



РАЗВИТИЕ МЕТОДА КОРРЕЛЯЦИИ ФЛУКТУАЦИЙ ИНТЕНСИВНОСТИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА И ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ КРОВОТОКА

И.В. Меглинский, Д.А. Боас, А.Г. Йод, Б. Чанс, В.В. Тучин

В работе представлено развитие экспериментального метода мониторинга структуры биотканей, неинвазивного наблюдения и измерения динамических параметров кровотока в мышцах и коже. Метод позволяет осуществлять визуализацию и измерение параметров кровотока в больших и малых сосудах крови, сети капилляров в мышцах и других биологических тканях. Данное исследование использует оптический неинвазивный метод диффузионно-волновой спектроскопии. В методе анализируется доплеровски уширенный спектр флуктуаций интенсивности, возникающих в многократно рассеивающей динамической среде; метод также чувствителен к изменению коэффициентов рассеяния и поглощения. Это исследование полезно для обоснованных оценок и развития экспериментальных неинвазивных методов измерения динамических параметров кровотока в живой ткани, включая опухоли, и получения информации в интересах физиологии, медицины и биологии.

Введение

В последние годы особый интерес вызывает изучение биотканей различными оптическими методами [1-5], в том числе с использованием корреляционных методов [1, 3-7]. Наиболее интересные из этих применений касаются неинвазивных измерений параметров кровотока в больших и малых сосудах, а также изменений объема крови в капиллярных петлях в мышцах и других биотканях [7-13]. Корреляционно оптический метод мониторинга кровотока был развит усилиями многих авторов (см. [1-10] и цитируемую там литературу).

Для контроля пространственной динамики кровотока в однородной мутной среде с многократным рассеянием оказываются применимыми методы, основанные на измерении временных флуктуаций интенсивности или динамики спеклов [6, 13-16]. Динамика спеклов зависит от различных факторов, таких как пространственная структура ткани, поглощающие и рассеивающие характеристики среды и др. [4, 17, 18]. Эти факторы могут быть количественно оценены с использованием корреляционного диффузионного уравнения в рамках области применимости диффузионно-волновой спектроскопии (ДВС). Развитие этой теории и ее приложения в различных исследованиях можно найти в [5-6, 14-16, 19-24].

Ниже представлено развитие экспериментального метода, ранее детально апробированного в модельных экспериментах [24], в направлении его применения

для измерений *in vivo*. В первой части кратко обсуждаются теоретические и прикладные аспекты применения метода ДВС для неинвазивных измерений параметров кровотока в больших и малых сосудах. Во второй части кратко описана принципиальная схема экспериментальной установки. В третьей части представлены методика измерений, основные результаты, а также их анализ и обсуждение. В заключении даны выводы и некоторые принципиальные замечания.

1. Материалы и методы

Пусть свет через волоконный световод попадает на исследуемый объект и в дальнейшем сильно ослабляется в исследуемой среде за счет рассеяния. Картина миграции фотонов, детектируемых от входа до выхода из среды, подчиняется так называемой «банановой» форме [25], для которой средняя глубина проникновения внутрь биоткани определяется приблизительно половиной расстояния между источником и приемником [2, 6, 25]. Фотоны, достигающие определенной глубины, чувствительны к изменениям параметров кровотока в капиллярах и малых венах мышечной ткани. Движение основных рассеивателей (эритроцитов или лейкоцитов) регистрируется путем измерения временных зависимостей флуктуаций интенсивности рассеянного света. Эти флуктуации обычно характеризуются с помощью нормированной временной корреляционной функции поля рассеянного излучения [1, 4-9, 11, 14-16, 24]

$$g_1(\tau) = \langle E(0)E^*(\tau) \rangle / \langle |E(0)|^2 \rangle. \quad (1)$$

Здесь $E(\tau)$ - электрическое поле рассеянного света, которое собирается детектором, а τ - время задержки. Обычно на практике измеряют корреляционную функцию интенсивности, которая связана с корреляционной функцией поля соотношением Зигерта [15]

$$g_2(\tau) = \langle I(0)I(\tau) \rangle / \langle I^2 \rangle = 1 + \beta |g_1(\tau)|^2, \quad (2)$$

где β - апертурная функция, определяемая в основном собирающей оптикой, $0 \leq \beta \leq 1$ [15, 26].

Временная корреляционная функция поля в однородной среде надежно моделируется с помощью корреляционного диффузионного уравнения [27, 28]

$$(D_\gamma \nabla^2 - \vartheta \mu_a - \vartheta \mu_s' \langle v^2 \rangle k_0^2 \tau^2 / 3) G_1(r, \tau) = -\vartheta S(r). \quad (3)$$

Здесь k_0 - волновое число для фотона в среде; ϑ - скорость света в среде; μ_a - коэффициент поглощения; μ_s' - редуцированный коэффициент рассеяния; $\langle v^2 \rangle$ - второй момент распределения частиц по скоростям; $G_1(r, \tau)$ - ненормированная временная корреляционная функция поля; $S(r)$ - распределение интенсивности источника; $D_\gamma = \vartheta / 3 \mu_s'$ - коэффициент диффузии фотонов.

Предлагаемый метод позволяет учитывать характер движения жидкости, находящейся в некоторой области (сосуде и т.п.), расположенной внутри среды. Нормированная корреляционная функция поля имеет экспоненциальный вид [29]

$$g_1(\tau) \propto \exp\{-2[\tau/\tau_B + (\tau/\tau_S)^2] s/l^*\}, \quad (4)$$

где $\tau_B^{-1} = D k_0^2$ (броуновское движение); $\tau_S^{-1} = (30)^{-1/2} \Gamma k_0 l^*$ (направленный поток); D - коэффициент диффузии рассеивателей; l^* - средний свободный путь фотона; Γ - градиент скорости потока; $s = nl$ - путь, пройденный фотоном; n - число рассеивающих событий. Эта модель была использована для интерпретации результатов. Легко видеть, что, взяв натуральный логарифм от $g_1(\tau)$ или

анализируя экспоненциальный наклон, мы получаем возможность непосредственно определять коэффициент диффузии рассеивателей или градиент скорости потока.

Сравнивая предложенный оптический метод с другими методами, необходимо отметить: во-первых, ультразвуковой доплеровский метод нечувствителен к скоростям кровотока со средней скоростью ниже 10 см/с [7, 13]; во-вторых, электромагнитные флоуметры требуют сложной калибровки для получения абсолютных значений коэффициента пропорциональности между электрическим полем и скоростью; в-третьих, инъекционный метод не может дать локальную скорость микроциркуляции [7, 10, 13].

Предлагаемый метод является неинвазивным и использует для анализа корреляционных функций в сильнорассеивающей среде хорошо апробированное корреляционное диффузионное уравнение [24, 27, 28], поэтому ожидается, что результаты должны соответствовать физиологии кровотока и, очень важно, позволить наблюдать гиперемические явления, которые обнаруживают себя, как увеличение скорости потока в зависимости от условий эксперимента.

2. Эксперимент

Для измерения временной автокорреляционной функции интенсивности обратно рассеянного света от руки человека была использована лазерная система и коммерческий цифровой автокоррелятор (рис.1). Лазерная система состояла из аргонового ионного лазера мощностью 8.4 Вт, который использовался для накачки титан-сапфирового лазера (Coherent, Mira Model 900B Laser, Santa Clara), работающего в диапазоне волн от 740 до 840 нм. Свет с длиной волны 800 нм, генерируемый титан-сапфировым лазером, проходил через волоконный световод (источник) и падал на образец. Мощность излучения 0.1 Вт. В качестве источника был взят силиконовый многомодовый световод (FG-200-UAT, Thorlabs Inc, Newton, NJ) диаметром сердцевины 200 ± 5 мкм, длиной 1.50 м и числовой апертурой 0.16 ± 0.02 . Для наблюдения флуктуаций интенсивности света в отдельном спекле (моде), перерассеянный от образца свет собирался с помощью детектора, одномодового волоконного световода (FS-SN 4224, Thorlabs Inc, Newton, NJ, $\lambda=820$ нм, коэффициент потерь 3.5 дБ/км), диаметром 5.5 мкм и длиной 1 м. Одномодовые световоды являются хорошими приемниками для экспериментов по динамическому светорассеянию [30]. Такая пара: излучатель - многомодовый световод и приемник - одномодовый световод, эффективна для достижения большого значения отношения сигнал/шум и снижения влияния вибраций [13]. Свет, собранный одномодовым световодом, поступал на фотоумножитель (Thorn EMI, Gencom Inc), работающий в режиме счета фотонов, и затем на электронный цифровой автокоррелятор (Model BI-9000AT, Brookhaven Instruments Corporation, Holtsville, NY, USA), который высчитывал временную автокорреляционную функцию интенсивности. Расстояние между источником и детектором варьировалось от 2 мм до 1 см. Полученные данные записывались в виде файла на жесткий диск компьютера для дальнейшего анализа. Использование манжета для изменения давления крови позволяло также контролировать изменение скорости кровотока. Точка измерения была выбрана на тыльной стороне предплечья.

Анализ наклона автокорреляционной функции, измеряемой при последовательном изменении сдавливания руки, контролируемого медицинским тонометром (см. рис.1), позволяет связать этот наклон со скоростью кровотока. Оказывая различное давление на руку, пережимая венозные сосуды, вены и артерии, вызывая изменение скорости потока крови. Изменение степени содержания кислорода (оксигенации) в крови, обычно влекущее за собой изменение коэффициента поглощения крови, в данном случае не влияет на результаты, так как выбранная длина волны находится в окрестности изобестической точки, где коэффициент поглощения практически не изменяется.

Одновременно с помощью двухволнового спектрофотометра Runman™ [31, 32] производилась запись на самописец изменения поглощения ткани в области

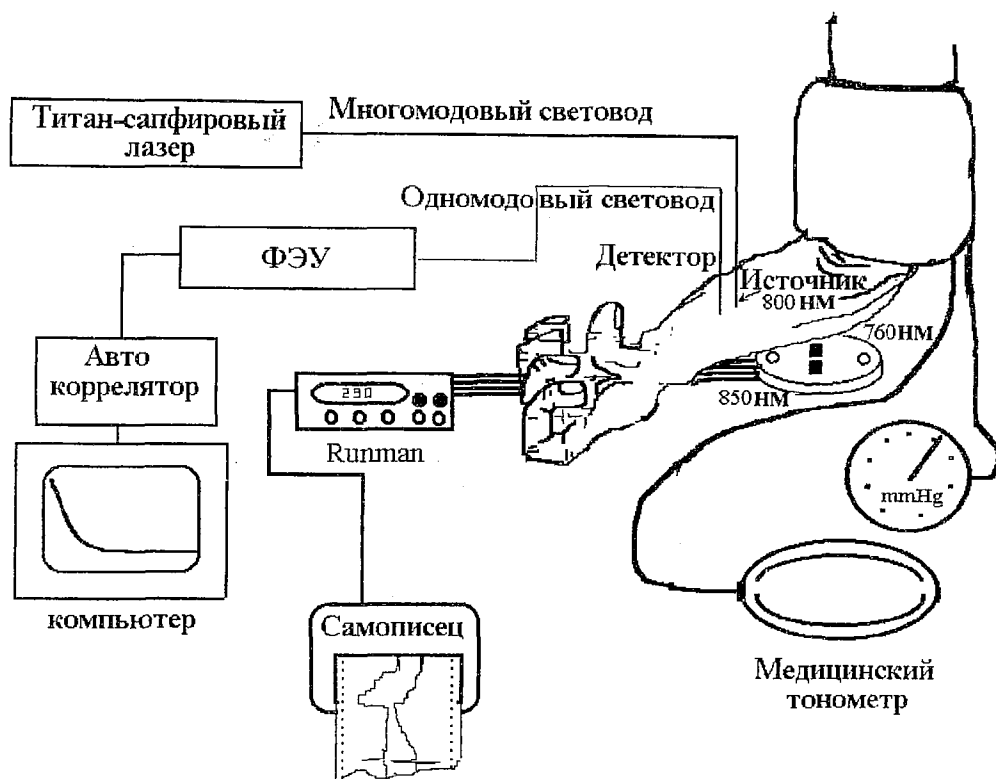


Рис. 1. Схема эксперимента

корреляционных измерений (см. рис.1). Это позволило соотнести изменение сигнала от спектрофотометера с физиологическим поведением кровотока. Измерения тем и другим методом проводились одновременно на одном и том же мускуле, что позволяло считать движение рассеивателей (эритроцитов) и изменение степени оксигенации вызванными одними и теми же причинами. Взаимодействия между различными источниками считались пренебрежимо малыми.

Сравнение результатов, полученных двумя независимыми методами: ДВС и хорошо апробированного метода NIRS (Near Infrared Spectroscopy - спектроскопии ближнего ИК), позволяет судить об адекватности наших измерений корреляционным методом, а также связать физиологическое поведение кровотока и изменение степени оксигенации тканей с изменением наклона измеряемой автокорреляционной функции обратно рассеянного излучения.

3. Анализ и обсуждение результатов

На рис. 2, а представлен типичный вид нормализованной автокорреляционной функции поля обратно рассеянного излучения при различной степени сдавливания руки. Заметим, что наибольший интерес для нас представляет не вся функция $g_1(\tau)$, а только часть, находящаяся в интервале $0 \div 400$ мкс, так как именно в этом диапазоне наиболее хорошо видны и поддаются анализу экспериментальные данные. Исследуя потоки крови в (5), пренебрежем влиянием броуновской составляющей [29] и линейно аппроксимируем данные как $\ln(g_1)$ от $\tau^{1/2}$ (рис. 2, б). С увеличением сдавливания, то есть с уменьшением скорости кровотока, наклон автокорреляционной функции уменьшается, что хорошо согласуется с предыдущими модельными экспериментами [24].

После предварительных пробных измерений, показавших, что

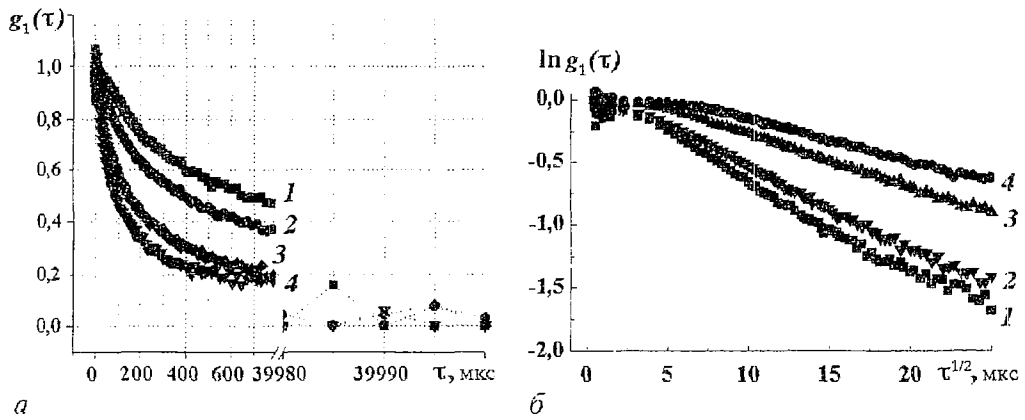


Рис. 2. *а* - типичный вид нормализованной автокорреляционной функции обратно рассеянного излучения при различной степени сдавливания руки; *б* - аппроксимация тех же экспериментальных данных, как $\ln(g_1)$ в зависимости от $\tau^{1/2}$, наклон прямолинейного участка характеризует динамику рассеивателей в среде

корреляционный метод действительно чувствителен к изменению скорости кровотока, была проведена серия измерений при различной степени сдавливания руки: 6 измерений в отсутствие сдавливания руки; 4 измерения при сильном сдавливании в 230 мм рт. ст.; по 1-ому измерению при сдавливании в 150, 95, 85, 65 и 45 мм рт. ст. и заключительные 8 измерений в отсутствие сдавливания. Каждое измерение проводилось в течение 3-х минут. Первые 6 измерений показывают прекрасную повторяемость эксперимента (рис. 3, точки 1-6). Сильное сдавливание, значительно большее, чем артериальное давление, необходимо для остановки кровотока в сосудах - поверхностных венах и более глубоко залегающих артериях; при этом объем крови в той части руки, где проводятся измерения, остается неизменным. Поток крови, а значит движение рассеивателей (эритроцитов) в ней,

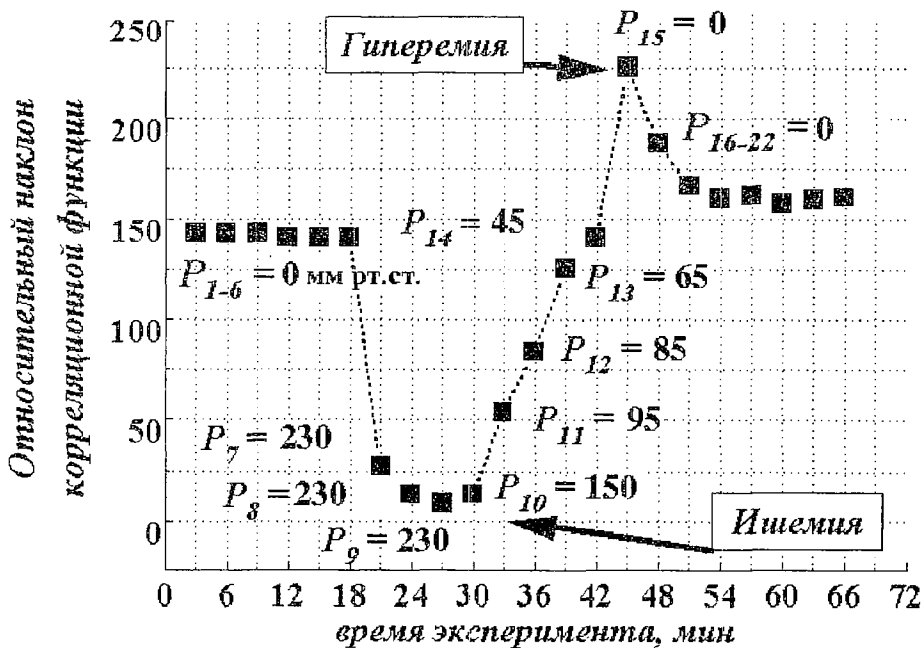


Рис. 3. Изменение относительного наклона автокорреляционной функции во время эксперимента при различных сдавливаниях руки

останавливается, что наблюдается по изменению относительного наклона спада автокорреляционной функции. На рис. 3 (точки 8-10) видно это резкое изменение относительного наклона автокорреляционной функции - ишемия. При ослаблении сжатия руки сосуды открываются, возникает движение крови, которое ускоряется по мере уменьшения сжатия, что соответствует увеличению относительного наклона (точки 11-14). Уменьшая давление на руку до нулевого значения, отмечаем, что относительный наклон автокорреляционной функции не возвращается к первоначальному, а значительно выше его (точка 15). Это объясняется гиперемическим расширением сосудов: при сжатой руке кровь теряет кислород (деоксигенирует), «открывая» сосуды (уменьшая сжатие руки), даем возможность поступления свежей оксигенированной крови в исследуемый участок. В этот момент существующая потребность тканей в кислороде заставляет сосуды расширяться для скорейшего насыщения тканей кислородом; объем крови, проходящий по этим сосудам, увеличивается. Это подтверждается показанием спектрофотометра *Ripman™* и отражается изменением относительного наклона автокорреляционной функции. Повторные измерения показывают, что дальше относительный наклон экспериментально измеренной функции $\ln(g_1)$ со временем медленно возвращается к своему первоначальному значению (точки 16-22). Это соответствует физиологическому поведению кровотока: ткани насыщаются кислородом, потребность в большем его количестве уменьшается и сосуды возвращаются к своему первоначальному состоянию.

На рис. 4 представлены изменения наклона автокорреляционной функции, полученные экспериментально и с использованием решений уравнения (3) [24]. Изменение наклона автокорреляционной функции дано на фоне результатов, полученных спектрофотометром *Ripman™*. Поведение наклона автокорреляционной функции, полученной из теоретических расчетов, качественно повторяет изменение наклона, полученного из эксперимента. Количественные расхождения в теоретических и экспериментальных значениях объясняются, по нашему мнению, в основном изменением граничных условий динамических областей (то есть сужением или расширением сосудов) и изменением числа рассеивателей.

Заключение

Экспериментально показана возможность применения метода ДВС для исследования поведения кровотока в тканях. Метод чувствителен к изменению количества рассеивателей и их скорости в исследуемом объеме. Предложенная математическая модель качественно описывает поведение кровотока в соответствии с его физиологическим поведением, что позволяет считать эту модель применимой для решения ряда задач в биологии и медицине. Использование волоконной оптики сильно упрощает эксперимент и делает возможным широкое применение метода в медицине.

Спекл-корреляционный метод представляется перспективным для распознавания и классификации различных форм патологий ткани, ведущих к

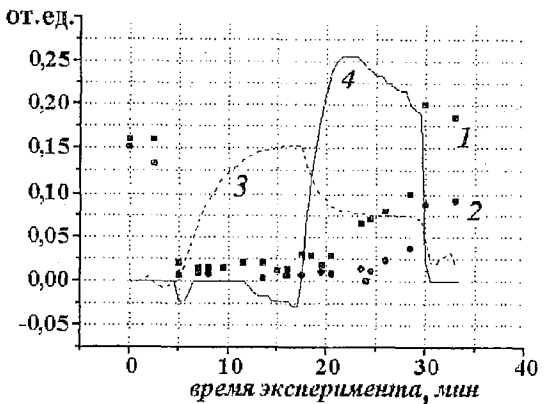


Рис. 4. Результаты измерений характеристик кровотока с использованием методов ДВС и NIRS. Изменение наклона корреляционной функции: 1 - эксперимент ДВС; 2 - теория ДВС; 3 - изменение степени оксигенации крови (NIRS); 4 - изменение объема крови (NIRS)

изменению ее структуры. Другой принципиальный вопрос, предлагаемый для изучения как экспериментально, так и теоретически, заключается в развитии методов и алгоритмов для разделения двух различных компонентов флуктуаций интенсивности - один, вызванный динамикой спеклов при сканировании лазерным пучком всей рассеивающей структуры, и другой, связанный с регулярными и случайными движениями рассеивателей в ткани (например, в лимфе и в крови) [4, 6, 17, 18, 33].

Библиографический список

1. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989. 240 с.
2. Selected Papers on Tissue Optics. Applications in Medical Diagnostics and Therapy / Eds. V.V.Tuchin // SPIE Milestone Series. 1994. Vol. MS 102.
3. Романовский Ю.М., Теплов В.А. Физические основы клеточного движения. Механизмы самоорганизации амебодной подвижности // УФН. 1995. Т. 165, № 5. С. 555.
4. Зимняков Д.А., Тучин В.В., Утц С.Р. Исследование статистических свойств частично развитых спекл-полей применительно к диагностике структурных изменений кожи человека // Оптика и спектроскопия. 1994. Т. 76, № 5. С. 838.
5. Kolinko V.G., Priezzhev A.V. Application of the time-gating technique to laser Doppler tomography of biological tissue // Photon Propagation in Tissue / Eds. B.Chance, D.T.Delpy, and G.Muller // Proc.SPIE. 1995. Vol. 2626. P. 158.
6. CIS Selected papers. Coherence-Domain Methods in Biomedical Optics / Ed. V.V.Tuchin // Proc. SPIE . 1996. Vol. 2732.
7. Shepherd A.P., Oberg P.A. Lasers Doppler Blood Flowmetry. Kluwer Academic Publishers, 1990.
8. Приезжев А.В., Романовский Ю.М. Лазерная доплеровская спектроскопия и ее применение в биологии и медицине // Квантовая электроника. 1978. Т. 5, № 10. С.2237.
9. Silva J. and Intaglietta M. The Correlation of Photometric Signals Derived from In Vivo Red Blood Cell Flow in Microvessels // Microvascular Research. 1974. Vol. 7. P. 156.
10. Tanaka T., and Benedek G.B. Measurement of the Velocity of Blood Flow (in vivo) Using a Fiber Optic Catheter and Optical Mixing Spectroscopy // Applied Optics. 1975. Vol. 14, № 1. P. 189.
11. Gush R.J., King T.A. and Jayson M.I.V. Aspects of laser light scattering from skin tissue with application to laser Doppler blood flow measurement // Phys.Med.Biol. 1984. Vol. 29, № 12. P. 1463.
12. Bonner R. and Nossal R. Model of laser Doppler measurements of blood flow in tissue // Applied Optics. 1981. Vol. 20, № 12. P. 2097.
13. Aizu Y., Asakura T., Ogino K. and Sugita T. Evaluation of flow volume in a capillary using dynamic laser speckles based on the photon correlation // Optics Communications. 1990. Vol. 80, № 1. P. 1.
14. Лебедев А.Д., Левчук Ю.Н., Ломакин А.В., Носкин В.А. Лазерная корреляционная спектроскопия в биологии. Киев: Наукова думка, 1987.
15. Cummins H.Z. and Pike E.R. Photon Correlation and Light Beating Spectroscopy. N.Y.: Plenum Press, 1973.
16. Brown W. Dynamic Light Scattering. The method and some applications. Oxford: Clarendon Press, 1993.
17. Ul'yanov S.S., Zimnyakov D.A., Tuchin V.V. Fundamentals and applications of

dynamic speckles induced by focused laser beam scattering // *Optical Engineering*. 1994. Vol. 33, № 10. P. 3189.

18. Ульянов С.С. Особенности проявления эффекта Доплера при дифракции сфокусированных Гауссовых пучков в движущихся случайно неоднородных средах // *Изв. РАН. Серия Физическая*. 1995. Т. 59, № 6. С. 151.

19. Ackerson B.J., Dougherty R.L., Reguigui N.M., and Nobbman U. Correlation Transfer: Application of Radiative Transfer Solution Methods to Photon Correlation Problems // *J. Thermophys and Heat Transfer*. 1992. Vol. 6, № 4. P. 577.

20. Fuller G.G., Rallison J.M., Schmidt R.L., and Leal L.G. The Measurement of Velocity Gradients in Laminar Flow by Homodyne Light-Scattering Spectroscopy // *J. Fluid Mech*. 1980. Vol. 100, part 3. P. 555.

21. Pine D.J., Weitz D.A., Zhu J.X. and Hebolzheimer E. Diffusing-Wave Spectroscopy: dynamic light scattering in the multiple scattering limit // *J. Phys. France*. 1990. Vol. 51. P. 2101.

22. Bicout D. and Maynard R. Diffusing wave spectroscopy in inhomogeneous flows // *Physica A*. 1993. Vol. 199. P. 387.

23. Weitz D.A. and Pine D.J. Diffusing-Wave Spectroscopy // *Dynamic Light Scattering. The method and some applications* / Edited by Wyn Brown. Oxford: Clarendon Press, 1993. P. 653.

24. Boas D.A., Meglinsky I.V., Zemaný L., Cambell L.E., Chance B., and Yodh A.G. Diffusion of Temporal Field Correlation with Selected Applications // *SIC Selected Papers: Coherence Domain Methods in Biomedical Optics* / Edited by V.V. Tuchin // SPIE. Bellingham, WA, 1996. Vol. 2732. P. 34.

25. Patterson M.S., Chance B., and Wilson B.C. Time resolved reflectance and transmittance for the non-invasive measurement of tissue optical properties // *Applied Optics*. 1989. Vol. 28, № 12. P. 2331.

26. Xue J.-Z., Pine D.J., Milner S.T., Wu X.-L., Chaikin P.M. Nonergodicity and light scattering from polymer gels // *Physical Review A*. 1992. Vol. 46, № 10. P. 6550.

27. Boas D.A., Cambell L.E., and Yodh A.G. Scattering and Imaging with Diffusing Temporal Field Correlations // *Phys. Rev. Lett*. 1995. Vol. 75, № 9. P. 1855.

28. Boas D.A., Cambell L.E., and Yodh A.G. Fluctuation Imaging // *Proc. SPIE*. 1995. Vol. 2389, part 1. P. 220.

29. Wu X.-L., Pine D.J., Chaikin P.M., Huang J.S., and Weitz D.A. Diffusing-wave spectroscopy in a shear flow // *J. Opt. Soc. Am. B*. 1990. Vol. 7, № 1. P. 15.

30. Ricka J. Dynamic Light Scattering with Single-mode and Multimode Receivers // *Appl. Optics*. 1993. Vol. 32, № 15. P. 2860.

31. Chance B., Nioka S., Kent J., McCully K., Fountain M., Greenfield R., Holtom G. Time resolved spectroscopy of hemoglobin and myoglobin in resting and ischemic muscle // *Anal. Biochem*. 1988. Vol. 174. P. 698.

32. Chance B., Dait M., Zhang C., Hamaoka T., Hagerman F. Recovery from exercise-induced desaturation in the quadriceps muscles of elite competitive rowers // *Am. J. Physiol*. 1992. Vol. 262. P. C766.

33. Zimnyakov D.A., Tuchin V.V., Utz S.R., Mishin A.A. Far-zone speckle statistics study in applications to biotissue structure imaging // *Proc. SPIE*. 1995. Vol. 2390. P. 170.

Саратовский государственный
университет, Россия
Тафтский университет, США
Пенсильванский университет, США

Поступила в редакцию 4.09.96
после переработки 30.12.96

DEVELOPMENT OF CORRELATION OF LASER ERADIATION INTENSITY FLUCTUATIONS TECHNIQUES FOR NON-INVASIVE MONITORING AND MEASURING OF BLOOD FLOW CHANGES

I.V. Meglinsky, D.A. Boas, A.G. Yodh, B. Chance, V.V. Tuchin

We have non-invasively measured in vivo blood flow changes using photon correlation spectroscopy (Diffusing Wave Correlation Techniques) with a simple correlation diffusion model to study and quantify blood flow in the human arm during cuff ischemia. The method utilizes the Doppler broadening of light that arises in a multiply scattering dynamic media, and is also responsive to changes in absorption and scattering coefficients. Our measurements clearly show blood flow changes with cuff pressures, including the hyperemic overshoot after cuff release, that qualitatively agree with the physiological behavior of the cardiovascular system. In this article, we present method, results and discuss the clinical relevance of our findings.



Игорь Владиславович Меглинский - родился в 1968 году в Саратове, окончил физический факультет Саратовского госуниверситета (1992). В настоящее время аспирант кафедры оптики Саратовского университета. В 1995 году был удостоен президентской стипендии РФ для обучения за рубежом. Обучался и проходил стажировку в Пенсильванском университете США (1995-1996) под руководством профессоров Б.Чанса и А.Г.Йода. Круг научных интересов: биомедицинская оптика, компьютерное моделирование, корреляционная спектроскопия, взаимодействие лазерного излучения с тканями, оптика кожи. Автор 16 научных работ.



Дэвид Алан Боас - окончил политехнический институт в городе Трой штата Нью-Йорк, где получил степень бакалавра (1991). Защитил диссертацию в Пенсильванском университете по теме «Использование диффундирующих волн фотонной плотности для детектирования и характеристики оптических неоднородностей», PhD (1996). В настоящее время профессор Тафтского университета. Имеет много научных публикаций. Основал и в настоящее время активно развивает международную дискуссионную группу «photon migration/optical imaging (PMI)» в системе Интернет. Научные интересы включают проблемы компьютерного моделирования, визуализации объектов в плотных сильнонеоднородных средах, биомедицинской оптики, корреляционной спектроскопии и взаимодействия лазерного излучения с тканями.



Арсен Г. Йод - окончил университет Cornell (1981), где получил степень бакалавра, затем Гарвардский университет, MS (1982) и PhD (1986). В настоящее время профессор физического факультета Пенсильванского университета. Опубликовал много научных статей в областях конденсированных материалов и оптической физики. Лауреат различных премий и наград научных обществ США.



Бриттон Чанс - родился в 1913 году. Окончил Пенсильванский университет (1936), PhD (1940), PhD (1942, Кембридж). Почетный доктор Стокгольмского Каролинского института, Медицинского колледжа в Огайо, Семмел Вейс университета в Будапеште, университета Пенсильвании, университета в Хельсинки, Дюссельдорфского университета в Германии, Саратовского университета в России и многих других известных университетов. Научные интересы - в областях электроники, биофизики, биохимии, молекулярной и клеточной биологии и физиологии. Автор многочисленных, фундаментальных трудов, монографий, научных статей в областях, указанных выше (более 2500). Лауреат многих премий разных стран. Действительный член многих, в том числе международных научных обществ, включая National Academy of Science in the United States, the Royal Society of the UK, Academia Nazionale dei Lincei of Italy и др. Редактор и член

редколлегий многих научных журналов. См. так же справочник: «Who is Who in America?»



Валерий Викторович Тучин - доктор физико-математических наук, профессор, зав. кафедрой оптики СГУ (с 1983), декан физического факультета СГУ (1982-1989), зав. лабораторией лазерной диагностики технических и живых систем Института проблем точной механики и управления РАН (с 1989). Круг научных и педагогических интересов лежит в области нелинейной динамики лазерных систем, физики лазерных и оптических измерений, биомедицинской оптики и лазерной биомедицины. Автор или редактор 16 книг и глав в книгах, 23 изобретений и более 200 научных статей. Читает курсы «Оптика», «Динамика газоразрядных лазеров», «Лазеры и волоконная оптика в биомедицине», «Оптика биотканей», «Введение в специальность - биофизика». Лектор кратких курсов по биомедицинской оптике для международных аудиторий научных работников, инженеров и медицинских работников. Действительный член Международной

академии информатизации, член-корреспондент Российской академии естественных наук по специальности биофизика и медицинская физика, член совета Российского отделения SPIE, член SPIE/BiOS, а также IEEE/LEOS, стипендиат Государственной научной стипендии России (1994-1996).