

ЗАВИСИМОСТЬ СТАНДАРТНОГО ОТКЛОНЕНИЯ ШИРИНЫ ДОПЛЕРОВСКОГО СПЕКТРА ОТ АБСОЛЮТНОГО ЗНАЧЕНИЯ СКОРОСТИ

Галев К. И. С., Петров Д. А., Абдулкарим С. Н., Проскурин С. Г.

ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет», Тамбов, kamalchik@gmail.com

Представлена методика определения скорости потока жидкости на основе доплеровской оптической когерентной томографии, при которой определение значения доплеровского угла производится с помощью измеренных значений продольной и поперечной скорости потока. Проведенное исследование показывает хорошее соответствие предустановленных и полученных в результате измерений значений скорости потока и доплеровского угла. Результаты сравнения показали, что после растрового усреднения и цифровой фильтрации ошибка становится не более 5–10 %. Данное сравнение показало, что этот метод можно применять в различных частях потока. Эксперимент подтвердили, что его можно применять и в случае измерения трёх координат скорости.

Ключевые слова: Оптическая когерентная томография, эффект Доплера, доплеровский угол, скорость кровотока.

DEPENDENCE OF STANDART DEVIATION OF DOPPLER SPECTRA BROADENING FROM THE SPEED ABSOLUTE VALUE

Ghaleb K. E. S., Petrov D. A., Abdulkareem S. N., Proskurin S. G.

Tambov State Technical University, Tambov, kamalchik@gmail.com

The method of determining the fluid flow velocity based on the Doppler optical coherence tomography, in which the definition the value of the Doppler angle is performed using measured values of longitudinal and lateral velocity. The performed study shows good agreement of the preset values of the flow speed and the Doppler angle with the measured ones. The obtained comparison results have shown that after the raster averaging and digital filtering the error becomes no more than 5–10 %. It has also shown that this method is applicable in different parts of the flow. Experimental part has confirmed that this technique works in the three dimensional case as well.

Keywords: Optical coherence tomography, Doppler effect, Doppler angle, blood flow.

Доплеровская оптическая когерентная томография (ДОКТ) – методика получения информации о потоке жидкости, которая сочетает принципы Доплеровской лазерной анемометрии и оптической когерентной томографии. ДОКТ является эффективным не инвазивным методом получения информации о потоке крови в сердечнососудистой системе человека. Данная методика основана на волновых свойствах света, который по мере прохождения в тканях отражается от частиц движущегося потока [4,8].

Для проведения ДОКТ исследований в простейшем случае используется интерферометр Михельсона, в котором электромагнитное излучение разбивается на две части, одна из которых идет в опорное плечо, где установлено зеркало,двигающееся с постоянной скоростью, а вторая направляется в объектное плечо, где располагается исследуемый объект. После отражения от зеркала в опорном плече и от различных оптических неоднородностей в плече образца световые пучки снова соединяются вместе, что приводит к возрастанию интерференции, в том случае, если разница длин оптических путей пучков меньше чем длина когерентности [1,4,5]. Если же оптическая неоднородность в плече образца также двигается с

некоторой постоянной скоростью, то интерференционный сигнал претерпевает доплеровский сдвиг, f_D , который пропорционален искомой скорости потока v_s :

$$f_D = 2v_s \cos(\alpha_d) / \lambda ,$$

где λ – длина волны источника излучения, а α_d – угол между направлением освещения и вектором скорости (Доплеровский угол) [7,9].

Классическая методика ДОКТ ограничена тем, что для определения значения скорости необходимо знать точное значения доплеровского угла, что довольно затруднительно при исследовании сильно рассеивающих сред, таких как кожные покровы или сетчатка глаза человека, изучение которых является одним из первостепенных приложений данной методики. Даже в случае простейших измерений скорости потока *in vitro*, неправильная оценка доплеровского угла может привести к 50 % ошибке полученных значений. Для решения данной проблемы ранее уже были предложены различные подходы, один из которых предполагает использование призмы Волластона в плече образца интерферометра для точного измерения доплеровского угла. Применение данного метода оказалось довольно затруднительным, так как равенство оптических путей в каждом канале на практике является зачастую недостижимым. Также для оценки поперечной скорости без предварительного определения доплеровского угла предлагалось использовать уширение доплеровского спектра, возникающее при пересечении частицами потока светового пучка, что, впрочем, не позволяет оценить действительную скорость потока, так как продольная составляющая скорости при этом не учитывается. Соответственно разработка методики получения скорости потока, не требующей знания доплеровского угла до проведения исследования, или позволяющей точно оценить его, является одним из важнейших шагов, необходимых для дальнейшего развития ДОКТ [10,11,13].

В представленной работе описаны методы, которые позволяют определить значение скорости потока жидкости, минуя указанные ограничения, накладываемые стандартными принципами ДОКТ. При этом для вычисления доплеровского угла используется среднеквадратическое отклонение σ уширения доплеровского спектра, что в совокупности с представленным способом фильтрации позволяет повысить точность исследования и преодолеть некоторые специфические ошибки, которые могут возникать при использовании описываемой методики.

Материалы и методы исследования

Двумерный вектор скорости может быть получен с помощью двух его компонентов, которые представляют собой проекции вектора полной скорости V на направление двух пересекающихся осей (рис. 1). Измерение данных компонентов u_1 и u_2 получают путем двух

последовательных измерений в положениях № 1 и № 2, отстоящих друг от друга на расстоянии d . При известном расстоянии между положениями вектор скорости может быть представлен как:

$$|V| \cos \beta = u_1$$

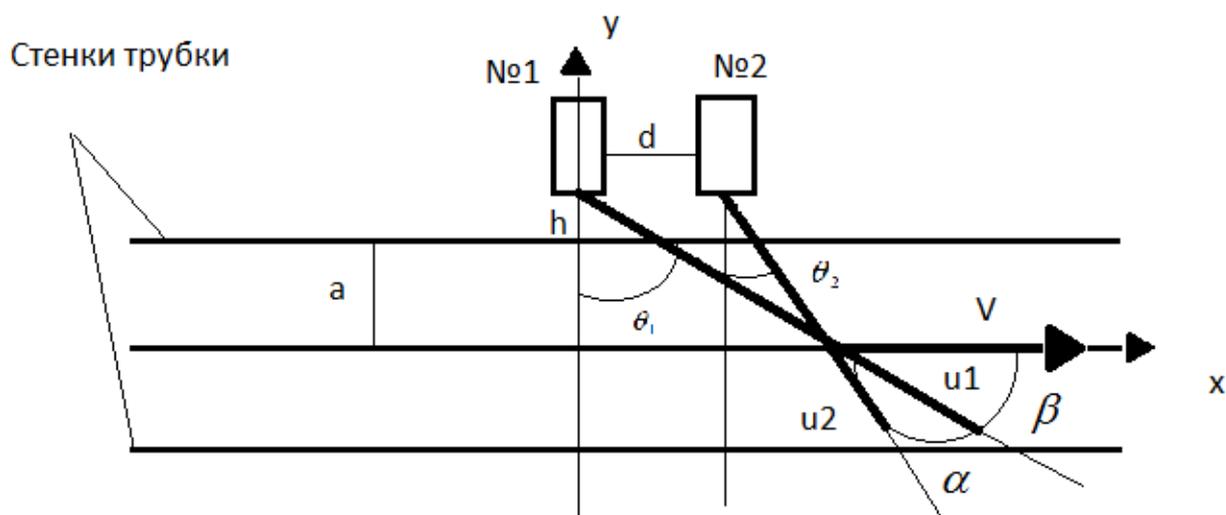


Рис. 1. Схематическое изображение экспериментальной модели исследования потока

$$|V| \cos(\alpha + \beta) = u_2$$

где α – представляет разность углов θ_1 и θ_2 , β а V выражаются как:

$$\beta = a \tan \left(\cot \alpha - \frac{u_1}{u_2 \sin \alpha} \right)$$

$$|V| = \frac{u_1}{\cos \left[\alpha + a \tan \left(\cot \alpha - \frac{u_1}{u_2 \sin \alpha} \right) \right]}$$

Если расстояние d недостаточно велико, ошибка измерения величины и направления потока может быть слишком большой, так как значение угла α может быть близко к нулю и направление вектора скорости V с помощью представленных выражений может быть рассчитано неверно. В то же время, это расстояние должно быть настолько мало, насколько это возможно, так как иначе данный подход может оказаться неприменим для исследования кровотока в сердечнососудистой системе человека [2,6,12].

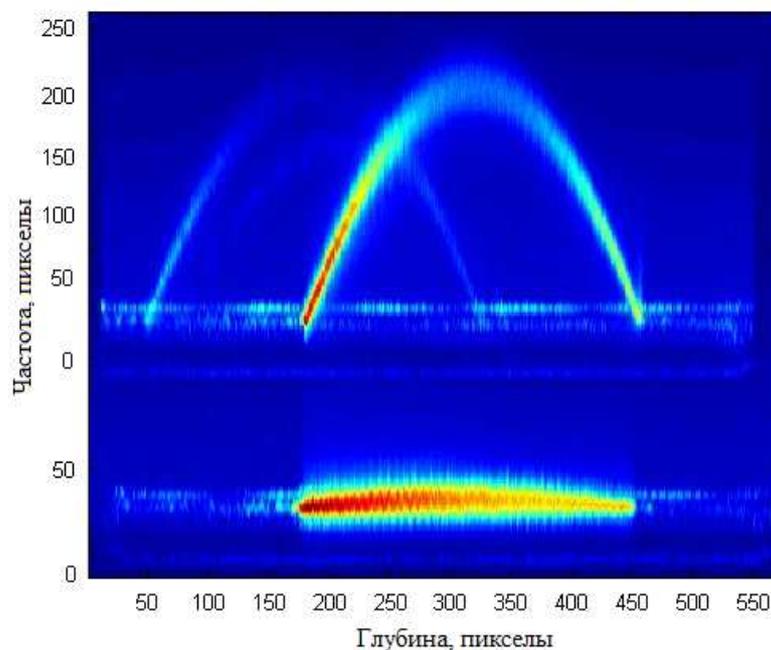
Анализ эффективности применяемой методики проводился посредством соответствующего эксперимента, при котором производилось измерение скорости течения жидкости в прозрачном сосуде. В качестве источника излучения использовался суперлюминесцентный диод, длина волны излучения которого составляет $\lambda=1300$ нм,

мощность 0.5 мВт, ширина оптического спектра $\Delta\lambda=50$ нм. Скорость сканирования в опорном плече составляет 2 мм/с, частота дискретизации АЦП – 50 кГц. В качестве потока использовалась жидкость с оптическими характеристиками, эквивалентными оптическим характеристикам крови, пропущенная через цилиндрический капилляр диаметром 1 мм. Скорость потока регулировалась насосом в пределах 15–40 мм/с, со значением доплеровского угла 84° . Диаметр фокусного пятна используемой фокусирующей линзы составляет 40 мкм, конфокальный параметр 1.5 мм. Для приближения экспериментальных условий к реальным, использован цифровой гауссовский шум, значение которого составляет 5–10 % от максимального значения полученной амплитуды.

Результаты и обсуждение

Спектрограмма полученного сигнала представлена на верхней части рис. 2а. Можно отметить появление артефактов и шумов различной природы, в частности возникновение отраженной составляющей, которая имеет такую же амплитуду и σ как и измеренный сигнал, а также аддитивного шума на частотах 2.5–4.5 кГц, что ведет к некорректному определению центроида (средневзвешенной скорости) доплеровских спектров и σ (рис. 2б), поэтому дополнительная компьютерная обработка результатов является необходимой.

а)



б)

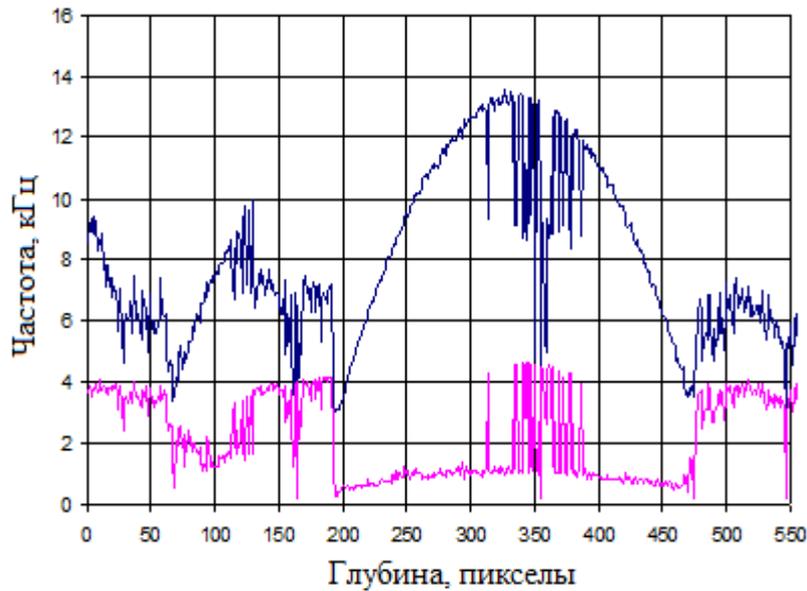


Рис. 2. Спектрограммы полученного сигнала при доплеровском угле 84° (сверху) и при перпендикулярном сканировании (снизу) (а); центры доплеровских спектров (синий) и σ (красный) (б)

Одним из важных этапов компьютерной обработки является усреднение по соседним А-сканам. После усреднения значение отношения С/Ш возрастает в несколько раз пропорционально числу усредненных А-сканов. Данная процедура позволяет избавиться от дополнительно смоделированного гауссовского шума. При увеличении числа усредненных А-сканов соотношение С/Ш будет линейно возрастать до определенного предела, но при исследованиях *in vivo* усреднение целесообразно проводить только по небольшому числу N соседних А-сканов, так как информация о скорости потока в небольших капиллярах при усреднении будет потеряна, если N велико [3]. Также для устранения шумов использовался регрессионный анализ и частотная фильтрация (спектральное вычитание). Полученные после обработки центры и σ представлены на рис. 3.

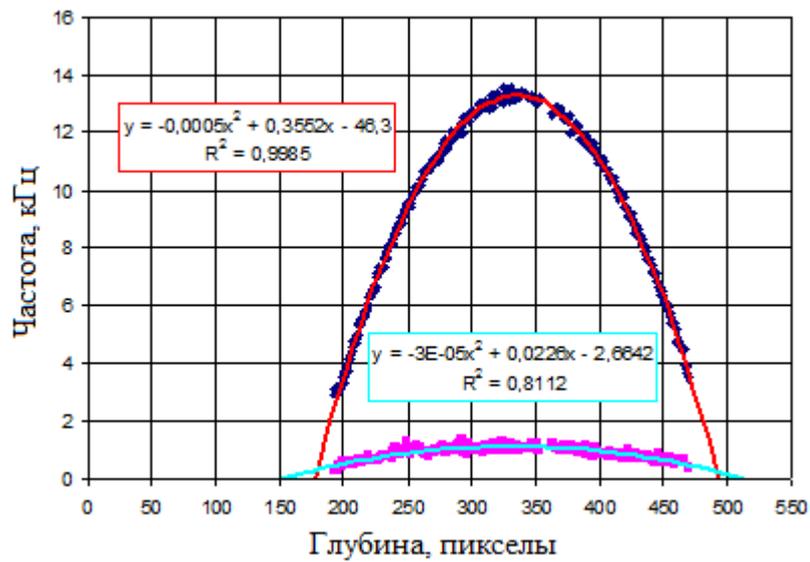
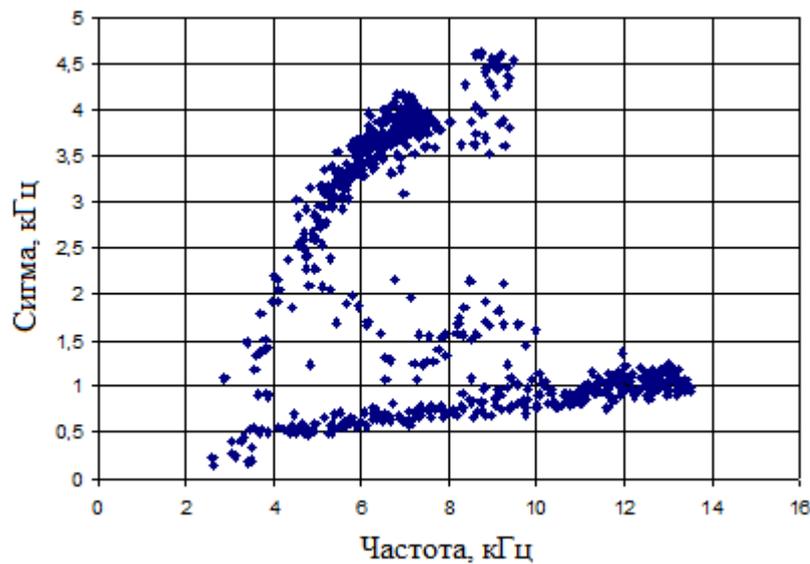


Рис. 3. Центроиды доплеровских спектров и σ после компьютерной обработки

Программная обработка сигнала позволяет удалить большую часть аддитивного шума на частотах 2.5–4.5 кГц, не повреждая при этом информации об искомом сигнале, что позволяет более точно локализовать местонахождения начала и конца параболического профиля.

Определение доплеровского угла производится путем построения зависимости σ от частоты с помощью регрессионного анализа (рис. 4).

а)



б)

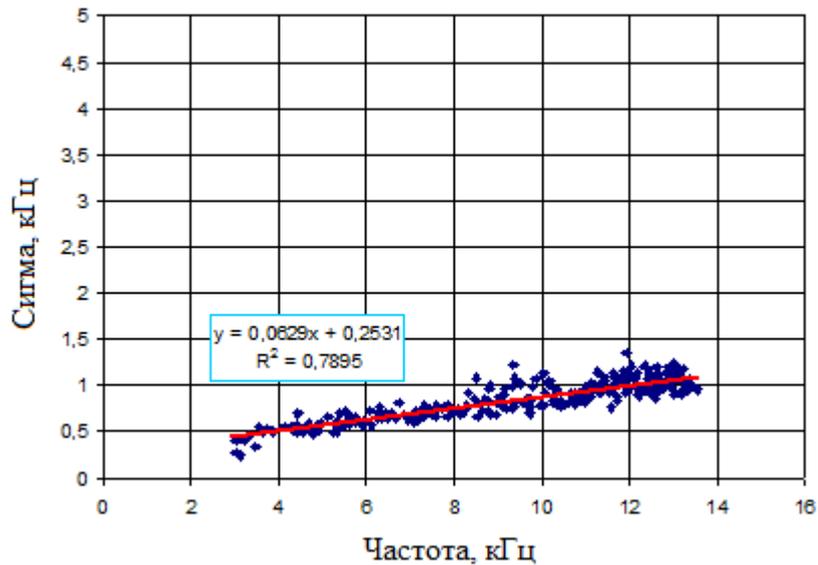


Рис. 4. Зависимости σ от частоты до (а) и после фильтрации помех (б).

Регрессионный анализ (красная линия) даёт хорошее соответствие, $R^2 \sim 0.8-0.9$

Важной особенностью представленной методики является то, что значение скорости потока может быть получено даже в том случае, если направление зондирующего пучка перпендикулярно направлению потока, что в классической ДОКТ технике сделать невозможно. В этом случае значение продольной скорости будет равно нулю, а уширение доплеровского спектра будет возникать по причине ограниченного времени пролёта и флуктуаций интерференционной картины, вызываемых частицами, движущимися через зондирующий пучок. Спектрограмма сигнала, получаемого при перпендикулярном сканировании, представлена в нижней части рисунка 2а, а доплеровские центры и σ на рис. 5.

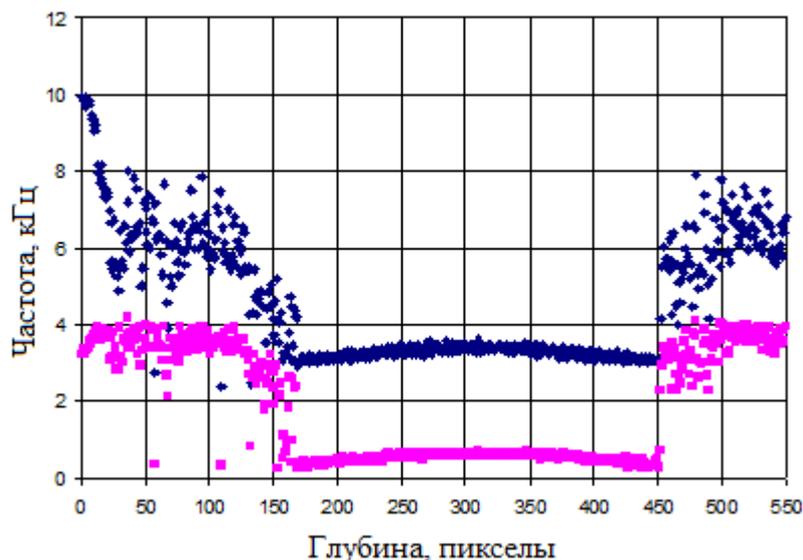


Рис. 5. Центриды доплеровских спектров и σ при перпендикулярном сканировании

Измеренные значения скорости и доплеровского угла соответствуют предустановленным с погрешностью 5–10 %.

Заключение

Результат данного исследования показывает, что представленная методика доплеровской оптической когерентной томографии, объединённая с цифровой обработкой сигнала спектральным вычитанием, усреднением и медианной фильтрацией позволяет с большой точностью определить значение скорости потока и доплеровского угла без использования призмы Волластона или иных методов вычисления скорости, требующих предварительного знания величины доплеровского угла. Следующим логичным шагом исследования является применение данной методики для исследования потоков *in vivo*, что позволит оценить возможность коммерческого применения представленных методов.

Список литературы

1. Галёв К.И.С., Потлов А.Ю., Абдулкарим С.Н., Проскурин С.Г. Особенности когерентного зондирования биологической ткани // Физико-математические науки и информационные технологии: теория и практика: материалы международной заочной научно-практической конференции (26 ноября 2012 г.). – Новосибирск: Изд. «СибАК», 2012. – 154 с. С.125-129.
2. Захидов А.Б., Ходжаев Н.С., Нерсесов Ю.Э. ОКТ-исследование зоны хирургического вмешательства после микро-инвазивной непроникающей глубокой склерэктомии с коллагеновым имплантом // Актуальные проблемы офтальмологии. Всерос. науч. конф. молодых ученых, 4-я: сб. науч. работ. – М., 2009. – С. 135-136.
3. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Галёв К.И.С., Абдулкарим С.Н. Построение структурного изображения биообъекта с использованием растрового усреднения в оптической когерентной томографии // «Медицинские информационные системы» МИС-2012, Таганрог, 17–20 сентября 2012 г.
4. Родин А.С. Оптическая когерентная томография при макулярных отверстиях. Роль метода в дифференциальной диагностике и оценке эффективности лечения // Офтальмология 2005; 2(2): 13-19.
5. Руководство по оптической когерентной томографии / под ред. Н.Д. Гладковой, Н.Д. Шаховой, А.М. Сергеева. – М.: Физматлит, Медкнига, 2007.

6. Саакян С.В., Нероев В.В., Юровская Н.Н. Оптическая когерентная томография опухолеассоциированных изменений сетчатки при новообразованиях хориоидеи // Российский офтальмологический журнал. – 2009. – № 2. – С.35-41.
7. Стрельцова О.С., Гладкова Н.Д., Киселева Е.Б., Карабут М.М., Тарарова Е.А., Юнусова К.Э., Крупин В.Н., Загайнова Е.В. Неинвазивная диагностика рака мочевого пузыря методом кросс-поляризационной оптической когерентной томографии: клинические результаты // Онкоурология. – 2010; (3):25-32.
8. Шпак А.А., Яровой А.А., Магарамов Д.А., Булгакова Е.С. Оптическая когерентная томография в диагностике изменений сетчатки при пигментных опухолях хориоидеи // Вестник Офтальмологии. – 2009. – № 6. – С. 8-10.
9. Bouma V. Handbook of Optical Coherence Tomography. – NY: Taylor & Francis, 2001. – 756 p..
10. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. New approach to cross-polarized optical coherence tomography based on orthogonal arbitrarily polarized modes. Laser Phys Lett 2006; 3(9): 445-51.
11. Tominaga A., Atsuya Miki, Yamazaki Y. et al. The assessment of the filtering bleb function with anterior segment optical coherence tomography // J Glaucoma. – 2010. – № 19. – P 551-555.
12. Torres V.L., Brugnoli N., Kaiser P.K., Singh A.D. Optical Coherence Tomography Enhanced Depth Imaging of Choroidal Tumors // Am J Ophthalmol. – 2011. – No. 151(4):586-593.
13. Wojtkowski M. “High-speed optical coherence tomography: basics and applications” Appl. Opt., Vol. 49, No. 16, D30-D61 (2010).

Рецензенты:

Фролов С.В., д.т.н., зав. кафедрой «Биомедицинская техника», ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет», г. Тамбов;

Туголуков Е.Н., д.т.н., профессор кафедры «Техника и технологии производства нанопродуктов», ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет», г. Тамбов.