

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии

Устройство для многоканальной регистрации фотоплетизмограмм

наименование темы выпускной квалификационной работы

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

Студента 2 курса 2281 группы

направления 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии»

профиль подготовки «Аппаратные и программные средства биомедицины»

институт физики

Сипачев Ярослав Павлович

фамилия, имя, отчество

Научный руководитель:
Зав. кафедрой динамического
моделирования и
биомедицинской инженерии,
д.ф.-м.н., профессор

ПОДАЧНО "



подпись, дата 10.06.25

А.С. Караваев

Зав. кафедрой динамического
моделирования и
биомедицинской инженерии,
д.ф.-м.н., профессор



подпись, дата 20.06.25

А.С. Караваев

Саратов 2025

Введение. Разработка программно-аппаратных систем для получения биосигналов является важной задачей для мониторинга и оценки здоровья человека. Метод фотоплетизмографии (ФПГ) является способом изучения состояния микроциркуляторного русла. По данной тематике существует множество статей, в которых подробно описывается методика фотоплетизмографии, применение и значимость в современных исследованиях. Ежегодно появляются новые публикации, часто в которых проводится анализ отдельных частей сигнала (амплитудно-частотных) для оценки физиологических параметров. Данные, полученные при использовании фотоплетизмографии, могут быть использованы для диагностики ряда заболеваний сердечно-сосудистой системы, а также выделения различных компонент таких как: частота сердечных сокращений (ЧСС), оценка дыхания, артериальное давление, индекс стресса, вариабельность сердечного ритма (ВСР), фазовая синхронизация контуров вегетативного контроля кровообращения. Все эти физиологические показатели, могут быть использованы для оценки состояния здоровья человека, поскольку ФПГ может использоваться в компактных-портативных системах, это позволяет осуществлять постоянный мониторинг за этими показателями.

Актуальность работы заключается в том, что в настоящее время не существует универсальной системы ФПГ для решения всех диагностических задач. Различные конфигурации датчиков ФПГ могут влиять на получаемую биофизическую информацию, такие как: длина волны излучателя, локализация датчика, тип регистрации. Из-за вариативности таких систем, необходимы исследования в данной области. Особый интерес представляет низкочастотный диапазон, который позволяет оценивать активность симпатической нервной системы, что может расширить спектр решаемых задач такими системами.

Целью работы является создание многоканальной системы регистрации ФПГ для анализа различия сигналов в зависимости от длины волны, принципа регистрации и локализации датчика.

Задачи:

1. Разработать аппаратную часть: датчики с излучателями 520 нм (зеленый) и 940 нм (ИК), микроконтроллер CH32V003, АЦП AD7124;
2. Реализовать ПО для управления аппаратной части и обработки данных (фильтрация, корреляционный анализ, спектральные методы);
3. Провести эксперименты с 5 добровольцами для оценки качества сигналов;
4. Проанализировать взаимосвязь сигналов методами: корреляция, фазовая когерентность, взаимная информация, вейвлет-анализ, спектральный анализ.

Научная новизна заключается в разработке многоканальной системы ФПГ для сопоставления получаемой биофизической информации при использовании различных типов конфигураций, локализации, длин волн излучателей. Анализ этих факторов на получаемую информацию и формирование результатов для дальнейших экспериментальных исследований.

Методы исследования. В работе использованы методы теории математической статистики, цифровой обработки сигналов, методы анализа нелинейных систем, методы проектирования и разработки программного обеспечения микро-ЭВМ.

Объем и структура дипломной работы. Дипломная работа состоит из введения, двух глав, заключения и списка литературы. Материал изложен на 50 страницах, включает 4 таблицы, 41 рисунок и схем, а также одно приложение. Список использованной информации содержит 47 наименований.

Основное содержание работы. Во введении обосновывается актуальность выбранной темы исследования, характеризуется степень ее разработанности, осуществляется выбор предмета и объекта исследования.

В первой главе рассматриваются теоретические аспекты для анализа сердечно-сосудистой системы и способы построения многоканального устройства фотоплетизмограммы (ФПГ).

Краткое содержание первой главы:

1.1. Физиологические основы фотоплетизмографии:

- Описан механизм формирования ФПГ-сигнала;
- Проанализированы содержащиеся компоненты сигнала ФПГ: составляющие, связанные с основным сердечным ритмом (>0.5 Гц), диапазон частот, отражающий респираторную активность (0.2-0.4 Гц) и диапазон частот, отражающий симпатическую активность (0.05-0.15 Гц);
- Рассмотрена зависимость глубины проникновения света от длины волны: ~ 1 мм для зеленого (520 нм), $\sim 2-3$ мм для красного, $\sim 3-4$ мм для ИК (940 нм);
- Проблематика анализа и интерпретации сигнала ФПГ при различных длинах волн излучателя, зондировании разных участков ткани;
- Обоснование к разработке многоканальной системы регистрации ФПГ и какие проблемы решает такой подход.

1.2. Современные подходы к многоканальной регистрации ФПГ

- Сравнение трех методов для многоканальной регистрации фотоплетизмограммы: спектрометрия (высокая точность, но громоздкость), временное мультиплексирование (простота реализации и хороший контроль условий), микросхемы с узкополосными оптическими фильтрами (параллельная регистрация);
- Обоснование выбора метода многоканальной записи ФПГ с помощью временного мультиплексирования.

Во второй главе описывается разработка аппаратно-программного комплекса для записи многоканальной фотоплетизмограммы с разными длинами волн излучателя.

Разработан аппаратно-программный комплекс, обеспечивающий одновременную регистрацию нескольких каналов ФПГ с установкой датчиков на различных фалангах пальцев (включая дистальную фалангу, анатомически не имеющую крупных артериальных сосудов и промежуточную, имеющую такие сосуды) с регистрацией ФПГ на различных длинах волн (зеленый свет, регистрирующий лишь капиллярный кровоток в поверхностных слоях кожи, и

инфракрасный свет, обеспечивающий регистрацию большей глубины). Оптический датчик имеет один зеленый светодиод в конфигурации на отражение и два ИК светодиода на просвет и отражение, а также фототранзистор, который регистрирует количество излучения и преобразует в электрический сигнал. Два таких датчика располагаются на промежуточной и дистальной фланге, что позволяет сравнить получаемые сигналы с различных участков ткани. Такое расположение датчиков, позволяет оценить вклад в сигнал как поверхностных сосудов (дистальная фланга), так и вклад крупных сосудов (промежуточная фланга). Электрическая принципиальная схема разработанного комплекса представлена на рисунке 1.

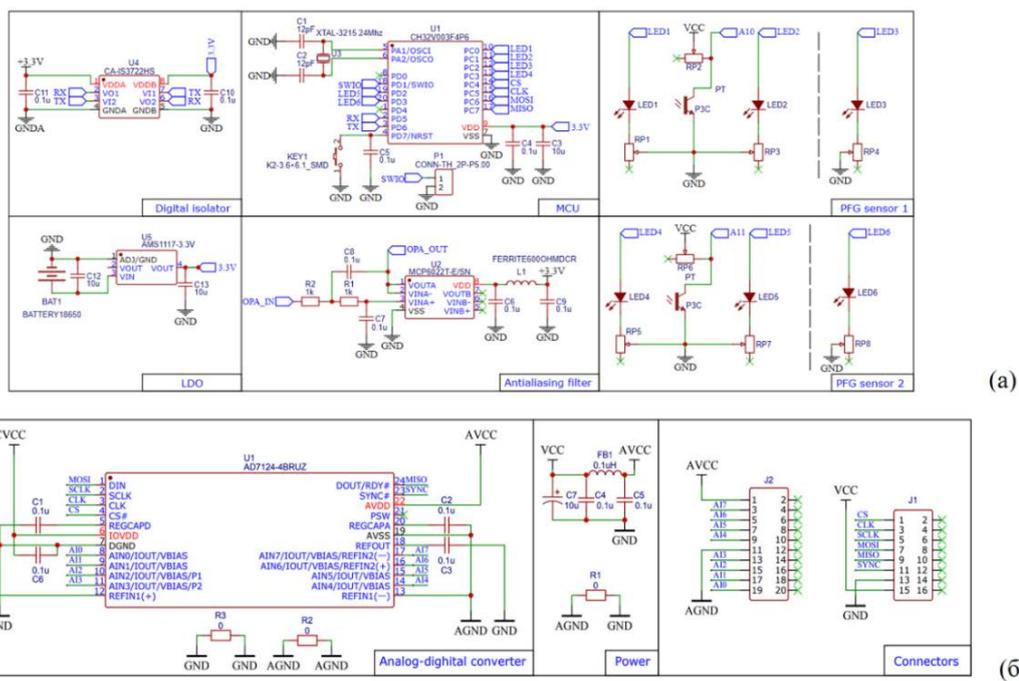


Рисунок 1 — Электрическая принципиальная схема разработанного аппаратно-программного комплекса: а) управляющая часть устройства и датчики, б) аналого-цифровой преобразователь и фильтрация питания

Аппаратно-программный комплекс состоит из двух датчиков фотоплетизмограммы, которые представлены на рисунке 2, управляющего устройства на основе микроконтроллера и программного обеспечения на

персональном компьютере. Разработанная программа на питоне осуществляет: передачу команды «старта записи», обработки целостности полученных пакетов данных, передачи команды «конца записи». Каждый датчик фотоплетизмограммы состоит из трех излучателей (двух светодиодов с длиной волны 940 нм и одного светодиода с длиной волны 520 нм) и одного фототранзистора. Датчик состоит из двух частей: первая часть включает в себя излучатель с длиной волны 940 нм и располагается на внешней части фаланги пальцев, вторая часть состоит из двух излучателей (940 нм и 520 нм) и фототранзистора, регистрирующего излучение, и располагается на внутренней части фаланги пальцев. Сигнал с фототранзистора регистрируется аналого-цифровым преобразователем AD7124. Регистрируемые сигналы передаются с устройства для регистрации на персональный компьютер по средствам интерфейса USB.

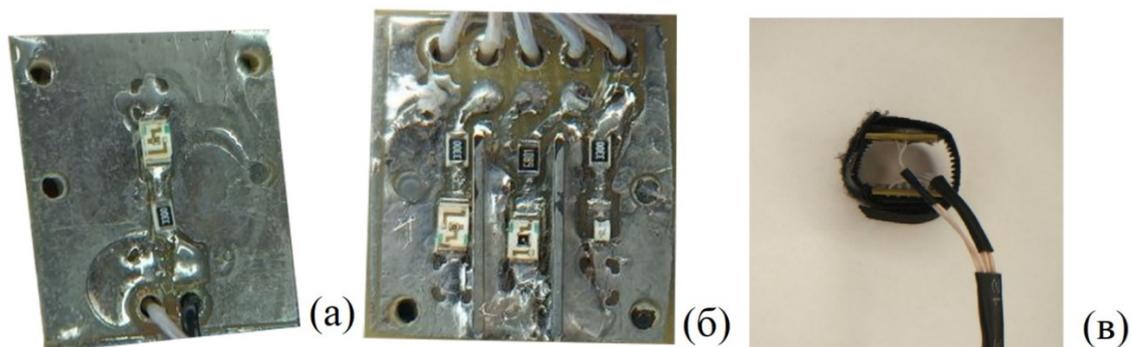


Рисунок 2 — Разработанный датчик фотоплетизмограммы, используемый аппаратно-программным комплексом. а) первая часть датчика, б) вторая часть датчика, в) внешний вид датчика в собранном виде

Для обеспечения точности и надежности измерения сигнала фотоплетизмограммы используется структурированный алгоритм, блок-схема представлена на рисунке 3, для обеспечения нужной частоты дискретизации используется аппаратное прерывание. Весь процесс включает следующие этапы:

- Инициализация микроконтроллера CH32V003, включающая в себя: настройку тактовой частоты, настройку портов ввода-вывода, настройку системного таймера для отчета времени, конфигурацию таймера общего назначения для обеспечения точного времени переключения оптической части, конфигурацию цифрового интерфейса SPI для связи с АЦП, конфигурацию цифрового интерфейса USART для передачи измеренных значений на персональный компьютер;
- Инициализация аналого-цифрового преобразователя AD7124, включающая в себя: настройку режима работы аналого-цифрового преобразователя, скорости работы аналоговых входов, буферизация входных значений, настройка цифровых фильтров внутри преобразователя, настройка и переключения каналов аналого-цифрового преобразователя;
- Управление оптической частью: управляющий микроконтроллер включает зеленый излучатель, при этом остальные излучатели отключены, после временной задержки длительностью 1 мс АЦП регистрирует напряжение на фототранзисторе, далее все излучатели выключаются и после временной задержки 1 мс цикл повторяется для другого излучателя. Таким образом за период одного измерения аппаратно-программного комплекса АЦП измеряет напряжение с фототранзистора 3 раза для каждого канала ФПГ;
- После измерения всех напряжений с одного датчика, происходит переключение канала АЦП и производится аналогичное измерение уже для второго датчика. Когда с двух датчиков получены значения, то происходит передача пакета данных на персональный компьютер;
- С персонального компьютера передаются по USB команды для начала записи и для её окончания. Во время записи производится обработка ошибок полученных пакетов данных, а также отладочная информация с программно-аппаратного комплекса. После получения команды

завершения записи, данные записываются в файл и сохраняются на персональном компьютере.

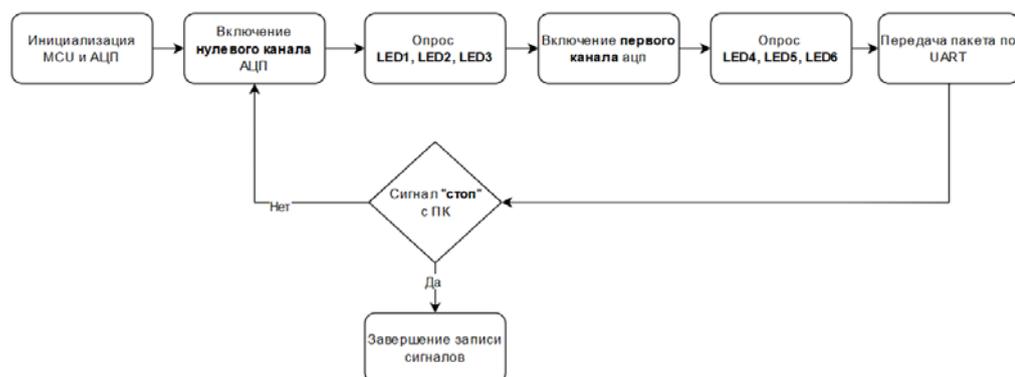


Рисунок 3 — Блок-схема алгоритма измерения аппаратной части

Краткое содержание второй главы:

2.1. Аппаратная реализация

- Описана конструкция датчика: 3 излучателя (2×940 нм, 1×520 нм) + фотодетектор (фототранзистор);
- Приведена схема устройства на базе микроконтроллера CH32V003 и АЦП AD7124;
- Обоснован выбор временного мультиплексирования с частотой дискретизации АЦП 60 Гц;
- Описание крепление двух датчиков на дистальной и промежуточной фаланге пальца.

2.2. Программное обеспечение

Разработаны алгоритмы:

- Нормировки сигналов (z-нормализация);
- Фильтрации (полосовой фильтр 0.05-25 Гц);

- Корреляционного анализа;
- Расчет фазовой когерентности;
- Вейвлет-преобразования.

2.3. Методика эксперимента

- Описаны условия регистрации: 5 добровольцев, положение сидя, через 2 часа после еды;
- Приведены параметры записи: длительность 15 мин, частота дискретизации 60 Гц;
- Указаны точки крепления датчиков: дистальная и промежуточная фаланги.

В третьей главе рассматриваются результаты использованных методов для анализа связи временных рядов, включая:

- Корреляционный анализ;
- Метод взаимной информации;
- Оценку коэффициента фазовой когерентности;
- Вейвлет-когерентность;
- Спектральный анализ с помощью преобразования Фурье.

Заключение. Использованные методы в работе: корреляционный анализ, метод взаимной информации, оценка коэффициента фазовой когерентности, вейвлет-когерентность, оценка спектров с помощью преобразования Фурье.

При анализе временных рядов сигналов для пяти добровольцев с помощью корреляции и метода взаимной информации, сделан предварительный вывод, что инфракрасные датчики на просвет и отражение на одной фаланге несут схожую информацию о изменениях в микроциркуляторном русле. Из этого сделан вывод о взаимозаменяемости инфракрасных датчиков на одной фаланге для типичного диапазона частот фотоплетизмограммы (ФПГ). В LF-частотном диапазоне инфракрасные датчики как в проходящем, так и в отраженном свете

при регистрации с различных фаланг несут схожую информацию о регуляции сосудистого русла, связываемом преимущественно с симпатическими влияниями.

Коэффициент фазовой когерентности (КФК) между сигналами имеет большие значения для всех датчиков на одной фаланге, чем между разными фалангами. Это явление может быть связано с большим шумом в сигнале, вносимым крупными сосудами, что влияет на фазу сигналов из-за чего возможно наблюдаются меньшие значения КФК между фалангами. Также возможно это явление отражает различия в фазовой синхронизации из-за преобладание различных типов сосудов.

Вейвлет-когерентность имеет небольшое различие между датчиками, что показывает похожий набор мод спектра различных сигналов фотоплетизмограммы во времени. Поскольку мощности сигнала не нормировались в процессе обработки, что не позволяет данным методом оценить относительную мощность каждого канала. Также, стоит отметить, разную мощность излучения от источников, что требует отдельной работы для получения одинаковой мощности излучения и существенного усложнения схемотехники. А именно использования токовых драйвером для светодиодов, а также программная корректировка спектральной чувствительности фотодетектора.

При анализе Фурье спектров, относительные мощности сигналов, регистрируемых ИК датчиками с промежуточной фаланги в LF- и HF-диапазонах у большинства добровольцев значительно выше, чем у сигналов, зарегистрированных другими способами, что указывает на вклад крупных пальцевых артерий в формирование этого сигнала (в дистальной фаланге крупные артерии отсутствуют). При этом информация об активности ФПГ в LF-диапазоне, содержащаяся в сигналах датчиков с зеленой подсветкой отличается от таковой для инфракрасных датчиков и для датчиков зеленого света, слабо коррелируют друг с другом сигналы, снятые с различных фаланг. Это, может свидетельствовать о том, что датчики зеленого света в LF-диапазоне подвержены

большому влиянию местных миогенных колебаний, отражающие регуляцию на уровне спинальных рефлексов. Вместе с тем, синхронизация центральных регуляторных механизмов, оцениваемая при расчете суммарного процента фазовой синхронизации, оказывается выше для датчиков зеленого света, чем для ИК датчиков несмотря на то, что относительная мощность колебаний в LF-диапазоне для ИК-датчиков, как правило, выше. Это может свидетельствовать о том, что центральные регуляторные процессы проецируют свою активность преимущественно на сосуды микроциркуляторного русла, которые и регистрируются в зеленом свете. Т.е. регистрация в зеленом свете может быть предпочтительна для получения информации и о местных миогенных факторах, и о центральных процессах регуляции, а регистрация с промежуточной фаланги в ИК-диапазоне может быть предпочтительна при проведении спектрального анализа и потенциально для выделения из ФПГ сигнала дыхания, из-за большего соотношения сигнал/шум.

Уже сейчас коммерческие носимые устройства, такие как умные часы, начинают внедрять многоканальные сенсоры, что открывает путь к персонализированной медицине и удаленному мониторингу хронических заболеваний. Такие системы позволяют делать постоянный мониторинг здоровья человека.

 Ситачев Э.П. 20.06.2015