

УДК 535.36, 535.41

ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ КОЖНОЙ МИКРОГЕМОДИНАМИКИ МЕТОДАМИ ДОПЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ И СПЕКЛ-МЕТРИИН.Д. АБРАМОВИЧ¹, С.К. ДИК¹, Л.А. ВАСИЛЕВСКАЯ^{1,2}, И.И. ХЛУДЕЕВ^{1,3}¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники²Республиканский научно-практический центр неврологии и нейрохирургии³Белорусский государственный университет

Аннотация. Исследованы характеристики микроциркуляции крови в тканях человека посредством регистрации и анализа динамической спекл-картины. Предложены методические подходы для оценки полученных данных с целью верификации спекл-измерений с помощью широко используемой методикой доплеровской флоуметрии.

Ключевые слова: спекл-метрия, микроциркуляция крови, доплеровская флоуметрия.

Abstract. The characteristics of microcirculation of blood in human tissues were investigated by recording and analyzing a dynamic speckle pattern. Methodical approaches are proposed for evaluating the obtained data in order to verify speckle measurements using the widely used Doppler flowmetry technique.

Keywords : specklemetry, microcirculation, Doppler flowmetry.

Введение

Микроциркуляция – важный прогностический фактор для диагностики и лечения ряда заболеваний, таких как ишемия, атеросклероз, артрит, тромбоз и др. Характер микроциркуляции определяется преимущественно параметрами кровотока в артериолах, капиллярах и венах. Микроциркуляция играет важную физиологическую роль в обеспечении процессов оксигенации и обмена веществ в тканях, а также влияет, например, на оптические свойства кожи. Теоретическое моделирование и экспериментальные исследования динамики кровотока необходимы для диагностики и более глубокого анализа ряда заболеваний и патологий у человека с целью повышения качества лечения.

Описание методики

Известно, что при облучении рассеивающей среды и, в частности, биологической ткани когерентным светом в среде формируется спекл-структура, которая может использоваться для определения ряда характеристик биотканей, например, размеров ее частиц и скорости кровотока.

Аналитическая методика расчета характеристик интерференционной картины, формируемой многократно рассеянным светом в многослойной биологической ткани типа кожи человека на длинах волн видимого и ближнего инфракрасного диапазонов спектра при облучении лазером, описана в работах [1,2]. Она основана на известной связи между теорией когерентности светового поля в рассеивающей среде и теорией переноса излучения (ТПИ) [3].

При вычислениях полагали, что имеет место импульсное освещение поверхности среды при длительности импульса много меньше характерного времени перемещения рассеивающих центров. При моделировании использовали известные аналитические решения ТПИ [4] при представлении индикатрисы рассеяния в виде суммы функций, имеющих существенно различные угловые масштабы [5] для разделения суммарного излучения на когерентное и некогерентный фон.

При моделировании движения крови по сосудам учитывались следующие аномальные эффекты (реологические свойства) течения крови:

- 1) эффект Фареуса – зависимость гематокрита от диаметра сосуда, когда эритроциты сосредоточены вблизи оси течения, вследствие чего средняя скорость транспорта эритроцитов больше средней скорости течения крови в сосуде в целом;
- 2) существование безэритроцитного пристеночного слоя плазмы вблизи стенки сосуда;
- 3) тупой профиль скорости по сравнению с профилем течения Пуазейля;
- 4) эффект Фареуса–Линдквиста – зависимость вязкости крови от диаметра кровеносного сосуда.

Основываясь на двухфазной модели течения крови [6] и используя механику многофазных сред, кровь для математического моделирования исходно считаем двухфазной вязкой суспензией, состоящей из двух фаз: пристеночного и приосевого слоев плазмы с эритроцитами. В пристеночном слое концентрация эритроцитов равна нулю, а на оси достигает своего максимума. Используем единый вид уравнений для всего сечения сосуда и задаем произвольную функцию распределения эритроцитов по сечению сосуда. В модели не учитывается влияние деформации

эритроцитов и их агрегации в сосудах малого диаметра на локальный коэффициент вязкости, вращение эритроцитов, их поперечная миграция, а также и взаимодействие друг с другом.

Для решения уравнения переноса излучения (УПИ) в диффузионном приближении использовали временную автокорреляционную функцию (АКФ) диффузно отраженного света. АКФ описывается решением стационарного уравнения диффузии фотонов [7,8], в условиях сильного многократного рассеяния ($\lambda \ll l^* \ll L$, L – характерный размер образца). Для этого представили АКФ в виде $G_1 = G_1^{(0)} + G_1^{(s)}$, где $G_1^{(s)}$ – функция, описывающая влияние потока на корреляционную функцию («рассеянная» волна), $G_1^{(0)}$ – соответствие макроскопическому случаю. Решение найдено путем формального решения уравнения диффузии [9,10] и совпадает по форме с выражением для электромагнитной волны, рассеянной на диэлектрическом цилиндре [11]. Результаты были получены ранее другими методами [12–14], а также подтверждены экспериментально [12,13]. Отметим, что корреляционная функция не зависит от положения $\{x, y\}$ детектора на поверхности среды, не зависит от величины транспортной длины пробега фотона l^* .

Согласно теореме Винера–Хинчина, спектр мощности временных флуктуаций интенсивности получается путем преобразования Фурье от его автокорреляционной функции. Нормированная АКФ флуктуаций рассеянного поля (т.е. диффузионно-отраженного света) $g_1(t)$ связана с энергетическим спектром сигнала $S(w)$ как пара преобразования Фурье:

$$S(w) = \int_{-T}^T g_1(t) \Psi \exp(-j\omega t) dt = \int_{-T}^T \frac{G(t)}{G(0)} \Psi \exp(-j\omega t) dt \quad (1)$$

где $G(0)$ – максимум временной АКФ флуктуаций рассеянного поля;

$G(t)$ – величина временной АКФ флуктуаций рассеянного поля в момент времени t .

Для анализа спектра флуктуаций интенсивности использовали статистику второго рода. Дисперсия, или нулевой момент M_0 , равна средней мощности процесса, среднее значение которого равно нулю. Дисперсия связана со средней концентрацией $\langle C \rangle$ движущихся частиц в объеме выборки. Средняя частота спектра [15], или первый момент M_1 , пропорциональна среднеквадратической скорости V_{rms} движущихся частиц, умноженной на их среднюю концентрацию [16] (перфузия).

Для оценки объемной скорости потока используем нормированный спектральный момент или среднеквадратическую скорость движущихся частиц [17]:

$$V_{rms} = M_1 / M_0 = \frac{1}{2p} \int_{w_{min}}^{w_{max}} w \Psi S(w) dw / \frac{1}{2p} \int_{w_{min}}^{w_{max}} S(w) dw \quad (2)$$

Установлено, что для оценки состояния кожной микрогемодинамики могут быть достаточно эффективно использованы следующие параметры: средняя частота спектра; площадь, охватываемая спектром.

Экспериментальная часть

Функциональное состояние кожной микрогемодинамики (МГД) изучали неинвазивным спекл-оптическим методом с использованием устройства «Speckle-Scan». Устройство разработано и изготовлено в Белорусском государственном университете информатики и радиоэлектроники и представляет собой лазерную спекл-оптическую систему контроля микроциркуляции крови. С её помощью регистрировали и проводили расчет амплитудно-частотных характеристик спектров флуктуации интенсивности спекл-поля, образованного в результате рассеивания биологическими объектами лазерного излучения. Обработку полученных результатов проводили с помощью компьютерной программы в частотном диапазоне 40–1000 Гц с определением мощности спектра S , средней частоты спектра $\langle f \rangle$, коэффициента m_s , полосового коэффициента K_b , коэффициента асимметрии спектра A_s , соотношения $\langle f \rangle / A_s$.

Одновременно исследовали кожную микрогемодинамику с помощью ультразвуковой доплерографии (УЗДГ) с использованием прибора «Минимакс-Допплер-К». При анализе показателей УЗДГ по кривой средней скорости определяли скорости кровотока: V_{am} – средняя линейная скорость (см/с) и Q_{am} – средняя объемная скорость (мл/мин).

Данные, полученные УЗДГ и аппаратом «Speckle-Scan», сопоставлялись между собой и математической моделью распространения лазерного излучения в микрогемодиализаторном русле. Для сопоставления полученных данных с помощью обоих методов использовали математическую модель [1], написанную в программе MathCad. Глубина зондирования света в биоткань на длине волны $\lambda=628$ нм составляет 0.57 мм. Диаметр микрососуда составил около 200 мкм.

Спекл-оптическое и УЗДГ обследование кожей МГД у пациента проводили в положении сидя, на плечо накладывали манжетку манометра, приемно-осветительный датчик прибора располагали в области основания тыльной поверхности первого пальца кисти и измеряли исходный уровень кровотока в сосудах микроциркуляторного русла кожных покровов в этой области путем регистрации соответствующих параметров. Затем в манжетку манометра нагнетали воздух до уровня давления, превышающего значения систолического давления у пациента на 30 мм ртутного столба. Компрессия плечевой артерии продолжалась в течение 1 мин с последующей быстрой декомпрессией сосуда. Запись спекл-оптической и УЗДГ кривой выполняли через 1, 2, 3, 4, и 5 минут после декомпрессии у 10 пациентов по 10 раз каждый. Статистическую обработку полученных результатов исследований проводили с применением пакета прикладных программ Statistica 10.0.

Результаты и их обсуждение

Анализ полученных данных показывает, что кратковременное воздействие (сдавливание) приводит к некоторому ухудшению микроциркуляции крови, которая со временем восстанавливается до исходных значений. При снижении интенсивности кожного кровотока вследствие наступления гиперемии происходит уменьшение параметров $\langle f \rangle$ и Q . При регистрации $\langle f \rangle$ и Q сразу после прекращения воздействия наблюдалось резкое увеличение указанных параметров до значений, соответствующих нормальному кровотоку.

Объемная скорость кровотока зависит от диаметра сосудов. Максимальная объемная скорость кровотока наблюдается в аорте, наименьшая – в капиллярах. Однако, объемная скорость кровотока во всех капиллярах системного круга кровообращения равна объемной скорости кровотока в аорте, т.е. количество крови, протекающей за единицу времени через разные участки сосудистого русла, одинаково.

Дальнейшие исследования позволили установить, что скорость микроциркуляции крови в исследуемом участке варьирует в пределах от 0.5 до 3 см/сек.

На рис. 1 приведены результаты измерений МГД с использованием спекл-метрического метода. Анализ данных измерений показал, что усредненная мощность спектра флуктуаций интенсивности рассеянного излучения $P(w)$ или нулевой момент M_0 после декомпрессии сосуда увеличивается примерно на 15% в сравнении с нормальным состоянием (рис. 1 а, б).

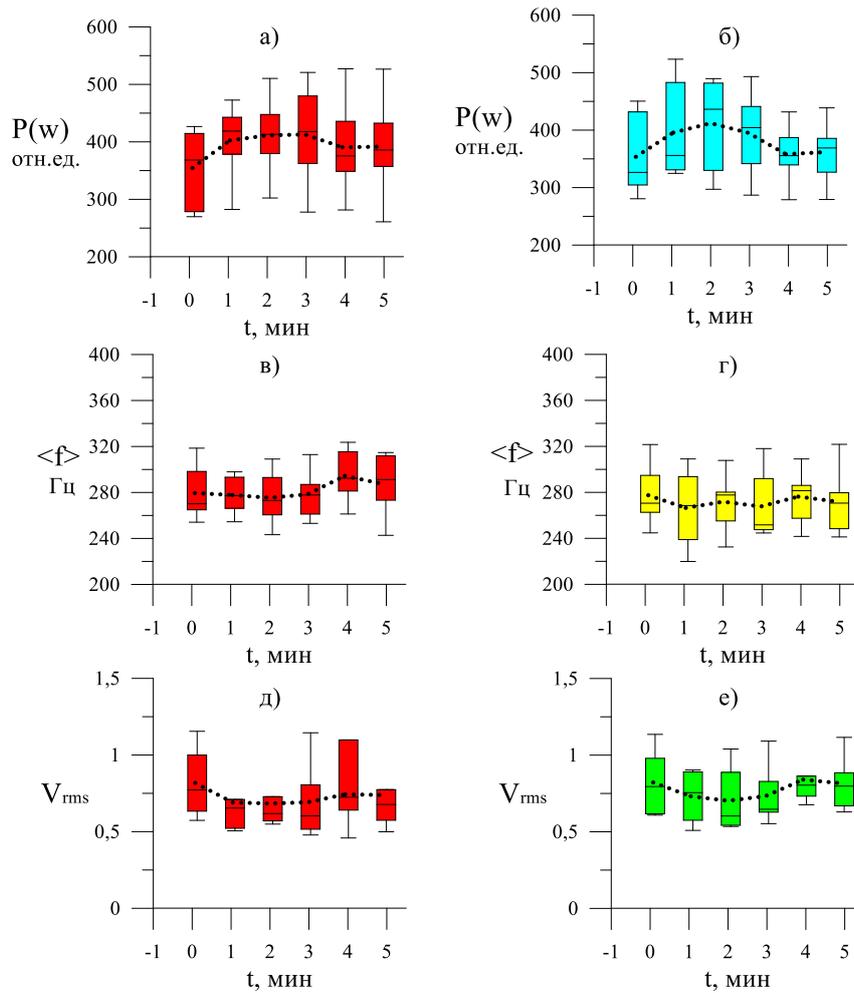


Рис. 1. Величины мощности спектра (а, б), средней частоты (в, г) и скорости кровотока (д, е) измеренные прибором «Speckle-Scan»: а, в, д – левая рука; б, г, е – правая рука.

Скорость кровотока, как линейная, так и объемная, при этом увеличилась почти вдвое (рис. 2 в, г). Нормированный момент (абсолютная скорость кровотока) после гиперемии снижается на некоторое время, а затем возвращается к исходному значению (рис. 1 д, е). Максимальная относительная погрешность измерений указанных параметров – не более 10 %.

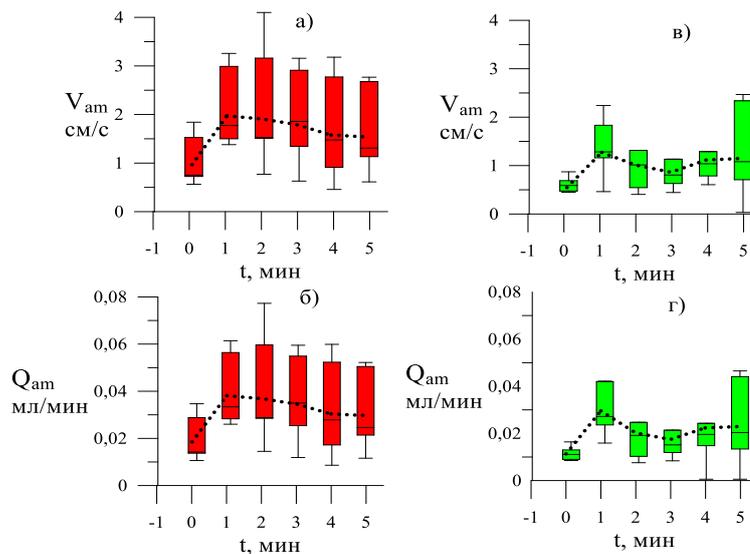


Рис. 2. Величины линейной (б, г) и объемной (а, в) скоростей кровотока, измеренные прибором УЗДГ: а, в – левая рука; б, г – правая рука

При сопоставлении экспериментальных результатов с данными математического моделирования (рис. 3) наблюдается положительная корреляция, однако амплитуды изменения параметров микроциркуляции в модельных расчетах несколько ниже.

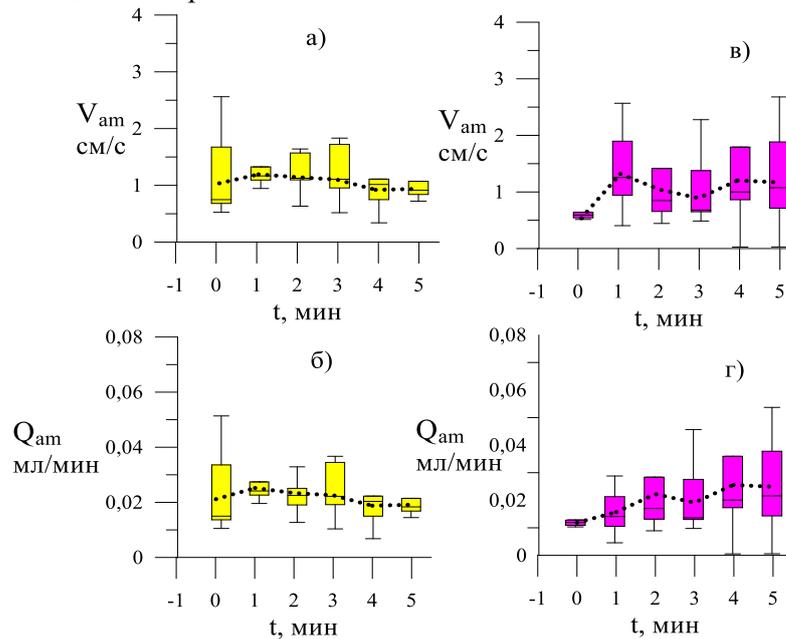


Рис. 3. Величины линейной (б, г) и объемной (а, в) скоростей кровотока при моделировании в программе MathCad: а, в – левая рука; б, г – правая рука

Наблюдаемые различия могут быть связаны с тем, что при измерении УЗДГ скорости кровотока учитывается не только капиллярный кровоток, но и кровоток в артериолах и венах, что до конца не учитывается в данной математической модели. Главная проблема спекл-метрии и доплеровской диагностики в том, что точное значение рассеивающих характеристик (g -фактора и др.), используемых в предложенных оптических моделях микрососуда не известно a priori [17].

Заключение

Проведена верификация спекл-метрического метода контроля МГД (прибора «Speckle-scan») с помощью методов ультразвуковой доплеровской флоуметрии и математического моделирования распространения лазерного излучения в микрогемодиализаторном русле. Установлено, что параметр «средняя частота спектра» в большей степени отражает перфузию, а величина площади под спектральной кривой – емкость капиллярного русла. Дальнейшее развитие модели, связанное с введением в рассмотрение дополнительных факторов, влияющих на МГД, позволит повысить качество интерпретации результатов, получаемых при контроле микроциркуляции методом спекл-метрии.

Список литературы

1. Моделирование спекл-структуры светового поля внутри многослойной ткани кожи / Абрамович Н.Д. [и др.] // Инженерно-физический журнал. 2013. Т. 86, N 6. С. 1288-1295.
2. Дик С.К. Лазерно-оптические методы и технические средства контроля функционального состояния биообъектов. Минск: Изд. БГУИР, 2014.
3. Долин Л.С. Уравнения для корреляционных функций волнового пучка в хаотически неоднородной среде // Изв. Вузов. Радиофизика. 1968. Т. 11, N 6. С. 840-849.
4. Зеге, Э.П. Кацев И.Л., Иванов А.П. Перенос изображения в рассеивающей среде – Минск: Наука и техника, 1985.
5. Иванов, А.П. Кацев И.Л. О спекл-структуре светового поля в дисперсной среде, освещенной лазерным пучком // Квантовая Электроника. 2005. Т. 35, N 7. С. 670-674.
6. Pries, A.R., Secomb T.W. Blood flow in microvascular networks // Microcirculation / Elsevier. – 2008. P. 3–36.
7. Correlation transfer-application of radiative transfer solution methods to photon correlation problems / B. Ackerson [et al.] // J. Thermophys Heat Transfer. 1992. Vol. 6(4). P. 577-588.
8. Correlation transfer: development and application / R. Dougherty [et al.] // Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer. 1994. Vol. 52(6). P. 713-727.

9. Морс Ф.М., Фешбах Г. Методы теоретической физики. Рипол Классик, 2013. т.
10. Walker, S.A., Boas D.A., Gratton E. Photon density waves scattered from cylindrical inhomogeneities: theory and experiments // Appl Opt. 1998. Vol. 37(10). P. 1935-1944.
11. ван де Хюлст, Г. Рассеяние света малыми частицами. М.: Изд-во иностр. литературы, 1961.
12. Maret G., Wolf P.E. Multiple light scattering from disordered media. The effect of brownian motion of scatterers // Zeitschrift fur Physik B Condensed Matter. 1987. V. 65(4). P. 409-413.
13. Diffusing wave spectroscopy / D.J. Pine [et al.] // Phys. rev. lett. 1988. Vol. 60(12). P. 1134.
14. Stephen M.J. Temporal fluctuations in wave propagation in random media // Phys. Rev., B Condens. Matter. 1988. V. 37(1). P. 1-5.
15. Базылев, Н.Б., Фомин Н.А. Количественная визуализация течений, основанная на спекл-технологиях. Минск: Беларуская навука, 2016.
16. Bonner R., Nossal R. Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue // Appl Opt. 1981. Vol. 20(12). С. 2097-2107.
17. Тучин В.В. Оптика биологических тканей: методы рассеяния света в медицинской диагностике. М.: Физматлит, 2013.

УДК 616.74/75-009.7: [615.814.1+615.837

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ФЛЮКТУИРУЮЩИХ ТОКОВ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

А.П. СИВАКОВ, Л.В. ПОДСАДЧИК, С.М. МАНКЕВИЧ, Т.И. ГРЕКОВА

Белорусская медицинская академия последипломного образования

Аннотация. В данной публикации представлены результаты морфологических исследований по обоснованию применения флюктуирующих токов в электрорефлексотерапии. Определены безопасные параметры воздействия не вызывающие повреждающего действия мягких тканей в зоне расположения иглы. Проведены экспериментальные исследования по изучению влияния электроакупунктуры флюктуирующими токами на состояние кровотока нижней конечности, чувствительность кожи в зоне воздействия и ответной реакции периферического нервного проводника.

Ключевые слова: рефлексотерапия, акупунктура, флюктуирующие токи, электроакупунктура.

Abstract. In this publication we presents the results of morphological studies to substantiate the use of fluctuating currents in electroreflexotherapy. The safe parameters of exposure that do not cause the damaging action of soft tissues in the area of the needle are determined. Experimental studies have been conducted to study the effect of electroacupuncture by fluctuating currents on the state of the blood flow of the lower extremity, the sensitivity of the skin in the zone of influence and the response of the peripheral nerve conductor.

Keywords: reflexotherapy, acupuncture, electroacupuncture, fluctuating currents.

Введение

Современная клиническая акупунктура нуждается в совершенствовании и разработке новых методов лечения. Исследования последних лет показывают, что одним из перспективных путей развития современной акупунктуры является применение физических факторов, прежде всего электрических токов, в точки акупунктуры и обоснование методик их лечебного применения [2].

Теоретическая часть

Вопросы применения физических факторов в точки акупунктуры изучены недостаточно и касаются лишь отдельных видов токов. Более того, авторы ряда исследований стоят на противоположных позициях в отношении выбора параметров электровоздействия (частота, полярность, форма сигнала, сила тока). Нуждаются, конечно, в научном обосновании и новые виды электровоздействия [3]. Для исследований нами выбран флюктуирующий ток, ранее по нашим данным не использовавшийся в электроакупунктуре. Флюктуирующий ток представляет собой переменный, низкого напряжения, с хаотически изменяющейся частотой и амплитудой электрический ток. Хаотичность электрических стимулов повышает их раздражающее действие, уменьшает адаптацию тканей к электрическому воздействию и усиливает физиологическое действие тока и, в конечном итоге, способствует повышению терапевтического эффекта [1,4].