

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


Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии

Исследование возможности выделения сигнала дыхания из сигнала
фотоплетизмограммы

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

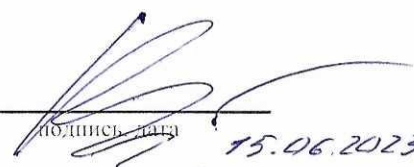
Студентка 4 курса 4081 группы
направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
институт физики
Носова Руслана Сергеевна

Научный руководитель:
доцент, к.ф.-м.н.


15.06.2023
подпись, дата

Е.И. Боровкова

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


15.06.2023
подпись, дата

А.С. Каравасв

Саратов 2023

Введение

На сегодняшний день, большинство современных смарт-устройств, такие как: телефоны, часы, портативные трекеры состояния здоровья – фитнес-трекеры, умеют регистрировать сигналы фотоплетизмограммы (ФПГ). И сейчас важной является телеметрия, чья актуальность состоит в оценке состояния пациента в режиме реального времени.

На основе телеметрии происходит разработка методов, которые будут позволять диагностировать состояние здоровья, стресса, когнитивной нагрузки только по сигналу ФПГ.

Исходя из вышеизложенного была сформулирована цель работы: исследование возможности выделения сигнала дыхания из сигнала фотоплетизмограммы

Для достижения цели ставились и решались следующие задачи:

- Провести сопоставление мгновенных частот и мгновенных фаз экспериментальных сигналов дыхания и высокочастотных (0.15-0.50 Гц) составляющих сигналов фотоплетизмограмм, зарегистрированных с фаланги пальца и уха с помощью зеленого и инфракрасного датчика отраженного света;
- на основе полученных результатов сделать выводы о возможности выделения мгновенных фаз и мгновенных частот сигнала дыхания из сигналов фотоплетизмограммы, зарегистрированной с фаланги пальца и уха с помощью зеленого и инфракрасного датчика отраженного света.

Структура работы. Выпускная квалификационная работа состоит из введения, двух глав, заключения и списка литературы.

Пункт 1 «**Теоретическая часть**» содержит описание сердечно-сосудистой системы, фотоплетизмограммы и регистрация данного сигнала, представлен анализ сигналов и их взаимодействие между собой.

Пункт 2 «**Эксперимент**» содержит описание эксперимента и полученные результаты.

В **заключении** сформулированы основные результаты и выводы.

Основное содержание работы

В теоретической части бакалаврской работы дается понятие сигналов электрокардиограммы, сигналов фотоплетизмограммы и сигналов дыхания. Представлена информация о взаимодействии ритмических процессов. Сердечно-сосудистая система (ССС) является одной из основных систем организма, которая играет важную роль в поддержании жизни и здоровья человека. В ее функционировании принимают участие различные взаимодействующие друг с другом ритмические процессы. Наиболее значимым является основной сердечный ритм, сигнал кровенаполнения артерий и сигнал дыхания.

Сигнал кровенаполнения артерий является следующим важным ритмическим процессом в кровеносной системе. Регистрация этого сигнала может проводиться с датчика отраженного света ФПП [1]. Для регистрации ФПП через исследуемый участок биологической ткани пропускается поток излучения в оптическом или инфракрасном диапазоне. Фотоплетизмографические методы регистрации пульсации артериальной крови основаны на способности биологических тканей изменять степень поглощения или отражения проходящего через них света [2].

Еще одним из важных ритмических процессов является дыхание. В нынешнее время сигнал дыхания называют – спирограммой. Для регистрации данных сигналов используют гибкую ленту из токопроводящего материала. Грудная клетка, при вдохе, начинает расширяться – лента растягивается, поперечное сечение проводника уменьшается и его сопротивление возрастает [3].

Функционирование сердечно-сосудистой системы (ССС) человека является ярким примером взаимодействия различных физиологических ритмов. Взаимодействие между этими ритмами приводит к частотной модуляции сердцебиения, появлению респираторно-синусовой аритмии, и фазовой синхронизации [4]. Кроме того, ритмы сердечно-сосудистой системы могут быть синхронизированы между собой. Благодаря взаимодействию основных ритмов сердечно-сосудистой системы их проявления видны в различных сигналах: ЭКГ,

ФПГ, вариабельности сердечного ритма. Выделив из сложного сигнала основные ритмические составляющие и определив их фазу можно исследовать синхронизацию между ними.

В качестве исследовательской группы служили 20 человек со средним уровнем физической активности.

В экспериментальной части представлен метод выделения мгновенных амплитуд, частот и фаз сигнала дыхания из ФПГ с помощью Вейвлет-спектра. Произведен анализ Фурье-спектра, анализ Вейвлет-спектра. Исследование полученных результатов при выделении мгновенных частот дыхания из ФПГ. Исследование результатов сравнения мгновенных фаз сигналов дыхания.

Для каждого испытуемого для всех сигналов, регистрируемых в эксперименте, был построен Фурье-спектр мощности (рисунок 1). Проведено качественное сравнение Фурье-спектров экспериментальных сигналов.

ФПГ рука(зел.д) – ФПГ, зарегистрированный с помощью зеленого датчика на указательном пальце правой руки. ФПГ рука(ик.д) - сигнал ФПГ на пальце, зарегистрированный с помощью датчика инфракрасного света. ФПГ ухо – сигнал ФПГ, зарегистрированный с помощью зеленого датчика на мочке правого уха

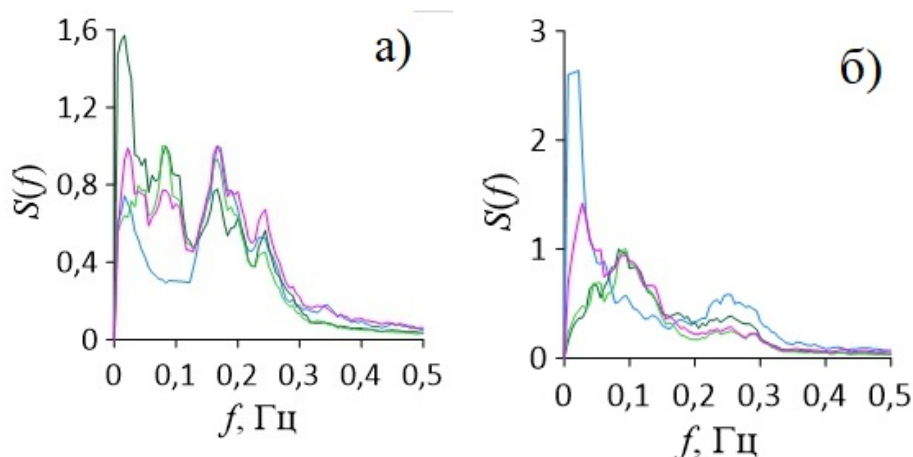


Рисунок 1 - Фурье-спектры мощности экспериментальных сигналов: (а) испытуемый №1; (б) испытуемый №2. Синий цвет- сигнал экспериментального дыхания; темно зеленый цвет – ФПГ рука(зел.д); зеленый цвет - ФПГ ухо; розовый цвет – ФПГ рука(ик.д)

Качественный визуальный анализ показал, что временные ряды ФПГ и дыхания имеют близкую динамику в высокочастотном диапазоне.

Для каждого сигнала ФПГ из Вейвлетного преобразования выделялась информация об изменении интенсивности амплитуды, эволюции мгновенной фазы и мгновенной частоты коэффициентов Вейвлетного преобразования, соответствующих максимальным по амплитуде A составляющим в диапазоне частот 0.15 – 0.40 Гц.

Полученные Вейвлет-спектры сигналов ФПГ содержат информацию о динамике частоты дыхания, которая проявляется увеличением коэффициентов Вейвлет-преобразования в высокочастотном диапазоне 0.15-0.50 Гц. (рисунок 2)

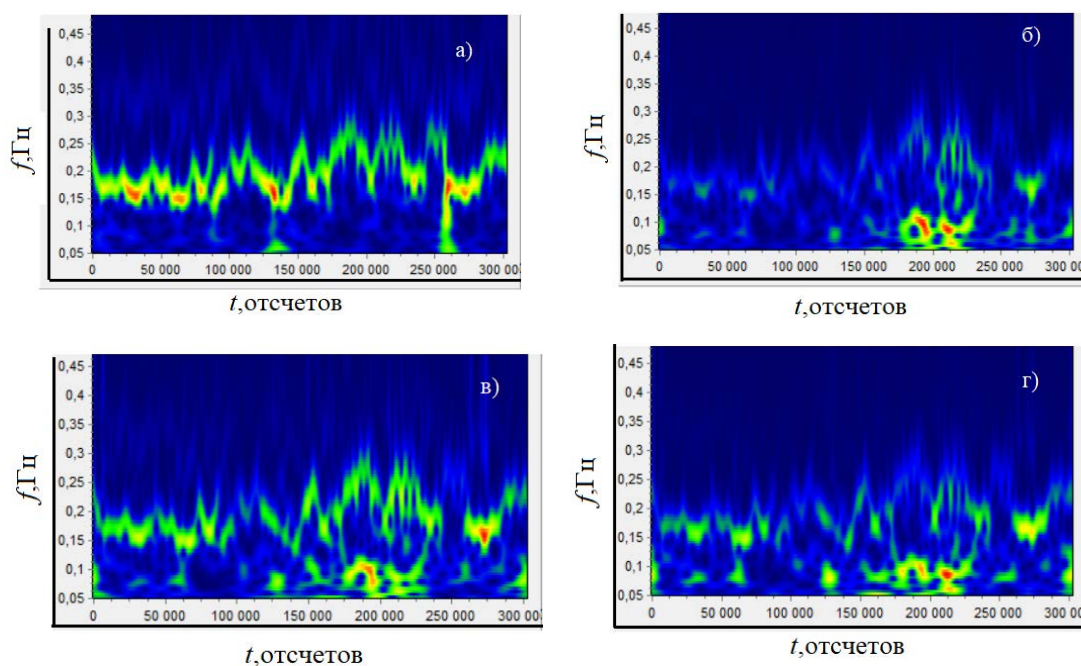


Рисунок 2 - Вейвлет-спектр для испытуемого №1 для временных рядов:
(а) экспериментального дыхания; (б) ФПГ рука(зел.д); (в) ФПГ рука(ик.д); (г)
ФПГ ухо

Визуальный анализ свидетельствует о совпадении мгновенных частот ФПГ и дыхания в соответствующем диапазоне. Следует заметить, что наиболее

выражены дыхательные составляющие в временном ряду ФПГ пальца, зарегистрированного с помощью датчика инфракрасного цвета.

Для каждого испытуемого были выделены мгновенные частоты сигналов дыхания: f_1 - частота дыхания, выделенная из сигнала ФПГ, записанного с помощью зеленого датчика на указательном пальце правой руки; f_2 – частота дыхания, выделенная из сигнала ФПГ, записанного с помощью зеленого датчика установленного на мочку правого уха; f_3 – частота дыхания, выделенная из сигнала ФПГ, записанного с помощью инфракрасного датчика указательном пальце левой. Мы наблюдали, что в большинстве случаев мгновенные частоты – совпадают для экспериментально временных рядов ФПГ (рисунок 3).

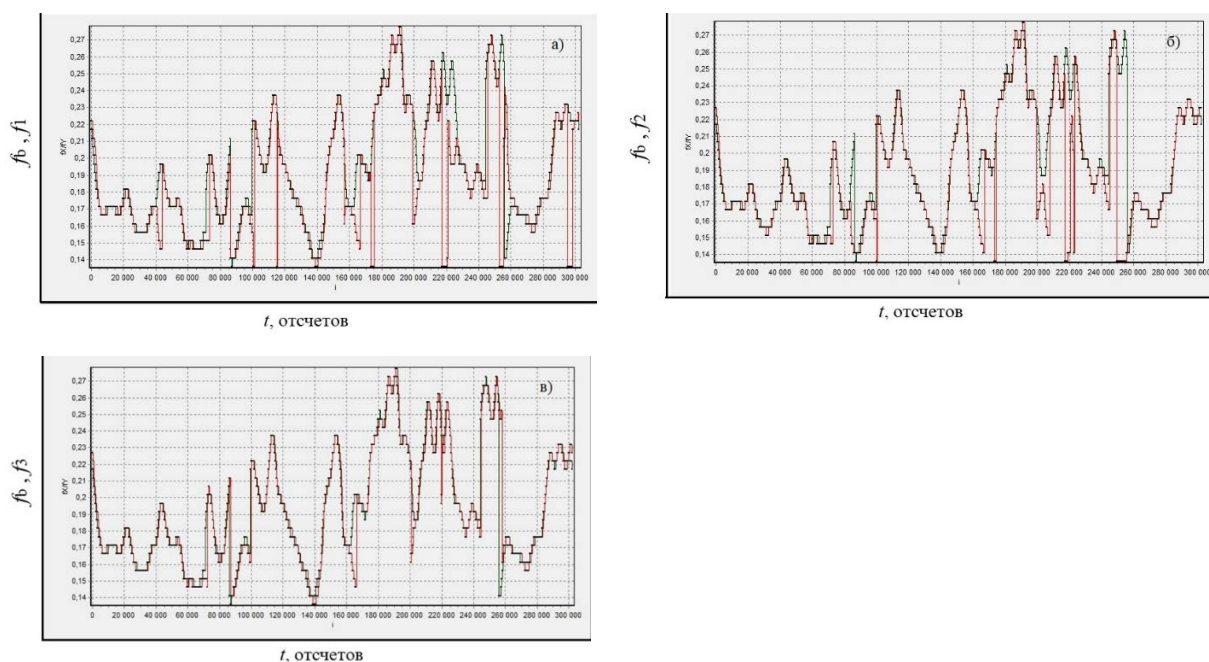


Рисунок 3– Результат выделения мгновенных частот дыхания из ФПГ для испытуемого №1. Синие кривые – мгновенные частоты ФПГ Красная кривая – мгновенные частоты дыхания: (а) ФПГ рука(зел.д) f_1 ; (б) ФПГ ухо f_2 ; (в) ФПГ рука(ик.д) f_3

Выделенные мгновенные частоты дыхания f_1 , f_2 , f_3 сравнивались с мгновенной частотой нативного сигнала дыхания f_b , зарегистрированного с

помощью резистивного датчика, наложенного на грудь. Для сравнения мгновенных частот анализировались зависимости отношения мгновенных частот $f_1/f_b, f_2/f_b, f_3/f_b$.

Исследование полученных результатов показало, что, что более 90% времени эксперимента соотношение мгновенных частот $f_b/f_1 ; f_b/f_2 ; f_b/f_3$ колеблется около 1, что указывает на то, что мгновенные частоты дыхания выделенного из сигнала ФПГ и экспериментального дыхания – очень близки. Это характерно для частотной синхронизации.

Для каждого испытуемого были выделены мгновенные фазы сигналов дыхания: φ_{v1} – мгновенная фаза сигнала дыхания, выделенная из сигнала ФПГ, записанного с помощью зеленого датчика на указательном пальце правой руки; φ_{v2} – мгновенная фаза сигнала дыхания, выделенная из сигнала ФПГ, записанного с помощью зеленого датчика установленного на мочку правого уха; φ_{v3} мгновенная фаза сигнала дыхания, выделенная из сигнала ФПГ, записанного с помощью инфракрасного датчика указательном пальце левой.

Для сравнения мгновенных фаз сигналов дыхания, выделенных из ФПГ, $\varphi_{v1}, \varphi_{v2}, \varphi_{v3}$ и мгновенной фазы нативного сигнала дыхания φ_b вычислялись обобщенные разности фаз $\varphi_{v1} - \varphi_b, \varphi_{v2} - \varphi_b, \varphi_{v3} - \varphi_b$.

Полученная разность фаз демонстрировала длительные горизонтальные участки, которые свидетельствуют об идентичности мгновенных фаз, выделенных из дыхания и ФПГ и указывают на синхронность меж двух сигналов. Совпадение мгновенных фаз наблюдалось не у всех испытуемых.

По обобщенным разностям фаз вычислялись индексы фазовой когерентности мгновенных фаз сигналов дыхания, выделенных из ФПГ, $\varphi_{v1}, \varphi_{v2}, \varphi_{v3}$ и мгновенной фазы нативного сигнала дыхания φ_b .

ρ_{bv1} – индекс фазовой когерентности, рассчитанный для ФПГ, записанного с помощью зеленого датчика на указательном пальце правой руки; ρ_{bv2} – индекс фазовой когерентности, рассчитанный для ФПГ, записанного с помощью зеленого датчика установленного на мочку правого уха; ρ_{bv3} – индекс фазовой

когерентности, рассчитанный для ФПГ, записанного с помощью инфракрасного датчика указательном пальце левой.

Анализ полученных результатов демонстрирует, успешное выделение дыхания из ФПГ, которые соответствуют значениям ρ_{bv1} от 0.55 до 1.00 для частот дыхания от 0.15 до 0.34 Гц. Следовательно, предложенный метод выделения дыхания из ФПГ, зарегистрированного с помощью зеленого датчика на указательном пальце правой руки применим для испытуемых с собственных частот дыхания от 0.15 и 0.34 Гц.

Для значений ρ_{bv2} от 0.150 до 0.900 , для частот дыхания от 0.15 до 0.34 Гц. Соответственно, предложенный метод выделения дыхания из ФПГ, зарегистрированного с помощью инфракрасного датчика на указательном пальце левой руки применим для испытуемых с собственных частот дыхания от 0.15 и 0.34 Гц.

Для значений ρ_{bv3} от 0.67 до 0.97 , для частот дыхания от 0.15 до 0.34 Гц. Данный метод выделения дыхания из ФПГ, зарегистрированного с помощью зеленого датчика на мочке правого уха, применим для испытуемых с собственных частот дыхания от 0.15 и 0.34 Гц.

Анализируя результаты успешного выделения дыхания из ФПГ соответствуют значения ρ_{bv1} от 0.55 до 1.00 для стандартного отклонения частоты дыхания от 0.01 до 0.04 Гц. Следовательно, предложенный метод выделения дыхания из ФПГ, зарегистрированного с помощью зеленого датчика на указательном пальце правой руки применим для испытуемых с вариабельностью частоты дыхания от 0.01 до 0.04 Гц.

Для значений ρ_{bv2} от 0.15 до 0.90 , для стандартного отклонения частоты дыхания от 0.01 до 0.02 Гц. Соответственно, предложенный метод выделения дыхания из ФПГ, зарегистрированного с помощью инфракрасного датчика на указательном пальце левой руки применим для испытуемых с вариабельностью частоты дыхания от 0.01 до 0.02 Гц.

Для значений ρ_{bv3} от 0.67 до 1.00 , для стандартного отклонения частоты дыхания от 0.01 до 0.05 Гц. Данный метод выделения дыхания из ФПГ,

зарегистрированного с помощью зеленого датчика на мочке правого уха, применим для испытуемых с вариабельностью частоты дыхания от 0.01 до 0.05 Гц.

Заключение

В работе проведено исследование возможности выделения сигнала дыхания из сигнала фотоплетизмограммы.

Был проведен обзор информации о устройстве контуров вегетативной регуляции кровообращения, неинвазивных сигналах, отражающих активность исследуемых контуров вегетативной регуляции, и методах выделения этих сигналов из экспериментальных сигналов.


Проведено сопоставление мгновенных частот и мгновенных фаз экспериментальных сигналов дыхания и высокочастотных (0.15-0.50 Гц) составляющих сигналов фотоплетизмограммы, зарегистрированных с фаланги пальца и уха с помощью зеленого и инфракрасного датчика отраженного света. Экспериментальная выборка включала 20 человек.

На основе полученных результатов был сделан вывод о возможности выделения мгновенных фаз и мгновенных частот сигнала дыхания из сигналов фотоплетизмограммы, зарегистрированной с фаланги пальца и уха с помощью зеленого и инфракрасного датчика отраженного света.

Все поставленные задачи выполнены в полном объеме.

Список использованных источников

1. Зарецкий А.И, Митягин К.С, Гарасов В.С, Мороз Д.И. Оценка параметров дыхательной активности пациента на основе данных фотоплетизмографии. // Труды МФТИ –2019. – Т. 11. – №. 3
2. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28. P. 139. 7. Lee C., Shin, H. S., Park, J., and Lee, M. (2011b). The optimal attachment position for a fingertip photoplethysmographic sensor with low DC. / C. Lee// *IEEE Sensors J.* –2012. –1253 –1254
3. А. В. Фролов, С. К. Дик, Д. В. Лихачевский, М. В. Давыдов, И. М. Чечик. Цифровая обработка биомедицинских сигналов и изображений// Минск: БГУИР, – 2016. –С. 64
4. M. D. Prokhorov, I. V. I. Ponomarenko, V. I. Gridnev, M. V. Bodrov, and A. V. Bespyatov Synchronization between main rhythmic processes in the human cardiovascular// *Biophysics*, – 2003

15.06.23. 
Носова Н.С.