

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования
«Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ» (НИЯУ МИФИ)»

УДК 539.1

ОТЧЁТ
О НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКОЙ РАБОТЕ

**ПРОТОТИП 8-КАНАЛЬНОГО ИСТОЧНИКА ПИТАНИЯ С
ЗАЗЕМЛЁННЫМ ЭЛЕКТРОДОМ ДЛЯ КРЕМНИЕВЫХ
ФОТОУМНОЖИТЕЛЕЙ**

Научный руководитель
к.ф.-м.н.
доцент

П. Е. Тетерин

Студент

А. Д. Конотоп

Консультант
старший преподаватель

Ф. А. Дубинин

Москва 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	3
1 Позитронно-эмиссионный томограф для животных	5
1.1 Принципы работы ПЭТ	5
1.2 Сцинтилляционные детекторы	6
1.2.1 Сцинтилляционные материалы	6
1.2.2 Фотоумножители	8
1.3 Плата Petiroc 2A	12
1.4 Макет 32-канального ПЭТ	13
1.5 Характеристики макета 32-канального ПЭТ	14
2 Подстройка напряжений на каналах	17
2.1 Масштабирование системы на 8 каналов	17
2.1.1 Цифровое управление. ATmega328P	18
2.1.2 Цифровое управление. ЦАП	19
2.1.3 Цифровое управление. Механизм обратной связи	20
2.1.4 Цифровое управление. Программное обеспечение	22
2.2 Описание установки	25
2.3 Пути улучшения	29
Список литературы	32

ВВЕДЕНИЕ

Одной из передовых технологий по исследованию функциональных особенностей и структур тканей организма является позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ), хорошо зарекомендовавшая себя в области диагностики злокачественных новообразований. [1]. При проведении ПЭТ-исследования, в организм вводится специальный радиофармпрепарат, содержащий изотопы, распадающиеся с испусканием позитронов, который поглощается раковыми клетками и служит маркером при сканировании. Пролетев небольшое расстояние, родившиеся позитроны аннигилируют с электронами тканей, в результате чего рождаются два γ -кванта, разлетающиеся на угол, близкий к 180° . Излучение регистрируется при помощи кольца из детекторов, расположенных вокруг источника, на основании отклика которых формируется визуальная модель, отражающая местоположение опухоли [2].

В настоящее время рынок ПЭТ в основном представлен зарубежными решениями от крупных производителей медицинского оборудования: Philips, Siemens, General Electric Healthcare и другие. В основе таких установок лежат сборки из неорганического сцинтилляционного кристалла (обычно применяются кристаллы BGO (германат висмута) или LSO (силикат Лютения)) и фотоэлектронного умножителя (ФЭУ). Также ПЭТ дополняется установкой для МРТ/КТ, что позволяет сопоставить информацию о местоположении злокачественного образования с его положением внутри организма. Подобная интеграция значительно усложняет процесс разработки, что связано с усложнением общей компоновки конструкции, а также с высокой чувствительностью ФЭУ к внешнему электромагнитному полю и влиянию на корректную работу детектора в случае применения МРТ.

В лаборатории детекторов ядерной медицины, организованной на базе лаборатории физики редких процессов института имени Курчатова и кафедры физики элементарных частиц и космологии, ведётся разработка макета позитронно-эмиссионного томографа для животных. По результатам работы в рамках бакалавриата представлена система подстройки напряжений вручную на базе диффе-

ренциального каскада. В данной работе продолжается развитие данного решения до системы подстройки напряжений на базе цифро-аналогового преобразователя при помощи микроконтроллера ATmega328P.

1 ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННЫЙ ТОМОГРАФ ДЛЯ ЖИВОТНЫХ

1.1 ПРИНЦИПЫ РАБОТЫ ПЭТ

Позитронно-эмиссионная томография — это метод исследования, который позволяет изучать структуру и функциональные особенности тканей организма. ПЭТ считается эффективным инструментом для диагностики злокачественных новообразований.

В ходе ПЭТ-исследования в организм пациента вводят специальный радиофармпрепарат (РФП). В онкологии чаще всего используется фтордезоксиглюкоза (ФДГ) [3].

ФДГ является аналогом глюкозы, которая играет ключевую роль в обмене веществ, участвуя в качестве источника энергии для клеток организма. Раковые клетки поглощают ФДГ быстрее, чем здоровые, что приводит к увеличению концентрации препарата в опухоли по сравнению с окружающими тканями. Это делает ФДГ эффективным маркером для обнаружения опухолей при сканировании.

В составе ФДГ используется изотоп фтор-18, который характеризуется длительным периодом полураспада (109.8 минуты) и низкой энергией излучения. Это обеспечивает высокое качество изображений с хорошим пространственным разрешением. Кроме того, благодаря длительному периоду полураспада, препарат можно транспортировать из места хранения до места проведения сканирования.

Однако фтор-18 имеет недостаток, который заключается в его способности накапливаться в тканях мозга и почек. Это может привести к ложному обнаружению патологий в этих органах даже при отсутствии заболеваний.[1].

Радиоактивная метка подвергается β^+ -распаду, в результате которого родившиеся позитроны, пролетев небольшое расстояние (в среднем 3-4 мм [4]), аннигилируют с электронами тканей, в результате чего рождаются два γ -кванта, разлетающиеся на угол, близкий к 180°. Отклонение от коллинеарности в сред-

нем составляет около 0.23° , что при 80-см диаметре кольца приводит к потере в разрешении около 1.7 мм [5]. Энергия аннигиляционных γ -квантов составляет 511 кэВ. Частицы регистрируются при помощи расположенных вокруг источника излучения детекторов, на основании отклика которых строится визуализация, отражающая местоположение опухоли в организме, её размеры и форму.

Таким образом, детекторы ПЭТ для человека должны удовлетворять следующему набору характеристик[1]:

- 1) эффективность регистрации отдельного γ -кванта с энергией 511 кэВ – не ниже 80%;
- 2) пространственное разрешение – несколько миллиметров;
- 3) высокое временное разрешение, порядка нескольких наносекунд;
- 4) энергетическое разрешение < 100 кэВ ПШПВ при энергии 511 кэВ для отсеивания событий комптон-эффекта;
- 5) возможность работы при нагрузках до $10^5 - 10^6 \text{ c}^{-1} \cdot \text{см}^2$ временного окна.

1.2 СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЕ ДЕТЕКТОРЫ

Одним из элементов большинства установок по изучению частиц являются детекторы. Существует огромный спектр подобных приборов, разработанных под определённые задачи: искровые камеры для изучения треков частиц, счётчик Гейгера для подсчёта количества частиц, масс-спектрографы для изучения состава веществ.

Сцинтилляционные детекторы находят широкое применение для регистрации частиц и, в частности, γ -квантов. Их популярность обусловлена высокой эффективностью и слабой зависимостью от энергии гамма-квантов в различных энергетических диапазонах. Принцип работы таких детекторов основан на преобразовании ионизирующего излучения в видимый свет при помощи сцинтилляционного материала. Световой сигнал улавливается фотоумножителем, преобразует его в электронный и усиливает, регистрируя его.

1.2.1 СЦИНТИЛЛЯЦИОННЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Сцинтилляционные вещества, как было сказано, реагируют на проходящие через них потоки частиц, излучая некоторое количество фотонов пропорциональ-

ное энергии пролетающей частицы. Благодаря чему появляется возможность получать энергетические спектры различных источников ионизирующих излучений. Существует большое количество сцинтилляционных материалов: пластиковые сцинтилляторы, характеризующиеся малым временем высвечивания, газовые сцинтилляторы из азота и благородных газов, имеющие ещё более короткое время высвечивания. Особое место занимают неорганические сцинтилляционные кристаллы, для которых характерен высокий световой выход и достаточное энергетическое разрешение, что позволяет говорить о энергетических характеристиках исследуемых частиц и, соответственно, разделять их по энергиям. В таблицах 1.1 и 1.2 приведены интересующие нас характеристики некоторых сцинтилляционных материалов.

Таблица 1.1 — Характеристики сцинтилляторов [6] *среднее значение

Сцинтиллятор	плотность $\frac{\text{г}}{\text{см}^2}$	Время высвечивания, нс	Световой выход, $\frac{\phi}{\text{кэВ}}$
Полистирол	1.05	5	0.1
GAGG(Ce)	6.63	87(90%) 255(10%)	56*
LYSO(Ce)	7.2	40	32
BGO	7.13	300	10

В качестве сцинтиллятора применяется сцинтилляционный кристалл GAGG(Ce) ($Gd_3Al_2Ga_3O_{12}(Ce)$, **гадолиний-алюминий-галлиевый гранат, активированный ионами церия**), произведённый компанией OST Photonics. Материал обладает привлекательными для гамма-спектрометров характеристиками, что вызывает высокий интерес к его изучению, высокая плотность, так как при увеличении этого параметра кристалла кванты эффективнее теряют энергию в материале в силу зависимости этих величин, позволяя детектировать кванты высоких энергий, высоким зарядовым числом, влияющим на сечение взаимодействия фотоэффекта ($\sigma_{ph} \sim Z_{eff}^5$), сравнительно небольшим временем высвечивания, достаточно высоким световым выходом ($\sim 56000 \text{ ф/МэВ}$, $T = 293K$), что позволяет более точно измерять энергию падающих на него γ -квантов при подходящих нам значениях энергетического разрешения ($\sim 9\%$), а также отсутствие гигроскопичности и собственного излучения.

Как видно из таблицы 1.2, в сравнении с традиционными сцинтилляторами, такими как NaI(Tl), CsI(Tl), BGO, или более современным его прямым конкурентом

том в лице LYSO(Ce), выбранный нами кристалл не только не хуже, но и превосходит аналоги по многим параметрам. Кроме того, GAGG(Ce), как более новый среди остальных, является интересным с точки зрения изучения его характеристик. Отдельно хочется отметить, что технология выращивания не является патентной, что позволяет свободно в полной мере производить и закупать данные кристаллы повсеместно, но вносит свои особенности в разброс характеристик (например, сильный разброс величины световыххода от производителя к производителю).

Как итог, GAGG(Ce) можем считать хорошей альтернативой кристаллов LYSO(Ce), чаще всего использующийся в сцинтилляционных детекторах для задач медицинской физики. GAGG представляет исследовательский интерес его применимости совместно с кремниевыми фотоумножителями, принцип действия которых отписывается далее, так как это относительно новый материал. В частности, поскольку GAGG имеет относительно высокую плотность, он может быть привлекательным вариантом для тех применений обнаружения γ -излучения, где эффективность детектирования является критическим фактором, как, например, ПЭТ, объединенная с магнитно-резонансным томографом (ПЭТ/МРТ). Сейчас продолжаются исследования, которые показали, что в связи с активацией его на свету и последующим продолжительным высвечиванием есть необходимость предварительного выдерживания его в темноте для достижения наилучшего разрешения детектора.

1.2.2 ФОТОУМНОЖИТЕЛИ

Вышедших из сцинтиллятора фотонов достаточно мало чтобы обрабатывать напрямую сигнал с какого-либо фотоприёмника. Для устранения этого недостатка применяются особые фотоприёмники, содержащие в своей конструкции преобразователи попадающих на них фотонов в электроны с последующим умножением числа частиц. Одним из подобных устройств являются фотоэлектронные умножители, представленный на рисунке 1.1.

Таблица 1.2 — Сравнительные характеристики распространенных сцинтилляционных кристаллов. [7—10]

	CsI(Tl)	LYSO(Ce)	BGO	NaI(Tl)	GAGG(Ce)
Плотность (г/см ²)	4,51	7,2	7,13	3,67	6,63
Эффективный Z_{eff} (атомный)	54	65	73	50	54,4
номер					
Длина волны max высве- чивания (нм)	550	420	480	415	520
Время вы- свечивания (нс)	1050	40	300	230	87(90%)255(10%)
Световойход (фото- ны/кэВ)	54	32	10	38	40-45
Гигроско- пичность	ДА	НЕТ	НЕТ	ДА	НЕТ
Собственная радиоактив- ность	НЕТ	ДА	НЕТ	НЕТ	НЕТ

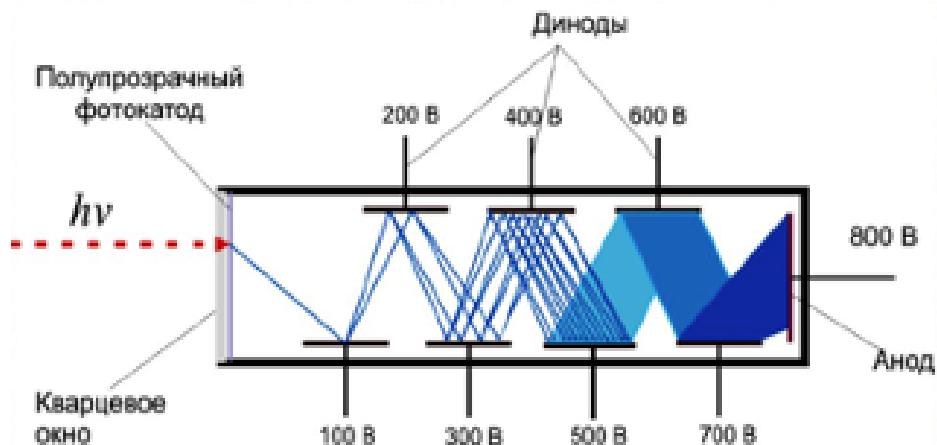


Рисунок 1.1 — Схема ФЭУ

Фотон проходит через кварцевое окно и, попадая на полупрозрачный фотокатод, рождает фотоэлектрон, который в свою очередь падает на динод, выбивая несколько вторичных фотоэлектронов, которые летят к следующему диноду и далее, пока волна фотоэлектронов в сотни тысяч раз большая, чем одна частица, не достигнет анода. Такие фотоприёмники являются достаточно громоздкими,

требуют сложных в изготовлении источников питания, восприимчивы к внешним магнитным полям, что усложняет их использование в паре с МРТ, а также являются достаточно хрупкими, из-за чего требуют в эксплуатации особой осторожности.

Решением в области детектирования слабых излучений являются кремниевые фотоумножители (SiPM), представленные ниже на рисунке 1.2.

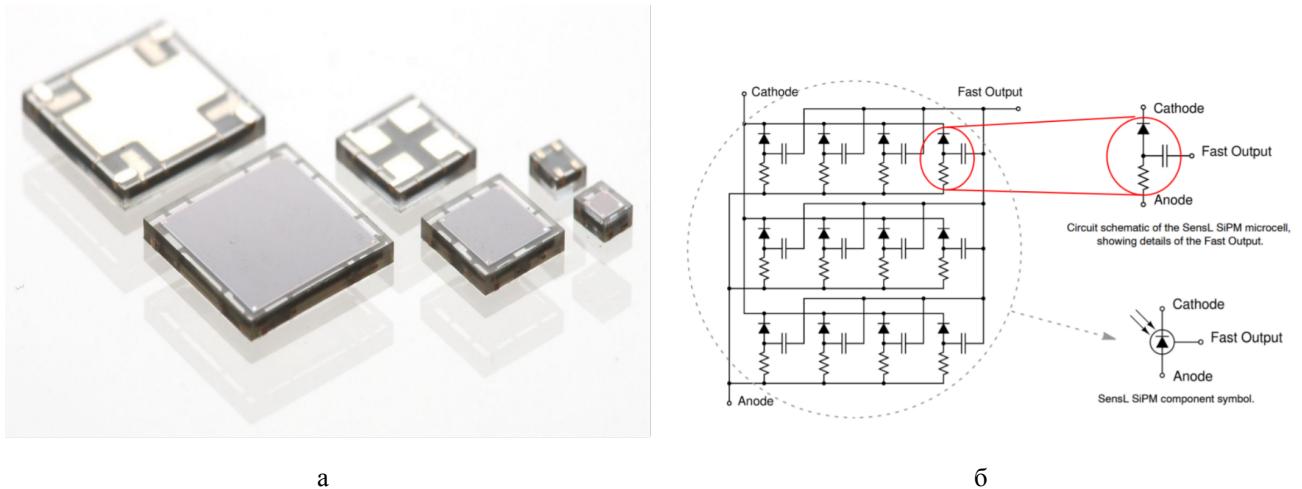


Рисунок 1.2 — Кремниевый фотоумножитель от компании Onsemi (а) и принципиальная схема кремниевого фотоумножителя (б)

Данный фотоприёмник представляет из себя матрицу полупроводниковых лавинных фотодиодов (ЛФД, SPAD), работающих в гейгеровском режиме. Пример принципиальной схемы SiPM представлен на рисунке 1.2б, у разных производителей схемы могут отличаться. В схеме резистивный элемент нужен для пассивного гашения лавины. За счёт своих малых габаритов и высокого коэффициента усиления (порядка 10^6) SiPM не только приходит на замену ФЭУ во многих задачах, но и выходит за пределы применимости этого типа фотоприёмников в области компактности и устойчивости к внешним магнитным полям и используется для детектирования различных слабых сигналов. [11]

В нашей установке применяются кремниевые фотоумножители (SiPM) Onsemi FC30035.

Данные фотоумножители отличаются от своих конкурентов достаточно низким рабочим напряжением питания (30 В), а также высоким значением эффективности регистрации фотонов (PDE) и малым разбросом напряжения пробоя. Эта линейка датчиков обладает высоким коэффициентом усиления [12], чувствительных в однофотонном режиме от ультрафиолетового до инфракрасного диапазона

Размер сенсора	Размер ячейки	Параметр	Тип.
3мм	35μ	Напряжение открытия (V_{br} , В)	24.2 - 24.7
		Пик длины волны (λ_p), нм	420
		PDE, %	$31(V_{br} + 2.5)B$
		Усиление	3×10^6
		Темновой счёт, кГц	300 - 860

Таблица 1.3 — Характеристики кремниевого умножителя Onsemi FC30035 при значении длины волны 420 нм.

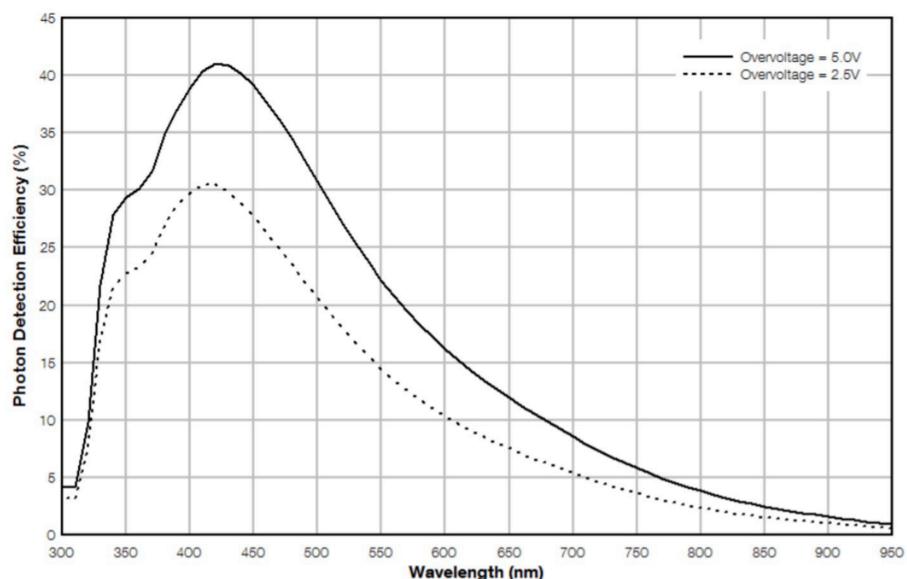


Рисунок 1.3 — Зависимость PDE от длины волны при разных значениях перенапряжения

На рисунке 1.3 представлена зависимость PDE от длины волны регистрируемого излучения для различных значений напряжения смещения. Данный параметр является отражением чувствительности кремниевого фотоумножителя, или отношением числа частиц, зарегистрированных за время измерения к числу частиц, попавших в детектор за тоже время. Определяется как:

$$PDE(\lambda, T, U) = Q_E(\lambda, T) \mathcal{E}_g P_G(\lambda, T, U) \quad (1.1)$$

где $Q_E(\lambda)$ – квантовая эффективность чувствительной площади фотодетектора, λ – длина волны регистрируемого излучения, \mathcal{E}_g – геометрическая эффективность, равная отношению чувствительной площади, к полной площади кремниевого фотоумножителя, $P_G(\lambda, T, U)$ – вероятность того, что образовавшийся фотоэлектрон вызовет пробой, значение которой возрастает с увеличением перенапряжения U , зависящего от температуры T .

Для каждого датчика собрана схема подключения на индивидуальной плате, питание которой осуществляется от единого источника. Для дальнейшей калибровки SiPM были определены рабочие точки, которые представляют собой оптимальное значение напряжение смещения, при котором достигается наилучшее энергетическое разрешение детектора. Этот параметр зависит от коэффициента усиления, растущего при увеличении напряжения, и PDE.

Производитель в технической документации указывает среднее значение напряжения пробоя, однако существует необходимость тестировать каждый отдельно, так как, на практике, у разных SiPM одной серии они могут значительно отличаться.

1.3 ПЛАТА PETIROC 2A

За основу установки взята тестовая плата на базе интегральной схемы специального назначения (*ASIC*) **Petiroc 2A**, разработанная компанией Weeroc. Данная интегральная микросхема создавалась специально для считывания данных с SiPM), в том числе измерение времени срабатывания детекторов с последующим анализом и обработкой в соответствующем ПО.

Чип обладает набором из 32-х биполярных каналов, к которым можно подключить как одиночные SiPM, так и целые матрицы. Основная концепция данной микросхемы – комбинирование двух измерений (времени регистрации сигнала и его амплитуды) независимым образом. Временной триггер срабатывает по переднему фронту сигнала (начало сцинтилляционной вспышки), амплитудное значение достигается, когда большая часть фотонов вспышки собрана на SiPM, а за амплитуду – величина засвета всего сцинтилляционного кристалла.

Сигнал с фотоумножителя поступает на плату и разделяется на два: временную и зарядовую ветвь. Первичный отбор производится на основе срабатывания триггера временного канала, также могут быть применены отборы на основе триг-

гера зарядового канала и на основе совпадений.

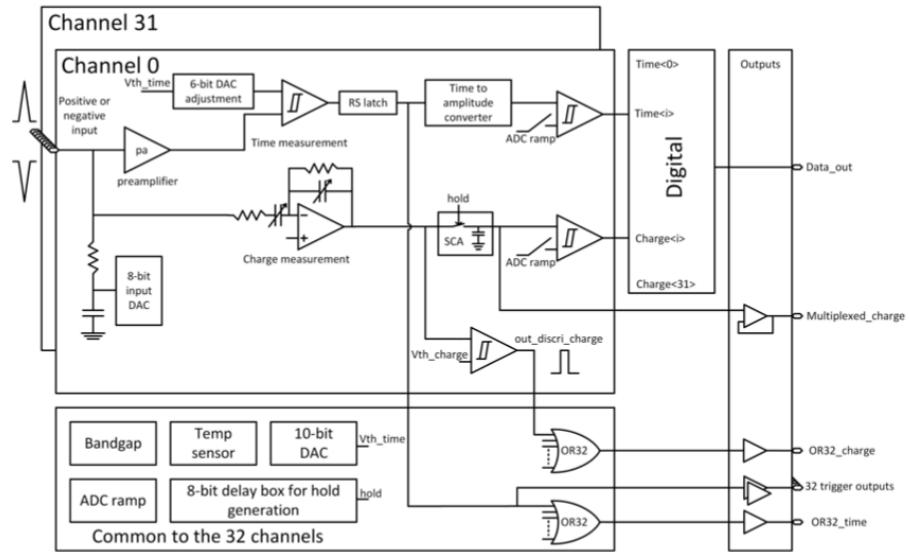


Рисунок 1.4 — Принципиальная схема тестовой платы Petiroc 2A

Пришедший сигнал, предварительно усиленный на предусилителе, оцифровывается с помощью аналого-цифрового преобразователя, а полученные величины передаются в ячейки памяти (по четыре ячейки на событие для каждого канала), которые затем силами как прилагаемого программного обеспечения, так и при помощи стороннего, можно проанализировать и получить необходимые результаты.

1.4 МАКЕТ 32-КАНАЛЬНОГО ПЭТ

Макет 32-канального ПЭТ (позитронно-эмиссионный томограф) представляет собой установку, разработанную лабораторией детекторов ядерной медицины НИЯУ «МИФИ» и НИЦ «Курчатовский институт». Сцинтилляционные детекторы размещаются в специальных канавках, сделанных внутри поликарбонатового кольца, что придаёт установке прочность и избавляет от нежелательных смещений. Внешний радиус кольца составляет 160 мм, внутренний — 90 мм, толщина — 10 мм. Всего размещено 32 детектора, что связано с ограничениями электроники — анализатор не рассчитан на большее число каналов. Сбор сигнала осуществляется

ется через шлейф, присоединенный на входные pin-контакты платы. Установка в сборе представлена на рисунке 1.5.

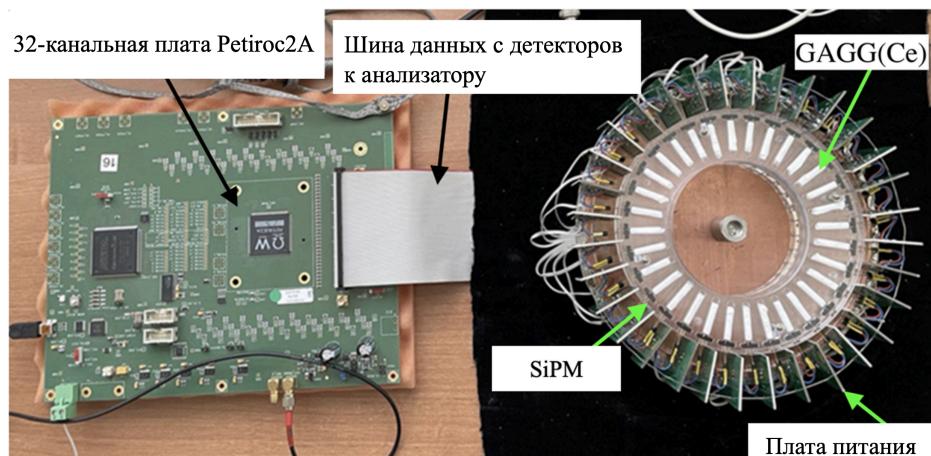


Рисунок 1.5 — Внешний вид макета 32-канального ПЭТ

1.5 ХАРАКТЕРИСТИКИ МАКЕТА 32-КАНАЛЬНОГО ПЭТ

Ранее собранный макет 32-канального ПЭТ проходил проверку на различных источниках, благодаря чему удалось изучить ряд его характеристик. Для данных исследований была подготовлена отдельная установка, представляющая собой чёрный ящик, внутри которого располагается детекторная сборка и необходимая для работы с ней электроника [13], были измерены характеристики откликов каналов, такие как положения пика, а также энергетическое разрешение для различных комбинаций SiPM и сцинтиллятора, дополнительно получены данные по энергетическому разрешению для одиночного детектора. Так, для пика в области 662 кэВ, изображённого на рисунке 1.6, источника ^{137}Cs , составило $\sim 8\%$, что позволяет различать его с приемлемой точностью.

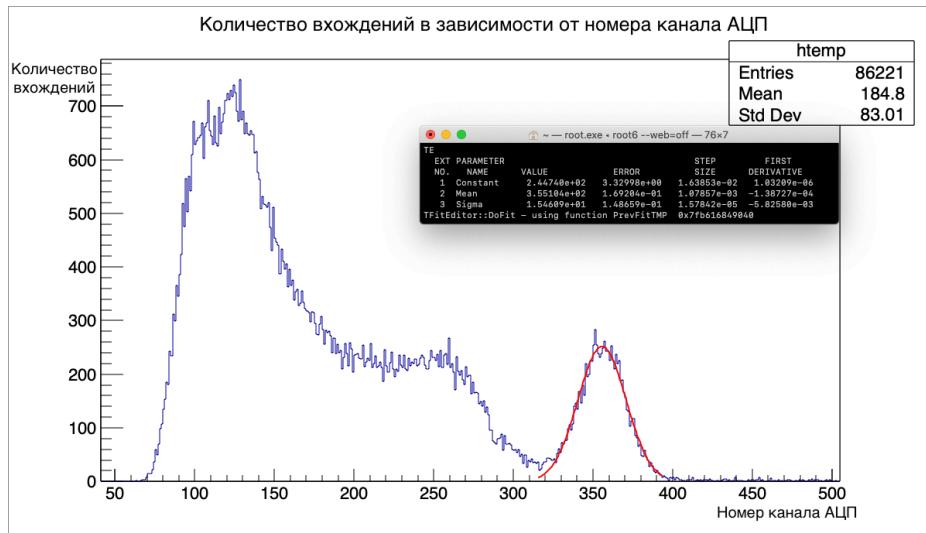


Рисунок 1.6 — Спектр источника ^{137}Cs , полученный на установке для тестирования кремниевых фотоумножителей и сцинтиляционных кристаллов

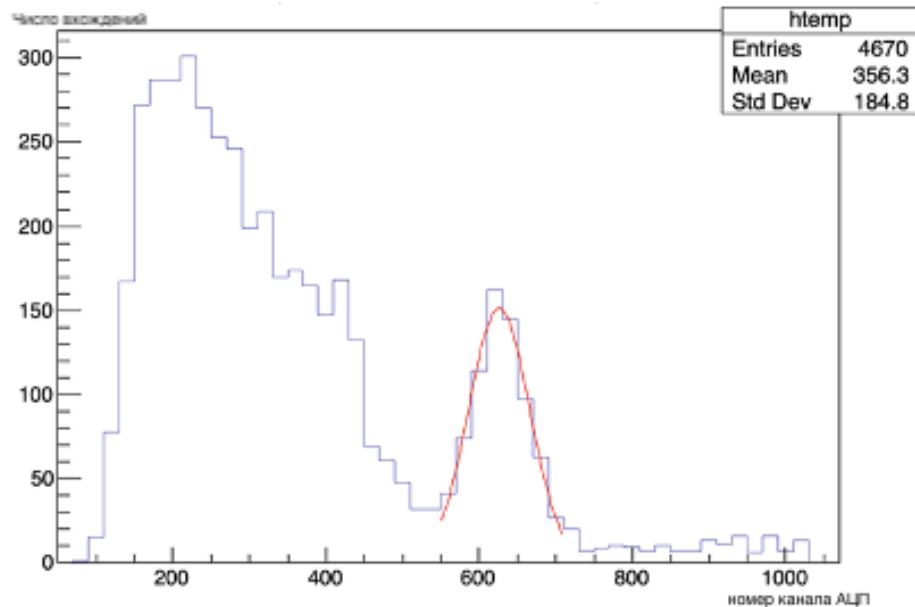


Рисунок 1.7 — Спектр источника ^{44}Ti , полученный на одном канале макета 32-детекторного ПЭТ

В качестве второго источника для изучения характеристик установки был выбран ^{44}Ti за счёт своей моды низкоэнергетического β^+ -распада, что позволяет использовать его в качестве эталона для восстановления изображения с макета 32-канального ПЭТ. Источник размещался в центре установки и для каждой противоположной пары детекторов производился поиск совпадений в заданном временном окне. Для данного изотопа получено энергетическое разрешение 14% для пика 511 кэВ (рисунок 1.7), а временное разрешение составило порядка 1.8 нс. О результатах данных исследований было доложено в рамках международной кон-

ференции AYSS, прошедшей в ОИЯИ в Дубне, информация по докладу изложена в статье [14].

2 ПОДСТРОЙКА НАПРЯЖЕНИЙ НА КАНАЛАХ

В рамках работы, проделанной в прошлом семестре, была предложена модифицированная система подстройки напряжений на базе решения от компании Texas Instruments, операционный усилитель "Rail-to-Rail" с диапазоном напряжений питания 4.5..40В, а также малым температурным дрейфом ($\pm 1.5\mu\text{В}/^\circ\text{C}$). Микросхема распространяется в планарном виде, что сподвигло перевод на планар и большинство других компонентов. Подобный переход способствует резкому уменьшению площади, занимаемой электроникой, а также значительному уплотнению монтажа.

2.1 МАСШТАБИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ НА 8 КАНАЛОВ

После тестирования двуканальной платы принято решение провести её масштабирование. Для этого разведена и изготовлена полноценная плата прототипа на 8 каналов. Элементная база сохранена, пробные резисторы заменены аналогично на планарные компоненты. В ходе разработки создан восьмиканальный модуль для подстройки напряжений с цифровым управлением, функциональная схема которого представлена на рис. 2.1.

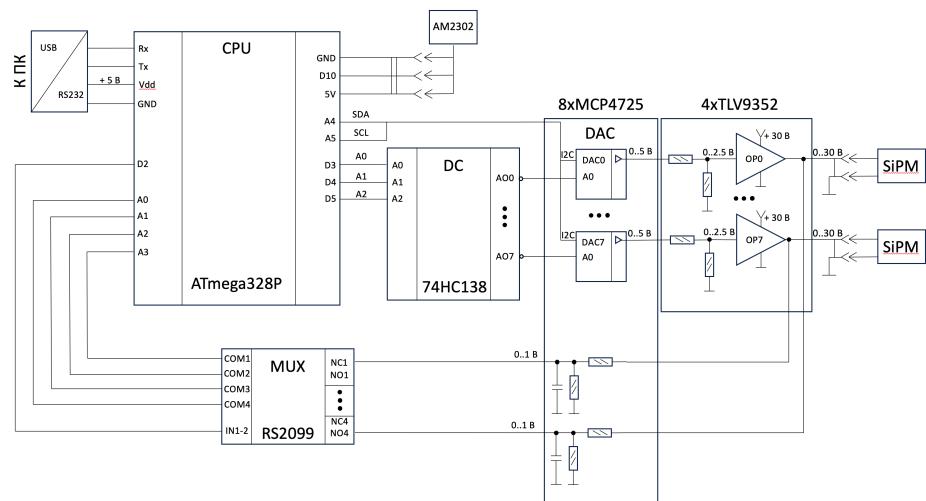


Рисунок 2.1 — Схема универсального блока подстройки напряжений на 8 каналов

2.1.1 ЦИФРОВОЕ УПРАВЛЕНИЕ. ATMEGA328P

В качестве микроконтроллера, осуществляющего управление электроникой, аналогично выбрана микросхема ATmega328P, функциональная схема которой представлена на рисунке 2.2.

Это достаточно распространённый 8-битный RISC-процессор, работающий на частоте 16 МГц за счёт внешнего резонатора. Данный микроконтроллер поддерживает различные протоколы для взаимодействия с внешними устройствами, такие как I2C (TWI) и RS-232, что позволяет выбрать необходимые электронные компоненты из достаточно обширного списка кандидатов, используя при этом возможности самого процессора для управления. В то же время, наличие встроенного 10-разрядного аналого-цифрового преобразователя (АЦП) позволяет поддержать необходимое для системы управления измерение напряжений (с «грязной» точностью до 15мВ) без использования внешних устройств.

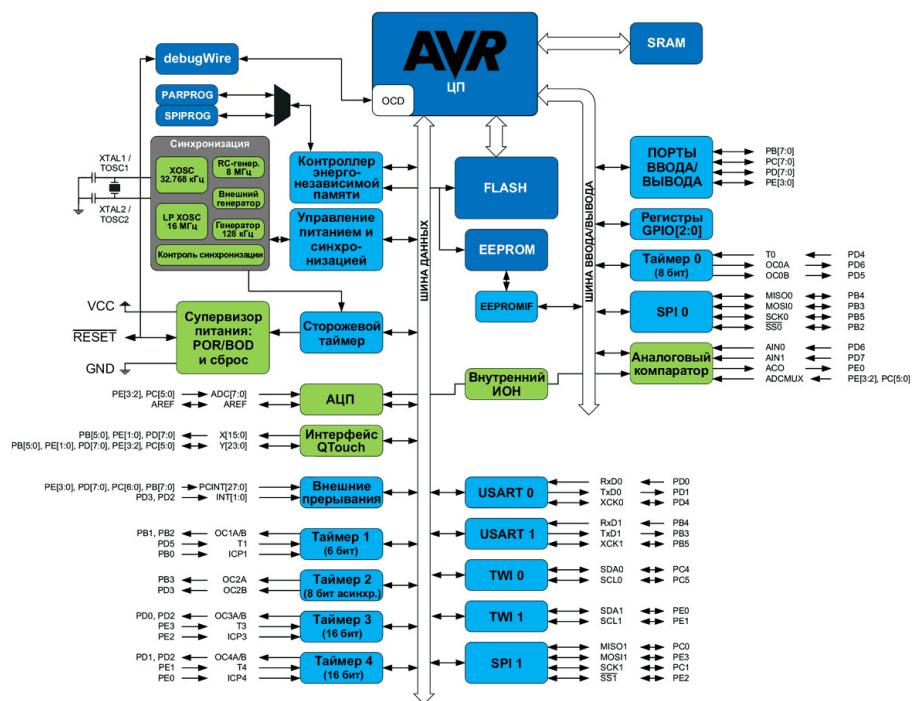


Рисунок 2.2 — Функциональная схема микроконтроллера ATmega328P

В то же время, для поставленной задачи прерывания играют очень важную роль в алгоритме управления выходным напряжением на каналах, обеспечивая непрерывный процесс его измерения при помощи АЦП и записи данных для коррекции кода цифро-аналогового преобразователя (ЦАП).

2.1.2 ЦИФРОВОЕ УПРАВЛЕНИЕ. ЦАП

В качестве устройства, устанавливающего выходное напряжение на операционном усилителе был выбран ЦАП MCP4725. Данная микросхема поддерживает подключение к микроконтроллеру по интерфейсу I₂C, что позволяет легко масштабировать модуль на большее число каналов (до восьми штук на микроконтроллер), сохраняя при этом большинство входов микроконтроллера свободными для прочих задач. ЦАП обладает разрядностью 12 бит, что позволяет выставлять напряжение на канале с точностью до 7 мВ. Подобная разрядность при грамотном алгоритме подстройки напряжений позволяет компенсировать меньшую точность АЦП, поднимая точность до единиц милливольт. Принципиальная схема включения ЦАПов для двух каналов представлена на рисунке 2.3.

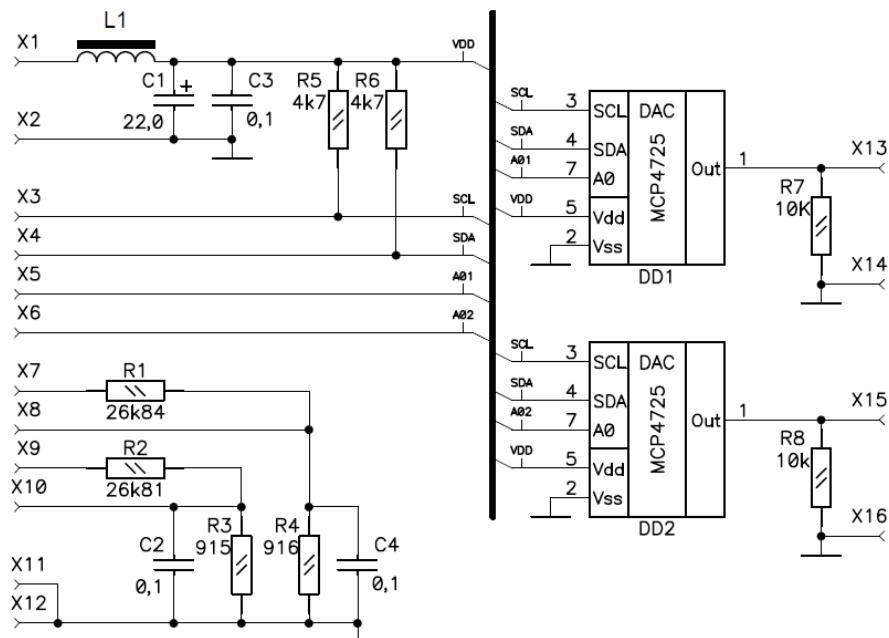


Рисунок 2.3 — Схема включения ЦАП MCP4725

Заметим, что идеология включения каналов сохраняет попарную компоновку, что связано напрямую с конфигурацией операционного усилителя (два на одном кристалле с общим питанием). Как было описано выше, микроконтроллер ATmega328P оснащён встроенным 10-битным АЦП для проведения оцифровки сигнала с опорным напряжением 1.1В, что не позволяет подавать на вход микроконтроллера полное напряжение на канале. Для решения этого вопроса на плате добавлены соответствующие резистивные делители R_1 и R_4 , а также R_2 и R_3 . Благодаря качественному подбору резисторов коэффициент передачи по посто-

янному току составил значение $K = \frac{R_3}{R_2 + R_3} \approx 0.033$, что в максимуме даст нам напряжение $U_{max} = 30 \times K = 0.99$ В. Для выбора требуемого ЦАП (по умолчанию адрес задан как 0) применяется инверсный дешифратор (DC), благодаря которому выбираемый канал откликается на нужный адрес. Для обеспечения масштабирования из-за малого числа аналоговых входов на микроконтроллере, выходы, с которых снимается напряжение, подключены к чипу через мультиплексор RS2099. Выбор соответствующих для измерения групп каналов осуществляется через управление входом INT1-2, при этом часть выходов подключена к нормально закрытым, а часть к нормально открытым входам микросхемы (см. рис. 2.1).

При поведении измерений под контролем температуры система показала высокую стабильность: в четырёхчасовом эксперименте напряжение на выходе системы оказывалось полностью стабильным. Однако даже при грамотном подборе электронных компонентов итоговые значения напряжений для одного и того же кода ЦАП могут значительно отличаться, вплоть до 100 мВ. Наличие данного фактора требует введения в алгоритм подстройки некоторого механизма управления, чтобы ликвидировать такие отклонения.

2.1.3 ЦИФРОВОЕ УПРАВЛЕНИЕ. МЕХАНИЗМ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ

Как было замечено ранее, конечные значения напряжений для одного и того же кода ЦАП могут значительно отличаться от канала к каналу, что не позволяет ограничиваться выставлением одинакового значения кода. Чтобы нивелировать данную проблему, было принято решение интегрировать в разработанное ПО механизм обратной связи, осуществляющий автоматическую и точную подстройку напряжений на канале, алгоритм управления представлен на рисунке 2.4.

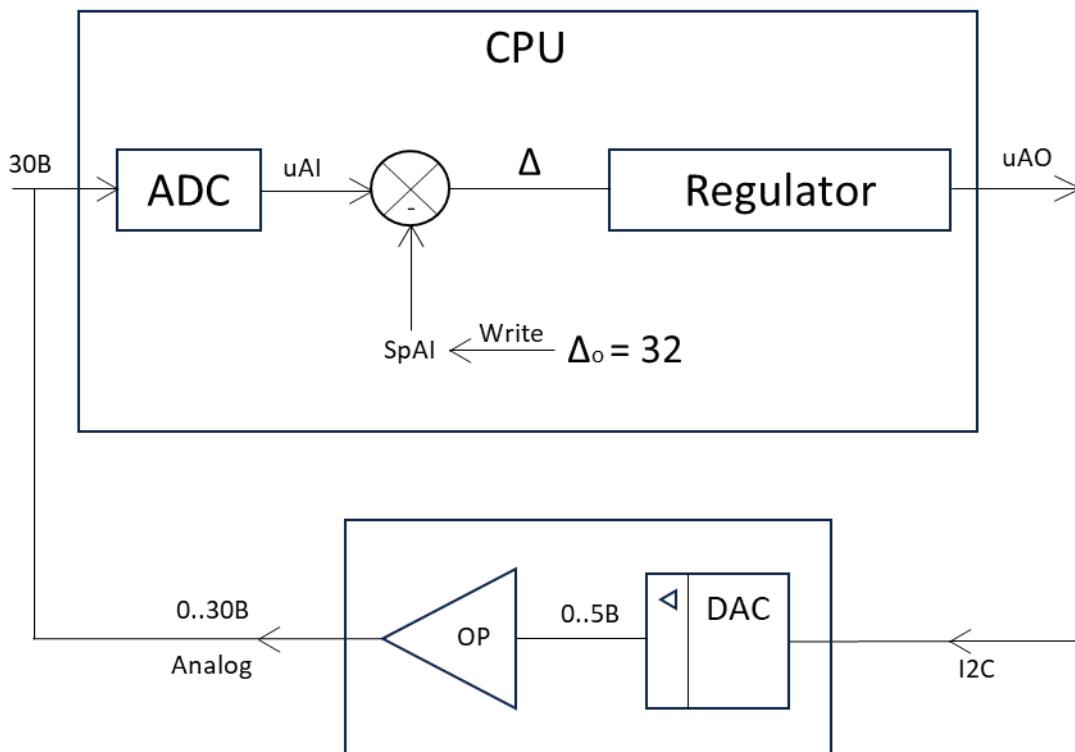


Рисунок 2.4 — Схема включения ЦАП MCP4725

Микроконтроллер получает ожидаемый на выходе код АЦП SpAI. При помощи встроенного АЦП производится измерение текущего напряжения на канале uAI, после чего полученный код сравнивается с ожидаемым. В случае отклонения, на регулятор подаётся соответствующее управляющее воздействие Δ , которое добавляет (или отнимает) соответствующую величину к текущему коду ЦАП и отправляет по I2C новое его значение uAO. ЦАП, в свою очередь, выставляет соответствующее коду напряжение в диапазоне 0..5В, подаваемое на вход операционного усилителя, что вызывает выставление нового значения напряжения на канале. Далее процесс продолжается, пока код АЦП не перешагнёт уставку SpAI. После чего управляющее воздействие уменьшается вдвое, инвертируется и процесс повторяется. Зависимость кода АЦП от времени представлена на рисунке 2.5.

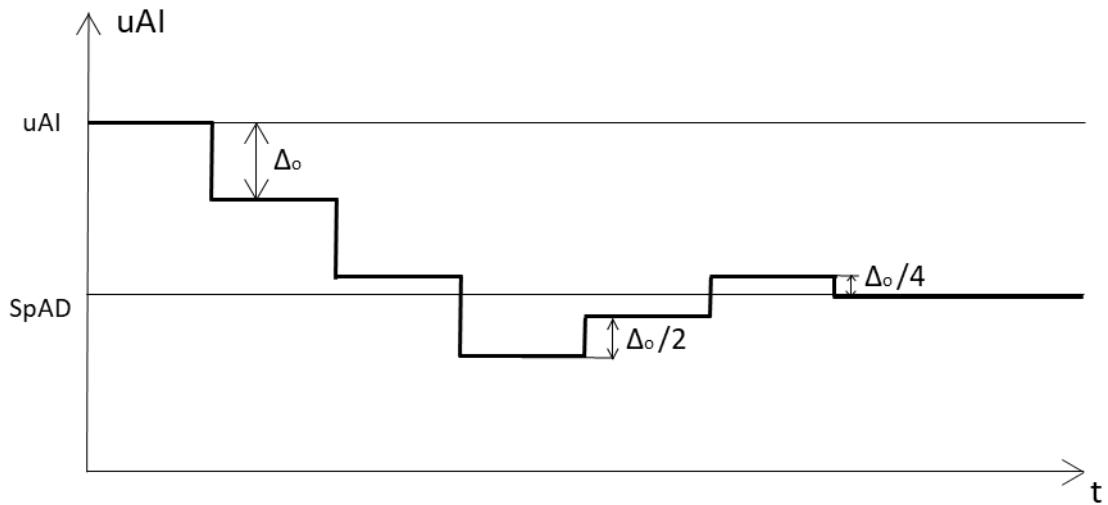


Рисунок 2.5 — Зависимость выходного напряжения схемы от времени, за Δ_0 управляющее воздействие в 32 единицы, деление на два осуществляется путём битового сдвига на 1

Заметим, что микроконтроллер занимается только выставлением соответствующего кода ЦАП, вся калибровка соответствующих преобразований находится на стороне клиентского приложения, исполняющегося на ПК.

2.1.4 ЦИФРОВОЕ УПРАВЛЕНИЕ. ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Для взаимодействия с электроникой блока подстройки напряжений было разработано программное обеспечение (ПО) для персональных компьютеров (ПК), работающих на операционной системе Windows, интерфейс приведён на рисунке 2.6.

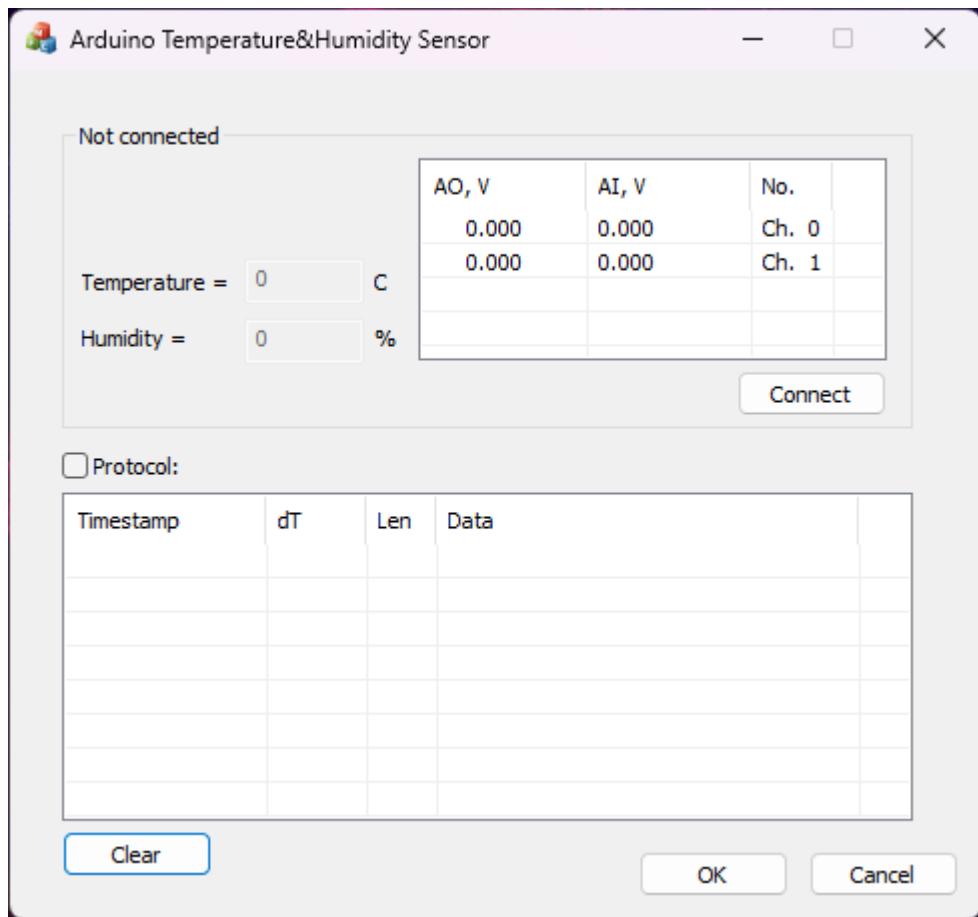


Рисунок 2.6 — Интерфейс программного обеспечения. Основное диалоговое окно без подключения к электронике

ПО представляет собой диалоговое окно, разработанное при помощи фреймворка Microsoft Foundation Classes (MFC), представленного корпорацией Майкрософт совместно с выходом Windows 95/NT4 (и до сих пор поддерживаемого), что заметно упрощает разработку оконных приложений и по сей день. По умолчанию персональный компьютер не подключен к блоку подстройки, взаимодействия с устройством осуществляется после нажатия кнопки Connect. После успешного подключения к блоку подстройки экран диалогового окна видоизменяется (рисунок 2.7), в таблице Protocol появляется доступ к информации о передаче данных (опционально, можно активировать, поставив галочку в соответствующем поле), также отображается информация о текущем состоянии каналов в таблице сверху и данные о температуре и влажности в соответствующих строках. Под информацией о микроклимате также присутствует системная информация о датчике влажности.

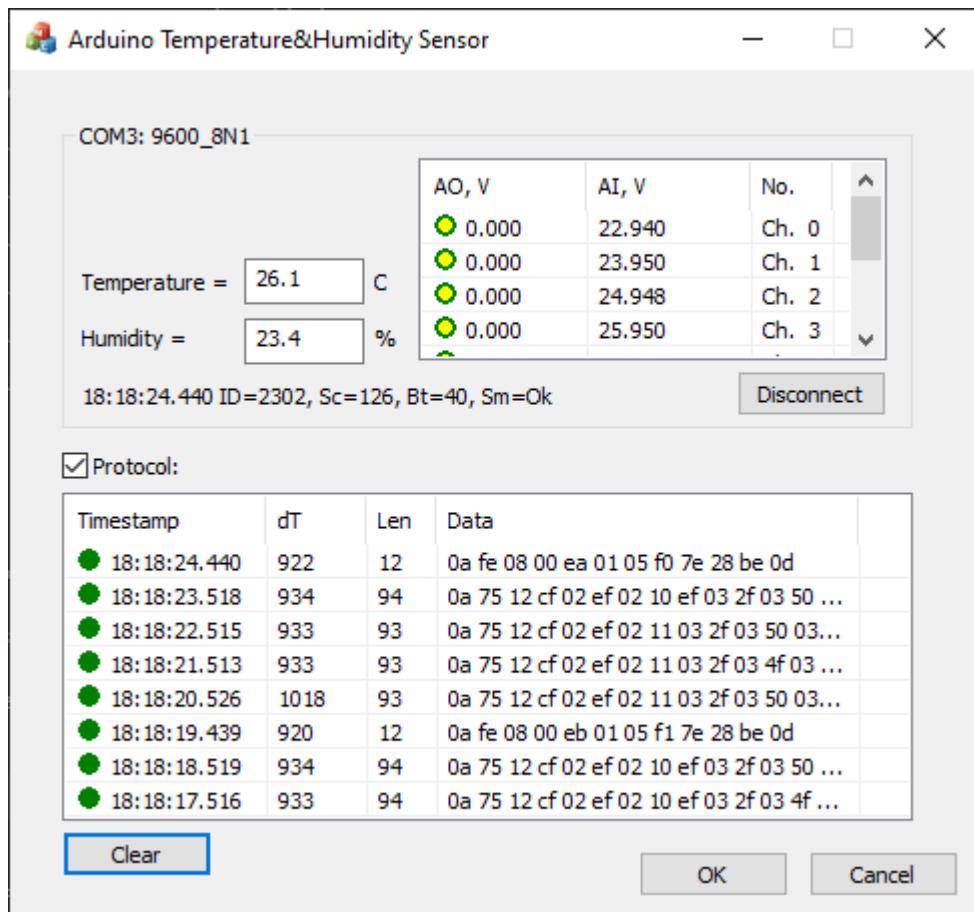


Рисунок 2.7 — Интерфейс программного обеспечения. Основное диалоговое окно после подключения к электронике

Выбор канала, над которым требуется произвести манипуляции подстройки, осуществляется из списка при помощи двойного нажатия по нему, после чего перед пользователем возникает диалоговое окно (рис. 2.8).

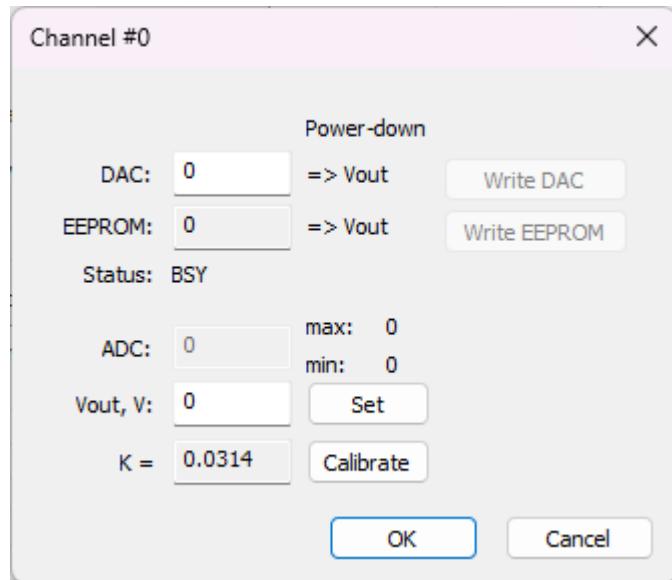


Рисунок 2.8 — Интерфейс программного обеспечения. Основное диалоговое окно управления каналом после подключения к электронике

Для осуществления работы механизма обратной связи, обеспечивающий гарантированную точную подстройку, пользователь, используя ПО, устанавливает требуемое напряжение на канале в поле V_{out} . С учётом коэффициентов, получаемых в ходе предварительной калибровки, ожидаемое напряжение преобразовывается в ожидаемый код АЦП SpAI и передаётся через USB интерфейс на микроконтроллер по протоколу USART. ПО поддерживает выставление желаемого напряжения, преобразующегося в необходимый код АЦП посредством предварительной калибровки, а также выставление необходимого кода цифро-аналогового преобразователя. Заметим, что при выставлении кода ЦАП механизм подстройки не поддерживается, и скорость подстройки зависит только от физических характеристик электроники (скорости канала связи в случае увеличения, и времени разрядки RC-цепочки в противном случае). При этом регулирование кода ЦАП производится не чаще, чем раз в 1 секунду, что связано с необходимостью завершения всех переходных процессов (взято с большим запасом), а также в том случае, если разница кодов АЦП между соседними измерениями не превышает 4 единицы.

2.2 ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

Тестирование схемы подстройки производилось при помощи установки, применяемой ранее во время подготовки тестового образца. Плата Arduino, на которой

распаян микроконтроллер ATmega328P запитывается от собственного источника питания +9В, оснащённого сетевым фильтром для подавления вредоносных помех и наводок в цепи питания. Все земли объединены в один общий земляной контур.

Как и в случае с предыдущими итерациями, нам очень важно исследовать поведение АЦП для корректной калибровки каналов, чтобы алгоритм подстройки выставлял ожидаемое выходное напряжение. При помощи источника питания +30В была получена зависимость выходного напряжения (U_{out}) от кода АЦП. При помощи линейной аппроксимации МНК из экспериментальных данных были получены коэффициенты пересчёта, используемые в дальнейшем для алгоритма подстройки напряжений. Для исследования поведения АЦП из линейной аппроксимации рассчитано отклонение выходного напряжения от ожидаемого теорией значения. Измерения и расчёты проведены для всех восьми каналах установки (рисунки 2.9 и 2.10).

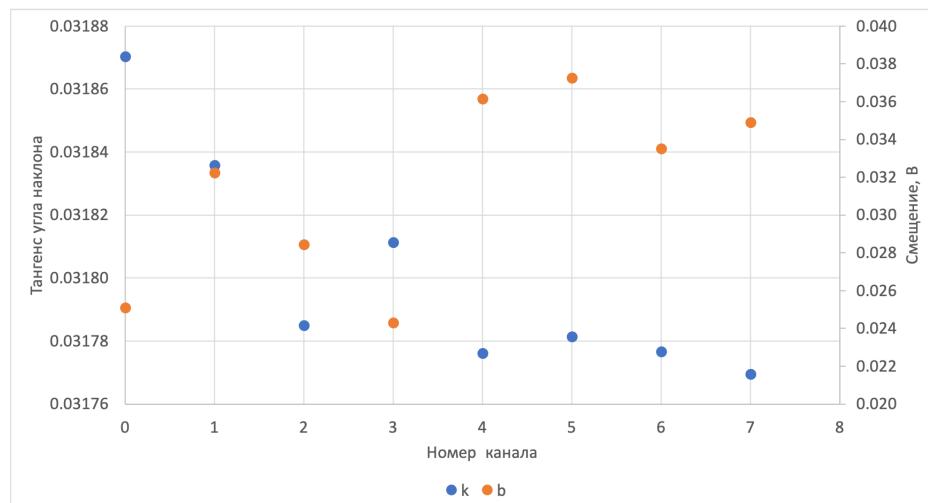
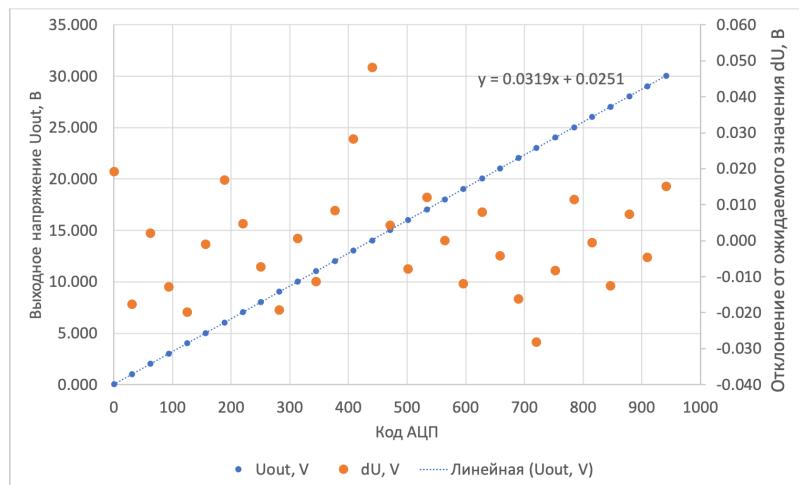
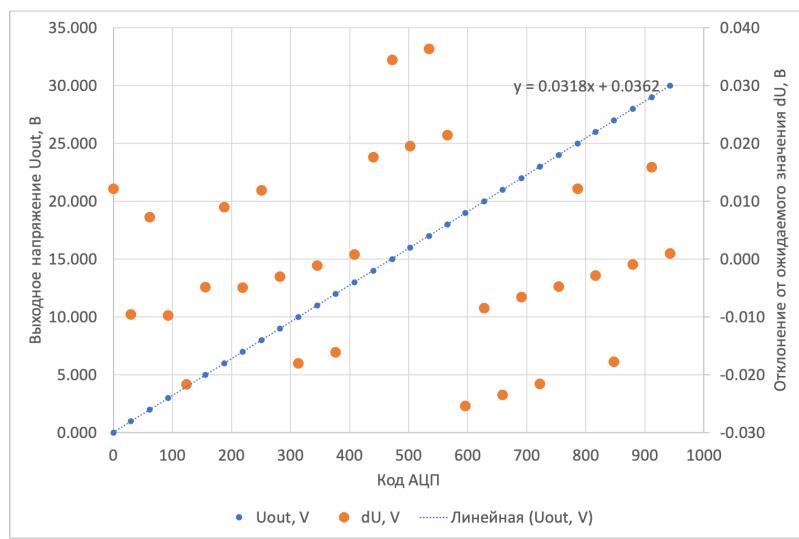


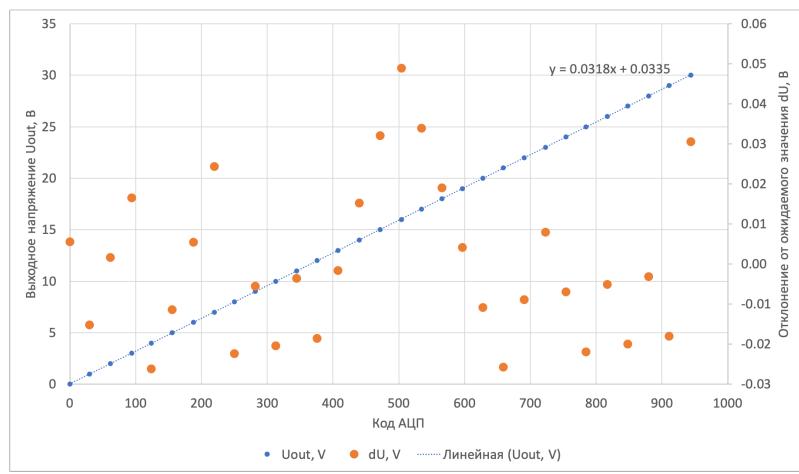
Рисунок 2.9 — Зависимость тангенсов угла наклона и смещений линейной аппроксимации каналов от их номера



а



б



в

Рисунок 2.10 — Зависимость напряжения на канале (U_{out}) и отклонения выходного напряжения от ожидаемого значения, полученное из линейной аппроксимации при помощи МНК, в зависимости от кода АЦП для каналов 0 (а) 4 (б) и 6 (в)

Из рисунка 2.9 видно, что тангенсы угла наклона (на графике отмечены синими точками) имеют достаточно близкие значения (наибольшее отклонение величины не превышает 0.3%), что говорит об относительно линейной характеристики каналов. В то же время, наблюдается значительный разброс коэффициентов смещения калибровочной прямой (наибольшее отклонение величины составляет 53%). Подобный разброс связан в первую очередь с неоднородностью напряжения смещения операционных усилителей, которое в том числе и позволяет убрать такую калибровку.

Линейность калибровочных прямых всё также сохраняется (см. рис. 2.10). Заметим, что зависимость отклонения выходного напряжения от ожидаемого значения от кода АЦП в отличие от тестовой платы (рис. 2.11) уже носит случайный характер и не наблюдается восходящий тренд. В то же время, для всех каналов наблюдается наличие явного пика при значении кода АЦП, равному 500 (1/2 кодов АЦП) у распределения отклонения выходного напряжения от ожидаемого значения. Такой феномен связан с принципом работы АЦП последовательного напряжения.

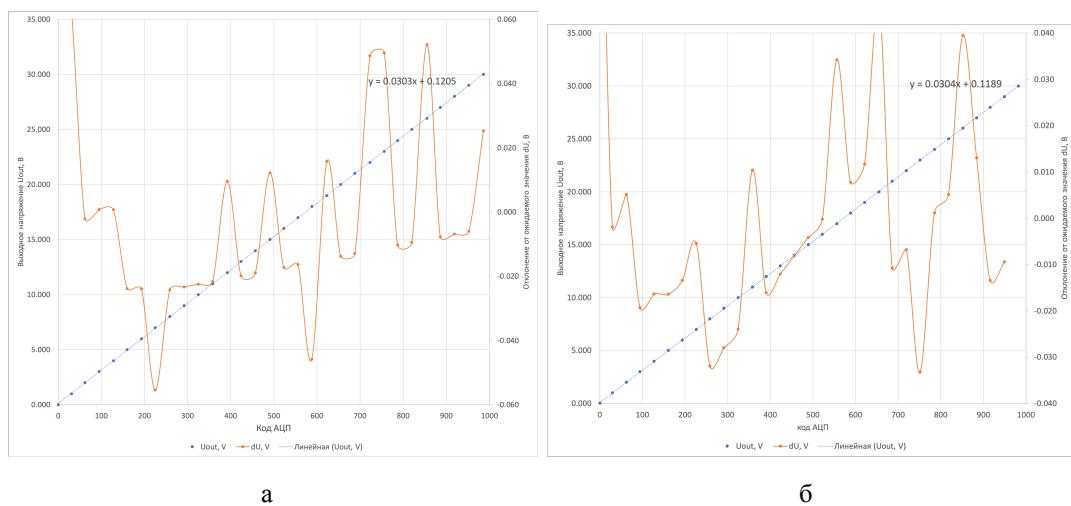


Рисунок 2.11 — Зависимость напряжения на канале (U_{out}) и отклонения от ожидаемого значения, полученное из линейной аппроксимации при помощи МНК, в зависимости от кода АЦП для канала 1 (а) и 2 (б)

На рисунке 2.12 представлена восьмиканальный модуль подстройки напряжения. Плата содержит полноценные восемь каналов, выходное напряжение снимается со стандартизированного разъёма DB-25, что упрощает подключение электроники детекторов к плате.

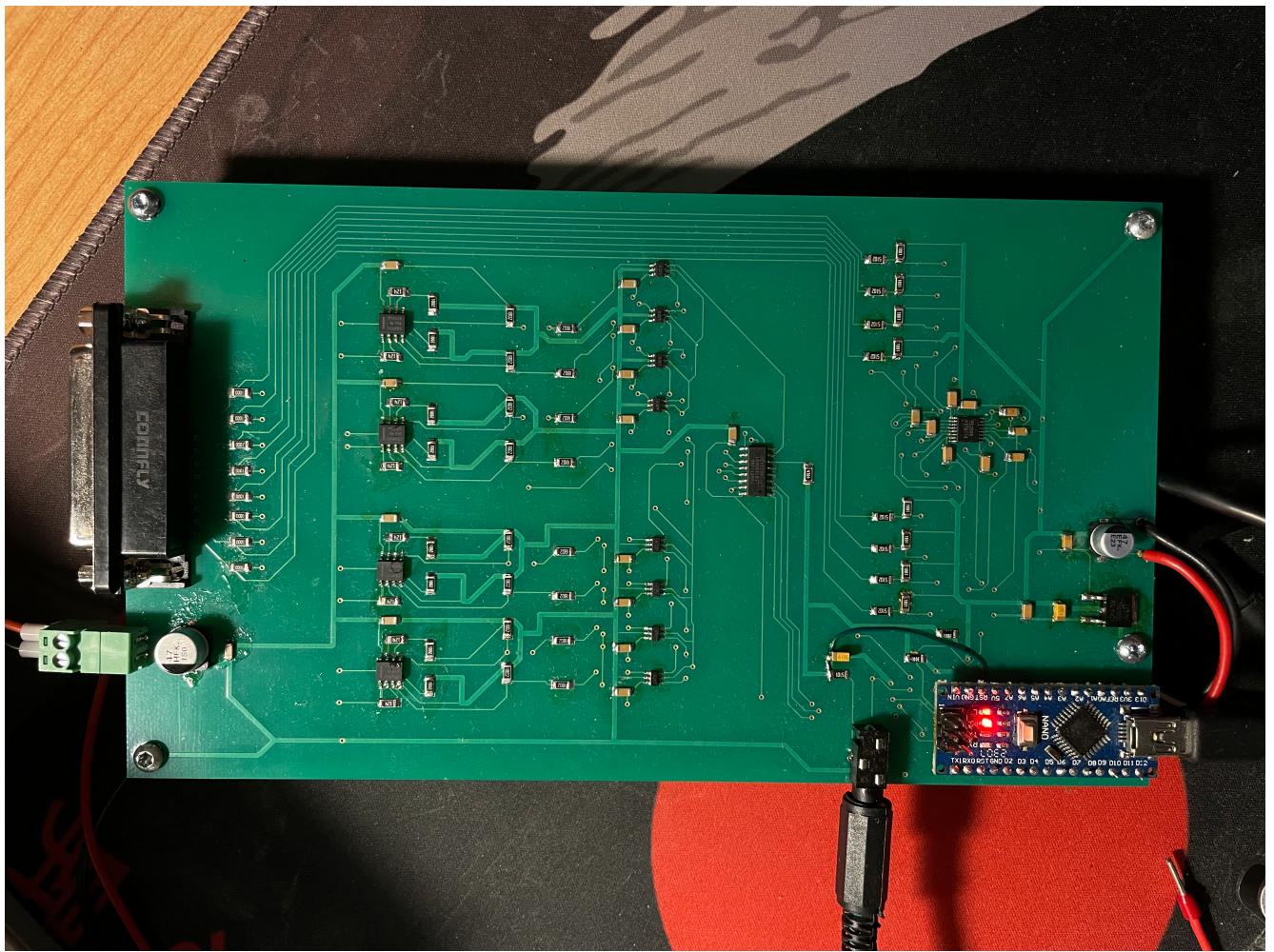


Рисунок 2.12 — Восьмиканальный модуль подстройки напряжения

2.3 ПУТИ УЛУЧШЕНИЯ

Текущая версия платы является готовым решением для подстройки напряжения на восьми каналах. В то же время текущее решение имеет большой потенциал для глубокой модификации. Установка разъёма DB-25 позволила помимо вывода выходных напряжений питания (вместе с землёй) также вывести интерфейс I2C и напряжения питания, что позволит внедрить дополнительную плату для измерения тока, потребляемого каждым каналом, при этом без необходимости модифицировать разъём для подключения к электронике детекторов.

Также были предложены некоторые усовершенствования для программного обеспечения, которые сделают опыт взаимодействия пользователя с ПО более комфортным. В частности, предложены методы сохранения конфигурации напряжений на каналах, способы их создания, сохранения и загрузки, а также некоторое упрощение интерфейса. Для большей универсальности ПО следует уходить от те-

кущего оконного фреймворка в пользу поддерживающих также ОС Linux (например Qt).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данная работа посвящена продолжению разработки метода подстройки напряжения на базе микроконтроллера ATmega328P.

Произведено масштабирование электроники отработанной тестовой платы, разработанной в прошлом семестре, на восемь каналов. Для доработанной схемы подстройки напряжения представлена модификация цифрового управления на базе микроконтроллера ATmega328P и 12-разрядного ЦАП. Доработано приложение для микроконтроллера и ПК для текущего модифицированного оборудования и проверки его работоспособности на восьмиканальной плате. Проведена соответствующая калибровка измерительных каналов для корректной работы программного обеспечения. Проведён анализ калибровки восьми каналов. Показано, что предложенное решение не зависит от электроники подстройки, так как вся логика выставления кодов находится только на стороне программного обеспечения. Схема имеет высокий потенциал к модификации в следствие лёгкости добавления нового модуля для измерения потребляемого блоком детекторов тока, что поможет фиксировать выход из строя SiPM или их засветки, засчёт внедрения универсального выходного разъёма.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Зыков Е. М., Поздняков А. В., Костеников Н. А. Рациональное использование ПЭТ и ПЭТ-КТ в онкологии // Практическая онкология. — 2014. — Т. 15, № 1. — С. 31.
2. Deans S. R. The Radon transform and some of its applications. — Courier Corporation, 2007.
3. Рудас М. С., Насникова И. Ю., Матякин Г. Г. Позитронно-эмиссионная томография в клинической практике // М.: Центральная клиническая больница УДП РФ. — 2007.
4. Позитронная эмиссионная томография в онкогинекологии / Д. Рыжкова [и др.] // Сибирский онкологический журнал. — 2013. — 2 (56). — С. 77—83.
5. Беляев В., Климанов В. Физика ядерной медицины: учеб. пособие // М.: НИЯУ МИФИ. — 2012.
6. Корнеев А. И. Универсальная модель световыххода пластмассовых и жидкых органических сцинтилляторов для электронов и тяжёлых заряженных частиц // Факультет экспериментальной и теоретической физики НИЯУ МИФИ. — 2007. — С. 40.
7. Crystals S.-G. Physical properties of common inorganic scintillators // Saint-Gobain Crystals. — 2007.
8. The digital silicon photomultiplier — Principle of operation and intrinsic detector performance / T. Frach [и др.] // 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). — 2009. — С. 1959—1965.
9. Jeong M., Hammig M. Development of hand-held coded-aperture gamma ray imaging system based on GAGG(Ce) scintillator coupled with SiPM array // Nuclear Engineering and Technology. — 2020. — Т. 52, № 11. — С. 2572—2580. — ISSN 1738-5733.

10. Comparison between Pixelated Scintillators: CsI(Tl), LaCl₃(Ce) and LYSO(Ce) when coupled to a Silicon Photomultipliers Array / M. Jeong [и др.] // Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. — 2018. — T. 893. — C. 75—83. — ISSN 0168-9002.
11. Акимов Ю. К. Фотонные методы регистрации излучений. — Дубна : ОИЯИ, 2014. — С. 323.
12. *Sensors* C.-S. S. Silicon Photomultipliers (SiPM), Low-Noise, Blue-Sensitive // On Semiconductor. — 2020.
13. *Konotop A., Boyko N.* INSTALLATION FOR TESTING SILICON PHOTOMULTIPLIERS AND SCINTILLATION CRYSTALS // Vestnik natsional'nogo issledovatel'skogo yadernogo universiteta «MIFI». — 2023. — T. 12(3). — C. 143—152.
14. PET prototype based on scintillation detectors GAGG-SiPM coupled to 32-channel Petiroc2A chip / F. Dubinin [и др.] // JINR AYSS international conference 2023. — 2023. — C. 1—5.
15. *CAEN.* SP5600AN Educational Kit - Premium Version Guide. — Italy : CAEN Educational, 2016. — C. 81.