

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы: в настоящее время сердечно-сосудистые заболевания являются самой частой причиной смертности во всем мире. По данным Всемирной Организации Здравоохранения именно сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смертности, на них приходится больше 30% всех случаев смерти. Также, отмечается большая важность профилактических мероприятий и лечения заболеваний на ранней стадии. В связи с этим, существует необходимость быстро оценивать состояние сердечно-сосудистой системы для оперативного контроля за здоровьем пациентов.

Также, изучение новых платформ для технической реализации устройств, предназначенных для диагностики, позволяет расширять возможности скрининговых методов. Использование программируемых логических интегральных схем (ПЛИС) и современных микропроцессоров, имеющих развитую периферию, современные элементы флеш-памяти, и использующих более высокие тактовые частоты, увеличивает быстродействие систем, позволяет использовать более сложные алгоритмы для анализа временных рядов, что увеличивает диагностическую применимость данных устройств.

Цель бакалаврской работы: разработка устройства для неинвазивной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы на основе медленных колебаний ее регуляторных процессов.

Для достижения данной цели были поставлены **следующие задачи:**

1. Обзор методов и устройств для проведения неинвазивной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы.
2. Выбор платформы для реализации алгоритма диагностики.

3. Реализация алгоритма оценки индекса оценки состояния сердечно-сосудистой системы с учетом возможностей и особенностей архитектуры выбранной платформы.
4. Проведение эксперимента: проведение измерений и оценки показателя для измеренных данных.

Структура и объем работы: Бакалаврская работа состоит из введения, двух разделов, заключения и списка использованных источников.

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Раздел «Обзор методов и устройств диагностики состояния сердечно-сосудистой системы» посвящен обзору методов диагностики состояния сердечно-сосудистой системы, а также обзору некоторых существующих устройств диагностики.

Для оценки состояния сердечно-сосудистой системы используются множество методов, использующих различные инвазивные и неинвазивные методы получения информации о сердечно-сосудистой системе: биохимический анализ, сигналы электрокардиограммы, фотоплетизмограммы, сфигмограммы. Рассмотрим некоторые методы диагностики:

1. Биохимический метод [1, 2]

Метод биохимической диагностики может заключаться в косвенной оценке метаболических (как, к примеру, оценка способности эндотелия стенки сосудов к продукции и секреции монооксида азота, или оценка количества монооксида азота в выдыхаемом воздухе) характеристик тканей сердечно-сосудистой системы.

2. Кардиоинтервалографический метод [4]

Метод заключается в осуществлении с помощью спектрального анализа количественной оценки активности системы симпатической регуляции частоты сердечных сокращений по сигналу электрокардиограммы. Функциональное состояние сердечно-сосудистой системы оценивают по ритму сердца путем регистрации ЭКГ как до, так и во время дозированной нагрузочной пробы, при этом саму пробу проводят в виде непрерывного счета в заданном темпе в течение 17-20 минут.

3. Оценка мгновенных фаз [6, 7, 8]

Данный индекс измеряет синхронизацию между 0,1 Гц составляющей сигнала фотоплетизмограммы и вариабельности ритма сердца. Степень синхронизации является показателем работы системы барорефлекторной

регуляции, отвечающей за поддержание давления внутри крупных артерий. Для непосредственной диагностики фазовой синхронизации используется разность мгновенных фаз:

$$\Delta\varphi = \varphi_1 - \varphi_2$$

Промежутки времени, в которых $\Delta\varphi = const$ колебания оказываются синхронизованными по фазе. Для расчета показателя синхронизации вычисляют общее время участков с постоянной фазой, которое делят на все время проведения измерений.

Устройства, реализующие диагностику сердечно-сосудистой системы представлены различными мониторами электрокардиограммы и фотоплетизмограммы. Электрокардиографические мониторы регистрируют сигнал электрокардиограммы в различном числе отведений, обычно в течении длительного времени (носимые мониторы-холтеры). Также, существуют фотоплетизмографические мониторы, имеющие различные форм-факторы: как привычные для научных исследований клипсы на мочку уха или манжета на палец, так и выполненные в виде наушников [12] (фотоплетизмография в ушной раковине) или встраиваемые в одежду [13] (например, в кепку или перчатку). Устройства могут иметь акселерометрические датчики для детектирования и компенсации двигательных помех.

Второй раздел «Разработка устройства диагностики» посвящена обзору используемого метода, а также аппаратной и программной части устройства.

Для оценки состояния сердечно-сосудистой системы был применен индекс вегетативной деятельности. Расчет индекса вегетативного дисбаланса происходит по построенным спектрам мощности фотоплетизмограммы пациента и его кардиоинтервалограммы в двух полосах частот: низкочастотной – от 0,05 до 0,15 Гц, и высокочастотной – от 0,15 до 0,4 Гц. В данных

диапазонах рассчитываются средние значения обоих спектров мощности. Индекс вегетативного дисбаланса рассчитывается по формуле:

$$\text{ИВД} = (\Pi - \text{K}) \frac{\Pi}{\text{K}},$$

$$\text{K} = \frac{\text{K}_{LF}}{\text{K}_{HF}},$$

$$\Pi = \frac{\Pi_{LF}}{\Pi_{HF}}$$

где K_{LF} – среднее по низкочастотной составляющей кардиоинтервалограммы, K_{HF} – среднее по высокочастотной составляющей кардиоинтервалограммы, Π_{LF} – среднее по низкочастотной составляющей фотоплетизмограммы, а Π_{HF} – среднее по высокочастотной составляющей фотоплетизмограммы.

В качестве устройства регистрации используется аналогово-цифровой преобразователь MAX11201AUEB+ с напряжением питания 3,3 вольта, частотой дискретизации 120 Гц и разрешением в 24 бита, общающийся с контроллером по двухпроводному последовательному интерфейсу [18].

В качестве устройства быстрой пост-обработки был использован 32-битный контроллер Cypress CY8C5888LTI-LP097, работающий с частотой 60 МГц и имеющий встроенный ARM-процессор Cortex-M3 и блок встроенной программируемой логической интегральной схемы, а также 256 килобайт встроенной флеш-памяти [17].

Для совместной работы контроллера и датчика, имеющих разное напряжение питания была сделана переходная плата, состоящая из низкошумящего стабилизатора напряжения ADM7150 и микросхемы преобразования логических уровней TXB0108 [19, 20].

Программная часть основана на нерекурсивном алгоритме быстрого преобразования Фурье (БПФ) Кули-Тьюки по основанию 2 с прореживанием по частоте [21], основная идея которого заключается в том, что вычисление дискретного преобразования Фурье ряда длиной N сводится к двум

реализациям дискретного преобразования Фурье от рядов длиной $N/2$, вплоть до базовых операций, то есть быстрого преобразования Фурье от двух элементов, так называемых «бабочек».

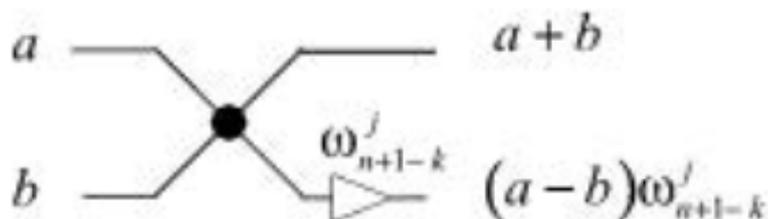


Рисунок 1 - Граф базовой операции быстрого преобразования Фурье с прореживанием по частоте по основанию 2

Из сигнала фотоплетизмограммы также извлекается кардиоинтервалограмма, то есть последовательность длительностей циклов сердечных сокращений между R-пиками, выражаемая в миллисекундах. Поиск R-пиков осуществлен с применением фильтрации входного сигнала при помощи режекторного КИХ-фильтра в диапазоне $0,5 \div 1,2$ Гц, для удаления низкочастотной и высокочастотной составляющих, с последующей детекцией пиков при помощи производной. Таким образом были выделены «подозрительные» точки. Далее происходит удаление из массива точек, лежащих слишком близко: среди точек, лежащих менее чем в 250 миллисекундах друг от друга выбиралась точка с большей амплитудой, другая же точка удалялась из массива. Детектирующий алгоритм выдает на выход количество анакротических зубцов, массив расположения этих отсчетов во временном ряду и соответствующий массив длительностей кардиоинтервалов. Далее данные для получения их спектральной оценки интерполируются и децимируются, получая готовые входные данные для алгоритма БПФ.

Интерполяция происходит при помощи построения кубических сплайнов по причине ее вычислительной простоты и обеспечения гладкости вплоть до второй производной. На каждом промежутке между узлами интерполяции строится кубический полином, совокупность искомым

полиномов образует собой матрицу, решение которой приводит к нахождению коэффициентов c кубических полиномов, после чего из них выражаются остальные коэффициенты интерполянт [22]. Решение матрицы находится методом прогонки, после чего происходит заполнение отсчетов вычисленными полиномами между узлами интерполяции.

После сборки и написания алгоритма контроллера была осуществлена отладка устройства при помощи данных, посылаемых через UART. Отладка проводилась на уже записанных сигналах фотоплетизмограммы необходимой длительности.

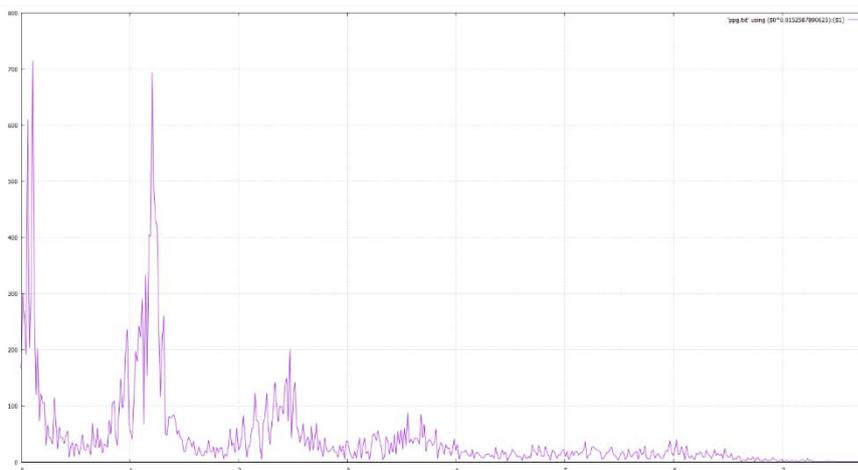


Рисунок 2 - Спектр фотоплетизмограммы, при значении индекса вегетативного дисбаланса 18,143.

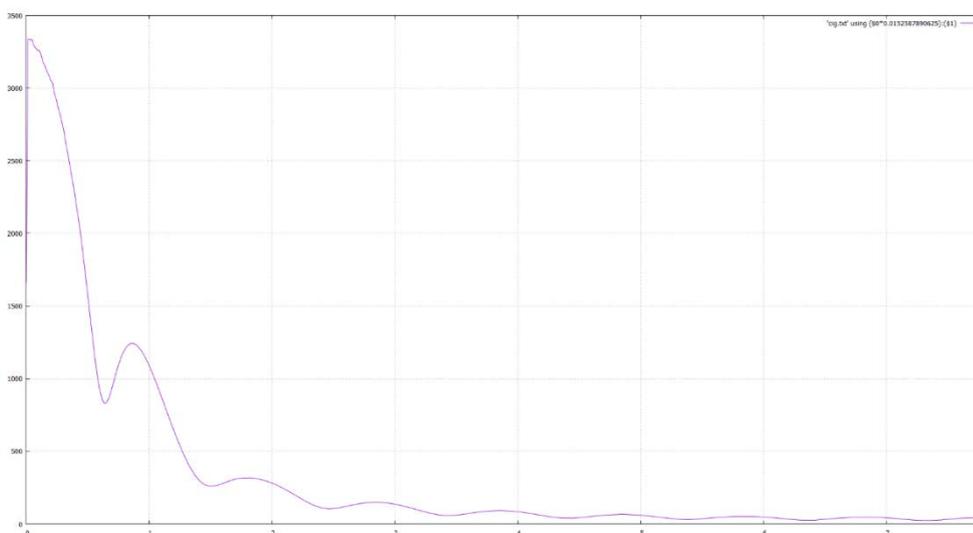


Рисунок 3 - Спектр кардиоинтервалограммы, при значении индекса вегетативного дисбаланса 18,143.

Указанные выше примеры спектров фотоплетизмограммы и кардиоинтервалограммы показывают значения индекса, далекие от 0, что соответствует тому, что исследуемые пациенты были здоровы, что совпадает с известной информацией о пациентах, с которых были сняты данные.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе данной работы было разработано устройство, оценивающее состояние сердечно-сосудистой системы на основе низкочастотных составляющих сигналов ее ритмов.

В ходе выполнения цели данной работы был выполнен обзор существующих методов и устройств, используемых для оценки состояния сердечно-сосудистой системы, в ходе которого была определена концепция прибора, после чего были созданы необходимые узлы и выполнено создание макета устройства. Также, была написана программа для данного устройства на языке С, после чего данное устройство было протестировано на различных временных реализациях.

Данное устройство работает в режиме быстрой пост-обработки, что является наиболее простым способом текущей оценки данных. В дальнейшем возможна доработка данного прибора с целью создания устройства, обрабатывающего данные моментально. Также, для создания полноценного устройства возможны следующие доработки: создание печатной платы и корпуса, а также добавление системы индикации, после чего устройство может в полном объеме использоваться для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы в реальных условиях.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Патент RU 2229715. Способ оценки состояния сердечно-сосудистой системы у лиц молодого возраста / Лямина Н.П. и др. - Заявка: 2002131922/152002131922/15 от 27.11.2002; опубл. 27.05.2004
2. Патент RU 2322193. Способ оценки генетического риска сердечно-сосудистых заболеваний у спортсменов / Сидоренко Б.А. и др. - Заявка: 2006142763/14 от 04.12.2006; опубл. 20.04.2008
3. К. Cooper. The New Aerobics // M. Evans and Co Inc., New York, 1970
4. Баевский Р.М. и др. Способ оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы по ритму сердца // Авторское свидетельство SU 1659018. 30.06.1991.
5. Патент RU 2268639. Способ пульсометрической оценки функционального состояния и характера вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы человека / Нестеров В.П. - Заявка: 2004112563/14 от 14.04.2004; опубл. 27.01.2006. Бюл. № 03
6. Пономаренко В. И., Безручко Б. П., Карavaев А. С. Прохоров М. Д., Гриднев В. И., Киселев А. Р. Способ оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы человека // Патент RU 2374986. Федеральное государственное учреждение "Саратовский научно-исследовательский институт кардиологии Федерального агентства по высокотехнологичной медицинской помощи".
7. Kiselev A.R., Karavaev A.S., Gridnev V.I., Prokhorov M.D., Ponomarenko V.I., Borovkova E.I., Shvartz V.A., Posnenkova O.M., Bezruchko B.P. Method of assessment of synchronization between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmogram // Cardio-IT 2016; 3(1): e0101.
8. Кульминский Д.Д., Боровкова Е.И., Хорев В.С., Миронов С.А. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов // Bulletin of Medical Internet Conferences, 2014, Vol, 4., Issue 7

9. Регистрационное удостоверение на медицинское изделие ФСР 2009/05496. Кардиоанализатор «Анкар-131» [Электронный ресурс] // Федеральная служба по надзору в сфере здравоохранения. 14.08.2009.
10. 070-77CARDIORU404 Кардиология и спирометрия [Электронный ресурс] // Каталог продукции. BTL LLC. https://files.btlnet.com/cor/product_documents/2aaa381d-f1c9-4822-9fcc-0047a1d82d72/BTL_cardio_spiro_CAT_RU404_1435299563_original.pdf.
11. Компактный холтер «КАРДИОТЕХНИКА-07-3/12» [Электронный ресурс] // Институт кардиологической техники «Инкарт». <https://intelmed.ru/product/kompaktnyj-holter-kardiotehnika-07-3-12/>.
12. Poh M.-Z., Kim K., Goessling A., Swenson N., Picard R. Cardiovascular Monitoring Using Earphones and a Mobile Device // Pervasive Computing Published by the IEEE CS. 2012. P. 18-26
13. Spigulis J., Ertis R., Nikiforovs V., Kviesis-Kipge E. Wearable wireless photoplethysmography sensors // Proc. of SPIE Vol. 6991
14. 001-8493 PSoC® 5LP: CY8C58LP Family Datasheet [Электронный ресурс] // Cypress Semiconductor Corporation. 16.11.2018. <https://www.cypress.com/file/45906/download>.
15. Radim Visinka, Leos Chalupa, Ivan Skalka Введение в архитектуру Cortex-M3. Часть 1 [Электронный ресурс] // http://www.chipnews.ru/html.cgi/arhiv/07_07/stat_1.htm. пер. Павел Вовк
16. Maeda Y., Sekine M., Tamura T., Moriya A., Suzuki T., Kameyama K. Comparison of Reflected Green Light and Infrared Photoplethysmography // 30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 2008. P. 2270-2272
17. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiol. Meas. 2007. Vol. 28. P. 1–39.
18. 19-5333 MAX11201 Datasheet [Электронный ресурс] // Maxim integrated Products, Inc. 2010. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX11201.pdf>.

19. D11043-0-9/13(0) ADM7150 Data Sheet [Электронный ресурс] // Analog Devices, Inc. 2013. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADM7150.pdf>.
20. SCES643G TXB0108 Datasheet [Электронный ресурс] // Texas Instruments Incorporated. 12.2018. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/txb0108.pdf>.
21. С. В. Умняшкин Основы теории цифровой обработки сигналов // Техносфера. Москва. 2016. Стр. 85-103
22. А. А. Самарский, А. В. Гулин Численные методы // Главная редакция физико-математической литературы. Москва. 1989. Стр. 45-47, 141-148