

РАСЧЕТ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ РАССЕЯННОГО В ПОВЕРХНОСТНЫХ ТКАНЯХ ИЗЛУЧЕНИЯ

П. М. Алешко

Проблема циркуляции крови в поверхностных тканях (микроциркуляция) на сегодняшний день привлекает внимание исследователей-медииков, биологов и врачей различных специальностей. Ее актуальность можно объяснить тем, что она охватывает множество взаимосвязанных процессов в сосудах диаметром от 2 до 200 мкм [1], играющих важную роль в поддержании гомеостаза всех систем организма человека и животных. Информация о состоянии кровотока на тканевом уровне необходима для выявления признаков расстройства микроциркуляции: определения спазма артериоларных сосудов и застойных явлений в венах, снижения интенсивности кровотока в капиллярном русле. Важнейшая информация о состоянии микроциркуляции – скорость движения эритроцитов и степень сатурации их кислородом.

Для определения скорости движения форменных элементов крови наиболее широкое распространение получил метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) ввиду отсутствия подготовки пациента перед диагностикой, неинвазивности и, как следствие, безопасности измерений.

ЛДФ основан на эффекте Доплера, который можно описать известным выражением:

$$F_d = F_0 \left(1 \pm \frac{v}{c} \right), \quad (1)$$

где F_d – доплеровская частота, F_0 – частота модуляции зондирующего излучения, v – скорость эритроцитов, c – скорость света.

Спектральные характеристики поглощения восстановленного гемоглобина и оксигемоглобина существенно зависят от длины волны излучения. Принцип измерений насыщения артериальной крови кислородом основан на фотоэлектрической колориметрии гемоглобина, находящегося в кровеносных сосудах просвечиваемых тканей человека.

Для вычисления тех или иных параметров микроциркуляции необходимо определить интенсивность рассеянного излучения, попадающего на приемник в единицу времени. Очевидно, что принимаемая мощность будет зависеть от коэффициента поглощения в ткани, показателей прелом-

ления ткани и окружающей среды, площади приемника, а также фазовой диаграммы рассеяния эритроцита.

Показатель поглощения в ткани зависит от длины волны излучения. Ослабление интенсивности лучистого потока в исследуемом объекте происходит по закону Бугера, описываемого выражением:

$$I_n = I_0 \exp[-(k_{\text{погл}} + k_{\text{рас}}) \cdot L], \quad (2)$$

где $k_{\text{погл}}$ – коэффициент поглощения, $k_{\text{рас}}$ – коэффициент рассеяния, L – пройденный путь, I_0 – начальная интенсивность излучения.

Считаем, что на приемник попадает излучение, однократно рассеянное назад в пределах телесного угла Ω . Воспользуемся коэффициентом обратного рассеяния $k_{\text{обр}}$, который для углов, близких к π , приближенно выражается как

$$k_{\text{обр}} \approx k_{\text{рас}} p(\pi) \Omega, \quad (3)$$

где $p(\pi)$ – значение фазовой функции рассеяния. Поэтому интенсивность обратно рассеянного излучения задается в виде:

$$dI_p = I_n \cdot k_{\text{обр}} dx. \quad (4)$$

Так как рассеяние происходит на всем пути излучения, то необходимо проинтегрировать вклады рассеяния излучения на различной глубине в результирующую интенсивность. Таким образом, суммарную интенсивность на приемнике можно задать формулой:

$$I_1 = \int_0^L I_0 \cdot k_{\text{обр}} \exp[-(k_{\text{погл}} + k_{\text{рас}}) \cdot 2x] dx. \quad (5)$$

После упрощения выражения (5) окончательно получаем формулу для расчета интенсивности обратно рассеянного излучения на выходе:

$$I_1 = I_0 \frac{k_{\text{обр}}}{2(k_{\text{погл}} + k_{\text{рас}})} (1 - \exp[-(k_{\text{погл}} + k_{\text{рас}}) \cdot 2L]), \quad (6)$$

где I_1 – интенсивность рассеянного назад излучения.

На рис. 1 изображена функциональная схема установки. Источник лазерного излучения расположен параллельно поверхности кожи. Луч попадает на зеркало, которое отражает его под углом $\pi/2$ к поверхности кожи. Таким образом, угол между поверхностью кожи и направлением распространения излучения также составляет $\pi/2$. Далее происходит рассеяние луча на эритроците, которое при обратном направлении рассеяния попадает на собирающую линзу и регистрируется фотоприемником.

Для фокусировки рассеянного излучения на приемник используется короткофокусная линза, которую целесообразно расположить на двойном фокусном расстоянии от поверхности кожи и детектора. Тогда телесный угол приемника будет определяться выражением:

$$\Omega = \frac{\pi d^2}{16F^2}, \quad (7)$$

где d – диаметр линзы, F – фокусное расстояние линзы.

Исходные данные для расчета представлены в табл.1. [2–4]

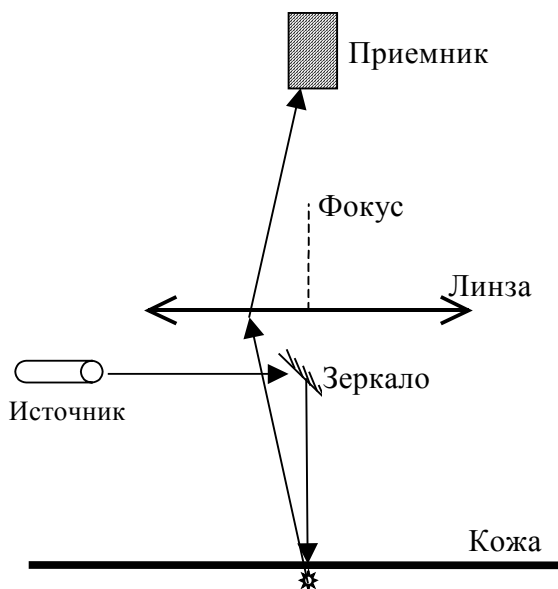


Рис. 1 Функциональная схема установки

Таблица 1

Исходные данные для расчета

Длина волны, нм	$k_{\text{погл}}, \text{мм}^{-1}$	$k_{\text{рас}}, \text{мм}^{-1}$	$p(\pi)$, отн. ед.	d , мм	F , мм
650	0,149	0,060	0,005	15	50
780	0,127	0,018	0,005		

На основе исходных данных и выражения (6) составлена табл.2 для двух длин волн.

Таблица 2

Глубина проникновения и рассеянная мощность излучения для длин волн $\lambda_1=0,65 \text{ мкм}$ и $\lambda_2=0,78 \text{ мкм}$

Длина волны, нм	Глубина проникновения, мм	Обратно рассеянная мощность, %
650	14,33	0,00134
780	20,66	0,00055

Таким образом, если известна обратно рассеянная мощность, имеется возможность оценить минимальную чувствительность приемника излучения. Например, если мощность источника с длиной волны 650 нм равна 20 мВт, то рассеянная мощность на приемнике составит около 0,27 мкВт. Следовательно, необходимо, чтобы чувствительность приемника была не ниже этой величины, а с учетом потерь в оптической системе это условие становится более жестким.

Литература

1. Bernardi L., Leuzzi S. Laser Doppler Flowmetry and Photoplethysmography: Basic Principles and Hardware, Bioengineering of the Skin: Cutaneous Blood Flow and Erythema // CRC Press. Inc. 1995, p. 39.

2. Кириллин М. Ю., Приезжев А. В. Моделирование распространения лазерного пучка в плоском слое суспензии эритроцитов методом Монте-Карло: сравнение вкладов рассеяния с различными кратностями в угловое распределение света // «Квантовая электроника». 2002. № 32. С. 883–887.
3. Fagrell B. Problems Using Laser Doppler on the Skin in Clinical Practice, Laser Doppler. // Med. Academic Publishers. 1994.
4. Левтов В. А., Резицер С. А., Шадрин И. Х. Реология крови // Медицина. 1982.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ ВЕЙВЛЕТНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ЗАДАЧ АВТОМАТИЧЕСКОГО ОБНАРУЖЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ СЕРДЦА ПО ЭКГ-СИГНАЛАМ

В. И. Архипов

Современные кардиографы позволяют снимать ЭКГ в очень высоком цифровом качестве. Частота дискретизации записи может достигать нескольких десятков килогерц, что сравнимо с записью акустических сигналов.

Это дает возможность использовать для анализа ЭКГ методы, основанные на спектральных преобразованиях, которые изначально использовались для работы с акустическими, например речевыми, сигналами. А так же, относительно новые методы, основанные на вейвлетном анализе.

Целью этой работы являлось сравнение некоторых векторов признаков, полученных с помощью вейвлетных [1,2] и кепстральных преобразований для принятия решения о наличии либо отсутствии заболевания с помощью классификатора [4].

В качестве объектов исследования рассматривались кардиограммы пациентов со следующими медицинскими заключениями:

- обширные инфаркты миокарда;
- нарушения внутрижелудочковой проводимости;
- ЭКГ в пределах нормы.

В работе использовались электрокардиограммы из базы данных Республиканского научно-практического центра «Кардиология». Все ЭКГ были получены с помощью цифрового смарт-кардиографа.

Кепстральный и вейвлетный анализ, а так же расчет ковариационных матриц проводился с помощью разработанной программы «Spectrum». Кепстры рассчитывались по 12 коэффициентам линейного предсказания [2] на отрезках сигнала в 1,5 секунды, вырезанных окном Хэмминга с параметром предварительного искажения 0,95. Кепстральный вектор имел размерность 24. В качестве материнского вейвлета использовался комплексный вейвлет Морле. Анализ проводился на 24 масштабах, соответ-