC) != 0);
    controlData.adcChannelMask = 3;

    gain[0] = 1.0 / computeAdcGain(0, param->dxFflags);
    gain[1] = 1.0 / computeAdcGain(1, param->dxFflags);

    samplesToGot = param->sampleNumber;
    voltsData[0] = new float[samplesToGot * 2];
    voltsData[1] = new float[samplesToGot * 2];

#ifdef PROT_DEBUG
    FILE* dataFile[2];
    dataFile[0] = file;
    dataFile[1] = file2;
#endif

    QVector<LostDescriptor> lostData;

    float dac = 0.0;

    len = sizeof(AdcReqDataRep);
    rep_type = REQ_DATA_ADC;

    float dacGain = computeCorrectionDacGain(ADC_CH2, param->dxFflags);
    if(param->dxFflags & SELECT_ADC2) {

```

```

    dacGain = computeCorrectionDacGain(ADC_CH1, param->dxFlags);
}

if(controlData.useDac && (dacGain != 0)) {
    emit mode(PHASE_ROUGH_CORRECTION);
    // Выдаем нулевое смещение на ЦАП
    rcP = setDacState(p, // Дескриптор протокола
                    0, // Напряжение ЦАП1
                    0, // Напряжение ЦАП2
                    1); // Маска изменения ЦАП (меняем только ЦАП1)

    usleep(200000);

    controlData.useDac = false;
    // В случае необходимости использования ЦАП, делаем следующее:
    controlData.samples = param->roughCorrectionSamples;

    // Собираем данные
    rc = acquireData(controlData,
                    lostData,
                    voltsData,
                    gain
                    );

    if(!toStopAdc)
        rc = getLost(lostData,
                    voltsData,
                    gain
                    );

    lostData.clear();
    // По ЦАП1 вычисляем среднее
    double adc1Mean = 0.0;
    for(int iSample = 0; iSample < controlData.samples; iSample++) {
        adc1Mean += voltsData[ADC_CH1][iSample];
    }
    adc1Mean /= controlData.samples;
    // Вычисляем напряжение ЦАП
    if(param->dxFlags & SELECT_ADC2) {
        dac = adc1Mean / gain[ADC_CH1] / dacGain;
    }
    else {
        dac = adc1Mean / gain[ADC_CH2] / dacGain;
    }
    // Выдаем смещение на ЦАП
    if(dac > 10.0)
        dac = 10.0;
    if(dac < -10.0)
        dac = -10.0;
    rcP = setDacState(p, // Дескриптор протокола
                    dac, // Напряжение ЦАП1
                    0, // Напряжение ЦАП2
                    1); // Маска изменения ЦАП (меняем только ЦАП1)

    controlData.dflags = param->dxFlags;
    memset(voltsData[0], 0, sizeof(float) * samplesToGot * 2);
    memset(voltsData[1], 0, sizeof(float) * samplesToGot * 2);
    usleep(200000);
    emit clearData();

    if(param->preciseCorrectionSamples > 0) {
        // Есть стадия тонкой коррекции
        emit mode(PHASE_PRECISE_CORRECTION);
    }
}

```

```

////////////////////////////////////// Повторяем для более
точного смещения
for(int iAdcChannel = 0; iAdcChannel < ADC_CHANNELS; iAdcChannel++) {
    adcCurrentSample[iAdcChannel] = 0; // количество полученных на ЭВМ
отсчетов данных в текущем эксперименте
    adcTotalSamples[iAdcChannel] = 0; // количество собранных прибором в
текущем эксперименте отсчетов данных
    sampleNumber[iAdcChannel] = 0; // Текущий номер отсчета АЦП
}
//////////////////////////////////////
controlData.useDac = false;
// В случае необходимости использования ЦАП, делаем следующее:
controlData.samples = param->preciseCorrectionSamples;

// Собираем данные
rc = acquireData(controlData,
                lostData,
                voltsData,
                gain
                );

if(!toStopAdc)
    rc = getLost(lostData,
                voltsData,
                gain
                );

lostData.clear();
// По ЦАП1 вычисляем среднее
double adc2Mean = 0.0;
for(int iSample = 0; iSample < controlData.samples; iSample++) {
    adc2Mean += voltsData[ADC_CH2][iSample];
}
adc2Mean /= controlData.samples;
// Вычисляем напряжение ЦАП
float dacOffset = adc2Mean / gain[ADC_CH2] / dacGain;
dac += dacOffset;
// Выдаем смещение на ЦАП
//goto exit;
if(dac > 10.0)
    dac = 10.0;
if(dac < -10.0)
    dac = -10.0;
rcP = setDacState(p, // Дескриптор протокола
                  dac, // Напряжение ЦАП1
                  0, // Напряжение ЦАП2
                  1); // Маска изменения ЦАП (меняем только ЦАП1)

memset(voltsData[0], 0, sizeof(float) * samplesToGot * 2);
memset(voltsData[1], 0, sizeof(float) * samplesToGot * 2);
usleep(200000);
emit clearData();
}
//////////////////////////////////////

// Возвращаем параметры обратно
controlData.useDac = ((param->useFlags & USE_DAC) != 0);
controlData.samples = param->sampleNumber;

for(int iAdcChannel = 0; iAdcChannel < ADC_CHANNELS; iAdcChannel++) {
    adcCurrentSample[iAdcChannel] = 0; // количество полученных на ЭВМ
отсчетов данных в текущем эксперименте
}

```

```

        adcTotalSamples[iAdcChannel] = 0; // количество собранных прибором в
текущем эксперименте отсчетов данных
        sampleNumber[iAdcChannel] = 0; // Текущий номер отсчета АЦП
    }
}
emit clearData();
emit mode(PHASE_DAQ);

// Собираем данные
rc = acquireData(controlData,
                lostData,
                voltsData,
                gain
                );

if(!toStopAdc)
    rc = getLost(lostData,
                voltsData,
                gain
                );

if(!toStopAdc)
{
    emit mode(PHASE_WRITE);
    emit info(QString("Writing file"));
    // Записываем данные в файл
    for(int iFile = 0; iFile < 2; iFile++) {
        if(!isFileUsed[iFile])
            continue;
        if(toStopAdc)
            break;

        FileHeader header;
        if(!useTextFormat) {
            strncpy(header.comment, comment.toLocal8Bit().data(), 24);
            for(int iChar = strlen(header.comment); iChar < 24; iChar++)
                header.comment[iChar] = '=';
            strncpy(header.date, date.toLocal8Bit().data(), 24);
            for(int iChar = strlen(header.date); iChar < 24; iChar++)
                header.date[iChar] = '=';
            header.adcRate = ((float)param->adcFreq) / 1000;
            header.samples = samplesToGot; /*(adcCurrentSample[iFile]);

            qint32 data = *(qint32*)&header.adcRate;
            qToBigEndian(data, (uchar *)&header.adcRate);
            data = *(qint32*)&header.samples;
            qToBigEndian(data, (uchar *)&header.samples);

            fwrite(&header, sizeof(header), 1, dataFile[iFile]);
        }

        for(int iSample = 0; iSample < samplesToGot; iSample++) {
            if(toStopAdc)
                break;
            #ifdef PROT_DEBUG
                fprintf(dataFile[iFile], "0x%04x 0x%04x\n",
                    ((uint16_t*)&voltsData[iFile][iSample])[0],
                    ((uint16_t*)&voltsData[iFile][iSample])[1]
                    );
            #else

            // Домножаем на 1000 для записи в милливольтгах
            if(useTextFormat) {

```

```

        fprintf(dataFile[iFile], "%14.8f\n", voltsData[iFile][iSample] *
1000);
    } else {
        float sample = voltsData[iFile][iSample] * 1000000; // В файле в
микровольтах
        qint32 convertdata = *(qint32*)&sample;
        qToBigEndian((qint32)convertdata, (uchar *)&convertdata);
        fwrite(&convertdata, sizeof(convertdata), 1, dataFile[iFile]);
    }

#endif
emit info(QString("Writing file: sample ") +
        QString("%1").number(iSample) +
        QString(" / ") +
        QString("%1").number(adcCurrentSample[iFile]));
int total = 0;

if(isFileUsed[0]) total += adcCurrentSample[0];
if(isFileUsed[1]) total += adcCurrentSample[1];

int currentProgress = 0;

currentProgress = iSample;
if((iFile == 1) && isFileUsed[0])
    currentProgress += adcCurrentSample[0];

emit writeFileProgress((float)currentProgress * 100 / total);
}
}
emit writeFileProgress(100);

emit info(QString("Writing file finished"));
} else{
emit writeFileProgress(0);
}

if(isFileUsed[0]) fclose(file);
if(isFileUsed[1]) fclose(file2);
if(toStopAdc) {
    if(isFileUsed[0]) remove(fileName);
    if(isFileUsed[1]) remove(fileName2);
}
emit mode(PHASE_FINISHED);

emit adcFinished();
}

```

ПРИЛОЖЕНИЕ Е

Оценочная карта для сравнения конкурентных технических решений (разработок)

Таблица Е.1– Оценочная карта

Критерии оценки	Вес критерия (10)	Нормированный вес	Баллы(0-1)					Конкурентоспособность				
			АПК	К1	К2	К3	К4	АПК (4x3)	К1 (5x3)	К2 (6x3)	К3 (7x3)	К4 (8x3)
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Показатели оценки качества разработки												
1. Энергоэффективность	7	0,0625	8	9	9	9	8	0,5	0,56	0,56	0,56	0,5
2. Точность измерений	10	0,0893	9	7	7	8	7	0,8	0,63	0,63	0,71	0,63
3. Надежность	9	0,0804	10	8	8	8	9	0,8	0,64	0,64	0,64	0,72
4. Функциональная мощность (предоставляемые возможности)	9	0,0804	10	5	5	5	10	0,8	0,4	0,4	0,4	0,8
5. Удобство эксплуатации	7	0,0625	8	7	6	5	8	0,5	0,44	0,38	0,31	0,5
6. Качество пользовательского интерфейса	7	0,0625	9	6	6	6	7	0,56	0,38	0,38	0,38	0,44
7. Ремонтопригодность	5	0,0446	9	5	5	5	7	0,4	0,22	0,22	0,22	0,31

Продолжение таблицы Е.1

Критерии оценки	Вес критерия (10)	Нормированный вес	Баллы(0-1)					Конкурентоспособность				
			АПК	К1	К2	К3	К4	АПК (4x3)	К1 (5x3)	К2 (6x3)	К3 (7x3)	К4 (8x3)
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Показатели оценки коммерческого потенциала разработки												
8. Конкурентоспособность продукта	7	0,0625	10	8	8	5	7	0,63	0,5	0,5	0,31	0,44
9. Наличие сертификации разработки	9	0,0804	10	10	10	10	10	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8
10.Уровень проникновения на рынок	7	0,0625	6	7	7	7	8	0,38	0,44	0,44	0,44	0,5
11. Перспективность рынка	8	0,0714	10	8	8	9	10	0,71	0,57	0,57	0,64	0,71
12. Цена	5	0,0446	8	6	6	7	8	0,36	0,27	0,27	0,31	0,36
13.Послепродажное обслуживание	7	0,0625	7	7	7	7	7	0,44	0,44	0,44	0,44	0,44
14.Финансовая эффективность научной разработки	8	0,0714	10	9	9	9	8	0,71	0,64	0,64	0,64	0,57
15. Срок выхода на рынок	7	0,0625	10	8	8	8	8	0,63	0,5	0,5	0,5	0,5
Итого	112	1	134	110	109	108	122	9,03	7,43	7,4	7,3	8,22

ПРИЛОЖЕНИЕ Ж

Реестр рисков

Таблица Ж.1– Реестр рисков

№ п/п	Риск	Потенциальное воздействие	Вероятность наступления (1-5)	Влияние риска (1-5)	Уровень риска	Способы смягчения	Условия наступления
1	Технический						
1.1	Неполный список требований	Недостаток функционала	1	3	низкий	Тщательная проработка списка требований	Недостаточно уделено внимания к списку требований
1.2	Невозможность покупки иностранных микросхем	Недостаток деталей	2	4	средний	Разработка на основе отечественных микросхем	Введение санкций
1.3	Недостаточная пропускная способность USB	Потеря данных	2	4	средний	Компоновка данных	Ошибки в проектировании архитектуры
1.4	Недостаточная точность измерения	Потеря данных	1	5	низкий	Выбор высокоточных микросхем	Ошибки в проектировании принципиальной схемы
1.5	Высокое энергопотребление	Низкая энергоэффективность	1	2	низкий	Разработка на основе микросхем с низким потреблением тока	Ошибки в проектировании принципиальной схемы

Продолжение таблицы Ж.1

№ п/п	Риск	Потенциальное воздействие	Вероятность наступления (1-5)	Влияние риска (1-5)	Уровень риска	Способы смягчения	Условия наступления
2	Внешний						
2.1	Поставка деталей с задержкой	Разработка не в срок	2	2	низкий	Выбор надежного поставщика	Недостаточно уделено внимания к выбору поставщика
2.2	Изменение требований ГОСТ	Недостаток функционала	1	5	низкий	Тщательный анализ предметной области	Недостаточно уделено внимания к анализу предметной области
2.3	Отказ от использования электродов	Нет необходимости в разработке	1	5	низкий	Тщательный анализ предметной области	Недостаточно уделено внимания к анализу предметной области
2.4	Отсутствие спроса на научную разработку	Нет необходимости в разработке	1	5	низкий	Тщательный анализ предметной области	Недостаточно уделено внимания к анализу предметной области
3	Организационный						
3.1	Недостаточное количество деталей и инструментов	Невозможность создания устройства	2	3	низкий	Создание списка необходимых деталей с избытком	Недостаточно уделено внимания к составлению списка необходимых деталей
3.2	Задержка оплаты	Отказ работы сотрудников	2	3	низкий	Прописать в договоре данный пункт	Недостаточно уделено внимания к составлению договора
4	Оценки						
4.1	Несоответствие плану	Отставание по срокам	2	3	низкий	Проработка плана на начальном этапе	Недостаточно уделено внимания к планированию
4.2	Отсутствие контроля исполнения	Недостаток качества	1	3	низкий	Назначить людей для осуществления контроля	Недостаточно уделено внимания к контролю

ПРИЛОЖЕНИЕ И

Раздел 1 Аналитический обзор информационных источников

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ИМ4А	Андреев Семён Алексеевич		

Консультант кафедры ВТ:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор кафедры ВТ	Ким Валерий Львович	Д.т.н., доцент		

Консультант – лингвист кафедры ИЯ ИК:

Должность	ФИО	Подпись	Дата
Старший преподаватель	Шепетовский Денис Владимирович		

Analytical survey of information sources

Detector or biomedical electrode is the most important part of medical devices and systems, which are used in electrocardiography, electroencephalography, electromyography, electrooculography, etc. Metrological characteristics of biomedical electrodes determine to a great extent potential possibilities and accuracy of electrophysiological methods of diagnosis of human functional status both an entire body and certain organs. In this context, outside and domestic manufacturers produced many biomedical electrodes with different operating principle, structural solutions and technical characteristics.

Features of hardware and software complexes (HSC) experimental research are listed below:

- a) Complexes are set of hardware, software and algorithmic tools;
- b) Acquisition of maximum information available from experiments under given constraints (time, costs, etc.) is the main HSC goal;
- c) HSC high reliability must be provided throughout experimental study;
- d) Low cost of exploitation is necessary and as far as possible standard module usage.

Let us consider architectural features of device range for testing biomedical electrodes.

Method and apparatus for testing biomedical electrodes

The analysis of literature and patents shows that biomedical electrodes parameters and characteristics are determined both termwise and complex. Specifications of HSC and stands for testing biomedical electrodes are declared in GOST 25995-83. In this document is pointed out that it is necessary to determine:

- electrode potential difference;
- drift of the electrode potential difference;
- noise voltage;
- electromechanical noise;
- impedance of electrodes;

- polarization voltage.

Consider next few methods for determination certain parameters of biomedical electrodes.

Method and apparatus for reducing noise and detecting electrode faults in medical equipment

Goal is to measure electrode impedance concurrently with valid signal (fig. 1).

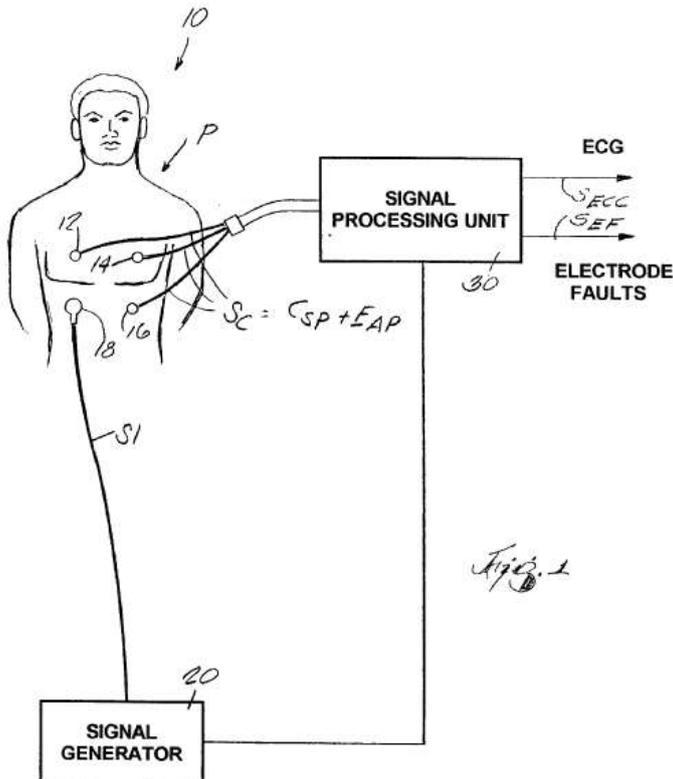


Fig. 1 – Measurement of electrode impedance

Principle of this method is to measure electrode impedance by placing an additional electrode to a human body, which is carry carrier frequency. Bioelectric signal is a data signal. Low-pass filter filters the activity portion from the carrier portion. Determination of impedance value for sensitive electrode is based on the carrier portion. Calculated impedance value is compared with standard sample for identifying an electrode error i. e. exceeding accepted value.

Method and system for continuity testing of medical electrodes

Goal is to test electrical continuity between a measurement device and an electrode.

Principle of this method is to test electrical continuity between a measurement device and an electrode by special «tongs» which are connected to electrode (fig. 2). The idea lies in the fact that signal circuit isolation is tested.

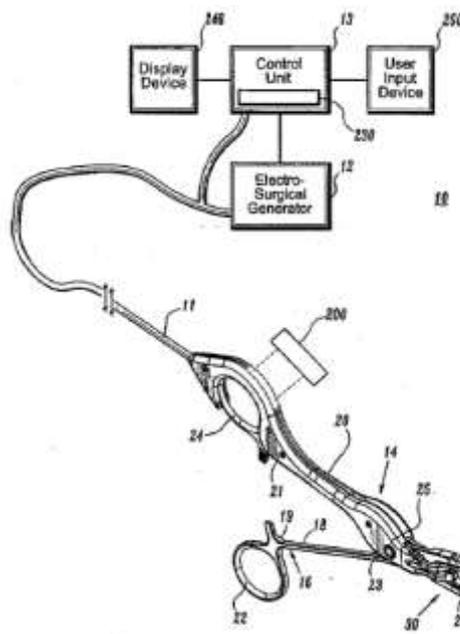


Fig. 20 – Assembly for testing electrical continuity through an electrode of an electrosurgical instrument

This device is attached to an electrode and measurement device for example encephalograph, voltage is supplied to an electrode. Through this connection signal is read in, if signal is received then there is connection between an encephalograph and an electrode and system works, otherwise there is a connectivity break in the circuit.

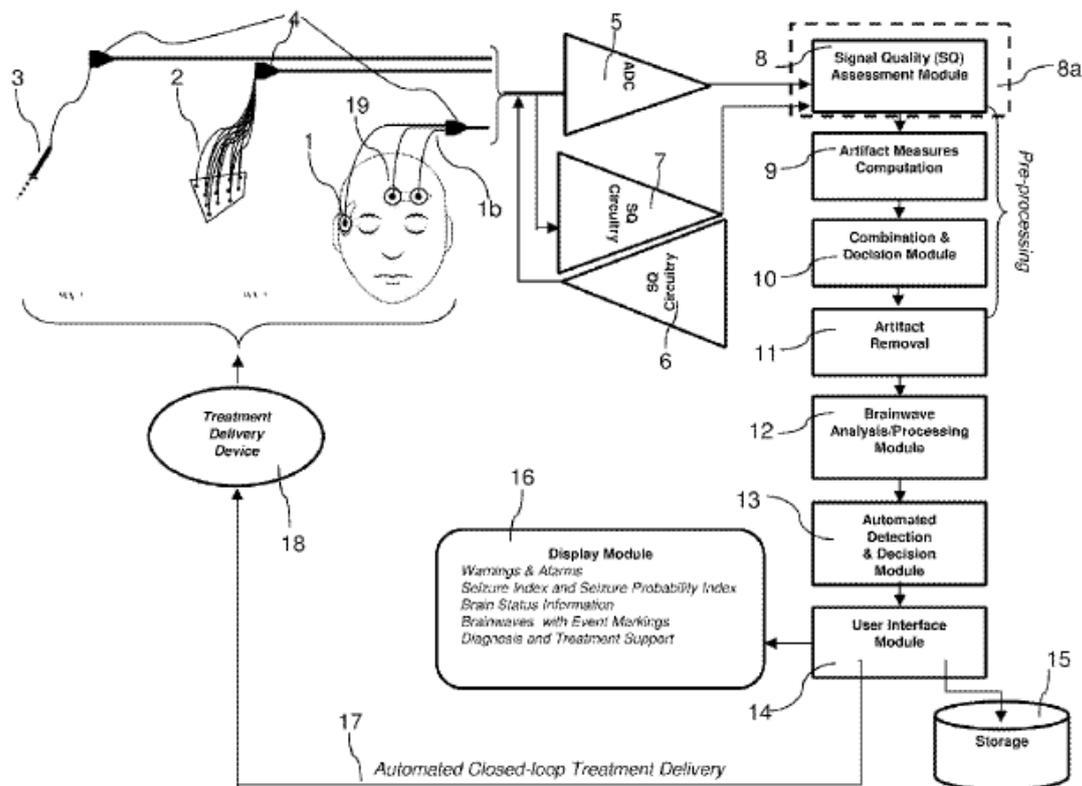
Method and system for electrode impedance measurement

Goal is to measure electrode impedance concurrently with valid signal.

Patent describes method for electrode impedance measurement in real time within the frequency range different to biological frequency range. The feature is what measurement current grows gradually rather than immediately with peak-to-peak amplitude. This system (fig. 3) is portable, self-calibrating, with automatic detection of input signal quality and with an artefact deletion. Requirements for applied frequency ranges and current steepness are described in details.

Signal flows from electrodes to ADC (5) through operational amplifier (not shown). Signal quality circuitry (6, 7) can be used to provide measurement currents to

the leads in order to calibrate the instrumentation amplifiers and measure electrode impedance. This information, along with the digitized signals, is relayed to the signal processing (8-14). User interface module 14 provides the means for the user to interact with the system. In the preferred embodiment, this is done through the use of a display 16. The user interface module 14 archives all the acquired signals and processed variables into a mass storage device 15, for later review. Finally, in some embodiments, the system is connected to a mechanism that automatically delivers a treatment to the subject or patient, referred in the schematic as the treatment delivery device 18.



1 – common electrode; 2-4 – different types of electrodes; 19 – EEG electrodes

Fig. 21 – Measurement of EEG electrode impedance

Automated tester for silver chloride electrodes UPE-2

Automated tester for silver chloride electrodes UPE-2 is closest analogue for blueprint HSC.

UPE-2 is intended to test biomedical electrodes according to GOST 25995-83 and allows to measure major parameters of electrodes:

- electrode potential difference;

- drift of the electrode potential difference;
- noise voltage;
- electromechanical noise;
- impedance of electrodes;
- polarization voltage.

Installation consist of personal computer and measuring data collection unit.

UPE-2 technical characteristics is given below:

Measurement of electrode potential difference δU :

- a) voltage range: (0÷100) mV;
- b) tolerance $\pm 5 \%$;
- c) input current, max 1 nA.

Measurement of drift of the electrode potential difference U_v :

- a) voltage range: (0÷1), (0÷10), (0÷100) μV ;
- b) tolerance $\pm 10 \%$;

Measurement of noise voltage U_T :

- a) voltage range: (0÷1), (0÷10), (0÷100) μV ;
- b) tolerance $\pm 10 \%$;
- c) amplitude-frequency response:
 - 3) cut-off frequency -3 dB: (1 and 75) Hz, $\delta = \pm 10 \%$, (2 and 10^4) Hz, $\delta = \pm 10 \%$;
 - 4) cutoff rate of amplitude-frequency response beyond the confines of cut-off frequency, min 12 dB/Oct.

Measurement of electromechanical noise U_S :

- a) voltage range: 0÷100 μB ;
- b) tolerance $\pm 10 \%$;
- c) amplitude-frequency response:
 - 3) cut-off frequency -3 dB: (0,05 and 75) Hz, $\delta = \pm 10 \%$;
 - 4) cutoff rate of amplitude-frequency response beyond the confines of cut-off frequency, min 6 dB/Oct.

Measurement of electrode impedance Z :

- a) frequency: 0,01 Hz; 0,05 Hz; 0,15 Hz; 1 Hz, 2 Hz, 75 Hz, 10 kHz;
- b) tolerance $\pm 5 \%$;
- c) measurement current: 0,1 μA ; 1 μA ; 10 μA ;

Measurement of polarization voltage U_P :

- a) polarization current 0,1 μA ;
- b) voltage range: (0 \div 20) mV;
- c) tolerance $\pm 5 \%$.

UPE functional chart is represented on figure 4.

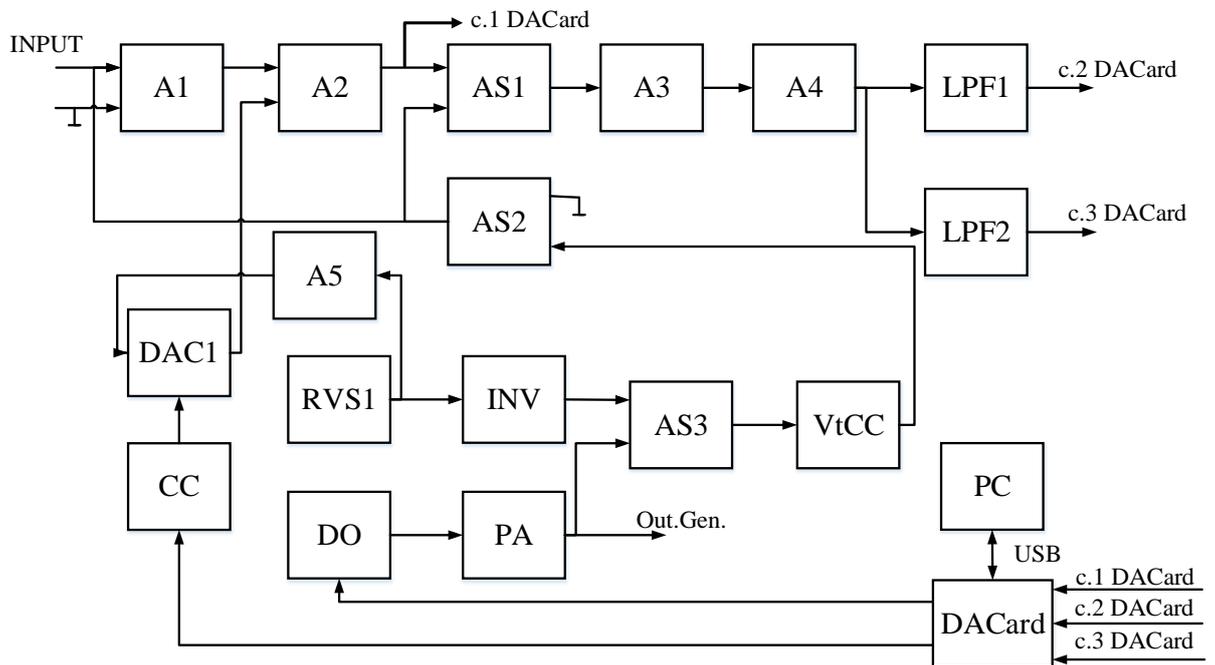


Fig. 22 –Functional chart of a data collection unit

Measuring data collection unit consists of:

- A1 – instrumentation amplifier;
- A2, A4– programmable gain amplifiers;
- A3 – constant gain amplifier;
- LPF1 – lowpass second-order filter with cutoff frequency of 75 Hz;
- LPF2 – lowpass third-order filter with cutoff frequency of 10^4 Hz;
- AS1, AS2, AS3 – analog switches;
- DAC1 – digital-to-analog converter;
- RVS1 – reference-voltage source;

INV – inverter;

A5 – DC amplifier;

VtCC – voltage-to-current converter;

DO – driving oscillator;

PA – power amplifier;

DACard – data acquisition card. L-Card E14-440D is the basis of this module and software was created in development environment LabView 6.0;

CC – control circuit;

PC – personal computer (в состав модуля сбора данных не входит);

UPE-2 inherent noise is $\pm 5 \mu\text{V}$ pk-pk within the frequency range from 2 Hz to 10 kHz. Such level of noise does not let to measure noise of advanced biomedical electrodes by hardware.

Method for reducing inherent noise of hardware and software complexes for biomedical electrode testing

Modern biomedical electrodes have noise from hundreds of nanovolts to several microvolts. Obviously, systems testing these electrodes must have inherent noise at the same order or lower.

Sources of noise are analog elements used in front end of measuring channel and induced noise from digital part.

Consider amplifier noise created on the base of operational amplifiers.

5) Non-inverting amplifier.

Input-normalized noise voltage for this type of amplifiers equals

$$U_{na1} = \sqrt{U_n^2 + 4kTR_e + (i_n R_e)^2}, \quad (27)$$

where U_n , i_n is noise voltage and current of an amplifier; R_e is equivalent impedance of feedback circuit.

6) Inverting amplifier.

Input-normalized noise voltage equals

$$U_{na2} = \sqrt{U_n^2 + R_1^2(i_n^2 + 4kT/R_2)}, \quad (28)$$

where R_1, R_2 – impedance of feedback circuit.

Based on the results it is necessary to reduce resistor rating, noise voltage and current of an amplifier to decrease the noise of inverting and noninverting amplifiers.

7) Broadband noise.

Many amplifier circuits work in a wide range from direct current to some upper frequencies.

The wider frequency band the higher level of noise. It follows thence it is necessary to reduce frequency band to decrease noise.

8) Noise of an amplifier with a resistor connected to its input.

Signal sources, which include biomedical electrodes, have internal impedance changing in broadband – hundreds of Ohms to several kilohms.

Output noise voltage of amplifier equals

$$U_{nout} = \sqrt{(U_n^2 + 4kTR_{in} + (i_n R_{in})^2) \Delta f K_{ag}^2}, \quad (29)$$

where R_{in} – internal electrode impedance; Δf – noise frequency band; K_{ag} – amplifier gain.

Amplifier noise can be reduced by decreasing internal electrode impedance and narrowing the frequency band.

Methods and techniques of signal digital conversion in hardware and software complexes for biomedical electrode testing

Mapping of analog signals from detectors and electrodes in HSC is accomplished by method of signal digital conversion. Modern means of transformation are analog-to-digital converters.

Options of analog input intersystems

Linear and parallel structures are main structures of analog input.

Advantages of parallel structure are top performance of all measurement channels because of processing independence; high accuracy of signal conversion in consequence of system capability to provide required signal on each ADC input;

ability to significantly increase interference immunity based on transfer data by digital channels in case of usage of smart sensors with digital input.

Limiting quantity of measurement channels is limited by accepted value of transformation dynamic error of factor i , i.e

$$N_d \leq \frac{\Delta x_{ia}}{t_c \left(\frac{dx_i}{dt}\right)_{max}}, \quad (30)$$

where N_d – quantity of measurement channels; Δx_{ia} – accepted value of transformation dynamic error of factor i ; $\left(\frac{dx_i}{dt}\right)_{max}$ – derivative largest extremum of factor i in a transformation range; t_c – commutating period.

Conversion time of input data doesn't depend on quantity of measurement channels but it depends on unit properties included in it, i.e.

$$T_{con} = t_c + t_{ct}, \quad (31)$$

where t_{ct} – conversion time of ADC.

Channel multiplexing is moved from digital part to analog intersystem in the linear structure. Sample and hold circuits are often applied to latching input ADC signals. This allows to use only one ADC without regard for quantity of analog channels, limiting quantity of this channels are determined as

$$N_a \leq \frac{\Delta x_{ia}}{(t_c + t_{ct}) \left(\frac{dx_i}{dt}\right)_{max}}, \quad (32)$$

where N_a – quantity of analog channels.

Advantage of linear structure is simpler system structure: usage of one ADC and simpler analog multiplexer. However, system performance depends on performance of the ADC and conversion accuracy falls because of error of an analog multiplexer and a sample and hold circuit.

Sample and hold circuit can be moved across analog multiplexer in other variants of linear structure. Analog signals can be supplied to an analog multiplexer input in case of high and near-by level of signals that drastically simplifies the structure.