

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

Кафедра оптики и биофотоники

Корреляционные характеристики процесса авторегуляции сосудистого
тонуса

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

Студента(ки) 4 курса 435 группы

направления (специальности) 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
код и наименование направления (специальности)

Физического факультета

наименование факультета, института, колледжа

Рогатиной Кристины Владимировны

фамилия, имя, отчество

Научный руководитель

Профессор, доктор ф.-м. н.
должность, уч. степень, уч. звание

22.06.2017
дата, подпись

Д. Э. Постнов
инициалы, фамилия

Заведующий кафедрой

Профессор, доктор ф.-м. н.
должность, уч. степень, уч. звание

дата, подпись

В. В. Тучин
инициалы, фамилия

Саратов 2017 год

Введение

Анализ пульсовых сигналов, регистрируемых при сердечном выбросе, является одним из основных диагностических методов. Определяют такие параметры, как частота, амплитуда, напряжение, ритмичность и скорость распространения пульсовой волны (СРПВ). Совокупность вышеуказанных параметров создаёт объёмную картину о состоянии сердечно-сосудистой системы. В медицинской практике чаще всего используется такой показатель, как частота пульса, который указывает на частоту сердечных сокращений. СРПВ выступает как показатель жёсткости артериальных сосудов, его рост предупреждает возникновение атеросклероза, возрастные изменения и сосудистые повреждения. Значительный вклад в величину СРПВ вносит значение тонуса сосудов, которое меняется в ответ на действия системных и локальных механизмов регуляции артериального давления. В работе установлена связь между СРПВ и симпатическим отделом вегетативной нервной системы здоровых людей. Авторы работы выявили чрезмерную разницу в СРПВ между левой и правой сторонами среди больных с тревожными расстройствами, тогда как в норме это отличие пренебрежимо мало. Принимая во внимание вышесказанное, можно предположить, что сведения о корреляционных характеристиках процесса авторегуляции сосудистого тонуса левой и правой конечностей человека могут сообщить нам о состоянии его симпатической нервной системы. А это, в свою очередь, предоставит новый метод диагностики активности симпатического отдела вегетативной нервной системы, что очень важно, т.к. некоторые исследования предполагают, что люди с тревожными расстройствами, а также депрессией подвержены высокому риску сердечно-сосудистых заболеваний.

Целью данной работы является разработка метода диагностики активности симпатической системы на основе корреляционных характеристик процесса авторегуляции сосудистого тонуса. Вследствие чего нам следует добыть такую информацию, которая закодирована в крошечных вариациях сердечного ритма, а точнее, в несоответствии информации между разными частями тела. В

соответствии с этим, мы анализируем данные, полученные от обеих рук одновременно, для того, чтобы найти общую составляющую вариации пульсовой волны, которая, в свою очередь, возможно, сможет открыть вклад некоторых системных механизмов. Одной из трудностей в анализе является нестационарность сравниваемых сигналов СРПВ. В одной записи пульсограмм СРПВ может изменять свой частотный спектр в результате преобладания какого-либо механизма регуляции. Этот эффект особенно проявляется при внешнем воздействии на организм (например, в процессе дыхательной пробы). Среди всех методов существенным преимуществом обладает Вейвлет-анализ. Это разновидность спектрального анализа, где роль синусоид, на которые разлагается сигнал, играют короткие колебания (вейвлеты) с особыми свойствами. Вейвлет-преобразование с подвижным частотно-временным окном хорошо выявляет и низкочастотные, и высокочастотные характеристики сигналов и локализует их во временной области.

Выпускная квалификационная работа содержит 2 главы:

1. Теоретическая часть
2. Экспериментальная часть

Фотоплетизмография

Фотоплетизмография – оптический метод регистрации пульсовой волны, с помощью плетизмографа. Прибор состоит из двух источников света – светодиодов и фотоэлемента (Рисунок 1). Наилучший сигнал получают при использовании светодиодов с длиной волны 600-700 нм, т.к. этот свет меньше всего поглощается биологическими тканями и кровью, следовательно, интенсивность такого света после прохождения сквозь ткань зависит, в основном, от его рассеяния тканью, которое изменяется при пульсовых изменениях объема.

Принцип работы фотоплетизмографа базируется на предположениях:

- изменения интенсивности света после его прохождения сквозь биологическую ткань, обусловленном изменениями ее объема; в этом случае источник и приёмник располагаются по разные стороны от части тела;
- частичного поглощения света при попадании на кожу, а затем отражения рассеянного света на фотоприёмник; источник и приёмник расположены в одной плоскости.

Как правило, для регистрации сигнала используются последняя фаланга пальца, мочка уха, запястье или висок. Сигнал, получаемый от фотоплетизмографа, зависит от структуры и температуры кожи, насыщенности крови кислородом, скорости кровотока.



Рисунок 1 – Фотоэлектрический плетизмограф

Метод фотоплетизмографии по сравнению с другими методами обладает рядом преимуществ: более высокая чувствительность фотоплетизмографа,

линейность измерения датчиком, портативность и быстрота записи, отсутствие помех, связанных с инерционностью преобразователя, возможность регистрации сигнала в любой области кожи и слизистых оболочек человека и животных. Кроме того, фотодатчик не вызывает сдавливание сосудов, т.е. не нарушает кровообращение, и является истинным регистратором объёма, а также возможна одновременная запись сигналов с одинаковых частей тела, что позволяет выявить сосудистые асимметрии.

Методы и материалы

В данной работе использовалась измерительная система сбора данных MP-100 фирмы BIOPAC Systems, Inc. Для записи сигнала PPG использовались датчики TSD200, подключённые к модулю PPG100C из MP100. Датчики были размещены на последней фаланге указательного пальца обеих рук и подключены к модулю. Первое стандартное отведение ЭКГ проводилось с использованием модуля. Частота дискретизации для ЭКГ и PPG была настроена на 1 кГц для того, чтобы обеспечить достаточно точное определение интервалов между пиками. Запись сигналов ЭКГ и PPG (с обеих рук) производилась одновременно в течение 120 секунд, во время которых волонтёр оставался в расслабленном состоянии. На рисунке 2 представлены полученные сигналы одного из добровольцев.

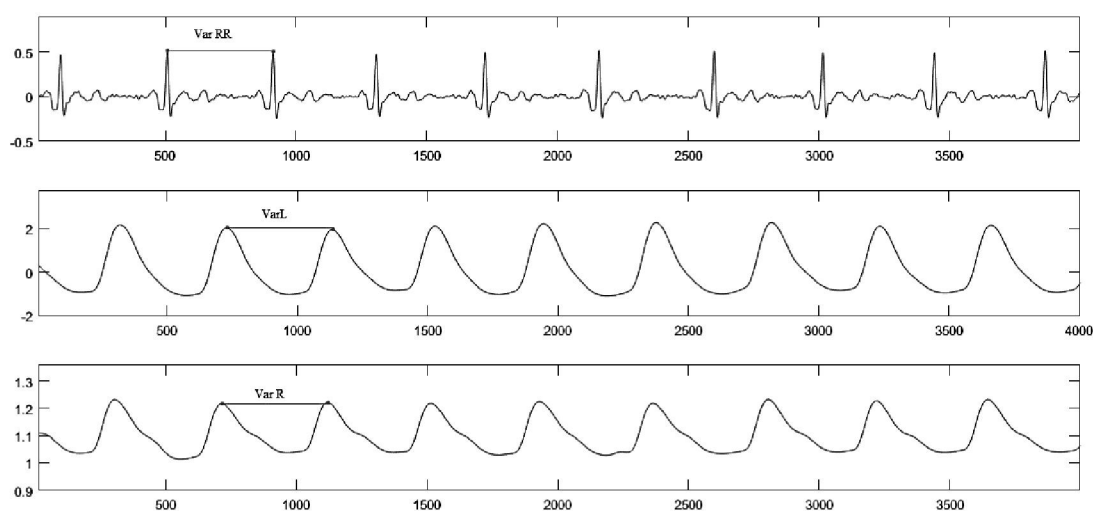


Рисунок 2 – Сигналы ЭКГ (1), PPG с левой (2) и правой (3) руки

Отдельно для каждого сигнала были рассчитаны интервалы между пиками и построена их последовательность (Рисунок 3). Поскольку необходимо

оценить отклонения в вариабельности пульса, каждый интервал между пиками PPG был разделён на соответствующий интервал между зубцами RR, полученный из ЭКГ (Рисунок 4).

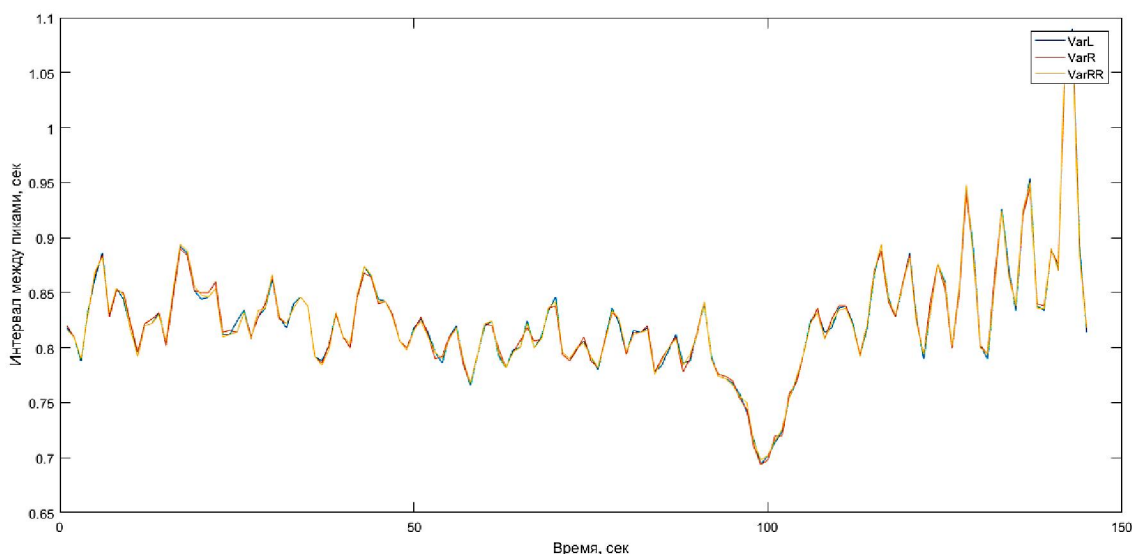


Рисунок 3 – Пример формы сигнала временных рядов вариабельностей сигналов ЭКГ (VarRR), PPG с левой (VarL) и правой (VarR) рук

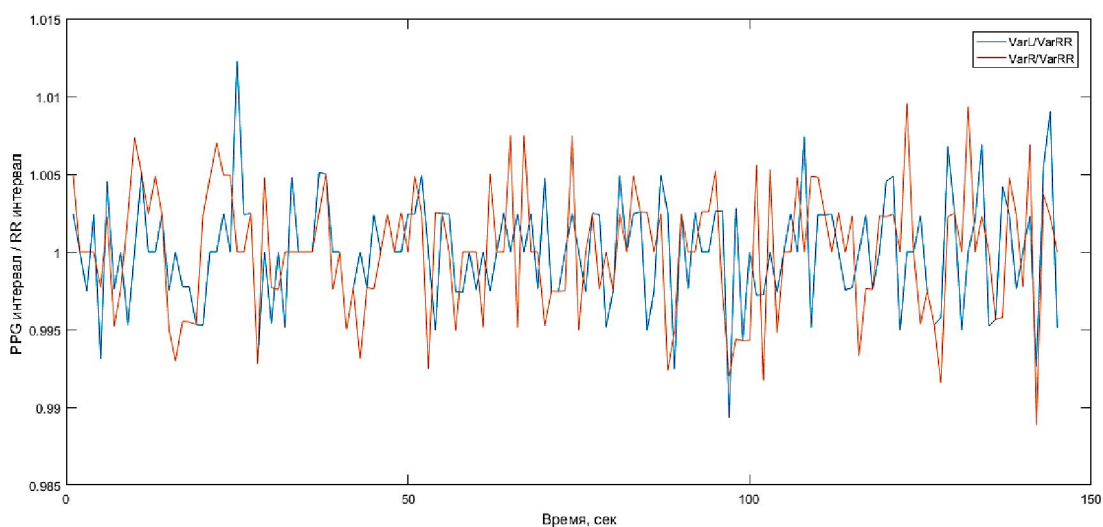


Рисунок 4 – Относительная вариабельность сигналов PPG: синяя для левой руки, красная для правой

На следующем этапе обработки данных определили частотные диапазоны взаимосвязи сигналов СРПВ и проследили динамику во времени с помощью вейвлет-когерентности, основанной на непрерывном вейвлет-преобразовании (НВП). Выделим основные этапы построения картины вейвлет-когерентности:

1. *Применение непрерывного вейвлет-преобразования к временным сигналам сравнения (к двум рядам вариабельности пульсограмм правой и левой конечности).*

2. *Вычисление Вейвлет-кросс-спектра*

3. *Нахождение вейвлет-когерентности*

Вейвлет-когерентность дает возможность визуализировать характер взаимосвязи. Цветовая шкала определяет квадрат значений когерентности, по осям – частоты и времени, где 1 максимальное значение квадрата согласованности, а 0 – минимальное. На рисунке 5 видно несколько областей высокой взаимосвязи, по-разному локализованные во времени, на частотах 0,06-0,125 Гц (Испытуемый А) и 0,06-0,1 Гц, 0,25-0,5 Гц (Испытуемый В), заметно, что локализация максимальных значений когерентности у двух испытуемых различна, что обусловлено индивидуальными физиологическими особенностями разных испытуемых. Однако, возможно выделить общий частотный диапазон относительно высокой взаимосвязи стабильной во времени в области 0,06-0,12 Гц.

В результате проведенного эксперимента, были выявлены частотные диапазоны высокой взаимосвязи в окрестности 0,1 Гц и 0,25 Гц общие для всех 10 испытуемых, что свидетельствует о наличии колебаний центрального механизма в этих диапазонах.

Известно, что в найденных нами частотных областях взаимосвязи находится дыхательная активность, однако результаты следующего эксперимента показали, что при задержке дыхания эта область корреляции не пропадает (Рисунок 6). Была произведена задержка дыхания на 30 сек, после чего дыхание было восстановлено.

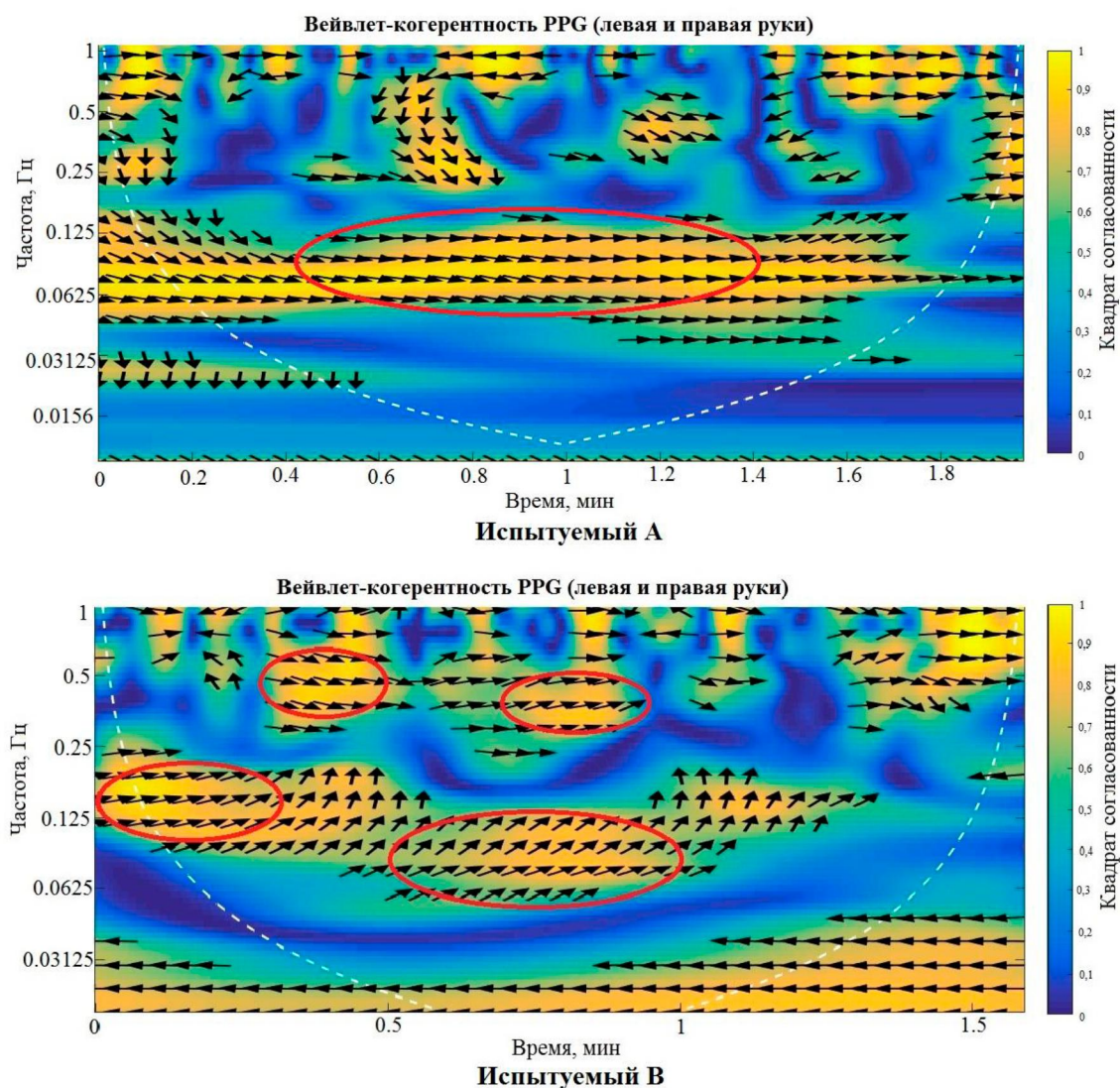


Рисунок 5 – Сравнение частотных областей взаимосвязи у двух испытуемых

На следующем этапе волонтеру было предложено постепенно увеличить частоту дыхания с 10 вдохов в минуту до 40. Эксперимент проводился на испытуемом с повышенной частотой сердечных сокращений ($120 + 5$ уд/мин), каждые 30 сек испытуемый увеличивал частоту дыхания на 0,05 Гц (на 5 вдохов в минуту). На рисунке 7 видно, что при увеличении частоты дыхания широкая область когерентности, которая наблюдается на первых секундах эксперимента, раздваивается на две области: одна полоса сдвигается с увеличением частоты дыхания, т.е. является респираторно-зависимой, а другая остаётся на прежнем уровне, вследствие чего можно предположить, что эта вторая область есть следствие активности симпатической нервной системы.

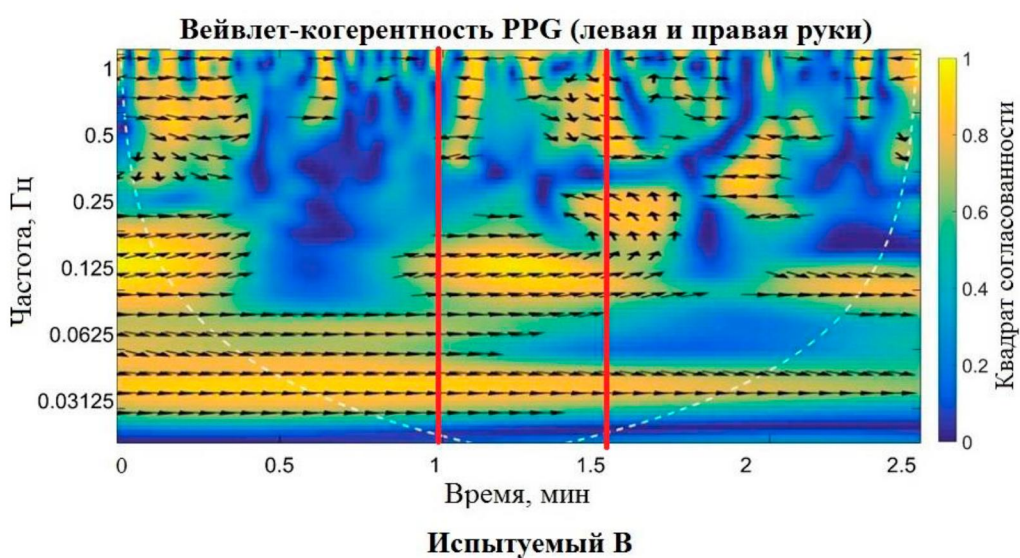
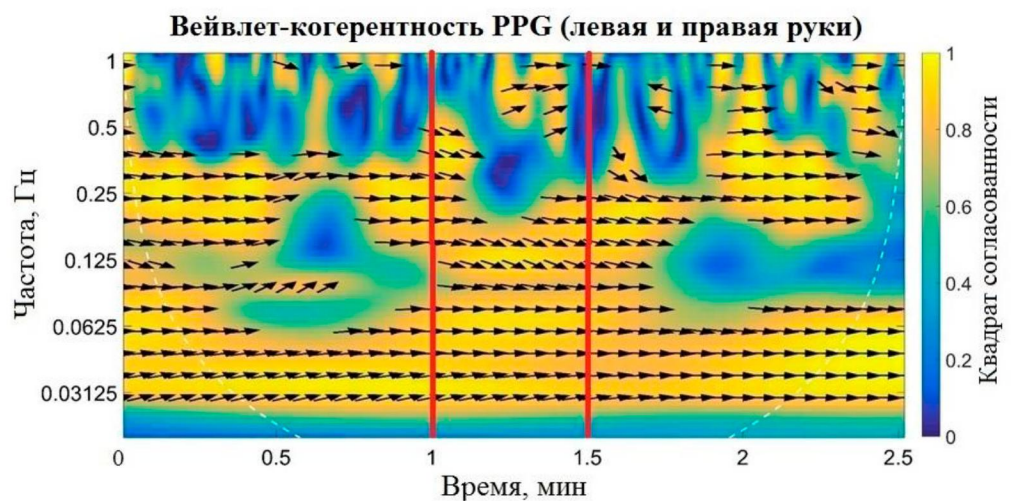


Рисунок 6 – Вейвлет-когерентность PPG пробы с задержкой дыхания

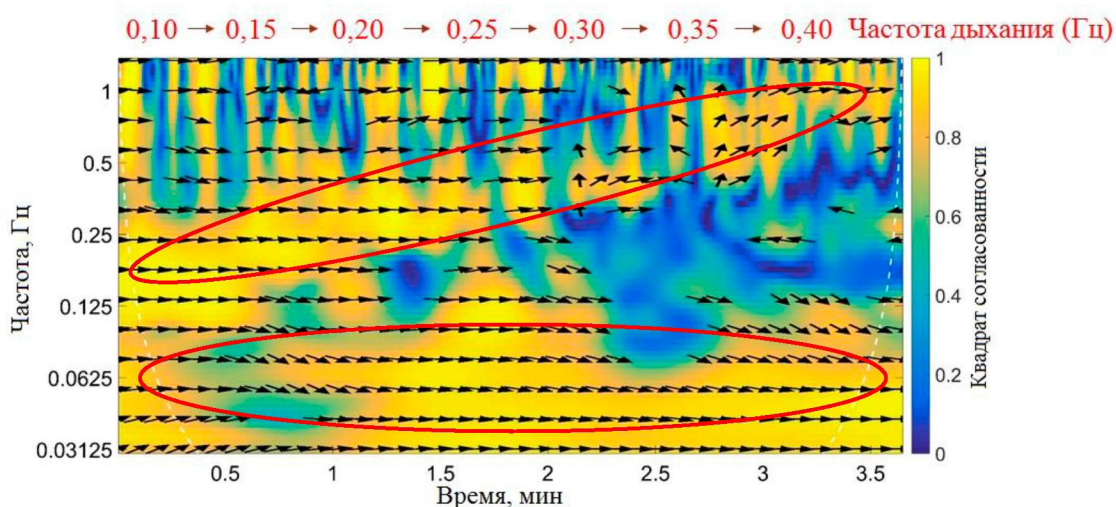


Рисунок 7 – Вейвлет-когерентность PPG пробы с увеличением частоты дыхания

Заключение

В данной работе приведены экспериментальные данные и результаты характеризующие быстрые колебания СРПВ. Нам удалось выявить синхронизм колебаний пульсовой волны левой и правой рук. Следовательно, результаты данной работы свидетельствуют в пользу перспективности дальнейшей разработки и тестирования методов измерения и анализа СРПВ как динамического параметра, характеризующего не только общее состояние сосудистой системы, но и характер отклика на стрессы различного происхождения. В частности, интересной и важной задачей представляется разработка методов восстановления сигнала симпатической активности по временным рядам СРПВ, что требует либо новых методов регистрации с частотой измерения выше, чем частота кардиоритма, либо разработки компьютерных алгоритмов восстановления сигнала при частоте дискретизации, близкой к частоте Найквиста.