

9. Шамрей В. К., Труфанов Г. Е., Абриталин Е.Ю., Корзенев А.В. , «Современные методы нейровизуализации в психиатрической практике», Российский психиатрический журнал, выпуск №2, 2010 г, с. 74-83;
10. Джозеф П.Хорнак, «Основы МРТ», 2005 г, 230с.

DIAGNOSTIC OPPORTUNITY OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING BY INVESTIGATING OF DEPRESSIVE DISORDERS

Baginskaya Alina Igorevna
 Moscow Technological University (MIREA) - baginskaya.a.i@mail.ru

This paper show diagnostic opportunity of some methods of magnetic resonance imaging (functional magnetic resonance imaging, voxel-based morphometry, diffusion-tensor imaging) by investigating of some kinds of depressive disorders.

ПОЛУЧЕНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ РЕФЕРЕНСНЫХ СПЕКТРОВ ДОПЛЕРОВСКОГО УШИРЕНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ, РАССЕЯННОГО В КОЖЕ РУК ПРИ ОККЛЮЗИОННОЙ ПРОБЕ

Козлов И.О*., Жеребцов Е.А., Дрёмин В.В., Жеребцова А.И., Дунаев А.В.
 Орловский Государственный Университет имени И.С.Тургенева
[igor57_orel@mail.ru*](mailto:igor57_orel@mail.ru)

На сегодняшний день метод ЛДФ является широко применяемым для диагностики заболеваний, вызывающих нарушения работы микроциркуляторного русла. Известно, что доплеровский сдвиг от движущихся эритроцитов может быть оценен с помощью анализа фототока, поступающего с фотодиода. Из литературных источников в методе ЛДФ на сегодняшний день, известно несколько алгоритмов обработки сигнала, основанных на модели Боннера-Носсала. Согласно данной фундаментальной для метода ЛДФ модели из спектра фототока вычисляется величина:

$$\int_{f_1}^{f_2} f \cdot S(f) df,$$

где f – частота гармоники спектра; $S(f)$ – значение спектральной плотности мощности на частоте f ; f_1 , f_2 – нижняя и верхняя границы информативной полосы регистрируемого спектра. Боннером совместно с Носсалем было показано, что данная интегральная характеристика спектра пропорциональна количеству эритроцитов в ансамбле, участвующем в формировании доплеровского сдвига оптического сигнала в данном диагностическом объеме, а также пропорциональна средней скорости движения этого ансамбля. Таким образом, результат измерения методом ЛДФ в первом приближении линейен относительно скорости и количества движущихся эритроцитов в диагностическом объеме.

Единицей измерения в ЛДФ является «показатель микроциркуляции» (ПМ) – величина, которая выражается в относительных перфузионных единицах, и пропорциональна средней концентрации ансамблей эритроцитов в объеме диагностирования и их средней скорости. ПМ представляет собой результат обработки переменной составляющей фототока с двух фотоприёмников, который формируется при фотосмещении оптических потоков с опорной и смещенной за счёт эффекта Доплера (в полосе до 24 кГц) частотами [1]. Для лучшей помехозащищенности результата измерения фототока фотодиодов вычитаются один из другого. Из результата вычитания выделяется постоянная и переменные составляющие. От получившегося сигнала вычисляется спектр мощности, который нормируется на постоянную составляющую. На следующем этапе происходит перемножение амплитудных значений мощности на соответствующие им частоты и интегрирование по частотному диапазону. По причине того, что при получении величины ПМ теряется информация о распределении спектральной плотности мощности сигнала по частотам, в данной работе предлагается вычислять данный показатель отдельно на нескольких поддиапазонах спектра. На этапе постановки задачи было сделано предположение, что при применении стандартных для метода ЛДФ функциональных проб (окклюзионная, постуральная, холоддовая прессионная проба и т.д) изменения в микрокровотоке приводят к перераспределению спектральной мощности переменного сигнала в разных частотных диапазонах доплеровского сдвига [2], что позволит неинвазивно оценивать распределение эритроцитов по скоростям в диагностическом объеме.

На рис. 1 изображена блок-схема реализованной для данного исследования измерительной установки лазерного доплеровского флоуметра, содержащая одномодовый лазер, два фотодиода, многоканальный электронный усилитель напряжения, плату сбора данных National Instruments и компьютер с установленной средой визуального программирования и разработки NI LabVIEW.

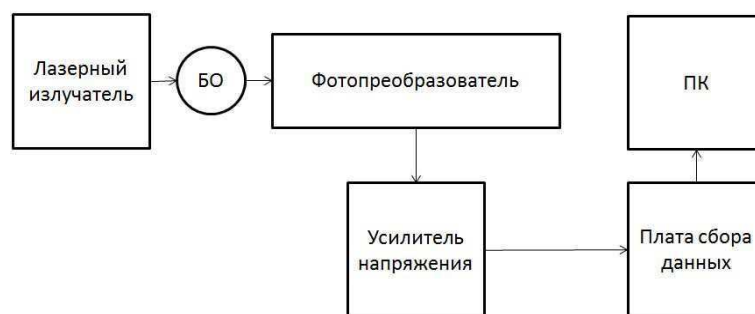


Рис. 1 – Блок-схема лазерного доплеровского флоуметра

Измерительный канал работает следующим образом. Излученный лазером свет, попадает на биообъект (БО). Далее, рассеянное и отраженное излучения регистрируется фотопреобразователем, после этого сигнал фильтруется и усиливается. С помощью платы сбора данных, сигнал записывается в цифровой форме и поступает в персональный компьютер, где обрабатывается в среде NI LabVIEW. Основное преобразование, реализуемое алгоритмом обработки может быть записано в следующей форме:

$$ПМ = \frac{\int_{f_2}^{f_1} f \cdot S[U_1(t) - U_2(t)] df}{i_{dc}}, \quad (1)$$

где f_1 и f_2 – частотный диапазон доплеровского сдвига; $S[U_1(t) - U_2(t)]$ – спектр мощности от разности двух сигналов; i_{dc} – нормировочный коэффициент, постоянная составляющая фототока.

Обработка сигнала по формуле (1) в среде графического программирования NI LabVIEW была реализована в виде преобразований, представленных на рисунке 2. Сигнал оцифровывался с частотой 50 кГц, с длиной выборки 5000. В итоге, дискретизация выходной величины осуществлялась с частотой 10 Гц.

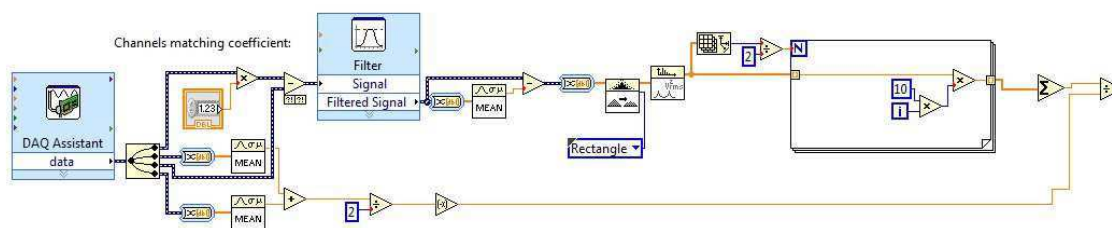


Рис. 2 – Последовательность преобразований сигнала в среде NI LabVIEW

В экспериментальной части работы был проведен ряд измерений на условно-здоровых добровольцах, с одновременной записью ЛДФ-грамм с интегрированием по следующим частотным поддиапазнам: от 60 до 400 Гц, от 400 до 800 Гц, от 800 до 1600 Гц, от 1600 до 3200 Гц, от 3200 до 6400 Гц. В качестве тестового воздействия была выбрана окклюзионная проба. Пример спектра мощности сигнала фототока представлен на рисунке 3. Пример записи полученных ЛДФ-грамм по поддиапазнам частот представлен на рисунке 4.

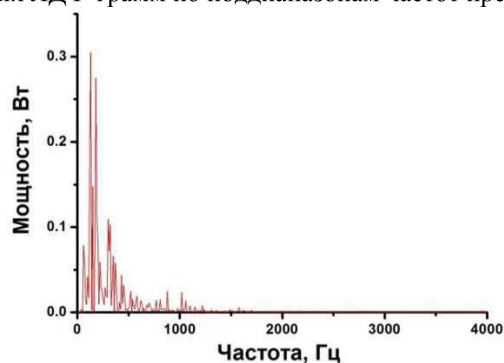


Рис. 3 – Пример спектра мощности сигнала фототока

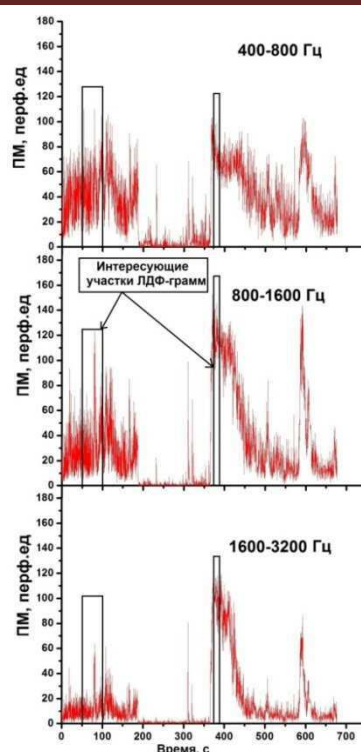


Рис. 4 – Пример ЛДФ-грамм, записанных по поддиапазонам частот

При анализе полученных записей выделялись временной участок 50 с до окклюзии и 15 секунд в непосредственный момент после снятия окклюзии. На данных участках вычислялись значения среднего и СКО. При усреднении полученных статистических оценок по данным 6 добровольцев было зарегистрировано увеличение сигнала ЛДФ в диапазонах более высоких частот (поддиапазоны 800-1600 Гц, 1600-3200 Гц) и уменьшение в низкочастотном диапазоне (60-400 Гц) (рис 5). Данный результат может быть объяснен увеличением доли эритроцитов, имеющих большую скорость в период постокклюзионной гиперемии.

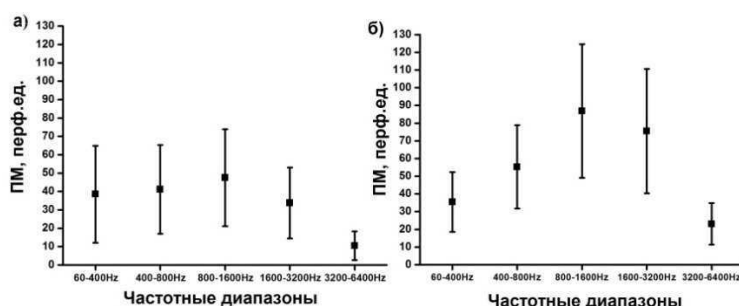


Рис. 5 – Статистические показатели ЛДФ-грамм, рассчитанные при фоновой записи (а) и после снятия окклюзионной пробы (б)

Предложенная реализация лазерного доплеровского флоуметра предоставляет широкие возможности регистрации и исследования сигнала доплеровского уширения лазерного излучения, рассеянного в кровенаполненном биологическом объекте. Используемый режим обработки сигнала может быть гибко перестроен, количество поддиапазонов может быть расширено, изменена частота дискретизации.

В дальнейшем, предполагается проведение экспериментов по описанному выше алгоритму в группе пациентов с нарушениями функций микроциркуляции крови и сравнение полученных данных с данными условно-здоровых добровольцев с целью создания на основе данной информации новых диагностических критериев.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках гранта № 16-32-00662 мол_а.

Библиографический список

1. Дунаев А.В., Жеребцов Е.А., Рогаткин Д.А. Методы и приборы неинвазивной медицинской спектродофотометрии: пути обоснования специализированных медико-технических требований. Приборы, М.: СОО «Международное НТО приборостроителей и метрологов», 2011. (1). С. 40-49.

2. Крупаткин, А.И., Сидоров, В.В. Функциональная диагностика микроциркуляторно-тканевых систем: Колебания, информация, нелинейность. М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ». 2013. 496 с.
3. Stern M. D. Continuous measurement of tissue blood flow by laser-Doppler spectroscopy. Am. J. Physiol. Vol.232. 1977. p. 441-448.
4. Stewart, N.A., Dunaev, A.V., Sokolovski, S.G., Sidorov, V.V., Rafailov, E.U. Multi-parameter analysis in blood circulation and perfusion based diagnostics. 15th International Conference "Laser Optics-2012". St. Petersburg (Russia). 2012
5. Жеребцова А.И. Оценка взаимосвязи параметров микроциркуляции крови и накожной температуры при окклюзионной пробе. Биотехносфера, №2. 2015. С.15-21.

RECEPTION AND RESEARCH OF REFERENCE SPECTRUM OF DOPPLER BROADENING LASER RADIATION SCATTERED IN THE SKIN OF HANDS AT THE OCCLUSAL TEST

Kozlov I.O.*, Zherebtsov E.A., Dremin V.V., Zherebtsova A.I., Dunaev A.V.
 Oryol State University named after I.S.Turgenev
 *igor57_orel@mail.ru

In this paper authors present research of the differences in distribution of the power spectrum of the laser Doppler signal between various ranges of the frequency before and after occlusion. Obtained results point out on the ability to record the changes of speed distribution of the RBC in the skin by the proposed method. In the authors opinion the proposed method of the signal processing has perspectives to be applied in the diagnostics of the people with microvascular diseases.

АНАЛИЗ ИНФОРМАТИВНЫХ ПРИЗНАКОВ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ R-ПИКА ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Ван Г. В*., Подмастерьев К. В.
 Орловский Государственный Университет имени И. С. Тургенева, gennady.van@mail.ru*

Количественный и качественный анализ R-пика (рисунок 1), являющийся вершиной QRS-комплекса, электрокардиосигнала (ЭКС), а также временной последовательности его появления являются одними из основных инструментов в диагностике заболеваний сердца.

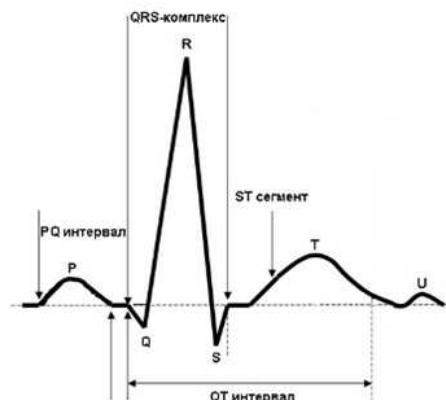


Рис. 1 – Электрокардиограмма одного сердечного сокращения

Изменение амплитудно-временных характеристик R-пика и нарушение физиологических ритмов являются следствием различных патологий сердца. Очевидной становится проблема точного нахождения положения R-пика на записи, и определения его диагностически значимых характеристик. Однако решение данной задачи осложняется индивидуальной вариабельностью, широкими диапазонами нормы, а также присутствием в ЭКС шумов и артефактов различной природы происхождения. Электрокардиосигнал с наличием шумов и артефактов, а также неправильным детектированием R-пика представлен на рисунке 2.