

УДК 004.942

## СВЯЗЬ ВЕКТОРА СКОРОСТИ С УШИРЕНИЕМ ДОПЛЕРОВСКИХ СПЕКТРОВ

Галев К.И.С., Абдулкарим С.Н., Проскурин С.Г.

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

Описан метод, который использует доплеровскую оптическую когерентную томографию, чтобы точно оценить скорость движения потока биологических жидкостей без точного знания угла Доплера. Во многих работах точное определение угла Доплера является довольно сложной задачей. Данная методика основана на совместном использовании измерения доплеровского сдвига несущей частоты, фильтрации помех и регистрации доплеровского уширения спектра. Показано, что расчетные значения угла Доплера и средней скорости жидкости хорошо согласуются с заранее заданными значениями. Предлагаемый метод позволит преодолеть все возникшие трудности. Посмотрев на рисунки, можно увидеть, что скорость в поперечном направлении имеет наибольшее значение, чем скорость в продольном направлении. Данный метод несёт большой вклад в развитие доплеровской ОКТ.

**Ключевые слова:** эффект Доплера, оптическая когерентная томография, доплеровский угол, скорость кровотока

## COMMUNICATION OF A VECTOR OF SPEED WITH BROADENING OF DOPPLER RANGES

Galeb K.I.S., Abdulkarim S.N., Proskurin S.G.

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

A method which uses Doppler Optical coherence Tomography to determine velocity of biological fluid flows precisely and without knowing Doppler angle. In many works exact definition of a corner of Doppler is quite complex challenge. Methodology is based on common usage of the carrier frequency Doppler shift, noise filtering and Doppler spectrum broadening. Good agreement between calculated values of Doppler angle and average flow velocity with the predetermined ones has been demonstrated. The offered method will allow to overcome all arisen difficulties. Having looked at drawings, it is possible to see that speed in the cross direction has the greatest value, than speed in the longitudinal direction. This method bears a big contribution to Dopplerovskaya's development by OCT.

**Keywords:** Doppler effect, optical coherence tomography, Doppler angle, blood flow

Эффект Доплера нашёл своё применение в медицине [1, 2]. На его принципе основана работа и практическое применение в диагностике показателей кровотока практически в кровеносных сосудах, что очень важно для диагностики и лечения сердечно-сосудистой системы и контроля над заболеваниями. При исследовании кровотока с помощью доплеровской оптической когерентной томографии (ОКТ) исследования фиксируют изменения светового сигнала от движущихся частиц крови [3]. Доплеровское уширение объясняется броуновским движением потока частиц жидкости [4].

Доплеровская оптическая когерентная томография (ДОКТ) является неинвазивным методом визуализации для определения скорости потока жидкости в сильно рассеивающих средах или биологических тканях. Она сочетает в себе измерение доплеровского сдвига несущей частоты  $f_c$ , пропорционального скорости движения  $V$ , с низкокогерентной дискриминацией измерительного объема по глубине био-медицинского объекта. Скорость потока пропорциональна доплеровскому углу,  $\alpha$ , и обратно пропорциональна длине волны,

$\lambda = 1300$  нм, источника оптического излучения и определяется количественно по доплеровскому сдвигу несущей:

$$f_D = 2V \cos(\alpha)/\lambda,$$

или сдвигу фазы интерферограммы.

В последнем случае доплеровский сдвиг интерпретируется как усреднение сдвига фазы между соседними А-сканами и не зависит от угла Доплера,  $\alpha$ , который определяется как угол между разностью волнового вектора рассеянной и падающей световой волны, а также направлением потока жидкости. В обычных системах ДОКТ точное определение скорости потока сильно зависит и ограничивается необходимостью точного измерения доплеровского угла. При исследовании потока, перпендикулярного зондирующему лучу интерферометра ОКТ-системы,  $\alpha = 90^\circ$ ,  $\cos(\alpha) = 0$ , доплеровский сдвиг регистрировать невозможно, независимо от скорости  $f_D = 0$ . В большинстве прикладных задач точное определение доплеровского угла является сложной задачей. В частности, когда поток крови или лимфы находится в сильно рассеивающей среде – коже, эпидермисе или дерме.

Поэтому метод, который не требует предварительных знаний угла Доплера и позволяет точно определить скорость потока в сильно рассеивающей среде, представляет собой значительный шаг вперед для развития методов доплеровской ОКТ. Для того чтобы обеспечить достаточную точность измерения скорости, необходимо обеспечить измерение фокусной перетяжки измерительного объёма. Кроме этого, волновой фронт в опорном плече интерферометра должен соответствовать волновому фронту луча в плече образца. Этот подход не учитывает уширение спектра за счет продольного или поперечного движения потока, которое может привести к неточной оценке вектора скорости.

В данной работе описан метод, при помощи которого можно точно определить вектор скорости линейно направленного потока. Это позволяет решить вышеуказанные проблемы путем использования обычной системы доплеровской ОКТ с вытянутой конфокальным параметром глубины когерентного зондирования. В отличие от стандартных ОКТ методов в данной работе, для определения вектора скорости потока жидкости используется измерение временных флуктуаций регистрируемого сигнала, уширение доплеровского спектра обратно отражённого света и собственно доплеровский сдвиг частоты.

### Материалы и методы исследования

В ряде источников [5–7] для повышения точности измерения скорости в доплеровской ОКТ предлагается увеличение глубины фокуса. Фокусировка пучка выбирается так, чтобы облегчить быстрое сканирование в опорном плече, так как разница доплеровского сдвига между двумя лучами должна быть минимальна.

Предлагаемый метод позволяет определить вектор скорости потока и преодолеть трудности при использовании обычной системы. В нашей работе измеряется флуктуация сигнала, пропорциональная уширению спектра обратного рассеяния (отражения) света от частиц в потоке жидкости. Для определения вектора скорости потока измеряется доплеровский сдвиг несущей частоты и уширение доплеровского спектра. При высоких скоростях потока времяпролётное уширение становится определяющим по сравнению с уширением за счёт броуновского движения частиц.

В уширении доплеровского спектра мощности,  $P(f)$ , преобладают временные флуктуации сигнала тогда, когда скорость потока частиц жидкости высока. Её можно оценить следующим образом:

$$P(f) = \frac{A_r}{\sigma} \exp\left[-\left(\frac{f-f_D}{\sigma}\right)^2\right] \sum_n A_n \exp(-i2\pi f t_n),$$

где  $A_r$  и  $A_n$  – амплитуды опорного и отражённого сигнала;  $t_n$  – время;  $f$  – текущая частота;  $f_D$  – доплеровский сдвиг;  $\sigma$  – стандартный разброс частот. Суммирование распространяется на случайные амплитуды  $A_n$  и равномерно за счет случайных величин амплитуд, времени  $t_n$  и частоты  $f$ .  $\sigma$  определяет пропускную спо-

собность полосового фильтра и определяется величиной поперечной скорости,  $V_r$ , движущейся частицы:

$$\sigma = \frac{V_r}{t\omega_0\sqrt{2}} + f_0 \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} + \sigma_0,$$

где  $\Delta\lambda = 50$  нм – является шириной спектра некогерентного источника излучения,  $\sigma_0$  – является постоянной величиной.

Так как  $f_0$  и  $\sigma$  могут быть получены из анализа сигнала после фильтрации помех в измерительной системе, то можно получить следующие выражения:

$$V_r = f_0 \frac{\lambda_0}{2}; \quad V_t = \sqrt{2}t\omega_0 \left( \sigma - f_0 \frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} - \sigma_0 \right),$$

где  $V_t$  – продольная скорость движущегося потока.

Таким образом, вектор скорости потока может быть представлен в виде

$$V = V_0 \exp(i\alpha),$$

где  $V = \sqrt{V_t^2 + V_r^2}$ , собственно угол определяется так:

$$\alpha = \arctan\left(\frac{V_t}{V_r}\right).$$

В нашей работе был использован источник света с длиной волны 1230 нм и шириной полосы 50 нм, который имеет мощность 0,4 мВт. Скорость сканирования опорного зеркала 2,2 мм/с, несущая частота равна 3 кГц. Лучи в опорном плече и плече образца коллимировались при помощи системы фокусирующих линз. Диаметр фокусного пятна линзы 60 мкм, конфокальная глубина фокуса 1 мм. Был пропущен 0,5% интралипид через цилиндрический прозрачный капилляр с наружным диаметром 3 мм и внутренним 0,55 мм. Частота дискретизации равна 1 МГц. Шприцевой насос использовался для управления потоком частиц жидкости в капилляре. Скорость исследуемого потока лежала в пределах 30 мм/с, обеспечивая ламинарный поток с расчётными числами Рейнольдса в диапазоне от 30 до 150.

Теоретический расход при 28 мм/с по глубине трубки. Угол Доплера был выбран равным 90°, объемная скорость потока была в пределах 1,5 мл/мин. Указанные данные соответствуют усреднённым значениям скоростей.

### Результаты исследования и их обсуждение

Двумерное распределение исходных данных эксперимента показано на рисунке 1. На рисунке виден доплеровский сдвиг и доплеровское расширение, вызванное продольной и поперечной составляющими скорости потока. Для того чтобы улучшить соотношение сигнал-шум, использовалась частотная фильтрация сигнала после его преобразования Фурье. Рассчитываем центр тяжести доплеровского спектра и гауссовой кривой. Результаты показаны на рис. 2, а и б. Сплошные кривые представляют теоретические значения скорости, точки – соответствуют экспериментальным значениям. Скорость в продольном направлении имеет меньшие значения, чем скорость в поперечном направлении.

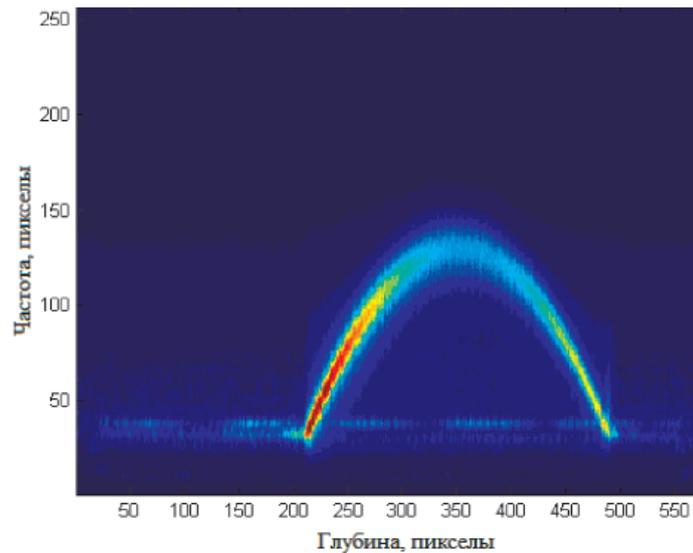
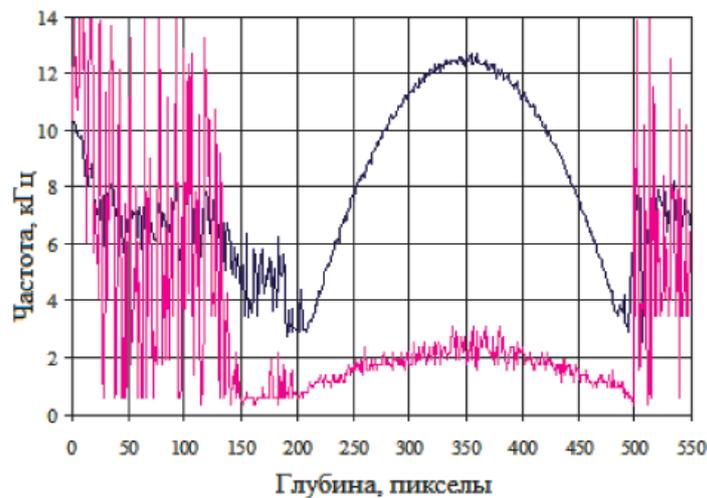
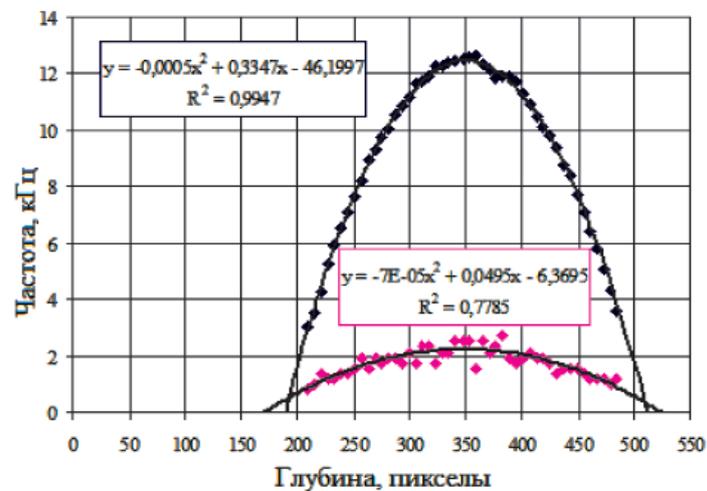


Рис. 1. Исходные данные параболического профиля скорости в цилиндрической трубке диаметром 0,55 мм



а



б

Рис. 2. Синяя линия соответствует данным после обработки – центры доплеровских спектров (а); розовая линия – это НВНМ (полуширина на полувысоте) доплеровских спектров (б)

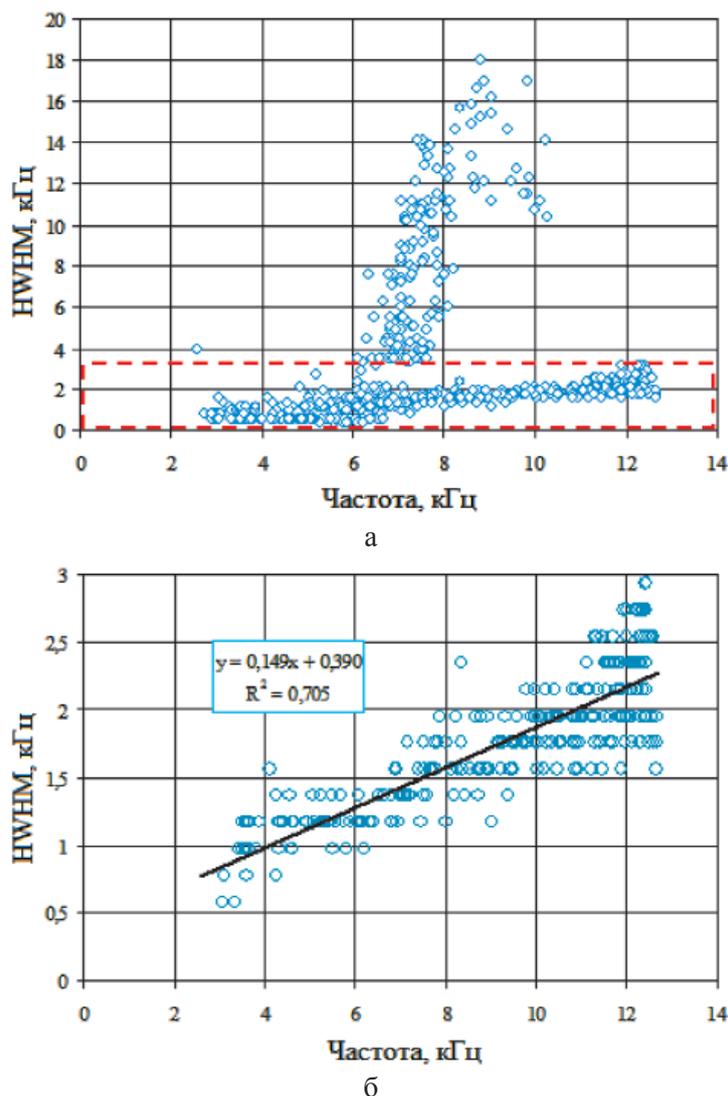


Рис. 3. Зависимость HWHM от средней доплеровской частоты до устранения шумов (а) и после устранения шумов с использованием регрессионного анализа,  $R^2 = 0,7 - 0,8$  (б)

Оценка угла Доплера получается при исследовании зависимости HWHM (полуширина на полувысоте) от средней доплеровской частоты с использованием регрессионного анализа рис. 3, а. Линейная зависимость двух характеристик получается при устранении шумовой компоненты, рис. 3, б.

Для того чтобы увеличить точность измерения скоростей и углов, мы провели серию из нескольких экспериментов. Оценка точности скорости потока и доплеровских углов определяется проведённым регрессионным анализом и даёт точность не хуже 70–75 % [8].

#### Заключение

Для регистрации доплеровского сдвига несущей частоты интерференционного

сигнала использовались низкокогерентные методы дискриминации сигнала – оптическая когерентная томография. Отражаясь от рассеивающих частичек в потоке жидкости, дискриминированный по глубине световой сигнал принимается устройством с широкополосным фильтром. Это позволяет получить информацию о профиле скорости потока по оси измерения. Исследуя эти параметры, можно диагностировать потоки биологических жидкостей в микрососудах и капиллярах диаметром 500–50 мкм.

По результатам данной работы можно сделать вывод, что эффект Доплера приводит к смещению и уширению спектральных линий. Зная величину уширения спектральных линий, можно определить скорость

потока частиц жидкости. Исследование доплеровского уширения спектральных линий несёт важные сведения, а именно: с помощью них можно определить скорость движения потока частиц. Приведённые результаты показывают, что определение вектора скорости в отдельных случаях возможно по измерению величины уширения доплеровского спектра. Таким образом, можно получить оценку скорости потока частиц жидкости, заранее не зная угол Доплера. Дальнейшая работа будет связана с увеличением точности определения доплеровского угла и скорости потока.

### Список литературы

1. Висковатых А.В., Пожар В.Э., Пустовойт В.И. Разработка оптического когерентного томографа для офтальмологии на быстроперестраиваемых акустооптических фильтрах // Медицинская физика-2010: сборник материалов 3-его Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии. – М., 2010. – Т.4. – С. 68–70.
2. Гурьев Е. Об эффекте Доплера // Инженер. – 2007. – № 7. – С. 11.
3. Дубнищев Ю.Н. Лазерные доплеровские измерительные технологии // Новосибир. гос. техн. ун-т. – Новосибирск: НГТУ, 2002. – 414 с.
4. Мазуренко Ю.Т. Информационная теория оптической когерентной томографии. В сб. статей Проблемы когерентной и нелинейной оптики // под ред. И.П. Гурова и С.А. Козлова. – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2008. – С. 30–51.
5. Никитина Ю.М., Труханова А.И. Ультразвуковая доплеровская диагностика в клинике. – Иваново: Изд-во МИК, 2004. – 496 с.
6. Проскурин 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. Grajciar B., Pircher M., Fercher A.F., Leitgeb R.A. Parallel Fourier domain optical coherence tomography for in vivo measurement of the human eye // Optics Express. – 2005. – № 13(4). – P. 1131.

8. Wojtkowski M. High-speed optical coherence tomography: basics and applications Appl. Opt. – 2010. – Vol. 49, № 16. – D30-D61.

### References

1. Viskovatyh A.V., Pozhar V.Je., Pustovojt V.I. Razrabotka opticheskogo kogerentnogo tomografa dlja oftal'mologii na bystroperestraivaemyh akustoopticheskikh fil'trah // Medicinskaja fizika-2010: sbornik materialov 3-ego Evrazijskogo kongressa po medicinskoj fizike i inzhenerii. M., 2010. T.4. pp. 68–70.
2. Gur'ev E. Ob jeffekte Doplera // Inzhener. 2007. no. 7. pp. 11.
3. Dubnishhev Ju.N. Lazernye doplerovskie izmeritel'nye tehnologii // Novosib. gos. tehn. un-t. Novosibirsk: NGTU, 2002. 414 p.
4. Mazurenko Ju.T. Informacionnaja teorija opticheskoy kogerentnoj tomografii. V sb.statej Problemy kogerentnoj i nelinejnoj optiki // pod red. I.P. Gurova i S.A. Kozlova. SPb.: SPbGU ITMO, 2008. pp. 30–51.
5. Nikitina Ju.M., Truhanova A.I. Ul'trazvukovaja dopplerovskaja diagnostika v klinike. Ivanovo: Izd-vo MIK, 2004. 496 p.
6. Proskurin S.G., Potlov A.Ju., Frolov S.V., Doplerovskoe kartirovanie znakoperemennogo potoka so slozhnoj geometriej pri pomoshhi opticheskoy kogerentnoj tomografii // Kvantovaja jelektronika. 2014. no. 44 (1). pp. 54–58.
7. Grajciar B., Pircher M., Fercher A.F., Leitgeb R.A. Parallel Fourier domain optical coherence tomography for in vivo measurement of the human eye // Optics Express. 2005. no. 13(4). pp. 1131.
8. Wojtkowski M. High-speed optical coherence tomography: basics and applications Appl. Opt. 2010. Vol. 49, no. 16. D30-D61.

### Рецензенты:

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

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