

УДК 004.942

## ЦВЕТОВОЕ КАРТИРОВАНИЕ РАЗНОНАПРАВЛЕННЫХ ПОТОКОВ В ДОПЛЕРОВСКОЙ ОКТ

Галеб К.И.С., Проскурин С.Г.

ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет»,  
Тамбов, e-mail: kamal@tamb.ru

Описан метод знаочувствительного картирования заданного диапазона скоростей, основанный на принципах оптической когерентной томографии (ОКТ). Развитие методов ОКТ с использованием эффекта Доплера получило название оптическая доплеровская томография (ОДТ). Приборы последнего поколения для проведения оптической когерентной диагностики имеют непосредственное отношение к спектральным доплеровским системам. Управление данным способом осуществляется с помощью выбора для картирования величины одной выбранной скорости (ОСВ) и её точности. В результате обработки соответствующих частей спектра сигнала и их выделения получают структурное и два ОСВ изображения. Одно ОСВ изображение для положительно направленного движения потока частиц, другое для отрицательного движения потока частиц. Результат представляет собой изображение, которое может быть использовано в качестве доплеровских эквивалентных медицинских изображений в норме и патологии.

**Ключевые слова:** оптическая когерентная томография (ОКТ), доплеровская ОКТ, несущая частота сигнала, одна выбранная скорость (ОСВ)

## COLOR MAPPING OF FLOWS WITH OPPOSITE DIRECTIONS USING DOPPLER OCT

Ghaleb K.E.S., Proskurin S.G.

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

Sign-sensitive method for a given speed range mapping, based on the principles of optical coherence tomography (OCT) is described. Development of the OCT methods with use of effect of Doppler was gained by the name the optical Doppler tomography (ODT). Devices of the last generation for carrying out optical coherent diagnostics have a direct bearing on spectral Doppler systems. This method utilizes mapping of predetermined one specific velocity (OSV) and its accuracy. As a result of the processing of the corresponding parts of the signal one can obtain structural and two OSV images. One OSV image corresponds to the positive direction of the flow and the other for the negative direction. The resultant image can be used as Doppler equivalent medical charts in the norm and in the pathology.

**Keywords:** Optical Coherence Tomography (OCT), Doppler OCT, carrier frequency, One Specific Velocity (OSV)

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – метод неинвазивного исследования тонких слоёв кожи и слизистых оболочек, глазных и зубных тканей человека [1]. Принцип действия ОКТ такой же как и у ультразвукового исследования (УЗИ), но в ОКТ используют отражённое оптическое излучение ближнего инфракрасного диапазона, а не акустические волны [2]. Применяемая ОКТ в ряде медицинских направлений, исследователи получают важную диагностическую информацию. Развитие методов ОКТ с использованием эффекта Доплера получило название оптическая доплеровская томография (ОДТ). Оптическая когерентная доплеровская томография является одним из современных методов, которые позволяют использовать и измерять скорость потоков биологических жидкостей.

В основе оптического когерентного доплеровского томографа лежит интерферометр Майкельсона [1, 3]. ОДТ базируется на регистрации отраженных и рассеянных фотонов. Это достигается использованием

широкополосных источников света, например суперлюминесцентных диодов. Полезный сигнал формируется за счет интерференции света, который рассеивается из малой измерительной области и смешивается с опорным излучением. Продольный размер этой области определяется длиной когерентности зондирующего пучка источника излучения. Рассеянные фотоны дают сигнал с определённым доплеровским сдвигом частоты. Он зависит от скорости движения рассеивающих частиц. Для обработки минимизации и устранения искажений необходимо провести исследования распределений фотонов, которые вносят свой вклад в интерференционный сигнал, и оценить степень их влияния на формируемое ОКТ изображение.

Приборы последнего поколения для проведения оптической когерентной диагностики имеют непосредственное отношение к спектральным доплеровским системам. Они имеют скорости регистрации сигнала, в тысячи раз превышающие скорости са-

мых быстрых систем предыдущего поколения (ОКТ во временной области). Оптические когерентные томографы с быстрой ПЗС-камерой позволяют получать изображения высокого качества с большой эквивалентной несущей частотой (10–100 МГц). В таких системах знак скорости прямо пропорционален сдвигу фазы интерферограммы внутри огибающей А-скана. При этом большинство исследователей отмечают повышение информативности метода из-за того, что выросло аксиальное разрешение (от 5 до 3 микрон) [3, 4]. Большинство современных приборов имеют программное обеспечение, которое позволяет обрабатывать изображения в режиме 3D и поддерживает алгоритмы пространственного моделирования. Доплеровские ОКТ системы могут регистрировать модулированный движущимися частями сигнал но, как правило, они регистрируют направление и величину фазового сдвига А-скана и называются цветовыми ОКТ по аналогии с цветовыми УЗИ приборами [4, 5].

В ОКТ и УЗИ используется сигнал, который отражается от границ тканей с разной оптической плотностью. Сравнивая несущие частоты А-сканов, измеренных для движущихся и неподвижных объектов, можно получить спектры этих частот и собственно доплеровские спектры. Исследование знакопеременных потоков биологических жидкостей на основе отрицательного или положительного сдвига несущей частоты было описано и применено ранее [6, 7].

В данной работе представлены результаты 2D цветового доплеровского картирования потока со сложной геометрией при помощи обработки сигнала в среде MATLAB.

### Материалы и методы исследования

В эксперименте используется двумерное изображение, которое получается при объединении и обработке нескольких А-сканов. В эксперименте был использован волоконно-оптический интерферометр Майкельсона. Объектом исследования являлся наклонный капиллярный вход [7]. Скорость движения потока обычно не превышает нескольких десятков миллиметров в секунду. При сравнении несущей частоты А-сканов, измеренных для движущихся и неподвижных жидкостей, получаются доплеровские спектры, которые пропорциональны исследуемым скоростям потока. Методика исследования знакопеременных потоков жидкостей была перенесена с УЗИ на ОКТ. В оптической когерентной томографии доплеровский сдвиг частоты представляется как

$$f_D = \frac{\overline{\Delta\phi}}{2\pi \cdot T_A}$$

где  $T_A$  – временной интервал между соседними А-сканами;  $\Delta\phi$  – среднее изменение фазы.

Выбор полосы пропускания фильтра даёт возможность измерять точность выделения скорость  $V$ . Скорость потока находится по формуле

$$V = \frac{\lambda \cdot f_D}{2n \cdot \cos(\alpha)},$$

где  $\lambda$  – центральная длина волны источника излучения;  $n$  – показатель преломления среды,  $\alpha$  – угол наклона потока (доплеровский угол).

Исходная матрица данных для цветового доплеровского картирования структурного ОКТ изображения имеет вид:  $x[k, m]$ , где  $m$  – номер А-скана;  $k$  – номер дискретного отсчета в А-скане. После разделяющей обработки на чётные и нечётные части получаются две двумерные функции:  $x_{odd}[k, m]$ , которая соответствует положительному сдвигу, и  $x_{even}[k, m]$ , которая соответствует отрицательному сдвигу несущей частоты. После цифровой полосовой фильтрации  $x[k, m]$ ,  $x_{odd}[k, m]$ ,  $x_{even}[k, m]$  подвергаются разделяющей обработке по А-сканам. Затем для каждого А-скана выполняется оконное преобразование Фурье (STFT) с оконной функцией Хемминга. Впоследствии при помощи преобразования выделяются огибающие немодулированного сигнала.

Положительной части доплеровского спектра соответствует положительное направление потока, симметричной ей отрицательной части полосы частот доплеровского спектра соответствует отрицательное направление скорости потока. В результате этих операций и после фильтрации от помех А-сканы вновь становятся одномерными функциями, а их совокупности  $x[r, m]$ ,  $x_{odd}[r, m]$  и  $x_{even}[r, m]$  – двумерными полноценными В-сканами, т.е. структурными доплеровскими изображениями, полученными выделением полосы частот при помощи фильтра Бесселя. [6]. Доплеровский сдвиг считается положительным, когда поток рассеивающих частиц движется к детектору, доплеровский сдвиг считается отрицательным, когда поток движется в противоположную сторону, от детектора.

Изображение потока при доплеровском картировании появляется в виде полос окрашенного синим и красным цветом на черно-белом фоне изображения биомедицинского объекта. Доплеровское картирование отображает  $\phi$ , фазу, и,  $v$ , частоту регистрируемого сигнала от подвижных объектов. На нечётных А-сканах всегда видно положительный сдвиг несущей частоты, на чётных наоборот – отрицательный. Если изменить частоту среза полосового фильтра, то можно автоматически определять знак модуля выбранной скорости [4, 6]. На рис. 1 приведены структурное ОКТ изображение пластиковой трубки, диаметр которой составляет 0,5 мм, и А-скан одной выбранной линии.

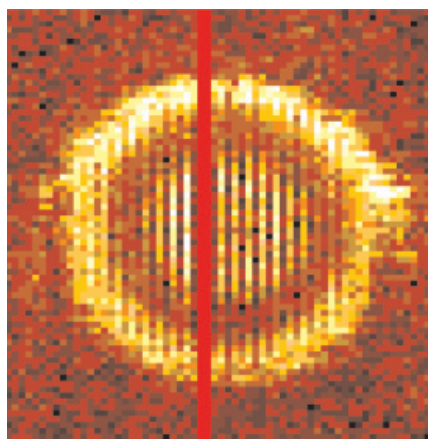
### Результаты исследования и их обсуждение

В данной работе используется цветное картирование значения доплеровского сдвига несущей частоты. Этот метод обеспечивает визуализацию одной выбранной скорости (ОСВ) потока крови по сосудам. В данном методе красным цветом представлены 2D изображения потока, направленного к детектору, а синим – потока направленного от датчика. Полученное изображение скорости потока частиц накладывается на монохромное двумерное структурное

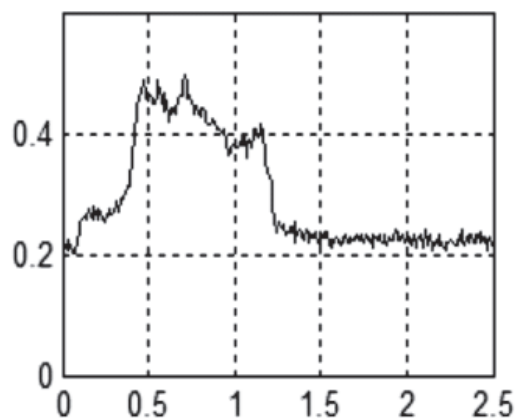
изображение стенок сосудов в исследуемом участке. Исследования с помощью данного метода позволяют определить не только ОСВ карты скоростей потока частиц, но и структуру сосуда.

В доплеровском ОСВ картировании при измерении угла сканирования по отношению к расположению оси сосуда происходит искажение результатов измерения скорости потоков. Скорости по-

токов в сосудах расположенных перпендикулярно к зондирующему излучению не могут быть визуализированы. ОСВ картирование происходит, если сосуды расположены под углом  $10\text{--}15^\circ$ . На рис. 1 видны несколько полос, соответствующих потоку жидкости. При малых отклонениях от  $90^\circ$  проекция скорости мала, а следовательно, и мала величина доплеровского сдвига.



а



б

Рис. 1. Структурное изображение потока и стенок сосуда (а); А-скан выбранной линии (показан красным) (б)

С помощью обычного исследования можно определить угол между направлением потока частиц и направлением на детектор излучения. Достаточно наклонить ось датчика относительно сосуда, сразу же появится возможность определить скорость потока частиц. При незначительном отклонении от  $90^\circ$  скорость потока частиц мала, а значит, и мала величина доплеровского сдвига. Поэтому важно подбирать наибольшую величину несущей частоты сигнала. Из этого следует, что, подбирая доплеровский угол и уменьшая несущую частоту, можно увеличить точность регистрации доплеровского сдвига и, соответственно, точность измеряемой скорости. Чем больше несущая частота регистрируемого сигнала, тем ниже точность определения скорости.

Кроме этого, доплеровский сдвиг несущей пропорциональной проекции скорости, и в левых и правых крайних точках участка сосуда он также будет различен. В режиме цветового доплеровского картирования следует учитывать некоторые особенности получения цветного изображения. Сдвиг несущей частоты и её доплеровские спектры, соответствующие скорости потока, определяются путём численной автомати-

зированной обработки регистрируемого сигнала в среде MATLAB.

Если зондирующий луч перпендикулярен оси сосуда, то доплеровскую информацию получить невозможно. Такая ситуация, например, появляется при зондировании кровеносных сосудов сетчатки глаза. Наоборот, если исследуемые сосуды расположены под углом больше  $30\text{--}60^\circ$ , то может возникнуть дополнительная потеря информации и большие ошибки при численной обработке сигнала. Если частота дискретизации интерферограммы превышает максимальную частоту доплеровского сдвига точно вдвое, то может иметь место неоднозначность определения спектров и соответствующих скоростей потоков жидкости.

Заметим, что в диагностических приборах определяется не сама частота, а её разность. Эта разность и является доплеровским сдвигом частоты, несущим информацию о скорости. На рис. 2 приведены структурные ОКТ изображения для чётных и нечётных А-сканов. Из рисунка видно, что на нечётных А-сканах всегда наблюдался положительный сдвиг несущей частоты, а на чётных – отрицательный. Изменяя частоту среза цифрового полосового фильтра,

можно вычислить не только модуль скорости, но и её знак. Разделение структурного изображения на чётные и нечётные А-сканы

приводит к непосредственному выделению и наблюдению положительных и отрицательных сдвигов в спектре сигнала.

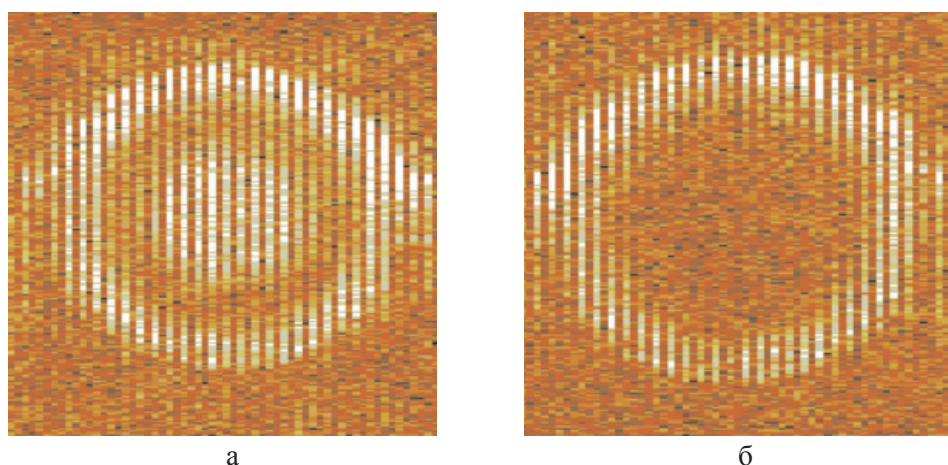


Рис. 2. Структурное и доплеровское ОКТ изображение для чётных (а) и нечётных (б) А-сканов параболического потока жидкости в трубке диаметром 0,5 мм

При увеличении скорости потока цвета становятся более светлыми. Низкие скорости изображаются тёмно-синими и тёмно-красными тонами. В настоящее время существует возможность использовать разные режимы, а именно: на двумерное чёрно-белое изображение исследуемого объекта можно программно наложить цветное доплеровское изображение. Это называется комплексирование.

Часто в биомедицинских исследованиях невозможно оценить доплеровский угол исследуемых потоков жидкости. Иногда врачу

и не нужно определять угол и точную скорость потока, а достаточно только оценить направление его движения по доплеровскому сдвигу несущей или по сдвигу фазовой скорости.

На рис. 3 показаны результаты экспериментов с наклонным капиллярным входом, позволяющим получить и визуализировать знакопеременный поток со сложной геометрией. Красным и синими цветами показаны не только направления движения частиц в потоке, но и соответствующие заранее выбранные скорости.

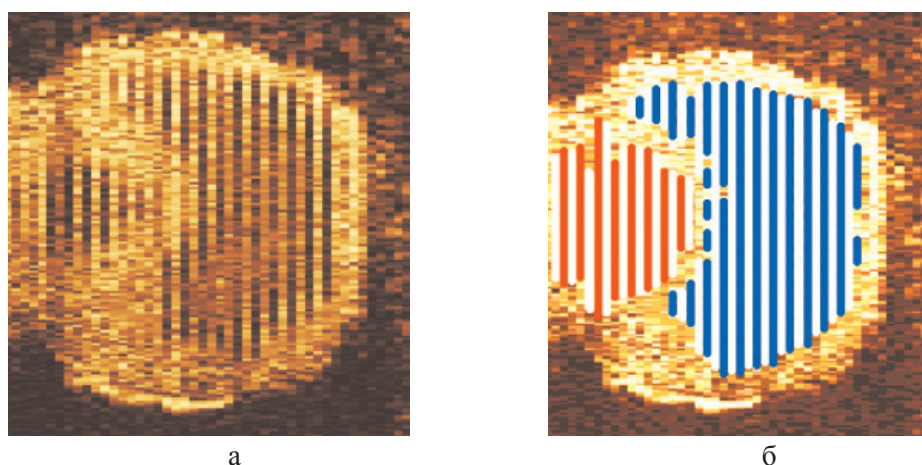


Рис. 3. Исходное структурное изображение потока со сложной геометрией (а) и цветное доплеровское ОСВ картирование (б)

Сканирование осуществляется в плоскости, которая перпендикулярна плоскости рисунка и оси гидродинамического фанто-

ма. Полученный сигнал содержит информацию о неподвижных стенках, а также положительно и отрицательно направленных

потоках. Выбор среднего значения частот аналогового и цифрового фильтра позволяет реализовать 2D картирование заранее выбранной скорости с заранее заданной точностью. Заметим, что можно использовать чёрно-белое ОСВ представление, т.к. цвет показывает только направление. В данной реализации сама скорость задаётся количественно и определяется заранее. Интенсивность окрашивания можно связать с величиной скорости движения потока, но такая задача в данной работе не ставилась.

### Заключение

В данной работе применён способ цветного доплеровского картирования, окрашивания структурного ОКТ изображения. Исходные данные разделяются на три части и соответствуют (I) неподвижному объекту, (II) положительно и (III) отрицательно направленному потоку.

При помощи цветного доплеровского картирования можно измерить и визуализировать заранее выбранную скорость, оценить направление и характер кровотока. Применённый алгоритм даёт возможность изображения эквискоростных карт движущихся потоков биологических жидкостей при помощи оптических (ОКТ) и ультразвуковых (УЗИ) методов.

### Список литературы

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // *Квантовая электроника*. – 2002. – № 32(10). – С. 849–867.
2. Куликов В.П., Могозов А.В., Граф Е.В., Смирнов К.В. Энергетическая доплерография в диагностике патологической извитости брахиоцефальных артерий // *Визуализация в клинике*. – 1995. – № 7. – С. 13–16.
3. Гладкова Н.Д. Оптическая когерентная томография в ряду методов медицинской визуализации: курс лекций. – Н. Новгород: изд-во ИПФ РАН, 2005.
4. Yang V.X.D., Gordon M.L., Mok A., Zhao Y., Chen Z., Cobbold R., Wilson B.C., Vitkin I.A., Application of the Kasai velocity estimator and histogram segmentation for resolution improvement and motion suppression in phase-resolved optical Doppler tomography // *Optics Communications*. – 2008. – P. 209–14, 002.
5. White B.R., Pierce M.C., Nassif N., Cense B., Park B.H., Tearney G.J., Bouma B.E., Chen T.C., de Boer J.F. In-vivo dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical Doppler tomography, *Opt. Express*. – 2003. – № 11(25). – P. 3490–3497.
6. Прокурин С.Г., Потлов А.Ю., Фролов С.В. Доплеровское картирование знакопеременного потока со сложной геометрией при помощи оптической когерентной томографии // *Квантовая электроника*. – 2014. – № 44(1). – С. 54–58.
7. Proskurin S.G., Wang R.K. Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng. – 2005. – № 5696. – P. 129–135.

### References

1. Zimnyakov D.A., Tuchin V.V. Optical tomography of tissues // *Quantum Electron*, 32(10), pp. 849–867, 2002.
2. Kulikov V.P., Mogofov A.V., Graf E.V., Smirnov K.V. Energeticheskaya doppler sonography in diagnostics of a pathological izvitost the brakhtotsefalnykh of arteries // *Visualization in clinic*. 7, pp. 13–16, 1995.
3. Gladkova N.D. Optical coherent tomography among methods of medical visualization. Course of lectures, N. Novgorod: publishing house of IPF Russian Academy of Sciences, 2005.
4. Yang V.X.D., Gordon M.L., Mok A., Zhao Y., Chen Z., Cobbold R., Wilson B.C., Vitkin I.A., Application of the Kasai velocity estimator and histogram segmentation for resolution improvement and motion suppression in phase-resolved optical Doppler tomography, *Optics Communications*, 208, pp. 209–14, 002
5. White B.R., Pierce M.C., Nassif N., Cense B., Park B.H., Tearney G.J., Bouma B.E., Chen T.C., de Boer J.F. In-vivo dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical Doppler tomography, *Opt. Express*, 11(25), pp. 3490–3497, 2003.
6. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. Doppler mapping of an alternating-sign flow with a complex geometry using optical coherence tomography // *Quantum Electronics*, Vol. 44 (1), pp. 54–58, 2014.
7. Proskurin S.G., Wang R.K. Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng., 5696, pp. 129–135, 2005.

### Рецензенты:

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

Литовка Ю.В., д.т.н., профессор кафедры «Системы автоматизированной поддержки принятых решений», ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет», г. Тамбов.

Работа поступила в редакцию 06.11.2014.