

**ПОСТРОЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ
ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ НА ОСНОВЕ
АНАЛИЗА ИНТЕНСИВНОСТИ ПИКСЕЛЕЙ¹**

В. О. Черешнев, С. В. Фролов, А. Ю. Потлов, С. Г. Проскурин

**BIOLOGICAL TISSUE OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY
IMAGES RECONSTRUCTION BASED ON ANALYSIS
OF PIXEL INTENSITY**

V. O. Chereshnev, S. V. Frolov, A. Y. Potlov, S. G. Proskurin

Аннотация. *Предмет и цель работы.* Представлены результаты исследования, в ходе которого были обработаны структурные изображения оптического когерентного томографа биотканей человека и кровеносных сосудов *in vivo*. Цель исследования – анализ пикселей структурных ОКТ изображений с помощью вычисления матрицы дисперсий, построения гамма-распределений и гистограммы вариабельности интенсивности пикселей. *Методы.* Исходные данные биообъектов были получены с помощью оптического когерентного томографа на базе интерферометра Майкельсона с глубиной когерентного зондирования ~1–1,5 мм и подвергнуты компьютерной обработке. Путем соответствующего анализа получены гистограммы пикселей областей биоткани, кровеносного сосуда и воздуха, после чего аппроксимированы методом наименьших квадратов функцией гамма-распределения с точностью $R^2 \sim 0,95$. Также были произведены расчеты дисперсии между соседними А-сканами, на основе которых построена матрица дисперсии ОКТ изображения. Выявлены зависимости средней интенсивности матрицы дисперсий областей биоткани, крови и сосуда от количества усредняемых А-сканов, позволяющие производить количественную оценку типов тканей. На основе полученных данных разработаны алгоритмы построения структурных изображений на основе матрицы дисперсий, отражающей процессы обратного рассеивания и отражения фотонов, а также гамма-распределения, соответствующие гистограммам распределения пикселей структур биоткани, кровеносных сосудов, крови и воздуха. *Результаты.* Гамма-распределения областей биоткани, кровеносного сосуда и воздуха демонстрируют четкие различия в интенсивности структур. Матрица дисперсии, в свою очередь, показывает области рассеивания назад и отражения фотонов и позволяет проводить дифференцирование области кожных покровов. *Выводы.* Совмещение преимуществ представленных методов позволило построить высокоточное структурное изображение с различимыми границами структур, и выделяемыми областями кровеносного сосуда, крови, воздуха, аневризм и границ когерентного зондирования.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография (ОКТ), дискретная обработка изображений, матрица дисперсии, спекл структуры, миграция фотонов, гамма-распределение.

Abstract. *Subject and goals.* The paper presents the results of a study in which structural images of an optical coherent tomograph of human biological tissues and blood ves-

¹ Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 16-15-10327).

sels *in vivo*. The aim of the study was to analyze the pixels of structural OCT images by calculating the dispersion matrix, constructing gamma distributions and histograms of pixel intensity variability. *Methods*. The initial data of biological objects were obtained using an optical coherence tomograph based on a Michelson interferometer with coherence probing depth of about 1–1,5 mm and subjected to computer processing. Histograms of pixels' distributions of the regions of biological tissue, blood vessel, and air were analyzed and least square approximated by the gamma distribution function with an accuracy of about $R^2 \sim 0.95$. Variances between adjacent A-scans were also calculated, on the basis of which the OCT image variance matrix was also calculated. The dependences of the average intensity of the variance matrix of biological tissue, blood, and vessel regions on the number of averaged A-scans were revealed, what made it possible to determine tissue types. On the basis of the data obtained, image reconstruction algorithms have been developed based on a variance matrix that reflects the processes of backscattering and reflection of photons, as well as gamma distributions, corresponding to histogram distributions of structural images' pixels of biological tissue, blood vessels, blood and air. *Results*. The gamma distributions of areas of biological tissue, blood vessel and air show clear differences in the intensity of the structures. The variance matrix, in turn, shows the regions of backscattering and reflection of photons allowing differentiation of the skin area. *Conclusions*. The combination of the advantages of the presented methods made it possible to reconstruct a high-precision OCT image with distinguishable boundaries of the corresponding structures, highlighting the areas of the blood vessel, blood, air, aneurysms and the depth of coherence probing.

Keywords: optical coherence tomography (OCT), digital image processing, variance matrix, speckle structures, photon migration, gamma distribution.

Введение

Оптическая когерентная томография (ОКТ) представляет собой неинвазивную методику дистанционного зондирования поверхностных слоев биоткани. Она основана на низкокогерентной интерферометрии и аналогична методике ультразвукового исследования, но с существенно большим пространственным разрешением. Применение низкокогерентного ($\Delta\lambda \sim 50\text{--}100$ нм) оптического излучения с длинами волн 800–1300 нм позволяет получить изображения внутренней структуры поверхностных слоев ткани с высоким пространственным разрешением $\sim 1\text{--}15$ мкм. Кроме дерматологии, кардиологии, офтальмологии, одними из наиболее важных областей применения ОКТ являются интраваскулярные исследования стенок кровеносных сосудов и аневризм, где кроме структурных изображений можно получать значимые доплеровские ОКТ изображения потоков крови *in vitro* и *in vivo* [1, 2].

Используя данную методику для диагностики стенок кровеносных сосудов, можно достичь аксиального пространственного разрешения $\sim 3\text{--}10$ мкм с увеличением глубины когерентного зондирования (ГКЗ) до 1–1,5 мм. Это связано с коэффициентом анизотропии $g \sim 0,9$ для таких тканей и коэффициента рассеяния $\mu_s = 7\text{--}20$ мм⁻¹, что дает значение редуцированного коэффициента рассеяния $\mu'_s = (1 - g)\mu_s$ равным $\sim 0,7\text{--}2$ мм⁻¹ [3]. Дальнейшее увеличение ГКЗ при исследовании биотканей и получение достоверного структурного ОКТ изображения затруднительно из-за многократного упругого и возникающего в потоке крови квазиупругого рассеяния оптического излучения. Когерентное и низкокогерентное излучение характеризуется наличием спекл-шумов, что проявляется в ухудшении контраста изображений и уменьшении отношения сигнал-шум при обработке данных. Для увеличения контраста и отношения сигнал-шум в ОКТ системах можно применять мало-

угловое растровое сканирование в плече образца независимо от метода и скорости сканирования в опорном плече интерферометра [2].

При интраваскулярных исследованиях особый интерес представляет возможность визуализировать структуры стенок кровеносных сосудов и формы аневризм изнутри. Заметим, что визуализация таких структур обычно затруднена в связи с движением и высоким показателем рассеяния крови, $\mu_s = 60\text{--}100 \text{ мм}^{-1}$. При исследовании таких биотканей и потоков экспериментально были показаны возможности увеличения ГКЗ при получении структурных и доплеровских изображений [4].

Целью представленного исследования является анализ пикселей структурных ОКТ изображений с помощью вычисления матрицы дисперсий, построения гамма-распределений и гистограммы вариабельности интенсивности пикселей.

Для решения данной задачи были рассчитаны матрицы дисперсий и вычислены локальные изменения интенсивности соответствующих пикселей структурных изображений для определения средних значений и разброса свойств рассеивателей в рассматриваемой точке биоткани. Количественные методы анализа используются для определения структурных различий (области биоткани) и функциональных особенностей (области крови) изображений *in vivo* [5]. В частности, изменение дисперсии определяется количественно посредством сравнения соседних А-сканов и последовательных В-сканов путем пространственного структурирования интенсивности пикселей и структуры спеклов.

Материалы и методы исследования

В эксперименте использовалась нестандартная ОКТ система на базе интерферометра Майкельсона, использующая малоугловое растровое сканирование в плече образца. Биоткани стенок сосудов были выбраны в качестве объекта исследования. Полученные результаты сравнивались с матрицами дисперсий полученных при исследовании слоев биоткани и кровеносных сосудов человека *in vivo*. Использовались В-сканы, состоящие из 180 и 900 А-сканов.

Оптические характеристики биоткани сосудов и крови сильно отличаются, и им соответствуют различные характеристики интенсивности и дисперсии пикселей, конечного результата построения матрицы дисперсий. По результатам построения В-сканов была построена гистограмма цветов изображения участков биоткани сосудов. Отметим, что для каждого пикселя исходного изображения использовался стандартный канал RGB8, который кодируется одним байтом. В этом случае максимальное количество цветов, которые могут быть отображены одновременно, равно $256 (2^8)$ соответственно.

Гистограммы интенсивности пикселей содержали несколько прямоугольных областей одинакового размера, соответствующие участкам воздуха, сосуда и биоткани. Гамма-распределения были поставлены в соответствие усредненным для минимизации погрешности гистограммам:

$$f(x, a, \beta) = x^{a-1} \frac{1}{\Gamma(a)} \beta^a e^{-\beta x},$$

где Γ – гамма-функция Эйлера: $\Gamma(a) = \int_0^{\infty} x^{a-1} e^{-x} dx$.

Полученные гамма-распределения для областей воздуха, сосуда и биоткани представлены на рис. 1. Гистограммы демонстрируют различия среднего значения коэффициентов α / β соответствующих графиков гамма-распределения, которое составило $\alpha / \beta = 2.7 \cdot 10^{-4}$ для области крови и $\alpha / \beta = 7.0 \cdot 10^{-4}$ – для биоткани, $\alpha / \beta = 8.0 \cdot 10^{-4}$ – для области без биоткани [6]. Точность аппроксимации составила $R^2 \sim 0,95$, что демонстрирует количественное соответствие обработанных данных.

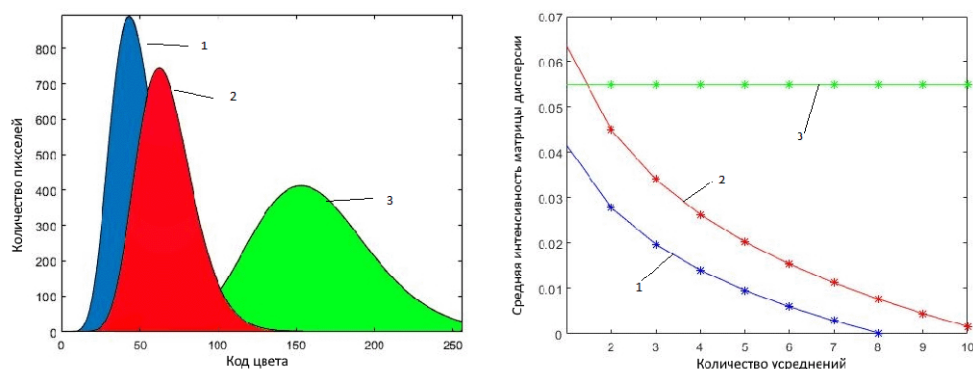


Рис. 1. Гамма-распределения соответствующие гистограммам интенсивности пикселей для области без биоткани (1), области биоткани (2) и области крови (3) (рисунок слева); зависимость средней интенсивности матрицы дисперсии от количества усреднений соответствующих областей – (рисунок справа)

Для анализа интенсивности пикселей были также произведены расчеты дисперсии между соседними А-сканами по стандартной формуле

$$\overline{\delta^2} = \frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n},$$

где n было взято равным 5.

Средняя интенсивность матрицы дисперсии для интересующих областей практически одинаковая (см. рис. 1), что затрудняет дифференцирование структур. Такие показатели вызваны присутствием спекл-шумов изображения и неизменны по количеству расчетных А-сканов. Для минимизации шумов применено усреднение по соседним А-сканам изображения. Полученные зависимости средних значений интенсивности от количества усреднений для областей воздуха и сосуда аппроксимированы логарифмом с точностью $R^2 \sim 0,9$, зависимость для области биоткани аппроксимирована линейно с точностью $R^2 \sim 0,75$ (см. рис. 1).

Для построения анатомической карты, описывающей области воздуха, крови, биоткани и области ниже глубины когерентного зондирования, на основе анализа гистограммы интенсивности пикселей изображения был использован алгоритм скользящего ящика, проводящий сравнение исследуемой области с полученными данными о распределении соответствующих структур. Программа анализировала исследуемую область размером 3×3 пикселя и оценивала принадлежность к соответствующей структуре, заполняя новый массив. Результат работы алгоритма представлен на рис. 2.

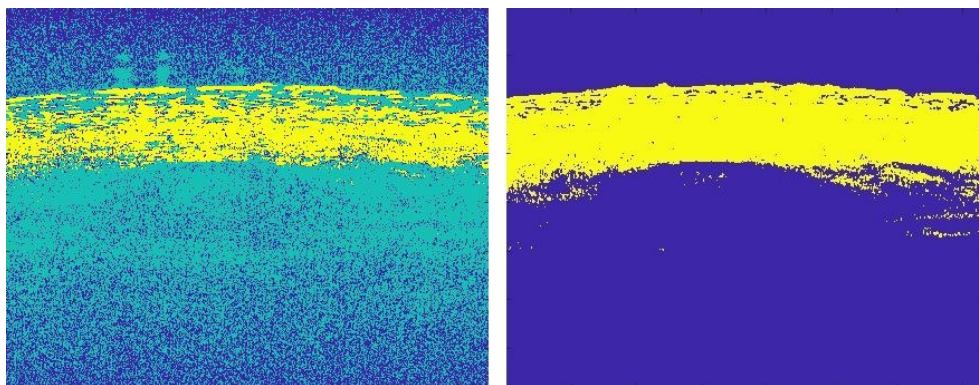


Рис. 2. Структурные изображения, построенные на основе анализа гистограммы интенсивности пикселей (слева), и матрицы дисперсии (справа)

Представленная анатомическая карта, построенная с помощью анализа гистограммы интенсивностей пикселей, имеет потенциал для дифференцирования области кровеносного сосуда, однако пересечение областей гамма-распределения приводит к проблеме выбора точных границ кода цвета. Для решения этой проблемы предложено использовать анализ средней интенсивности матрицы дисперсий для определения границ кожных покровов.

Зависимость средней интенсивности матрицы дисперсии от количества усреднений А-сканов соответствующих областей демонстрирует четкие различия изменчивости структур. На основе этих данных разработан алгоритм, сравнивающий область дисперсии размером 3×3 пикселя изображения, усредненного по 3 соседним А-сканом с эквивалентным значением, заполняя новый массив соответствующими результатами. Результат работы программы представлен на рис. 2.

Представленный алгоритм обладает высокой точностью в дифференцировании кожных покровов, что отчетливо видно на рис. 1 и 2. Совмещение алгоритмов построения анатомических карт биотканей приведет к повышению вычисляемой точности. Структуры биоткани детектированы с помощью анализа средней интенсивности матрицы дисперсии, а области биоткани и воздуха – с помощью анализа гистограммы интенсивности пикселей исходного изображения. Результат работы алгоритма представлен на рис. 3.

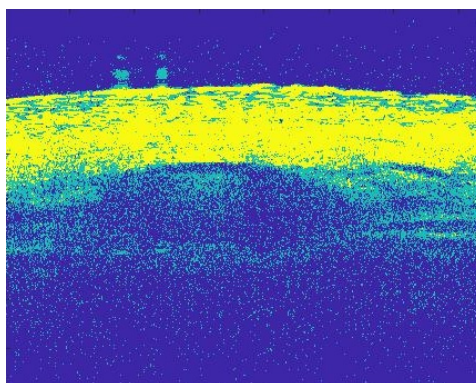


Рис. 3. Структурное ОКТ изображение, построенное с помощью анализа гистограммы интенсивности пикселей и анализа средней интенсивности матрицы дисперсии

Представленная анатомическая карта отличается высокой точностью дифференцирования различных структур. Возможно выделение четкой границы между сосудом и кожным покровом, глубины когерентного зондирования. Важно отметить различимую центральную область изображения, отражающую поток крови в кровеносном сосуде.

Результаты исследования и обсуждение

Представленные гистограммы гамма-распределения областей воздуха, биоткани, сосуда являются количественным выраженным эффектом гетерогенности тканей. Для гистограмм интенсивности значение коэффициента детерминации R^2 показывает существенные различия в значениях параметров масштаба и формы α/β для области биоткани, сосуда, крови и воздуха, что позволяет проводить дифференциацию тканей и структур ОКТ изображений.

Матрицы дисперсии, полученные в ходе обработки изображений с разницей усредняемых А-сканов, а следовательно коэффициентов сигнал/шум, представляют собой отраженные и многократно рассеянные фотоны в процессе построения структурного изображения в ОКТ. Под многократным рассеянием в данном контексте подразумевается рассеяние назад, которому предшествовало относительно небольшое количество актов взаимодействия. В отличие от отраженных фотонов, которые несут максимум информации о строении исследуемого биообъекта, многократно рассеянные фотоны с увеличением числа актов взаимодействия, предшествовавших детектированию, несут все меньше полезного сигнала. 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 с помощью построения матрицы дисперсии.

На основе этих данных гамма-распределения создан алгоритм построения анатомической карты ОКТ изображения, сравнивающий исследуемую область с эквивалентными значениями гистограммы распределения. Недостатком представленного метода является выбор границ кода цвета в местах пересечения гамма-распределений. Для его компенсации предложено использовать построение матрицы дисперсий для дифференцирования структур биоткани. Это позволит сместить границы интенсивности, отведя областям воздуха и сосуда больше цветов. Результат работы алгоритма представлен на рис. 3.

Анатомическая карта структурного ОКТ изображения имеет относительно высокую точность построения и четкие границы различных структур. В отличие от исходного изображения возможно выделение нижней границы сосуда, а также глубины когерентного зондирования. Отсутствие разницы между центральной областью кровеносного сосуда и воздушной среды обуславливается пересечением гамма-распределений и оптическими характеристиками тканей, например, стенки сосуда обладают высоким показателем анизотропии. В этом случае сравнительно небольшая часть фотонов рассеивается назад, что на структурном изображении проявляется в виде относи-

тельно небольшой яркости (интенсивности сигнала). Важно отметить выделенную область потока крови в центральной части анатомической карты, что свидетельствует о потенциале алгоритма к определению функциональных изменений (пульсации течения крови).

Выводы

Представлены результаты компьютерной обработки структурных ОКТ изображений кровеносного сосуда человека и слоев биоткани *in vivo*. Были получены матрицы дисперсий, отражающие процессы рассеяния и отражения фотонов, а также гамма-распределения, соответствующие гистограммам распределения пикселей структур биоткани, кровеносных сосудов, крови и воздуха. На основе полученных данных разработан алгоритм построения анатомических карт структурных ОКТ изображений, использующий построение матрицы дисперсии для определения кожных покровов и анализ гистограммы интенсивности пикселей для выделения областей воздуха, кровеносных сосудов и крови. Описанный метод может быть применен для исследования структур биоткани, изменения стенок сосудов и аневризм [7–9].

Дальнейшая работа будет связана с расширением спектра возможностей представленного алгоритма, например, обработки 3D-изображений и анализа С-сканов. Также планируется исследование использования настоящего алгоритма для анализа фантомов биологических тканей.

Библиографический список

1. Speckle statistics in OCT images: Monte Carlo simulations and experimental studies / M. Y. Kirillin, G. Farhat, E. A. Sergeeva, M. C. Kolios, A. Vitkin // *Optics Letters*. – 2013. – Vol. 38. – P. 1280–1282.
2. Проскурин, С. Г. Доплеровское картирование знакопеременного потока со сложной структурой с помощью оптической когерентной томографии / С. Г. Проскурин, А. Ю. Потлов, С. В. Фролов // *Квантовая электроника*. – 2014. – № 1. – С. 54–58.
3. Проскурин, С. Г. Визуализация кровеносных сосудов при помощи оптической когерентной томографии / С. Г. Проскурин, С. В. Фролов // *Медицинская техника*. – 2012. – № 3. – С. 9–14.
4. Проскурин, С. Г. Растровое сканирование и усреднение для уменьшения влияния спеклов в оптической когерентной томографии / С. Г. Проскурин // *Квантовая электроника*. – 2012. – № 6. – С. 495–499.
5. Texture analysis of optical coherence tomography speckle for characterizing biological tissues *in vivo* / A. A. Lindenmaier, L. Conroy, G. Farhat, R. S. DaCosta, C. Flueraru, I. A. Vitkin // *Optics Letters*. – 2013. – Vol. 38. – P. 1280–1282.
6. Черешнев, В. О. Дифференциация структур кожи, кровеносных сосудов и крови посредством построения вариационной матрицы ОКТ изображения / В. О. Черешнев, И. М. Романенко, И. В. Кулешов, С. Г. Проскурин // *Современные наукоемкие технологии*. – 2019. – № 10-2. – С. 319–323.
7. Bashkatov, A. N. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues / A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. V. Tuchin // *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. – 2011. – Vol. 4. – P. 9–38.
8. Hartinger, A. E. Biomed. Monte Carlo modeling of angiographic optical coherence tomography / A. E. Hartinger, A. S. Nam, I. Chico-Calero, B. J. Vakoc // *Opt. Express*. – 2014. – Vol. 5, № 12. – P. 4338–4349.

9. Проскурин, С. Г. Построение структурного изображения биообъекта с использованием растрового усреднения в оптической когерентной томографии / С. Г. Проскурин, А. Ю. Потлов, К. И. С. Галёб, С. Н. Абдулкарим // Известия ЮФУ, Технические науки. – 2012. – № 9. – С. 129–134.

References

1. Kirillin M. Y., Farhat G., Sergeeva E. A., Kolios M. C., Vitkin A. *Optics Letters*. 2013, vol. 38, pp. 1280–1282.
2. Proskurin S. G., Potlov A. Yu., Frolov S. V. *Kvantovaya elektronika* [Quantum electronics]. 2014, no. 1, pp. 54–58. [In Russian]
3. Proskurin S. G., Frolov S. V. *Meditsinskaya tekhnika* [Medical equipment]. 2012, no. 3, pp. 9–14. [In Russian]
4. Proskurin S. G. *Kvantovaya elektronika* [Quantum electronics]. 2012, no. 6, pp. 495–499. [In Russian]
5. Lindenmaier A. A., Conroy L., Farhat G., DaCosta R. S., Flueraru C., Vitkin I. A. *Optics Letters*. 2013, vol. 38, pp. 1280–1282.
6. Chereshev V. O., Romanenko I. M., Kuleshov I. V., Proskurin S. G. *Sovremennye naukoemkie tekhnologii* [Modern science-intensive technologies]. 2019, no. 10-2, pp. 319–323. [In Russian]
7. Bashkatov A. N., Genina E. A., Tuchin V. V. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. 2011, vol. 4, pp. 9–38.
8. Hartinger A. E., Nam A. S., Chico-Calero I., Vakoc B. J. *Opt. Express*. 2014, vol. 5, no. 12, pp. 4338–4349.
9. Proskurin S. G., Potlov A. Yu., Galeb K. I. S., Abdulkarim S. N. *Izvestiya YuFU, Tekhnicheskie nauki* [Izvestiya of SFU, engineering Sciences]. 2012, no. 9, pp. 129–134. [In Russian]

Черешнев Виталий Олегович

студент,
Тамбовский государственный
технический университет
(Россия, г. Тамбов, ул. Советская, 106)
E-mail: Vitaliy-cha1999@yandex.ru

Chereshnev Vitaliy Olegovich

student,
Tambov State Technical University
(106 Sovetskaya street, Tambov, Russia)

Фролов Сергей Владимирович

доктор технических наук, профессор,
заведующий кафедрой
биомедицинской техники,
Тамбовский государственный
технический университет
(Россия, г. Тамбов, ул. Советская, 106)
E-mail: sergej.frolov@gmail.com

Frolov Sergey Vladimirovich

doctor of technical sciences, professor,
head of sub-department
of biomedical engineering,
Tambov State Technical University
(106 Sovetskaya street, Tambov, Russia)

Потлов Антон Юрьевич

кандидат технических наук, доцент,
кафедра биомедицинской техники,
Тамбовский государственный
технический университет
(Россия, г. Тамбов, ул. Советская, 106)
E-mail: zerner@yandex.ru

Potlov Anton Yuryevich

candidate of technical sciences,
associate professor,
sub-department of biomedical engineering,
Tambov State Technical University
(106 Sovetskaya street, Tambov, Russia)

Проскурин Сергей Геннадьевич

доктор технических наук,
кандидат физико-математических наук,
доцент,
Тамбовский государственный
технический университет
(Россия, г. Тамбов, ул. Советская, 106)
E-mail: spros@tamb.ru

Proskurin Sergey Gennadevich

doctor of technical sciences,
candidate of physical
and mathematical sciences,
associate professor,
Tambov State Technical University
(106 Sovetskaya street, Tambov, Russia)

Образец цитирования:

Черешнев, В. О. Построение ОКТ изображений биологических тканей на основе анализа интенсивности пикселей / В. О. Черешнев, С. В. Фролов, А. Ю. Потлов, С. Г. Проскурин // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2019. – № 3 (31). – С. 104–112.