



# Математическое моделирование: методы, алгоритмы, технологии

УДК 004.421

*А.Ю. Потлов, С.Г. Проскурин*

## **АЛГОРИТМ ЦВЕТОВОГО ДОПЛЕРОВСКОГО КАРТИРОВАНИЯ НАПРАВЛЕНИЙ ПОТОКОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

*A.Yu. Potlov, S.G. Proskurin*

### **COLOR DOPPLER MAPPING ALGORITHM OF BIOLOGICAL LIQUIDS' DIRECTED FLOWS USING OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY**

Представлен и реализован новый алгоритм цветового доплеровского картирования одной выбранной скорости разнонаправленных потоков биологических жидкостей с использованием методов оптической когерентной томографии. Алгоритм отличается отсутствием  $2\pi$ -неопределенности на получаемых картограммах, достигнутым за счет разделения исходных данных на части, соответствующие положительному и отрицательному сдвигу несущей частоты, с последующим независимым построением двумерного структурного и двумерного кодированного цветом изображения одной выбранной скорости и их комплексированием. Практическая реализация алгоритма осуществлена в среде LabVIEW с использованием потокового программирования. Тестирование и отладка полученного программного продукта произведены на базе гидродинамической модели кровеносного сосуда.

**ЦВЕТОВОЕ ДОПЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ. ОДНА ВЫБРАННАЯ СКОРОСТЬ. ОПТИЧЕСКАЯ КОГЕРЕНТНАЯ ТОМОГРАФИЯ. КОМПЛЕКСИРОВАНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ. ПОТОК БИОЛОГИЧЕСКОЙ ЖИДКОСТИ.**

A new algorithm of color Doppler mapping of one specific velocity of biological liquids with shuttle flows using optical coherence tomography is presented. The algorithm does not have the disadvantage  $2\pi$ -ambiguity of color Doppler images. It is realized using the separation of the raw data to two parts corresponding to positive and negative shifts of the carrier frequency. As a final result, the complexation of independently reconstructed structural image and 2D color-coded one specific velocity image is performed. The practical implementation of the algorithm was performed in the LabVIEW package using the stream programming. A blood vessel hydrodynamic phantom was used for testing and debugging the final software product.

**COLOR DOPPLER MAPPING. ONE SPECIFIC VELOCITY. OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY. IMAGES' COMPLEXATION. FLOW OF BIOLOGICAL FLUID.**

Объединение принципов оптической когерентной томографии (ОКТ) и доплеровской диагностики позволяет создать многофункциональные системы для визуализации морфологических особенностей и структуры гемодинамики биообъектов [1]. В основе ОКТ гетеродинное детектирование и

обработка излучения отраженного от слоев различной оптической плотности. Оцифрованные интерферограммы (А-сканы) часто для последующей обработки записываются в файл. Название «А-сканы» дано по аналогии с ультразвуковыми исследованиями (УЗИ). Глубина когерентного зондирова-

ния плотных биологических тканей ОКТ системами при использовании длин волн  $\lambda = 700\text{--}1500$  нм составляет 1–3 мм. Из-за сильного рассеяния оптического излучения в плотных биотканях ОКТ системы применяются, преимущественно, для исследования роговицы, стекловидного тела и сетчатки глаза. Их клиническая значимость обусловлена тем, что разрешение таких систем на один–два порядка превышает разрешение аналогичных УЗИ систем, которое составляет  $\sim 1\text{--}0,1$  мм [2].

В ОКТ, так же, как и в УЗИ, обычно применяют два различных подхода к детектированию движений внутри биообъекта:

- 1) на основе регистрации сдвига фазы сигнала соседних интерферограмм;
- 2) на основе регистрации доплеровского сдвига отраженного и рассеянного назад сигнала.

В первом подходе при помощи кросс-, либо автокорреляционной функции оценивается среднее изменение фазы комплексного сигнала для нескольких соседних А-сканов, затем доплеровский сдвиг представляется как средний сдвиг фазы, из которого в свою очередь находят направление и скорость потока. Для современных алгоритмов детектирования движений, основанных на таком подходе, характерны быстрое действие, очень высокая чувствительность, но также и  $2\pi$ -неопределенность. В случаях, когда сдвиг одного А-скана относительно другого достигает  $2\pi$ , пропорциональность скорости сдвигу фазы теряется.

Второй подход (в связи с необходимостью регистрировать в ОКТ потоки преимущественно в капиллярах, артериолах и венах) является труднореализуемым. Низким скоростям соответствуют доплеровские сдвиги, попадающие в полосу сильных частотных шумов. Тем не менее если программно разделить доплеровский спектр относительно несущей частоты на положительную и отрицательную части и для каждой из них с помощью полосовых фильтров выделить интересующую пользователя «узкую» полосу частот, то можно реализовать визуализацию локализаций и направлений потоков биологических жид-

костей для ограниченного диапазона скоростей, который в свою очередь можно представить в виде одной заранее выбранной скорости (ОСВ) и точности ее определения. Цель данной работы – реализация такого алгоритма обработки интерференционного сигнала в ОКТ.

В работе применяется классическая схема визуализации скоростей, в которой положительный сдвиг частоты свидетельствует о наличии движения, направленного к датчику. Такое движение кодируется красным цветом. Отрицательный сдвиг свидетельствует о направлении движения от датчика и кодируется синим. Темные оттенки этих цветов соответствуют низким скоростям, светлые оттенки – высоким. Полученная картограмма с целью повышения информативности накладывается на стандартное 2D структурное изображение, выполненное в оттенках зеленого. Представленный алгоритм разработан с учетом ранее полученных результатов в построении структурных ОКТ изображений [3, 4] и отличается высоким быстродействием и качеством получаемых изображений.

Важно отметить, что визуализация ОСВ не снижает эффективности доплеровской диагностики в ОКТ [5]. Это связано с тем, что конкретным заболеваниям, при диагностике которых используется доплеровское картирование, как правило, соответствуют заранее известные направление и диапазон скоростей кровотока. Например, при незрелой осложненной катаракте максимальная линейная скорость кровотока в центральной артерии сетчатки составляет  $63,3 \pm 23,9$  мм/с, при норме  $150,9 \pm 25,5$  мм/с [6]. Пользователь может указать интересующий его диапазон ( $63 \pm 24$  мм/с) и получить анатомическую доплеровскую карту потоков биологических жидкостей. При этом скорости, попадающие в выбранный диапазон, будут визуализированы в виде чередующихся красных полос на структурном изображении сетчатки глаза.

#### **Алгоритм цветового доплеровского картирования**

Для получения структурных изображений в ОКТ, как правило, используют

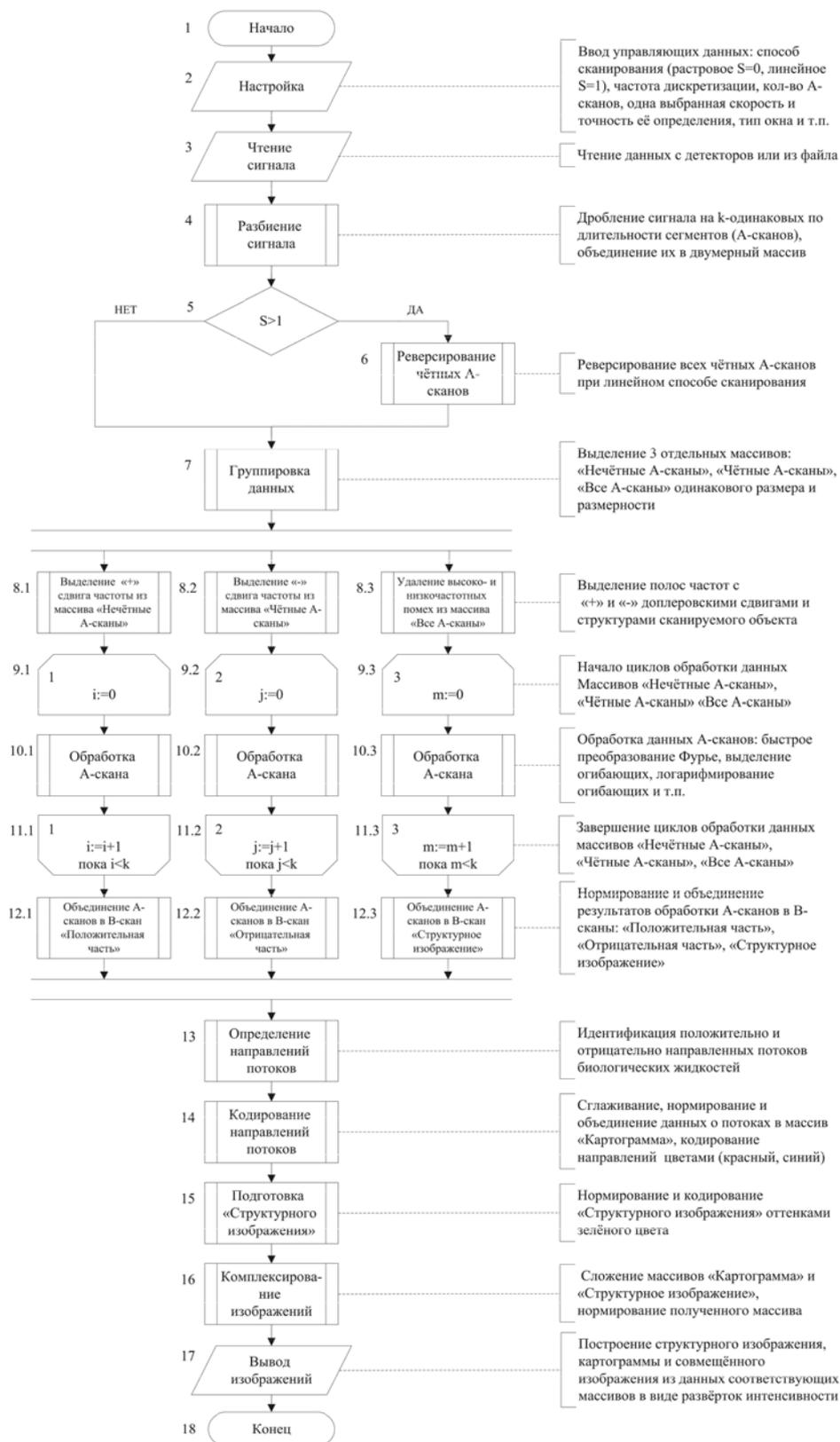


Рис. 1. Алгоритм цветного доплеровского картирования с комплексированием полученной ОСВ картограммы и структурного изображения

либо быстрый растровый (гальвано-сканер в Фурье области линзы), либо медленный линейный (с помощью ретрорефлектора) способ сканирования в плече образца интерферометра Майкельсона. Следует отметить, что оба способа приводят к сдвигу несущей частоты для всего интерференционного сигнала [1]. Причем на нечетных А-сканах сдвиг несущей частоты всегда положительный, а на четных – всегда отрицательный, но при этом одинаковый по модулю. В связи с этим нами предложено: разделение исходных данных на две части, соответствующие положительному и отрицательному сдвигу несущей частоты; независимое построение 2D структурного ОКТ изображения и 2D ОСВ изображения; последующее их комплексирование.

Подробный алгоритм получения цветовой картограммы в ОКТ приведен на рис. 1.

Исходные данные, полученные с оборадования или из файла (блок 3), в зависимости от настроек (блок 2) при работе программы (блок 1), в частности, от способа сканирования при их получении, подвергаются различной первичной обработке (блоки 4–7).

Изначально считанный сигнал представляет собой одномерный массив, поэтому в блоке 4 с учетом настроек программы (блок 2) осуществляется его дробление на отдельные А-сканы и формирование из них двумерного массива «Все А-сканы». Если (блок 5) сканирование осуществлялось с помощью ретрорефлектора, то четные А-сканы массива реверсируются (блок 6). Если (блок 5) использован растровый способ сканирования, то все А-сканы массива остаются без изменений.

Далее из массива «Все А-сканы» выделяются еще два массива (блок 7) «Нечетные А-сканы» и «Четные А-сканы». Чтобы не исказить размеры изображения, А-сканы в этих массивах чередуются с пустыми столбцами. В контексте потокового программирования эти массивы представляют собой параллельные данные – независимые секции одного набора данных, которые могут обрабатываться независимо друг от друга с последующим объединением результатов. В связи с этим далее в алгоритме органи-

зованные параллельные действия (блоки 8.1–12.1, 8.2–12.2, 8.3–12.3).

Для точной регистрации ОСВ внутри биообъекта цифровым способом выделяются: полоса частот из положительной части доплеровского спектра, представленной в массиве «Нечетные А-сканы» (блок 8.1); симметричная ей полоса частот из отрицательной части доплеровского спектра, т. е. из массива «Четные А-сканы» (блок 8.2); полезный сигнал из данных массива «Все А-сканы» (блок 8.3). Выделение сдвигов частоты (блоки 8.1, 8.2) производится с помощью полосовых фильтров Бесселя пятого порядка. Нижняя и верхняя частоты среза фильтров находятся из заданных пользователем скорости и точности ее определения с помощью эталонного доплеровского сдвига. Под ним понимается сдвиг частоты, соответствующий скорости 1 мм/с и вычисляемый по формуле доплеровского сдвига частоты. В проведенных экспериментах эталонный доплеровский сдвиг составлял  $\approx 0,6$  кГц.

Групповая задержка фильтров Бесселя практически не изменяется по частотам полосы пропускания, вследствие чего форма фильтруемого сигнала на выходе такого фильтра в полосе пропускания сохраняется практически неизменной. Удаление высоко- и низкочастотных помех (блок 8.3) из сигнала массива «Все А-сканы» производится с помощью полосового фильтра Баттерворта третьего порядка. Заметим, что алгоритм ориентирован на обработку исходных экспериментальных данных, при получении которых уже проводилась аппаратная фильтрация низкочастотной компоненты спектров.

Затем отфильтрованный сигнал из массивов «Нечетные А-сканы», «Четные А-сканы», «Все А-сканы» подвергается параллельной циклической обработке по А-сканам (блоки 9.1–11.1, 9.2–11.2, 9.3–11.3). Блоки 10.1–10.3 отвечают за обработку отдельных А-сканов и являются одинаковыми (рис. 2). Каждый А-скан массивов «Нечетные А-сканы», «Четные А-сканы», «Все А-сканы» независимо подвергается дискретному оконному преобразованию Фурье (подблок А). На каждом сегменте

спектр представляет собой комплекснозначную функцию номера отсчета (момента времени). При этом амплитудный спектр — это модуль комплексного спектра, фазовый спектр — его аргумент. Для получения спектрограммы объединяют амплитудные спектры, вычисленные на коротких сегментах, в функцию двух переменных или матрицу. Полученная двумерная матрица с учетом размера окна преобразования и перекрытия нормируется под реальные размеры (подблок В). Затем с помощью преобразования Гильберта выделяются огибающие нормированного демодулированного сигнала (подблок С), и для устранения симметричности и сжатия динамического диапазона величин они логарифмируются (подблок D). В результате сигнал каждого А-скана вновь становится одномерным. В блоках 12.1–12.3 параллельно выполняется объединение результатов обработки интерференционного сигнала А-сканов в три двумерных массива: «Положительная часть», «Отрицательная часть», «Структурное изображение». На этом параллельные действия в алгоритме завершаются. Полученные массивы, по сути, представляют собой В-сканы, т. е. структурные изображения объекта, полученные из выделенной фильтром Бесселя полосы частот положительной части доплеровского спектра; симметричной ей полосы частот отрицательной части доплеровского спектра; очищенного от помех всего спектра сигнала.

Следующий шаг алгоритма — идентификация потоков биологических жидкостей (блок 13) — организован на базе поэлементного вычитания данных массивов «Положительная часть» и «Отрицательная часть» и последующего логического анализа полученных результатов. За неподвижную часть исследуемого объекта принимается то, что примерно ( $\pm 5\%$  по абсолютной интенсивности сигнала) совпадает в этих двух массивах, а положительный и отрицательный потоки — то, что есть лишь в одном из них. Следует отметить, что в большинстве случаев неподвижная часть не будет представлена в этих двух массивах, но для полноты алгоритма мы учли вариант, при котором скорость сканирования в плече образца попала в заданный пользователем диапазон детектируемых скоростей потоков. По результатам работы блока 13 формируются массивы «Положительные потоки» и «Отрицательные потоки». Далее в блоке 14 выполняется сглаживание, нормирование, кодирование и объединение данных этих массивов. Для картограммы используется абсолютная цветовая шкала: положительный поток обозначается интенсивностью движения, равной единице, и кодируется красным цветом; отрицательный поток — интенсивностью движения, равной минус единице, и синим цветом; отсутствие движения — интенсивностью движения, равной нулю, и белым цветом.

В блоке 15 выполняется нормирование



Рис. 2. Универсальный блок «Обработка А-скана»

и кодирование данных массива «Структурное изображение». Сигнал массива нормируется таким образом, чтобы минимальное отличие от ОСВ сигнала составляло 20 раз. Для структурного изображения используется шкала оттенков зеленого: максимальная интенсивность светового поля для каждого отдельного сканирования кодируется зеленым цветом; нулевая интенсивность (нет отражения) – белым цветом; интенсивности в диапазоне от нуля до максимума – промежуточными цветами, вычисленными с помощью интерполяции.

Затем в блоке 16 осуществляется комплексирование структурного изображения и картограммы. Для этого одноименные массивы поэлементно складываются и нормируются под единую цветовую шкалу, включающую в себя все оттенки зеленого для визуализации внутренней структуры биологической ткани, красный и синий цвета для визуализации направления движения потоков жидкостей, а также белый цвет как начало отсчета (нет движения, нет отражения). В результате работы блока формируется массив «Совмещенное изображение».

Для получения структурного и доплеровского изображения по данным одноименных массивов строятся развертки интенсивности (блок 17), работающие с описанными выше шкалами. На этом алгоритм завершается (блок 18).

### Результаты и обсуждение

Предлагаемый алгоритм удалось реализовать в виде специализированного про-

граммного продукта на графическом языке программирования G среды разработки и платформы для выполнения программ LabVIEW. Получено свидетельство о государственной регистрации этой программы для ЭВМ [7].

Для тестирования и отладки программного продукта использовалась простейшая модель кровеносного сосуда [5, 8]. Она представляет собой прозрачную трубку с внутренним диаметром 0,55 мм. Вместо крови использовался 1 % раствор интралипида в воде, по рассеивающим оптическим свойствам похожий на кровь. На рис. 3 приведены: структурное изображение, полученное при сканировании гидродинамической модели (а); картограмма, локализации и направления потока биологической жидкости (б); итоговое изображение (в). Использованное значение ОСВ 10 мм/с, точность  $\pm 5$  мм/с.

После отладки программного продукта проанализировали быстродействие предлагаемого алгоритма. Цветовое доплеровское ОСВ картирование для файла с оцифрованным интерференционным сигналом, состоящим из 60 А-сканов при числе дискретных значений в А-скане, равном 69 000, занимало  $0,5 \pm 0,2$  с в зависимости от настроек программного продукта. Файл исходных данных имел текстовый формат и тип записанных данных П16 (целочисленные знаковые данные). При получении данных использовалось линейное сканирование. Оценка быстродействия производилась на ноутбуке с процессором Intel Core i3-2310M и оперативной памятью SO-DIMM DDR3

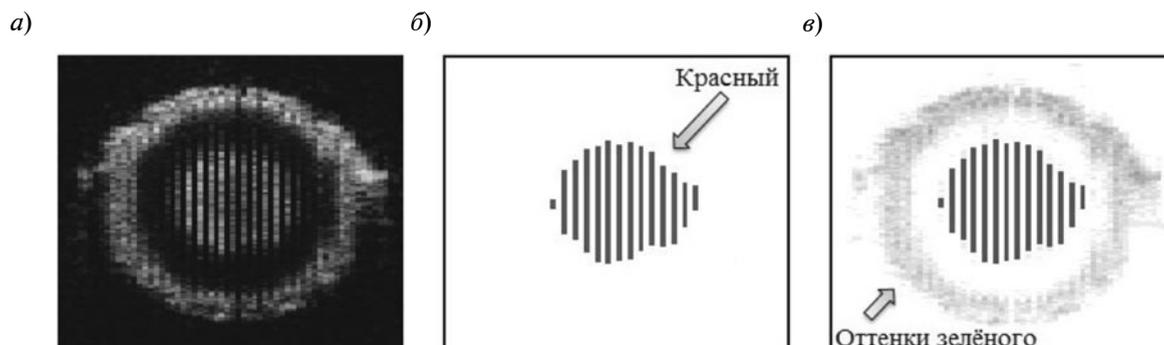


Рис. 3. ОКТ изображения прозрачной трубки с движущимся в ней раствором интралипида в воде: а – исходное структурное изображение; б – цветовая ОСВ картограмма; в – комплексированное изображение

объемом 3 Гб. Высокое быстродействие предлагаемого алгоритма обусловлено наличием в нем параллельных действий и обработкой не всех исходных данных (только частот, соответствующих выбранной скорости). Для сравнения, в тех же условиях работы алгоритму цветового картирования скорости по среднему сдвигу фазы, анализируемому автокорреляционной функцией, потребуется времени на 30 % больше.

Разработан алгоритм цветового доплеровского картирования заранее выбранных скоростей разнонаправленных потоков жидкостей, основанный на методах ОКТ и отличающийся высоким быстродействием и качеством получаемых картограмм (отсутствует  $2\pi$ -неопределенность). Предложенное

цветовое ОСВ картирование позволяет получать анатомические доплеровские карты потоков биологических жидкостей, отражающие функциональное состояние биообъектов в норме и патологии. Алгоритм может применяться не только в ОКТ, но и в УЗИ.

Новизна предлагаемого алгоритма заключается в картировании выбранной пользователем скорости с заранее заданной точностью, на основе разделения спектра интерференционного сигнала на положительную и отрицательную части, выделения с помощью полосовых фильтров необходимых полос частот, построения для них ОСВ изображения, комплексирования этого изображения со структурным.

Работа выполнена в рамках контрактов № 9576 p/14219 и 10741p/16955 по программе У.М.Н.И.К. ФСРМФП в НТС.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Зимняков, Д.А.** Оптическая томография тканей [Текст] / Д.А. Зимняков, В.В. Тучин // Квантовая электроника. —2002. —№ 10. —С. 849–867.
2. **Гундорова, Р.А.** Характеристика изменений органа зрения при ЧС [Текст] / Р.А. Гундорова, О.И. Кваша, Р.А. Нурмамедов // Сб. науч. трудов с междунар. участием: Российский общенациональный форум.—М.: Изд-во «Апрель», 2008. —С. 202–205.
3. **Проскурин, С.Г.** Построение структурного изображения биообъекта с использованием растрового усреднения в оптической когерентной томографии [Текст] / С.Г. Проскурин, А.Ю. Потлов, К.И.С. Галев, С.Н. Абдулкарим // Изв. Южного федерального университета. Технические науки. —2012. —№ 9. —С. 129–134.
4. **Фролов, С.В.** Построение структурных изображений в оптической когерентной томографии [Текст] / С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, С.Г. Проскурин // Св-во о гос. рег. программы для ЭВМ в ФИПС № 2012615095. Зарег. 07.06.2012.
5. **Proskurin, S.G.** One specific velocity visualization in flows with complex geometry [Text]

/ S.G. Proskurin, R.K. Wang; V.V. Tuchin Ed. // Complex Dynamics and Fluctuations in Biomedical Photonics II. —Bellingham (USA), 2005. —Vol. 5696. —P. 129–135.

6. **Гаджиева-Азизова, С.А.** Изменение гемодинамических параметров кровотока в цилиарном теле при осложненной катаракте на фоне оперированной открытоугольной глаукомы [Текст] / С.А. Гаджиева-Азизова, А.Н. Мамедзаде, А.Т. Набиева, У.А. Аббасова // Oftalmoloqiya. —2011. —№ 1 (5). —С. 43–50.

7. **Фролов, С.В.** Цветовое картирование одной выбранной скорости в оптической когерентной томографии [Текст] / С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, С.Г. Проскурин // Св-во о гос. рег. программы для ЭВМ в ФИПС № 2013614222. Зарег. 25.04.2013.

8. **Потлов, А.Ю.** Структурная и доплеровская визуализация поверхностных слоев биологических тканей в оптической когерентной томографии [Текст] // Новые информационные технологии. Тезисы докл. XXI Междунар. студенческой школы-семинара. —М.: Изд-во МИЭМ НИУ ВШЭ, 2013. —С. 236–237.

#### REFERENCES

1. **Zimniakov D.A., Tuchin V.V.** Opticheskaia tomografiia tkanei / Kvantovaia elektronika. —2002. —№ 10. —S. 849–867. (rus)
2. **Gundorova R.A., Kvasha O.I., Nurmamedov R.A.** Kharakteristika izmenenii organa zreniia pri ChS/ Sb. nach. tr. s mezhdunar. uchastiem Ros. obshchenatsional'nyi forum. —Moscow: Izd-vo «Aprel'», 2008. —S. 202–205. (rus)

3. **Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Galeb K.I.S., Abdulkarim S.N.** Postroenie strukturnogo izobrazheniia bioob"ekta s ispol'zovaniem rastrovogo usredneniia v opticheskoi kogerentnoi tomografii / Izvestiia Iuzhnogo federal'nogo un-ta. Tekhnicheskie nauki. —2012. —№ 9. —S. 129–134. (rus)

4. **Frolov S.V., Potlov A.Yu., Proskurin S.G.** Postroenie strukturnykh izobrazhenii v opticheskoi

kogerentnoi tomografii; Sv-vo o gos. reg. programmy dlia EVM v FIPS № 2012615095. Zareg. 07.06.2012. (rus)

5. **Proskurin S.G., Wang R.K.** One specific velocity visualization in flows with complex geometry/ Complex Dynamics and Fluctuations in Biomedical Photonics II, Valery V. Tuchin Editor. –Bellingham (USA), 2005. –Vol. 5696. –P. 129–135.

6. **Gadzhieva-Azizova S.A., Mamedzade A.N., Nabieva A.T., Abbasova U.A.** Izmenenie gemodinamicheskikh parametrov krovotoka v tsiliarnom tele pri oslozhnennoi katarakte na fone operirovannoi otkrytougol'noi glaukomy / Oftalmologiya. –2011.

–№ 1 (5). – S. 43–50. (rus)

7. **Frolov S.V., Potlov A.Yu., Proskurin S.G.** Tsvetovoe kartirovanie odnoi vybrannoi skorosti v opticheskoi kogerentnoi tomografii / Sv-vo o gos. reg. programmy dlia EVM v FIPS № 2013614222. Zareg. 25.04.2013. (rus)

8. **Potlov A.Yu.** Strukturnaia i doplerovskaia vizualizatsiia poverkhnostnykh sloev biologicheskikh tkanei v opticheskoi kogerentnoi tomografii /Novye informatsionnye tekhnologii. Tezisy dokl. XXI Mezhdunar. studencheskoi shkoly-seminara.–Moscow: Izd-vo MIEM NIU VShE. –2013. –S. 236–237. (rus)

---

**ПОТЛОВ Антон Юрьевич** – аспирант кафедры биомедицинской техники Тамбовского государственного технического университета.

393251, Россия, Тамбовская обл., г. Рассказово, ул. Клубная, д. 22.

E-mail: zerner@yandex.ru

**POTLOV, Anton Yu.** Tambov State Technical University.

393251, Klubnaya Str. 22, Rasskazovo, Tambov region, Russia.

E-mail: zerner@yandex.ru

**ПРОСКУРИН Сергей Геннадьевич** – докторант кафедры биомедицинской техники Тамбовского государственного технического университета, доцент, кандидат физико-математических наук.

392027, Россия, г. Тамбов, ул. Рылеева, д. 79.

E-mail: spros@tamb.ru

**PROSKURIN, Sergey G.** Tambov State Technical University.

392027, Ryleeva Str. 79, Tambov, Russia.

E-mail: spros@tamb.ru