

Министерство образования и науки Российской Федерации
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии
наименование кафедры

**Носимое устройство для многочасовой регистрации
кардиоинтервалограммы и сигнала кровенаполнения сосудов с
датчиком фотоплетизмограммы**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

Студентки 4 курса 461 группы

направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
код и наименование направления

факультета нано- и биомедицинских технологий
наименование факультета

Кудряшовой Виктории Васильевны
фамилия, имя, отчество

Научный руководитель
доцент, к.ф.-м.н
должность, уч. степень, уч. звание


дата, подпись
15.06.18

Караваяев А.С.
инициалы, фамилия

Зав. кафедрой:
доцент, д.ф.-м.н.
должность, уч. степень, уч. звание


дата, подпись

Селезнев Е.П.
инициалы, фамилия

Саратов 2018 г.

Введение

Болезни кровообращения являются причиной более 50% смертей в развитых странах мира и в частности в нашей стране. Считается, что основным способом борьбы с этими заболеваниями является развитие высокоэффективных методов ранней медицинской диагностики и разработка высокотехнологичного диагностического оборудования на их основе. Наша кафедра активно занимается как разработкой экспресс-методов ранней диагностики состояния организма человека, так и созданием приборов, позволяющих диагностировать функциональное состояние сердечно-сосудистой системы (ССС).

Известно, что здоровье человека определяется не только состоянием отдельных органов и систем, но особенностями их взаимодействия. В настоящее время существует ряд методов, позволяющих анализировать активность отдельных систем, в частности, в работах коллег был разработан метод, который позволяет оценить степень синхронизации низкочастотных составляющих в вариабельности сердечного ритма. Разработанный метод показывает, что у здоровых людей низкочастотные ритмы, имеющие базовую частоту около 0.1 Гц и отражающие активность деятельности ССС, активно взаимодействуют между собой и демонстрируют длительные участки фазовой синхронизации, которая может быть нарушена при развитии патологических процессов. Такие процессы, как правило, сопровождаются нарушениями нормального взаимодействия между различными подсистемами регуляции ССС. Информация о степени синхронизации низкочастотных колебаний сердечно-сосудистой системы является важным показателем при определении ее состояния.

Метод синхронизации основан на анализе состояния здоровья человека по сигналам фотоплетизмограммы – это сигнал кровенаполнения артериальных сосудов конечностей человека, регистрируемый оптическим датчиком и сигналам кардиоинтервалограммы – последовательности

интервалов между сердечными сокращениями, которые являются сигналами, несущими в себе важную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы.

Анализ синхронизованности ритмов ССС обычно проводится по относительно коротким временным реализациям, однако, переход от анализа коротких временных рядов к анализу данных, полученных в ходе многочасового мониторинга, может дать важную дополнительную информацию о взаимодействии подсистем регуляции ССС.

Хотя в настоящее время разработан и серийно используется целый ряд носимых регистраторов, однако неизвестны приборы, позволяющие регистрировать низкочастотную составляющую сигналов фотоплетизмограммы в достаточном для анализа синхронизации контуров регуляции кровообращения качестве. Поэтому **целью выпускной квалификационной работы** является разработка образца носимого устройства для длительного (более часа) мониторингования фотоплетизмограммы и кардиоинтервалограммы, обеспечивающего регистрацию низкочастотных составляющих этих сигналов (0,04-0,4 Гц) в высоком разрешении (не менее 10 бит).

Для достижения поставленной цели будут решены следующие задачи:

1. Разработка структурной, электрической принципиальной схемы,
2. Разработка и изготовление компактной печатной платы, сборка отладка, настройка и тестирование изготовленного образца,
3. Разработка микропрограммного обеспечения для управляющего микроконтроллера,
4. Сопоставление сигналов ССС, зарегистрированных известным серийным прибором и разработанным устройством.

Краткое содержание работы

Во **введении** обосновывается актуальность рассматриваемых в работе проблем, определяется цель бакалаврской работы и основные задачи необходимые для ее достижения.

В первой главе описывается техническая часть проекта, заключающаяся в разработке и изготовлении образца носимого малогабаритного устройства для длительного мониторинга фотоплетизмографического сигнала.

В разделе 1.1 рассматривается начальный этап разработки носимого устройства, который заключается в разработке структурной блок схемы. Данная схема включает в себя активный датчик, управляющий контроллер, интерфейс пользователя, энергонезависимую память, интерфейс с персональным компьютером (ПК), ПК с программным обеспечением (ПО) для анализа данных и схему автономного питания.

В разделе 1.2 представлено подробное описание разработанной электрической принципиальной схемы разработанного устройства. В данном разделе прилагается рисунок этой схемы с описанием всех электронных компонент с соответствующими номиналами, микросхем, микроконтроллера, энергонезависимой флеш-памяти, предлагаемого интерфейса пользователя, который представляет собой совокупность тактовых кнопок, переключателей и светодиодных индикаторов.

В подразделах 1.2.1 - 1.2.3 раздела 1.2 описываются более подробно принципы работы основных элементов электрической принципиальной схемы таких как: схема автономного питания, управляющий микроконтроллер и энергонезависимая память. Данные составляющие разработанной схемы выполняют такие задачи, как: обеспечение энергией устройства и цифрового оптического датчика, обеспечение управлением работы всех элементов электрической принципиальной схемы и обеспечение

хранения записанной информации в памяти устройства не зависимо от наличия питания схемы.

В разделе 1.3 прилагается электрическая принципиальная схема активного датчика, разработанная коллегами с кафедры ДМиБИ. Практическая реализация датчика проводилась самостоятельно. В подразделе 1.3.1 поднимается проблема сложности выбора аналогово-цифрового преобразователя (АЦП) для применения его в разрабатываемом устройстве. Осуществляется краткий обзор возможных модификаций АЦП, в ходе которого мы пришли к выводу, что расположение преобразователя в самом датчике приведет к значительному улучшению качества регистрируемого сигнала. Так как снимаемы аналоговый сигнал будет оцифровываться непосредственно на пальце испытуемого и при передаче цифрового сигнала в память вероятность возникновения его зашумленности будет минимизирована.

Раздел 1.4 содержит в себе описание практической реализации носимого устройства. Изготовление монитора и активного датчика происходило в соответствии со следующими этапами:

1. разводка электрической принципиальной схемы в специальном программном обеспечении,
2. нанесение на плату схемы устройства с помощью лазерной печати на термотрансферной бумаге,
3. сбор электронных компонент, с номиналами, соответствующими указанным на электрической принципиальной схеме,
4. пайка готовой схемы,
5. отладка и тестирование устройства.

В результате прохождения всех этапов было получено законченное устройство для длительного мониторинга фотоплетизмограммы габаритных размеров 6x10 сантиметров. Также был получен цифровой оптический датчик размера 1,5x2 сантиметра для удобного ношения на концевой фаланге пальца испытуемого.

В разделе 1.5 подробно поясняется принцип работы изготовленного устройства. Данный прибор имеет два режима работы: регистрация или запись и съем или передача данных. В зависимости от того, какой из режимов требуется использовать будет меняться последовательность действий.

Режим «запись» осуществляется при подключении датчика ФПГ к разьему USB устройства, переключатели SW3 и SW1 переводятся в крайнее правое положение в соответствующем порядке, загорается зеленый индикатор, который имеет два режима работы:

1. светодиод мерцает – в памяти устройства уже есть записанная информация, которую нужно удалить, так как запись осуществляется только в «пустую» флеш-память;
2. светодиод горит – флеш-память пуста, можно начинать запись, для этого производится нажатие на кнопку SW2, если светодиод погас – началась запись данных. При возникновении необходимости закончить запись данных прежде, чем вся память заполнится (светодиод мерцает), потребуется двойное нажатие на кнопку SW2.

Для режима «съема» данных реализуется следующая последовательность действий: подключение к разьему USB устройства специально изготовленного кабеля для обмена информацией с персональным компьютером, перевод в крайнее правое положение переключателя SW1, активируется красный индикатор, имеющий два режима работы:

1. светодиод мерцает – осуществляется заряд источника автономного питания (литий-полимерный аккумулятор);
2. светодиод горит – можно осуществлять запись данных с устройства на персональный компьютер.

В разделе 1.6 объясняется реализация передачи данных компьютеру, использование специальных модулей для преобразования информации, а

также описывается используемое программное обеспечение, специально разработанное на кафедре ДМиБИ.

Во второй главе производится обзор используемых в данной работе методов, осуществляются экспериментальные исследования и проводится анализ зарегистрированных данных.

В разделе 2.1 рассказывается о методах спектрального анализа, корреляционного анализа и методе фазовой синхронизации низкочастотных колебаний в вариабельности ритма сердца и сигнале фотоплетизмограммы. Методы спектрального и корреляционного анализа были применены к зарегистрированным сигналам. Метод синхронизации приводится как причина, по которой производится разработка данного устройства.

В разделе 2.2 описывается проведение экспериментального исследования для сопоставления особенностей данных, зарегистрированных разработанным прибором и известным сертифицированным регистратором. В ходе экспериментов были зарегистрированы два испытуемых в спокойной обстановке в положении сидя. Запись данных производилась одновременно двумя приборами с одного испытуемого: многоканальным регистратором (электроэнцефалограф анализатор ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03», модель 10 с комплектом стандартных датчиков, НПКФ "Медиком МТД", Россия) с частотой дискретизации 250 Гц и разрешением 14 бит и разработанным устройством с частотой дискретизации 120 Гц. Время регистрации составило 10 минут для каждого испытуемого.

В ходе эксперимента регистратором «Энцефалан-131-03» были зарегистрированы электрокардиограммы (в I стандартном отведении по Эйнтховену – разность потенциалов измерялась между правой и левой руками) и фотоплетизмограммы с расположением датчика на дистальной фаланге указательного пальца правой руки. Разработанным в ходе дипломной работы устройством были зарегистрированы

фотоплетизмограммы, также с ношением оптического датчика на дистальной фаланге безымянного пальца левой руки.

В разделе 2.3 производится анализ зарегистрированных данных, который заключается на первом шаге в получении графической реализации зарегистрированных сигналов и их спектров мощности. На следующем этапе производилось выделение из полученных сигналов последовательностей интервалов между сердечными сокращениями (RR – интервалы или кардиоинтервалограмма), представленные на рисунке 1.

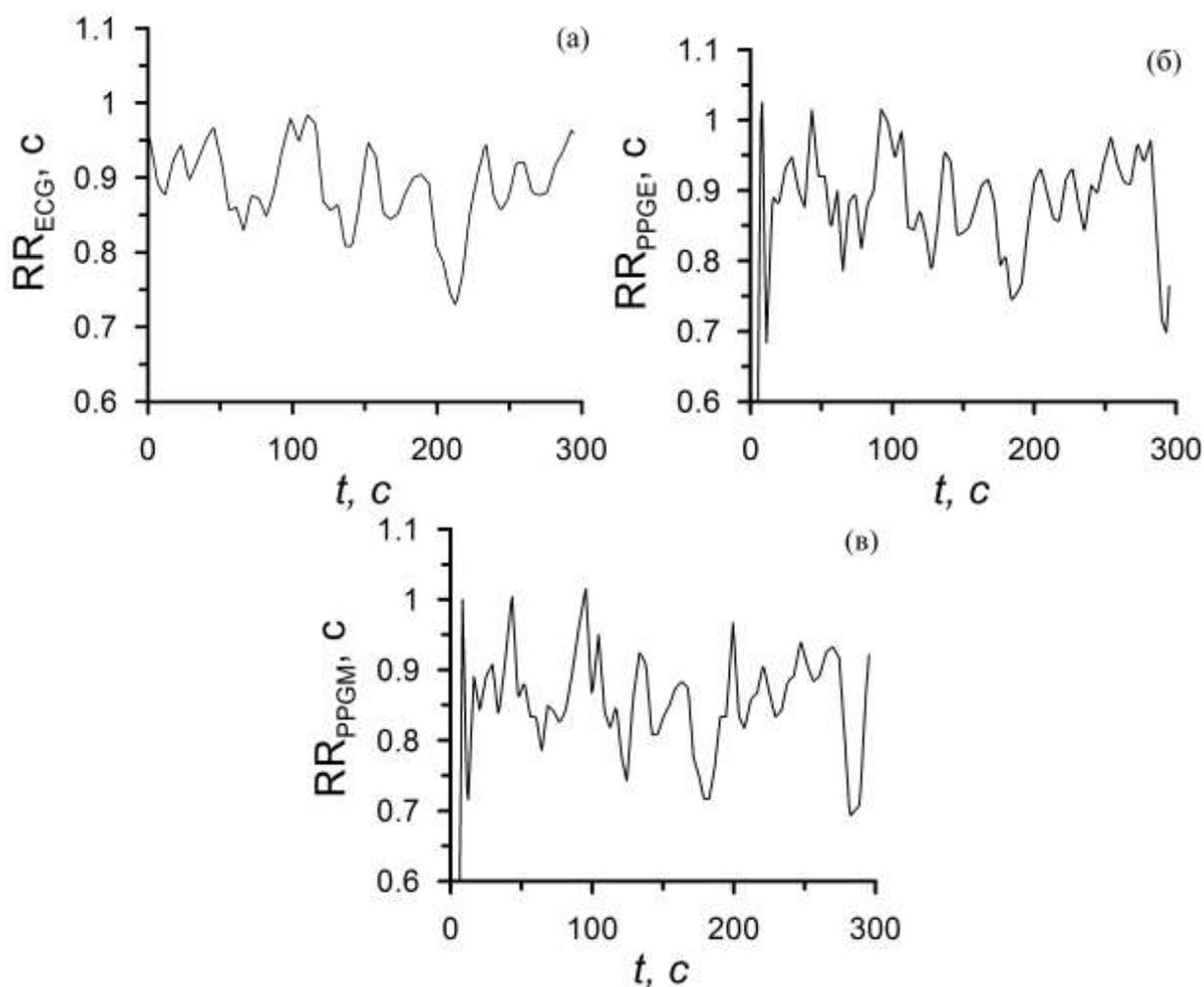


Рисунок 1 Кардиоинтервалограммы из ЭКГ и ФПГ. а – RR из ЭКГ; б – RR из ФПГ, зарегистрированный известным прибором; в – RR из ФПГ, зарегистрированный разработанным устройством.

Из графиков видно, что полученные из зарегистрированных сигналов ФПГ и ЭКГ кардиоинтервалограммы качественно похожи, но для более точного результата проведена количественная оценка степени их «похожести». Для этого применен корреляционный анализ, мерой которого является коэффициент корреляции C_{XY} , который определяет силу связи между сигналами.

На рисунке 2 представлены корреляционные функции для полученных сигналов. Использовался лаг (τ) длительностью 20 секунд в обе стороны. Коэффициент корреляции сигналов RR из ЭКГ и RR из ФПГ(эталон) и RR из ЭКГ и RR из ФПГ(монитор) (рисунок 2 (а), (б)) имеет практически одинаковое значение при нулевом сдвиге и равняется 0.85, что говорит о наличии достаточно сильной связи между этими сигналами. Для пары сигналов RR из ФПГ (рисунок 2 (в)), полученных разными устройствами, $C_{XY}=0.93$, что также свидетельствует о наличии сильной связи между этими сигналами.

Также был проведен корреляционный анализ для сигналов фотоплетизмограммы зарегистрированной двумя приборами, который показал значение коэффициента корреляции равное 0.79. Данное значение отличается от коэффициента корреляции полученного для кардиоинтервалограмм из сигналов ФПГ по причине присутствующих шумов в зарегистрированных сигналах.

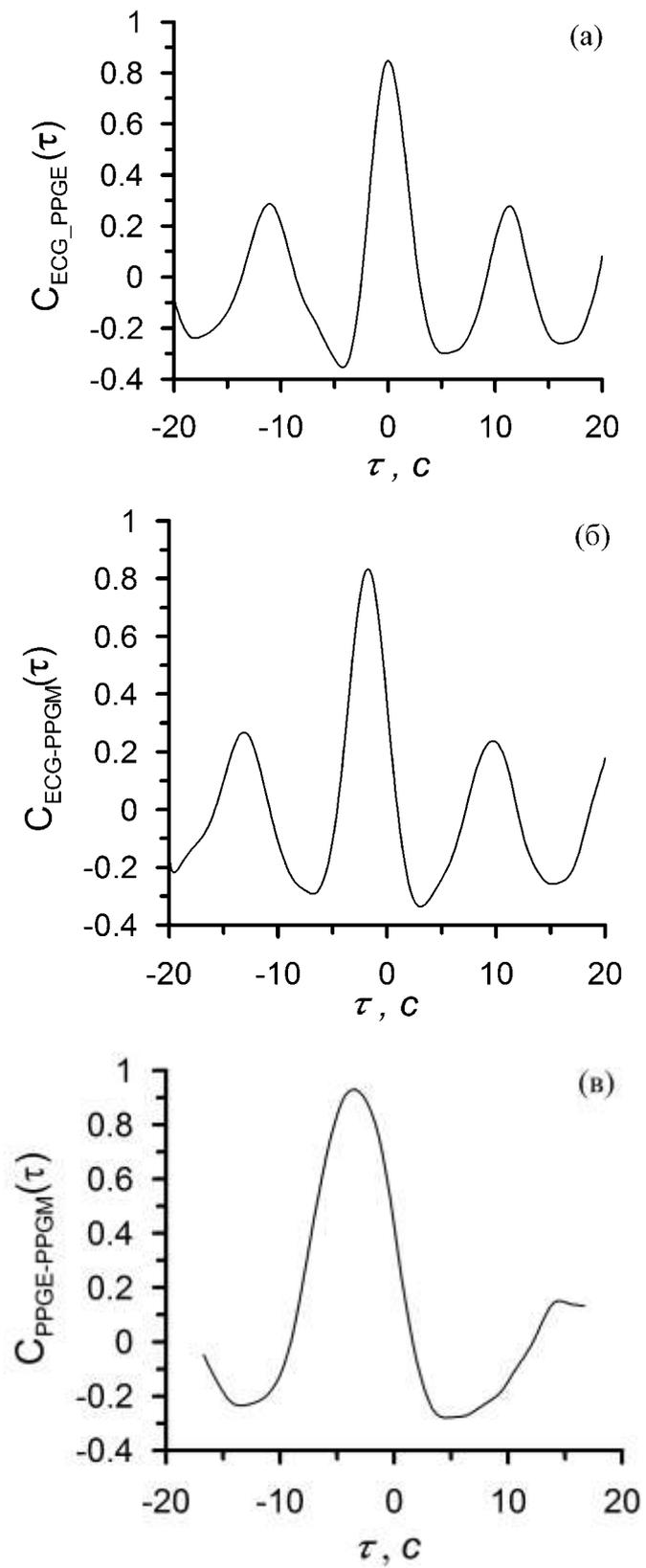


Рисунок 2 Корреляционные функции для пар выделенных RR-интервалов.

Заключение

В ходе выполнения выпускной квалификационной работы был разработан экспериментальный образец малогабаритного носимого на теле устройства для длительного мониторинга фотоплетизмограммы, позволяющий регистрировать низкочастотную составляющую этого сигнала в качестве достаточном для диагностики по этому сигналу фазовой синхронизации контуров вегетативной регуляции кровообращения. Максимальное время записи составляет 3 часа 20 минут.

Был проведен эксперимент, в котором сопоставлялись возможности разработанного устройства и известного серийного регистратора в ходе корреляционного анализа сигналов, зарегистрированных этими устройствами. Было получено значение коэффициента корреляции равное 0.85, что свидетельствует о высокой степени соответствия между этими сигналами, что в свою очередь свидетельствует о возможности применения разработанного носимого образца в диагностических целях.

Дальнейшее развитие работы планируется в направлении усовершенствования разработанного устройства с увеличением времени мониторинга до 24 часов. Особое внимание будет уделено уменьшению размеров, массы, энергопотребления устройства и улучшению эргономики.