

УДК 004.932:535.361.2

ИССЛЕДОВАНИЕ ОТРАЖЕННЫХ И МАЛОКРАТНО РАСSEЯННЫХ ФОТОНОВ ПОСРЕДСТВОМ ПОСТРОЕНИЯ МАТРИЦЫ ДИСПЕРСИЙ ОКТ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Черешнев В.О., Абдулкарим С.Н., Проскурин С.Г.

Тамбовский государственный технический университет, Тамбов, e-mail: spros@tamb.ru

В настоящей работе представлены результаты исследования структурных изображений кожи и кровеносных сосудов человека *in vivo*, полученные оптическим когерентным томографом (ОКТ) на базе интерферометра Майкельсона. Полученные данные подвергнуты компьютерной обработке, при помощи которой рассчитана матрица дисперсий между соседними А-сканами. Структурное ОКТ изображение сравнивается с изображением матрицы дисперсий. Для минимизации шумов и определения областей, соответствующих отраженным и рассеянным назад фотонам использовано усреднение исходных данных по соответствующим пикселям. На полученной матрице дисперсии соответствующего структурного изображения определяется значительное уменьшение интенсивности, соответствующей области воздуха и поверхностных слоев кожи. При увеличении глубины когерентного зондирования (ГКЗ) определяется уменьшение показателя анизотропии и увеличение коэффициента рассеивания среды и спекл-шума. Область кровеносного сосуда обладает высокими показателями рассеивания, что отражается на результатах построения матрицы дисперсии в виде низких показателей интенсивности. В качестве отладки результатов эксперимента была построена зависимость отношения сигнал/шум при малоугловом растровом сканировании с последующим усреднением. Также проанализированы средние значения сигнал/шум в зависимости от количества усреднений и соответствующих областям воздуха, кожи и сосуда человека *in vivo*. На графиках зависимостей отношений сигнал/шум от количества усреднений А-сканов наблюдается логарифмическое увеличение без асимптотического насыщения ($R^2 \sim 0,85$). Как следствие увеличения значений отношения сигнал/шум происходит экспоненциальный спад интенсивности матрицы дисперсий для областей кровеносного сосуда и воздуха ($R^2 \sim 0,9$). Однако область кровеносного сосуда и крови остается практически неизменной по количеству усреднения и аппроксимируется линейно ($R^2 \sim 0,5$). Аналогичные расчеты проведены при усреднении по 2–10 соседним А-сканам, и наблюдается экспоненциальный спад соответствующих зависимостей, кроме области кожных покровов. Последняя аппроксимируется соответствующей линейной зависимостью.

Ключевые слова: матрица дисперсий, оптическая когерентная томография (ОКТ), обработка изображений, спекл-структуры, глубина когерентного зондирования (ГКЗ)

A STUDY OF REFLECTED AND LEAST SCATTERED PHOTONS BY CONSTRUCTION OF THE VARIANCE MATRIX CORRESPONDENT TO OCT STRUCTURAL IMAGES

Chereshnev V.O., Abdulkarim S.N., Proskurin S.G.

Tambov State Technical University, Tambov, e-mail: spros@tamb.ru

This paper presents the results of an *in vivo* study of structural images of human skin and blood vessels obtained by an optical coherent tomograph (OCT) based on a Michelson interferometer. The data obtained were subjected to computer processing, by which the dispersion matrix between adjacent A-scans was calculated. The structural OCT image is compared with the image of the dispersion matrix. To minimize the noise and determine the areas corresponding to the reflected and scattered back photons, averaging of the initial data over the corresponding pixels was used. On the obtained dispersion matrix of the corresponding structural image, a significant decrease in the intensity corresponding to the region of air and the surface layers of the skin is determined. With an increase in the depth of coherent sounding (GKZ), a decrease in the anisotropy index and an increase in the dispersion coefficient of the medium and speckle noise are determined. The region of the blood vessel has high dispersion rates, which is reflected in the results of constructing the dispersion matrix in the form of low intensity indicators. As a debugging of the experimental results, a signal-to-noise ratio was constructed for small-angle raster scanning with subsequent averaging. The average signal-to-noise values were also analyzed depending on the number of averages and the corresponding regions of the air, skin, and human vessel *in vivo*. In the graphs of the dependences of the signal-to-noise ratios on the number of a-scan averages, a logarithmic increase is observed without asymptotic saturation ($R^2 \sim 0.85$). As a result of an increase in the signal-to-noise ratio, an exponential decrease in the intensity of the dispersion matrix occurs for the regions of the blood vessel and air ($R^2 \sim 0.9$). However, the region of the blood vessel and blood remains almost unchanged in the amount of averaging and is approximated linearly ($R^2 \sim 0.75$). Similar calculations were carried out with averaging over 2-10 neighboring A-scans, and an exponential decline in the corresponding dependences was observed, except for the skin integument. The latter is approximated by the corresponding linear dependence.

Keywords: variance matrix, optical coherence tomography (OCT), image processing, speckle structure, coherence probing depth (CPD)

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – это быстро развивающаяся методика медицинской визуализации, активно внедряемая в клиническую практику. Основываясь на принципах низкокогерент-

ной интерферометрии, ОКТ используется в офтальмологии, где рассеивание света в исследуемых слоях ткани сравнительно низкое, и, следовательно, интерпретация изображения относительно проста. И на-

оборот, интерпретация изображений ОКТ в большинстве других тканей часто страдает от смешанного вклада рассеяния зондирующего излучения в ткани. Помимо размытия структурных особенностей ткани на изображениях ОКТ, сильное рассеяние приводит к интенсивному перекрытию интерференционных картин, создаваемых зондирующими фотонами с одинаковой длиной оптического пути. Это явление проявляется через пеструю структуру изображения ОКТ, что способствует сложности интерпретации изображения. Таким образом, спекл-структура изображения ОКТ определяется оптическими свойствами исследуемого образца, а именно локальным распределением коэффициента обратного отражения [1]. Теоретические возможности систем ОКТ при изучении рассеивающих структур могут быть проверены путем соответствующего анализа [2].

Цель работы: дифференцирование отражённых и малоукратно рассеянных назад фотонов при увеличении глубины когерентного зондирования (ГКЗ) посредством построения матрицы дисперсий.

При увеличении глубины залегания структур исследуемого образца получение его достоверного структурного изображения при помощи ОКТ затруднено в связи с появлением спекл-шумов, многократным рассеиванием оптического излучения, особенностями применяемого источника излучения и особенностями сканирования в плече образца. Для совершенствования технических особенностей методики, лежащих в основе взаимодействия оптического излучения с биологическими тканями и лучшего представления структур тканей необходимо увеличение глубины когерентного зондирования (ГКЗ) [3].

Решение поставленной задачи сводится к определению средних изменений свойств рассеивателей исследуемого биологического объекта, использующих локальные вариации интенсивности пикселей изображения ОКТ. Соответствующие количественные и метрические методы использовались для выявления различий структурных и функциональных изображений *in vivo* [4]. Пространственное изменение структуры спеклов и пикселей возможно количественно определять путем расчета матрицы дисперсий между последовательными В-сканами или соседними А-сканами увеличенного изображения.

Материалы и методы исследования

В настоящем эксперименте использовался ОКТ на базе интерферометра Майкельсона, использую-

щий малоугловое растровое сканирование в плече образца для уменьшения спекл-шума и увеличения отношения С/Ш. Подобный подход даёт возможность увеличить ГКЗ на 20–30 % [3].

Основными объектами для исследования выступали поверхностные слои кожи человека с подкожными кровеносными сосудами *in vivo*. Для исследования было взято изображение – результат сложения 900 А-сканов (рис. 1, слева). На рисунке отчетливо виден роговой слой эпидермиса, различимы границы структур фасции и стенки кровеносного сосуда. Изображение содержит подкожный кровеносный сосуд диаметром ~1 мм, визуализируемый до глубины 1,3–1,8 мм.

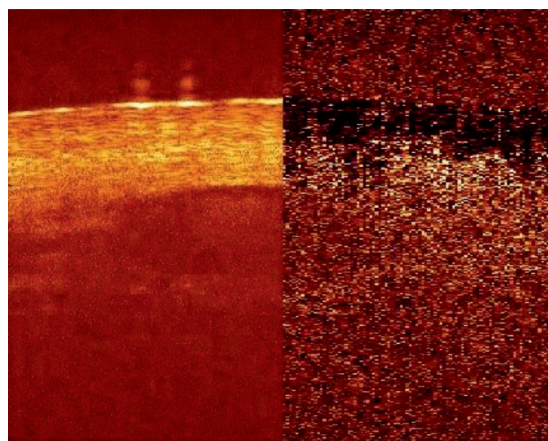


Рис. 1. Структурное ОКТ изображение кожи, сосуда и крови человека *in vivo* (слева) и изображение матрицы дисперсий (справа). Усреднение проведено по 5 соответствующим пикселям; размер изображения 2×2 мм

Оптические характеристики ткани и сосудов сильно различаются, а, следовательно, им соответствует различная интенсивность пикселей конечного изображения [4], что выражается разностью между соседними А-сканами изображения. Для проверки данной гипотезы были рассчитаны дисперсии интенсивности соответствующих пикселей изображения.

Дисперсия была рассчитана по стандартной формуле

$$\overline{\sigma^2} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1},$$

изначально, n было взято равное 5. А-скан исходного изображения и дисперсия для пяти соседних сканов представлена на рис. 2.

На полученном графике выделение отдельных областей затруднено, в связи с равномерным распределением дисперсии по структурным областям, как следствие эффектов рассеивания, отражения и спекл-шумов [5]. Для более объективной оценки изображения на основе полученных данных были построены матрицы дисперсий для исходного изображения и изображений усредненных по 2–10 соседним сканам. Результаты второй части матрицы дисперсии приведены на рис. 3, слева.

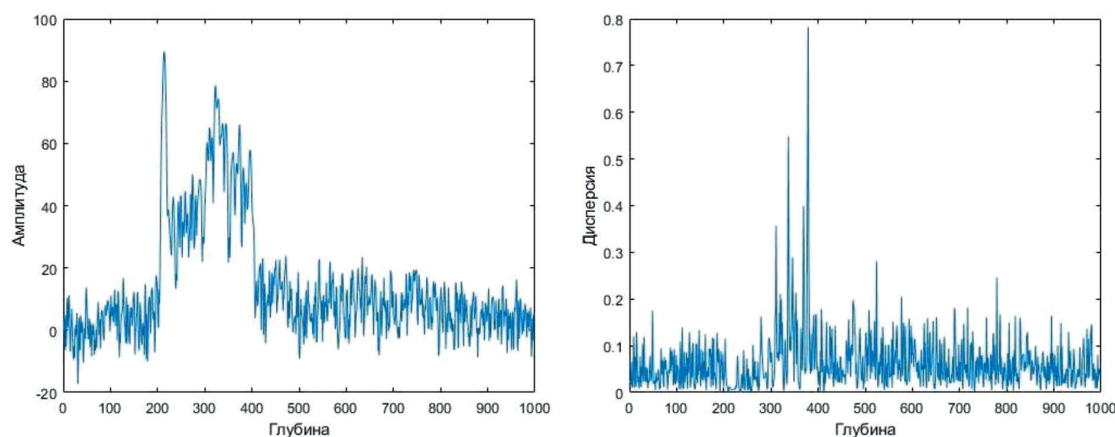


Рис. 2. А-скан кровеносного сосуда человека (слева); и дисперсия пяти соседних сканов (справа)

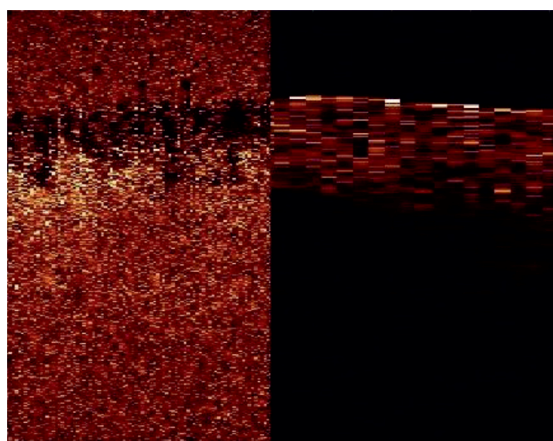


Рис 3. Матрица дисперсии исходного структурного изображения (слева); и изображения усредненного по пяти соседним А-сканам (справа)

Полученная матрица дисперсий для исходного изображения отличается высокой пространственной интенсивностью, что затрудняет выявление структурных областей. Для минимизации шумов и артефактов, оказывающих влияние на результаты построения матрицы дисперсии, произведено усреднение по соседним А-сканам изображения.

Матрица дисперсии структурного ОКТ-изображения, усредненного по пяти соседним А-сканам представлена на рис. 3, справа. Отмечается значительное уменьшение интенсивности в области воздуха, области кровеносного сосуда и области ниже реализуемой глубины когерентного зондирования. Область кожных покровов, в свою очередь, обладает наибольшей интенсивностью на матрице дисперсий. Это объясняется тем, что ткани, обладающие наименьшими показателями анизотропии g и наибольшими коэффициентами рассеяния μ_s , отличаются наибольшими интенсивностями изображения. В то же время ткани с высоким показателем коэффициента анизотропии, в которых сравнительно небольшая часть фотонов отражается назад, имеют относитель-

но небольшую интенсивность на структурном изображении [6, 7].

Для количественного представления результатов эксперимента была построена зависимость отношения сигнал/шум от количества усреднений, а также проанализированы средние значения интенсивности области кожных покровов, воздуха и сосудов в зависимости от количества усреднений ОКТ-изображения (рис. 4).

График зависимости отношения сигнал/шум от числа усреднений аппроксимирован логарифмической зависимостью ($R^2 = 0,85$), наблюдается логарифмическое увеличение без асимптотического насыщения [8]. Как следствие, увеличения отношения сигнал/шум происходит логарифмический спад интенсивности матрицы дисперсии областей кровеносного сосуда и воздуха ($R^2 = 0,9$). Однако область кожных покровов матрицы дисперсий остается практически неизменной по количеству усреднения и аппроксимируется линейно ($R^2 = 0,75$). Подобные расчёты проведены при вычислении дисперсий по 2–10 соседним А-сканам. Во всех областях наблюдается логарифмический спад интенсивности, кроме области кожных покровов, соответствующий линейной зависимости.

Результаты исследования и их обсуждение

Матрицы дисперсий, полученные в ходе обработки изображений, представляют собой отраженные и многократно рассеянные фотоны в процессе построения структурного изображения в оптической когерентной томографии. Под многократным рассеянием в данном контексте подразумевается рассеяние назад, которому предшествовало относительно небольшое количество событий рассеяния. В отличие от отраженных фотонов, которые несут максимум информации о строении исследуемого биообъекта, многократно рассеянные фотоны с увеличением числа событий взаимодействия с тканью предшествовавших детектированию несут все меньше полезного сигнала.

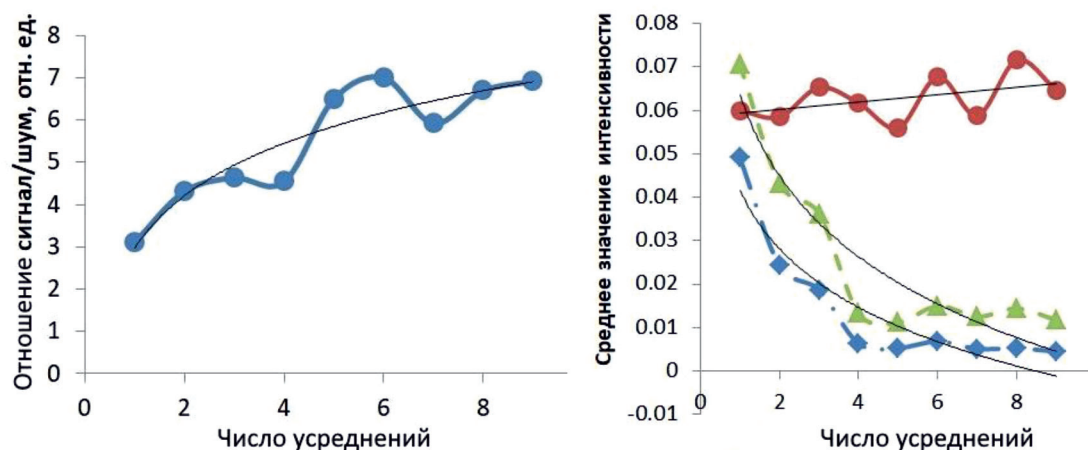


Рис. 4. График зависимости отношения сигнал/шум от числа усреднений (слева); график среднего значения интенсивности для области кожи (сплошная красная линия), воздуха (синяя штрихпунктирная линия) и крови (зелёная пунктирная линия) от числа усреднений (справа)

Такой подход объясняет падение пространственного разрешения на ОКТ-изображениях с глубиной и создает предпосылки для разработки эффективных методов идентификации потоков биологических жидкостей в толще исследуемой ткани. Сложная пространственная структура потока, в сочетании с ее флуктуациями во времени, теоретически должны приводить к изменениям в траекториях фотонов из области внутрисосудистого пространства, в частности к увеличению кратности рассеяния, что можно наблюдать при помощи построения матрицы дисперсий.

На представленной матрице дисперсий (рис. 3, слева), выделение границ между различными структурами затруднено в связи с высокой общей интенсивностью, что отчетливо видно на рис. 4. Высокая дисперсия связана с наличием спекл-шума на исходном изображении, поэтому для его минимизации использован метод усреднения изображения по соседним А-сканам при малоугловом сканировании.

Изображение, усредненное по пяти соседним А-сканам, имеет большую величину отношения сигнал/шум (рис. 4) и отличается от исходного меньшим влиянием спекл-шумов. На матрице дисперсий данного изображения (рис. 3), яркость пикселей областей воздуха, кровеносного сосуда и области ниже глубины когерентного зондирования минимальная. В свою очередь, область кожных покровов имеет наибольшие показатели дисперсии. Это объясняется минимальным влиянием спекл-шума, оптическими свойствами ткани и рассеянием (отражением).

Также были проведены расчеты дисперсий по 2–10 А-сканам, результаты полученных зависимостей практически не отличаются, наблюдается логарифмический спад интенсивностей областей сосуда и воздуха и линейная зависимость для области кожных покровов.

Недостатком представленного метода является уменьшение пространственного разрешения получаемого изображения, как следствие расчета дисперсии, что мешает высокоточному позиционированию меняющихся структур. Уменьшение или увеличение количества анализируемых пикселей уменьшают общую контрастность матрицы дисперсий и уменьшают адекватность анализа изображения. Для решения этой проблемы и дальнейшего построения структурных и функциональных анатомических карт предлагается использовать матрицу дисперсий совместно с дифференцированием структур кожи, сосудов и крови при помощи анализа распределения гистограммы интенсивности пикселей [9].

Таким образом, построение матрицы дисперсий структурных ОКТ изображений (В-сканов) позволяет производить моделирование влияния отраженных и многократно рассеянных назад фотонов, демонстрирует возможность дифференциации различных типов структурных изображений *in vivo*, обладает потенциалом для увеличения ГКЗ и визуализации глубоких структур глубоких слоев тканей. Представленный метод предназначен для проведения биофизических экспериментов по изучению оптического просветления, компенсации рассеяния, компрессионных воздействий на биологиче-

ские ткани, исследование знакопеременных потоков крови, минимизации спекл-шума и дифференциации различных более глубоких структур биообъектов *in vivo*.

Выводы

В настоящей работе описаны результаты исследования, в котором при помощи цифровой обработки были построены структурные ОКТ изображения слоёв кожи и кровеносного сосуда человека *in vivo*. Также были получены матрицы дисперсий, отражающие процессы обратного рассеяния и отражения когерентных фотонов. Выявлено, что при низких значениях отношения сигнал/шум расчет разности между пикселями пяти последовательных изображений отражает артефакты построения томографического изображения, такие как спекл-шум, отражение и рассеяние. При больших значениях отношения сигнал/шум влияние шумовых компонент минимально, а вычисление дисперсии позволяет обнаруживать изменения гетерогенности среды, например слоёв кожи и кровеносного сосуда.

Дальнейшие исследования будут связаны с обработкой 2D и 3D изображений ОКТ, а также созданием автоматизированного программного комплекса, основанного на результатах приведённых вычислений. Развитие этого алгоритма совместно с дифференцированием структур кожи, сосудов и крови при помощи анализа распределения гистограммы интенсивности пиксе-

лей позволит создать анатомические карты подкожных кровеносных сосудов человека и животных *in vivo*.

Список литературы

1. Kirillin M.Y., Farhat G., Sergeeva E.A., Kolios M.C., Vitkin A. Speckle statistics in OCT images: Monte Carlo simulations and experimental studies. *Optics Letters*. 2013. vol. 38. P. 1280–1282.
2. Proskurin S.G., Meglinski I.V. Optical coherence tomography imaging depth enhancement by superficial skin optical clearing. *Laser Physics Letters*. 2014. vol. 39. no. 12. P. 3472–3475.
3. Проскурин С.Г., Фролов С.В., Визуализация кровеносных сосудов при помощи оптической когерентной томографии // *Медицинская техника*. 2012. № 3. С. 9–14.
4. Проскурин С.Г. Растровое сканирование и усреднение для уменьшения влияния спеклов в оптической когерентной томографии // *Квантовая электроника*. 2012. № 6. С. 495–499.
5. Lindenmaier A.A., Conroy L., Farhat G., DaCosta R.S., Flueraru C., Vitkin I.A. Texture analysis of optical coherence tomography speckle for characterizing biological tissues *in vivo*. *Optics Letters*. 2013. vol. 38. P. 1280–1282.
6. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. 2011. vol. 4. P. 9–38.
7. Hartinger A.E., Nam A.S., Chico-Calero I., Vakoc B.J. Biomed. Monte Carlo modeling of angiographic optical coherence tomography. *Opt. Express*. 2014. vol. 5. no. 12. P. 4338–4349.
8. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Галёб К.И.С., Абдулкарим С.Н. Построение структурного изображения биообъекта с использованием растрового усреднения в оптической когерентной томографии // *Известия ЮФУ, Технические науки*. 2012. № 9. С. 129–134.
9. Черешнев В.О., Романенко И.М., Кулешов И.В., Проскурин С.Г. Дифференциация структур кожи, кровеносных сосудов и крови посредством построения вариационной матрицы ОКТ изображения // *Современные наукоемкие технологии*. 2019. № 10. С. 319–323.