

УДК 616.12.008.331-073.65.78

И.О.КОЗЛОВ, Е.А.ЖЕРЕБЦОВ, А.И.ЖЕРЕБЦОВА, А.В.ДУНАЕВ  
I.O.KOZLOV, E.A.ZHEREBTSOV, A.I.ZHEREBTSOVA, A.V.DUNAIEV

## АНАЛИЗ АЛГОРИТМОВ ОБРАБОТКИ СИГНАЛА ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ В СРЕДЕ NI LABVIEW THE ANALYSIS OF PROCESSING ALGORITHMS OF LASER DOPPLER SIGNAL IN LABVIEW SOFTWARE

*В данной статье авторами исследованы алгоритмы обработки сигнала лазерной доплеровской флоуметрии. Это исследование позволит выяснить лучший с точки зрения точностных и динамических характеристик алгоритм для использования его в новом приборе лазерной доплеровской флоуметрии.*

**Ключевые слова:** лазерная доплеровская флоуметрия, модель Боннера-Носсаля, спектральная плотность мощности, отношение сигнал-шум.

*In this article the authors researches algorithms for signal processing of laser Doppler flowmetry. This study will finding out the best in terms of accuracy and dynamic characteristics of the algorithm for use in the new instrument laser Doppler flowmetry.*

**Keywords:** laser Doppler flowmetry, model Bonner-Nossale, power spectral density, signal-to-noise ratio.

Широко применяемый в настоящее время метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) позволяет оценить интенсивность периферического кровотока в микроциркуляторном русле. Единицей измерения в ЛДФ является «показатель микроциркуляции» (ПМ) – величина, которая выражается в относительных перфузионных единицах, и пропорциональна средней концентрации ансамбля эритроцитов и их средней скорости. Физически, ПМ представляет собой результат обработки переменного сигнала с фотоприёмника, который формируется при фотосмещении сигналов с опорной и сдвинутой за счёт эффекта Доплера (в полосе от 1 Гц до 24 кГц) частотами. Регистрируемый прибором ЛДФ сигнал изменения перфузии по времени состоит из двух основных составляющих: переменной и постоянной. Постоянная составляющая — это средняя перфузия крови за выбранный интервал времени. Переменная составляющая сигнала обусловлена физиологическими факторами регуляции кровенаполнения и отражает частотные ритмы регуляции кровотока (флаксмоции). Обе составляющие важны для диагностирования целого ряда заболеваний. По косвенным признакам исследователь может оценить различные заболевания периферийной нервной системы, ответственной за колебания микрососудистого русла [1].

Однако, данный метод в настоящее время не столь востребован в медицинской практике ввиду наличия ряда проблем, в первую очередь связанных с тем, что отсутствует единый алгоритм обработки сигнала лазерного доплеровского флоуметра. Зачастую, исследователи используют разные нормирующие величины, задают иные математические конструкции, что затрудняет сравнение результатов измерения показателя перфузии от публикации к публикации. Существуют значительные разночтения в реализации математической модели, обоснованной в фундаментальной работе Боннера и Носсаля [2]. В данной работе производится исследование алгоритмов обработки лазерного доплеровского сигнала для последующего сравнения их точностных и динамических характеристик.

На рис. 1 изображена блок-схема лазерного доплеровского флоуметра, которая содержит лазер, фотодиод, двухканальный усилитель и фильтр, плату сбора данных, и компьютер с установленной средой визуального программирования и разработки NI LabVIEW. Устройство работает следующим образом. Излученный лазером свет, попадает на

биообъект. Далее, рассеянное и отражённое излучения регистрируется фотопреобразователем. На следующем этапе, сигнал усиливается на специальной электронной плате. С помощью платы сбора данных, сигнал оцифровывается, и попадает в персональный компьютер, где обрабатывается с помощью математических алгоритмов.

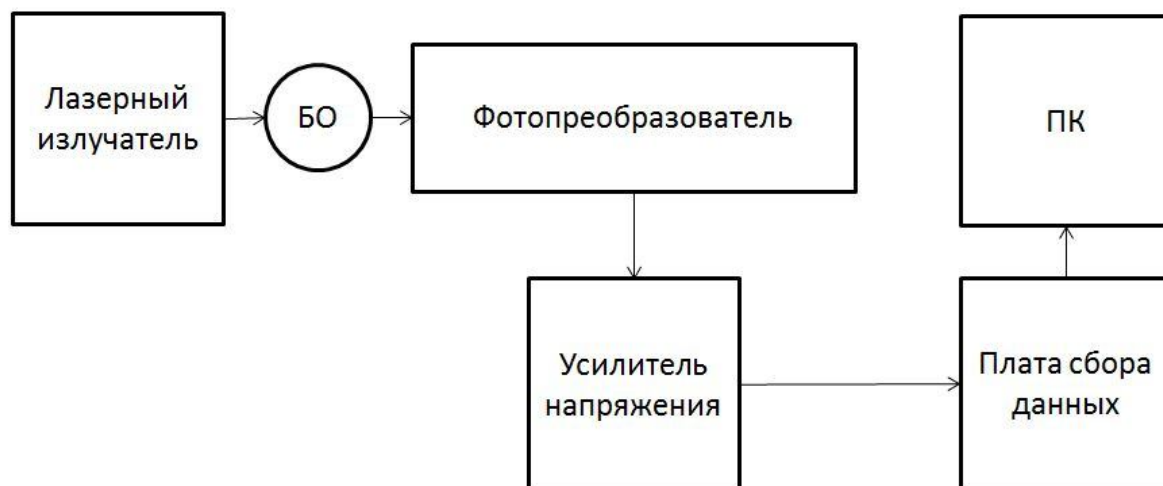


Рисунок 1 – Блок-схема лазерного доплеровского флоуметра

Основные компоненты лазерного доплеровского флоуметра:

(1) Лазер: в качестве излучателя был выбран лазерный диод LPS-785-FC (THORLabs). Особенности этого лазерного диода является долговечность, высокая монохроматичность. Основная длина волны излучения: 785 нм, выходная мощность: 10 мВт, потребляемый ток: 45 нА.

(2) Фотопреобразователь включает в себя фотодиод и преобразователь ток-напряжение. Для регистрации излучения были выбраны фотодиоды FDSP. Фотодиоды использовались для приёма рассеянного и отражённого излучения и преобразования его в ток. Преобразователь ток-напряжения был выполнен на операционном усилителе OP-07.

(3) Электрическая плата содержит в себе два канала. В каждом канале происходит фильтрация и усиление переменной и постоянной составляющей в 500 и 5 раз, соответственно. Переменная составляющая усиливается на двойном, высокоскоростном, малощумящим операционным усилителем MC33078p. Постоянная составляющая усиливается на двух операционных усилителях OP-07.

(4) Плата сбора данных: USB-6211, от фирмы National Instruments. Она может преобразовывать аналоговый входной сигнал в цифровой и передавать его в компьютер [3].

Доплеровский сдвиг от движущихся эритроцитов может быть оценен с помощью анализа фототока, поступающего с фотодиодов. На сегодняшний день, существует множество алгоритмов обработки данных ЛДФ, основанных на модели Боннера-Носсая. В данной статье, мы исследовали модель Боннера-Носсая, нормированную на постоянную составляющую фототока, модель Боннера-Носсая, нормированную на квадрат постоянной составляющей фототока, модель Боннера-Носсая с нормированием на среднеквадратическое отклонение сигнала, модель Боннера-Носсая с нормированием на полную энергию сигнала, модель Боннера-Носсая с нормированием на сумму амплитуд сигнала. Формулы данных алгоритмов представлены в таблице 1 [4,5], где  $\omega$  – это частотный сдвиг,  $S(U1(t) - U2(t))$  – спектральная плотность мощности (СПМ) разности сигналов

$U1(t), U2(t)$ ,  $\omega_1$  и  $\omega_2$  – нижняя и верхняя граница частоты среза, соответственно,  $i_{dc}$  – постоянная составляющая фототока, RMS – среднеквадратическое отклонение.

Таблица 1 – Алгоритмы обработки сигнала

Названия алгоритмов	Формулы алгоритмов
1	2
Двухканальная модель Боннера-Носсаля с нормированием на сумму амплитуд спектра	$ПМ = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega \cdot S(U1(t) - U2(t))d\omega}{\int_{\omega_1}^{\omega_2} S(U1(t) - U2(t))d\omega}$
Двухканальная модель Боннера-Носсаля с нормированием на среднеквадратическое отклонение	$ПМ = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega \cdot S(U1(t) - U2(t))d\omega}{RMS}$
Модель Боннера-Носсаля с нормированием на полную энергию сигнала	$ПМ = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \Delta\omega \cdot S(U1(t) - U2(t))d\omega}{RMS^2}$
Двухканальная модель Боннера-Носсаля с нормированием на квадрат постоянной составляющей фототока	$ПМ = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega \cdot S(U1(t) - U2(t))d\omega}{i_{dc}^2}$
Двухканальная модель Боннера-Носсаля с нормированием на постоянную составляющую фототока	$ПМ = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega \cdot S(U1(t) - U2(t))d\omega}{i_{dc}}$

СПМ может быть интерпретирована как концентрация эритроцитов на определённой частоте; интеграл по спектру сигнала интерпретируется как полное число эритроцитов. Частотный сдвиг  $\omega$  рассматривается как скорость эритроцитов. Таким образом, в каждой модели вычисляется интеграл от произведения спектральной плотности мощности на частоту доплеровского сдвига, однако, модели нормируются на различающиеся коэффициенты, что влияет на точность и динамические характеристики выходного сигнала.

Для данного исследования были разработаны виртуальные приборы, реализующие описанные выше алгоритмы обработки, в среде программирования LabVIEW. С их использованием производилось вычисление индекса микроциркуляции. Было записано пять базовых тестов на среднем пальце левой руки. Базовый тест представляет собой пятиминутную запись ЛДФ-граммы. Основываясь на этих данных, были вычислены среднее арифметическое, среднеквадратическое отклонения и коэффициент вариации. Однако, коэффициент вариации не выявляет точностные и динамические характеристики алгоритмов, потому как не ясно, какое значение коэффициента должно считаться положительным результатом в том или ином случае. По этой причине, был проведен тест, заключающийся в 10-минутной записи ЛДФ-граммы с пережатием плеча манжетой (так называемая окклюзионная проба) (рис. 2). Для данного эксперимента были вычислены среднее арифметическое, среднеквадратическое отклонение, а также отношение сигнал-шум (для участка графика, соответствующего периоду окклюзионной пробы).

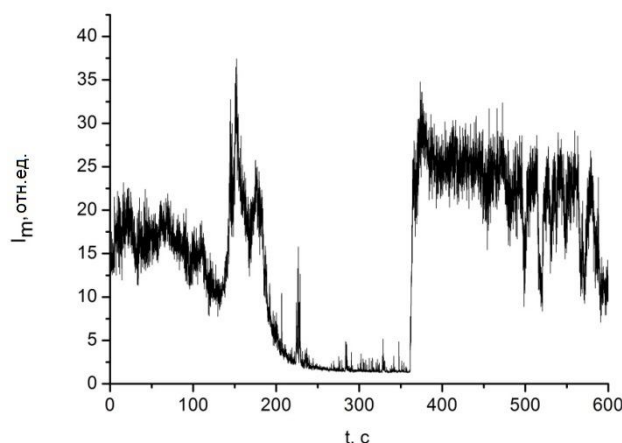


Рисунок 2 – ЛДФ-грамма во время проведения окклюзионной пробы

Основным результатом работы является определение модели, которая даёт наилучшее соотношение сигнал-шум при окклюзионной пробе. Так, было определено, что по критерию величины отношения сигнал-шум, наилучшими являются модели Боннера-Носсала с нормированием на квадрат постоянной составляющей фототока и на постоянную составляющую фототока.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Крупаткин А.И., Сидоров В.В. Функциональная диагностика микроциркуляторно-тканевых систем: Колебания, информация, нелинейность // М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ». 2013.– 496 с.
2. Bonner R., Nossal R. *Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue* – Appl. Opt. 20, 1981.– p.2097-2107.
3. Chang-Lin Hu, Zhan-Sheng Lin, Yen-Yu Chen, Yuan-Hsiang Lin and Meng-Lin Li *Portable Laser Doppler Flowmeter for Microcirculation Detection* // Biomed. Eng. Lett. (2013) 3:109-114 DOI 10.1007/s13534-013-0095-x
4. Stern M. D. *Continuous measurement of tissue blood flow by laser-Doppler spectroscopy* // Am. J. Physiol. 1977. - Vol.232. – p. 441-448.
5. Obeid A.N. *In vitro comparison of different signal processing algorithms used in laser Doppler flowmetry* // Med & Biol. Eng. & Comput., 31, 1993 – p. 43-52
6. Дунаев А.В., Жеребцов Е.А., Рогаткин Д.А. *Методы и приборы неинвазивной медицинской спектрофотометрии: пути обоснования специализированных медико-технических требований* // Приборы – М.: СОО «Международное НТО приборостроителей и метрологов», 2011. (1). – С.40-49
7. Козлов И. О., Жеребцов Е.А., Дунаев А.В., Подмастерьев К.В. *Новые принципы построения устройств для контроля технического состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии* // Биотехносфера – СПб.: «Политехника», №2(38). 2015 – С. 10-14.

**Козлов Игорь Олегович**

ФГБОУ ВПО «Государственный университет-УНПК», г. Орёл, Россия

Студент кафедры «Приборостроение, метрология и сертификация»

Тел.: 8 920 814 04 58

E-mail: [igor57\\_orel@mail.ru](mailto:igor57_orel@mail.ru)

**Жеребцов Евгений Андреевич**

ФГБОУ ВПО «Государственный университет-УНПК», г. Орёл, Россия

Научный сотрудник научно-образовательного центра «Биомедицинская инженерия», к.т.н., доцент кафедры «Приборостроение, метрология и сертификация»

Тел.: 8 953 361 51 92

E-mail: [zherebzow@gmail.com](mailto:zherebzow@gmail.com)

**Жеребцова Ангелина Ивановна**

ФГБОУ ВПО «Государственный университет-УНПК», г. Орёл, Россия

Научный сотрудник научно-образовательного центра «Биомедицинская инженерия», ассистент кафедры «Приборостроение, метрология и сертификация»

Тел.: 8 953 471 36 39

E-mail: [angelina.zherebtsova@yandex.ru](mailto:angelina.zherebtsova@yandex.ru)

**Дунаев Андрей Валерьевич**

ФГБОУ ВПО «Государственный университет-УНПК», г. Орёл, Россия

Ведущий научный сотрудник научно-образовательного центра «Биомедицинская инженерия», к.т.н., доцент кафедры «Приборостроение, метрология и сертификация»

Тел.: (4862) 41 98 76

E-mail: [dunaev@bmecenter.ru](mailto:dunaev@bmecenter.ru)