

PACS 42.30.Wb; 87.64.Cc; 87.63.L–; 42.62.Be

# Доплеровское картирование знакопеременного потока со сложной структурой с помощью оптической когерентной томографии

С.Г.Проскурин, А.Ю.Потлов, С.В.Фролов

*Описан способ значоувствительного картирования заданного диапазона скоростей в потоке со сложной структурой, основанный на принципах оптической когерентной томографии. Для создания знакопеременного потока используются 1%-ный раствор интралипида в воде и наклонный капиллярный вход с коэффициентом сжатия 4:1. Управление картированием осуществляется с помощью двух параметров: величины одной выбранной скорости (ОВС) для картирования и точности её определения. Структурное и два ОВС-изображения (для положительно и отрицательно направленного движения) получают в результате выделения и обработки соответствующих частей спектра сигнала. Итоговое изображение представляет собой результат объединения указанных трёх изображений и может быть использовано в качестве доплеровских эквискоростных карт.*

**Ключевые слова:** эффект Доплера, оптическая когерентная томография, квазиупругое рассеяние, поток со сложной структурой.

## 1. Введение

Оптическая когерентная томография (ОКТ) [1, 2] возникла в конце восьмидесятых – начале девяностых годов двадцатого века и во многом сходна с эхографическим ультразвуковым исследованием (УЗИ). В отличие от рентгеновской компьютерной томографии (КТ) (точнее, вычислительной томографии – computed tomography (СТ)) в ОКТ не решается обратная задача восстановления изображения. И в УЗИ, и в ОКТ используется сигнал, отражённый от границ тканей различной плотности, – одномерный А-скан. Двумерное изображение (В-скан) получается в результате обработки и объединения нескольких десятков или сотен А-сканов. Для ОКТ используется фемтосекундный оптический импульс ближнего ИК диапазона, что повышает по сравнению с УЗИ на один-два порядка аксиальное пространственное разрешение:  $\Delta z = 1 - 15$  мкм. Тем не менее из-за сильного рассеяния глубина когерентного зондирования биообъектов уменьшается при ОКТ до 1–2 мм. Коммерческие диагностические ОКТ-приборы (ретинотомографы) нашли применение в медицине, преимущественно в офтальмологии. Ретинотомография оказалась единственно возможным способом неинвазивной диагностики поперечной структуры сетчатки *in vivo* с разрешением в единицы микрометров.

Сравнивая несущие частоты А-сканов, измеренных для неподвижных и движущихся поверхностей (или потоков жидкостей), можно получить доплеровские спектры, соответствующие конкретным скоростям потока [3]. Также можно зарегистрировать сдвиг фазы последовательных или соседних А-сканов, который для определе-

ния изменения фазовой скорости часто интерпретируется как доплеровский сдвиг [4–10]. Первые цветные УЗИ-системы были основаны на следующей регистрации фазового сдвига: оттенки синего – движение от датчика, оттенки красного – к датчику.

В таком подходе используется автокорреляционный метод [10, 11], позволяющий оценить сдвиг фазы и его разброс. В некотором смысле он аналогичен анемометрии по изображениям частиц (particle image velocimetry (PIV)), только вместо сдвига изображений регистрируются сдвиги А-сканов, или фазы интерферограммы внутри их огибающих.

Позднее подход к исследованию знакопеременных потоков биологических жидкостей на основе положительного либо отрицательного сдвига фаз соседних А-сканов был перенесён на ОКТ. При этом доплеровский сдвиг  $f_D$  представляется не как изменение несущей частоты  $f_c$  рассеянного излучения с центральной длиной волны  $\lambda_0$  при отражении от движущегося со скоростью  $V$  под углом  $\alpha$  к оптической оси зондирующего пучка  $\alpha$  потока:

$$f_D = \pm \frac{V}{\lambda_0} \cos \alpha,$$

и не как изменение периода колебаний  $T = 1/f_c$  при достаточно малых скоростях:

$$f_D = f_c \pm f'_c,$$

где  $f'_c = 1/(T \pm \Delta T)$  – изменение несущей частоты;  $\Delta T$  – вариация периода.

Вместо этого доплеровский сдвиг рассчитывают на основе пространственно усреднённых сдвигов А-сканов в пределах скользящего окна кратковременного оконного преобразования Фурье (short time fourier transform (STFT)), т. е. среднего изменения фазы  $\overline{\Delta \varphi}$  комплексного сигнала для некоторого числа  $N$  последовательных А-сканов, оцененного с использованием либо авто-, либо кросс-корреляционной функции [5]. Чаще всего используется авто-

С.Г.Проскурин, А.Ю.Потлов, С.В.Фролов. Тамбовский государственный технический университет, Россия, 392000 Тамбов, ул. Советская, 106; e-mail: spros@tamb.ru

Поступила в редакцию 19 мая 2013 г., после доработки – 11 октября 2013 г.

корреляционная функция, изначально предложенная для УЗИ-систем [10]. В этом случае

$$\overline{\Delta\varphi} = - \arctan \left\{ \frac{\sum_{m=1}^{N-1} [Q(m)I(m-1) - I(m)Q(m-1)]}{\sum_{m=1}^{N-1} [I(m)I(m-1) - Q(m)Q(m-1)]} \right\}, \quad (1)$$

где  $m$  – порядковый номер А-скана;  $I$  и  $Q$  – действительная и мнимая части комплексного сигнала  $\Gamma = I + iQ$ . Тогда доплеровский сдвиг частоты представляется как

$$f_D = \frac{\overline{\Delta\varphi}}{2\pi T_A},$$

где  $T_A$  – временной интервал между соседними А-сканами. Скорость потока  $V$  находится по формуле

$$V = \frac{\lambda f}{2n \cos \alpha},$$

где  $n$  – показатель преломления вещества.

В работе [10] обращается внимание на то, что у методов исследования знакопеременных потоков, основанных на автокорреляционной функции (1), с увеличением аксиальной частоты сканирования в опорном плече интерферометра  $f_A = 1/T_A$  ухудшается отношение сигнал/шум. Поэтому для оценки среднего изменения фазы  $\Delta\varphi$  предлагается использовать менее чувствительный к частоте сбора данных, адаптированный для ОКТ статистический метод максимального правдоподобия (maximum likelihood method (MLM)) [10].

Методы, описанные в работах [4–10], очень чувствительны к движению поверхностей или частиц, но имеют неопределённость фазы в  $2\pi$ . Если сдвиг фазы одной интерферограммы (А-скана) относительно соседней достигает  $2\pi$ , то пропорциональность скорости сдвигу фазы теряется. На изображениях это проявляется в виде колец повторяющихся цветов. Процедура линеаризации и так называемого разворачивания фазы в одну нарастающую линию, угол наклона которой должен соответствовать скорости движения, не может полностью компенсировать данный недостаток, т. к. стабильно работает только в отдельных случаях: при предельно малой концентрации рассеивателей или при треморе (дрожании объекта как целого). В связи с этим для устранения указанной неопределённости в УЗИ-системах наряду с датчиками, необходимыми для получения структурного изображения, стали применять специализированные доплеровские датчики на других, более высоких частотах [12]. Такие датчики нужны для реализации схемы регистрации доплеровского сдвига в обратно отражённом сигнале.

Аналогичные знакочувствительные дифференциальные (двухпучковые) оптические системы были разработаны на основе лазерных источников непрерывного излучения с высокой когерентностью. С импульсными или низкокогерентными оптическими источниками подобную систему реализовать достаточно сложно. Синхронизация длин плеч интерферометра для локализации измерительного объёма в дифференциальной схеме менее стабильна, чем в стандартной монодинной (однопучковой) схеме. Однако при обработке интерференционного сигнала в частотной области подбором полосы пропускания фильтров, аналогично получению структурного ОКТ-изображения, можно реализовать визуализацию одной, заранее выбранной скорости потока [13].

Следует отметить, что для ОКТ во временной области серьёзной проблемой являются относительно медленное считывание сигнала и, как следствие, артефакты тремора живых объектов, вызывающие размытость интерференционных полос и снижающие чёткость и контраст изображений.

Цель настоящей работы – реализация знакочувствительного цветового картирования одной выбранной скорости (ОВС) потока со сложной структурой на базе ОКТ-системы с источником непрерывного низкокогерентного ИК излучения.

## 2. Материалы и методы

В эксперименте используется однопучковая схема регистрации доплеровского сдвига частоты обратно рассеянного низкокогерентного излучения суперлюминесцентного диода (СЛД, Superlum). Управление экспериментом, синхронизация процесса сканирования и оцифровка сигнала реализованы с помощью PCI модуля (National Instruments) и пакета в среде разработки и платформе для выполнения программ LabVIEW. Алгоритм последующей обработки оцифрованного сигнала также выполнен в этой среде [14], а не в среде MATLAB, как в ранней монохромной версии [13]. Использование одного пакета программ позволяет осуществлять работу описываемой системы в автоматизированном режиме и реальном времени.

Экспериментальная установка (рис.1) представляет собой сканирующий интерферометр Майкельсона, собранный на основе одномодовых световодов. В качестве объекта исследования используется наклонный капиллярный вход [13]. Излучение СЛД ( $\lambda = 1300$  нм,  $\Delta\lambda = 60$  нм) после разветвителя световодов поступает в опорное плечо – оптическую линию задержки (ОЛЗ) и в плечо образца, т. е. на исследуемый объект. На обратном пути излучение от обоих плеч интерферометра фокусируется на детекторах,

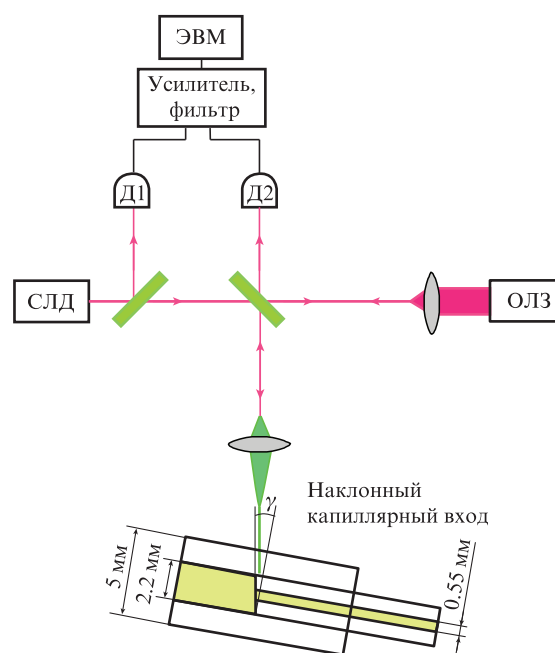


Рис.1. Схема экспериментальной установки: Д1, Д2 – детекторы, включённые в балансную схему;  $\gamma = (90^\circ - \alpha)$  – угол наклона капиллярного входа; сканирование осуществляется в плоскости, перпендикулярной плоскости рисунка.

включённых в балансную схему. Электрический сигнал считывается с балансных детекторов, поступает на усилитель, полосовой фильтр и оцифровывается во временной области 12-битным АЦП. Далее сигнал поступает на компьютер и после оконного преобразования Фурье обрабатывается в частотной области. В качестве ОЛЗ использовалась линия быстрой оптической задержки (rapid scanning optical delay (RSOD)) с двойным проходом пучка, сконструированная на основе дифракционной решётки и сканирующего зеркала в фурье-плоскости фокусирующей линзы.

Отметим, что в опорном плече можно использовать и линейно сканирующий ретрорефлектор, одновременно осуществляющий дискриминацию по глубине исследуемого объекта и задающий несущую частоту, возникающую за счёт классического доплеровского сдвига при отражении от движущегося зеркала. Однако увеличение скорости считывания А-сканов путем увеличения скорости движения линейно сканирующего зеркала не даёт возможности разделить групповую и фазовую скорости сигнала. Высокая скорость сканирования обуславливает не только высокое качество получаемых структурных изображений, но и увеличение несущей частоты  $f_c$  до нескольких мегагерц. При таких  $f_c$  невозможно зарегистрировать доплеровский сдвиг частоты порядка нескольких килогерц, отвечающий скоростям порядка нескольких мм/с. В описываемом эксперименте сдвиг частоты на 1 кГц соответствует скорости 2.1 мм/с.

Применение RSOD позволяет разделить групповую и фазовую скорости и при достаточно быстром сканировании ( $f_A$  порядка нескольких килогерц) переместить несущую частоту в область 20–30 кГц. Это даёт возможность проводить измерения в области минимума шумов между спадающим шумом  $1/f$  и нарастающим с увеличением частоты белым шумом, а также регистрировать доплеровский сдвиг несущей частоты с хорошей точностью  $\varepsilon \approx 1\%–15\%$ . При этом на нечётных А-сканах всегда наблюдался положительный сдвиг несущей частоты, на чётных – отрицательный. Следовательно, изменяя частоты среза полосового фильтра, можно определять не только модуль выбранной скорости, но и её знак. Это позволяет разделить В-скан на три части: структурное изображение, карту положительных скоростей и карту отрицательных скоростей.

Заметим, что применение других быстрых линий задержки не всегда даёт такую возможность. ОКТ в спектральной области (spectral domain OCT (SD-OCT)) с быстрой ПЗС-камерой, а также лазер с быстрой перестройкой длины волны излучения позволяют получать изображения высокого качества в режиме реального времени [5–8], но эквивалентная несущая частота у них очень большая (~10–100 МГц), и разделение чётных и нечётных А-сканов не приводит к разделению на положительные и отрицательные частоты. Поэтому в таких системах скорость движущегося объекта (в том числе её знак) рассматривается как характеристика, которая прямо пропорциональна сдвигу фазы А-скана в ту или другую сторону.

### 3. Знакочувствительное картирование выбранной скорости

Отличительной особенностью предлагаемого способа картирования является возможность выбора визуализируемой скорости  $V_{sel}$  в диапазоне  $0.5 \text{ мм/с} \leq V_{sel} \leq 500 \text{ мм/с}$  и точности её определения  $\varepsilon$  в диапазоне  $0 \leq \varepsilon \leq 100\%$ . На

основе этих параметров находятся верхняя,  $V_{upper}$ , и нижняя,  $V_{lower}$ , границы диапазона картируемых скоростей:

$$V_{upper} = V_{sel} \left(1 + \frac{\varepsilon}{100\%}\right), \quad V_{lower} = V_{sel} \left(1 - \frac{\varepsilon}{100\%}\right).$$

Таким образом, локализации и направления потоков картируются не для всех скоростей, а только для попадающих в интересующий нас отрезок  $V_{lower} \leq V \leq V_{upper}$ , а также в симметричный ему отрезок  $-V_{upper} \leq V \leq -V_{lower}$ .

Если исходные данные для цветового доплеровского картирования представлены в виде дискретной функции  $x[k, m]$ , где  $k$  – номер отсчёта в А-скане, а  $m$  – номер А-скана, тогда получение функций  $x_{odd}[k, m]$  и  $x_{even}[k, m]$ , соответствующих положительному и отрицательному сдвигам несущей частоты, из функции  $x[k, m]$  осуществляется следующим образом:

$$x_{odd}[k, m] = \begin{cases} x[k, m] & \text{для нечётных } m, \\ 0 & \text{для чётных } m, \end{cases}$$

$$x_{even}[k, m] = \begin{cases} 0 & \text{для нечётных } m, \\ x[k, m] & \text{для чётных } m. \end{cases}$$

Для точной регистрации ОВС внутри биообъекта с помощью полосовых цифровых фильтров Бесселя 5-го порядка для каждого фиксированного  $m$  выделяется в заданной полосе частот  $x_{odd}[k, m]$  и в симметричной ей полосе  $x_{even}[k, m]$ . Верхняя,  $\omega_{upper}$ , и нижняя,  $\omega_{lower}$ , частоты среза полосовых фильтров определяются как

$$\omega_{upper} = \frac{2\pi f_{st} V_{upper}}{V}, \quad \omega_{lower} = \frac{2\pi f_{st} V_{lower}}{V},$$

где  $f_{st}$  является константой для конкретного прибора и представляет собой доплеровский сдвиг, соответствующий  $V = 1 \text{ мм/с}$  и вычисляемый по следующей формуле:

$$f_{st} = \frac{2V \cos \alpha}{\lambda_0}.$$

Параллельно с предыдущей операцией для каждого фиксированного  $m$  полосовым фильтром Баттерворта 3-го порядка удаляются высоко- и низкочастотные аналоговые помехи из  $x[k, m]$ .

После цифровой полосовой фильтрации функции  $x[k, m]$ ,  $x_{odd}[k, m]$  и  $x_{even}[k, m]$  подвергаются независимой обработке по А-сканам. Для каждого А-скана выполняется быстрое преобразование Фурье с оконной функцией Хемминга. Для получения спектрограммы амплитудные спектры, вычисленные на коротких сегментах, объединяются в функцию двух переменных. Затем с помощью преобразования Гильберта выделяются огибающие демодулированного сигнала, которые для сжатия динамического диапазона логарифмируются. В результате этих операций 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 изображениями, полученными для выделенной фильтром Бесселя полосы частот положительной части доплеровского спектра, симметричной ей полосы частот отрицательной части доплеровского спектра и всего спектра сигнала, очищенного от помех.

Идентификация направлений  $x_{trends}[r, m]$  потоков жидкости выполняется на базе поэлементного вычитания  $x_{even}[r, m]$  из  $x_{odd}[r, m]$  со сдвигом на один А-скан:

$$x_{odd-1}[r, m] = x_{odd}[r, m] \setminus x_{odd}[r, m_{last}],$$

$$x_{\text{trends}}[r, m] = x_{\text{odd-1}}[r, m + 1] \setminus x_{\text{even}}[r, m],$$

где символ «\» обозначает разность функций  $x_{\text{odd}}[r, m]$  и  $x_{\text{odd}}[r, m_{\text{last}}]$  как двух множеств;  $m_{\text{last}}$  – номер последнего А-скана. Далее с помощью логического анализа полученных результатов формируются функции, характеризующие положительно,  $x_{\text{pos}}[r, m]$ , и отрицательно,  $x_{\text{neg}}[r, m]$ , направленные потоки:

$$x_{\text{pos}}[r, m] = x_{\text{trends}}[r, m] h(x_{\text{trends}}[r, m]),$$

$$x_{\text{neg}}[r, m] = x_{\text{trends}}[r, m] h(-x_{\text{trends}}[r, m]),$$

где  $h(x)$  – функция Хэвисайда.

Важно отметить, что чаще всего неподвижная часть сигнала (т.е. считанная на несущей частоте) не будет представлена в  $x_{\text{pos}}[r, m]$  и  $x_{\text{neg}}[r, m]$ , поэтому формулы для идентификации направлений потоков жидкостей используются с целью учёта случая, когда скорость сканирования в плече образца попала в выбранный диапазон детектируемых скоростей потоков.

Кодирование функций  $x_{\text{pos}}[r, m]$  и  $x_{\text{neg}}[r, m]$  выполняется по следующим формулам:

$$x_{\text{mpos}}[r, m] = h(x_{\text{pos}}[r, m] - P),$$

$$x_{\text{mneg}}[r, m] = -\overline{h(x_{\text{neg}}[r, m] + P)},$$

где  $P$  – экспериментально найденный минимальный уровень, отделяющий сигнал потока от шума. После этого  $x_{\text{mpos}}[r, m]$  и  $x_{\text{mneg}}[r, m]$  объединяются в картограмму направлений и локализаций потоков  $x_{\text{cart}}[r, m]$ :

$$x_{\text{cart}}[r, m] = x_{\text{mpos}}[r, m] + x_{\text{mneg}}[r, m].$$

Затем  $x[r, m]$  переводится в специальную цветовую шкалу, получившийся при этом В-скан  $x_{\text{st}}[r, m]$  объединяется с картограммой направлений и локализаций потоков  $x_{\text{cart}}[r, m]$  в суммарную функцию  $x_{\text{sum}}[r, m]$ :

$$x_{\text{sum}}[r, m] = x_{\text{st}}[r, m] + x_{\text{cart}}[r, m].$$

В итоге для построения общей картины по функции  $x_{\text{sum}}[r, m]$  используется псевдоцветовая шкала, включающая в себя оттенки зелёного цвета для визуализации внутренней структуры неподвижного объекта, красный и синий цвета для визуализации направления движения, белый цвет как начало отсчёта (нет ни движения, ни отражения).

#### 4. Результаты и обсуждение

Описанный алгоритм удалось реализовать в виде специализированного программного продукта на графическом языке программирования G в среде разработки и платформе для выполнения программ LabVIEW [14].

Для тестирования и отладки программы использовалась простейшая гидродинамическая модель потока ньютоновской жидкости. Она представляет собой прозрачную трубку с внутренним диаметром 0.55 мм. Вместо крови использовался 1%-ный раствор интралипида в воде.

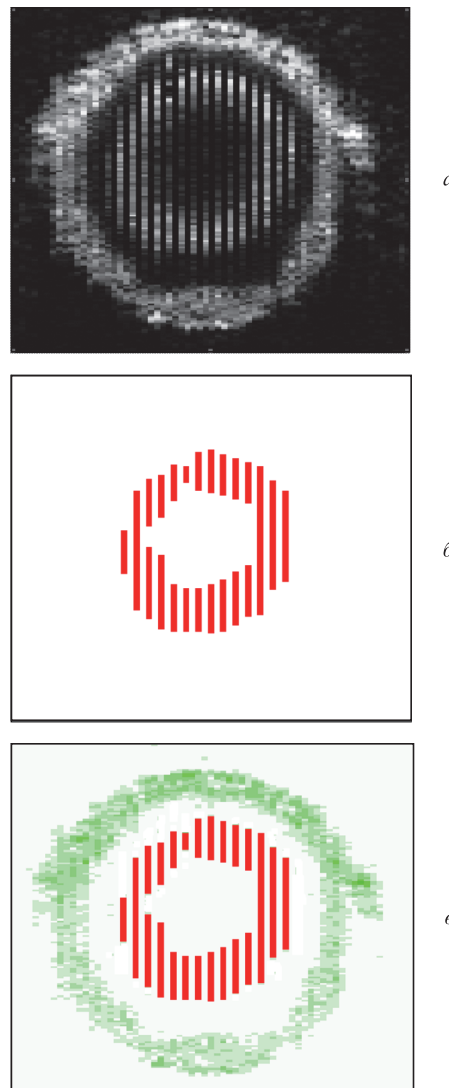


Рис.2. Структурное изображение (а), изображение ОВС (б) и итоговое изображение (в) для цилиндрического капилляра.

На рис.2 приведены структурное изображение, полученное при сканировании этой модели, ОВС-картограмма и итоговое изображение.

Несущая частота интерференционного сигнала и частоты среза полосовых фильтров были выбраны такими, чтобы получились изображения и неподвижной стенки, и скорости  $V_{\text{sel}} = 7$  мм/с (с точностью  $\varepsilon \approx 9\%$ ).

На рис.3 показаны результаты экспериментов с наклонным капиллярным входом (см. рис.1, объект исследования находится в плече образца), позволяющим получить знакопеременный поток со сложной структурой [13]. Сканирование осуществлялось в плоскости, перпендикулярной плоскости рисунка (см. рис.1), на расстоянии 1 мм от наклонного капиллярного входа. Исходный сигнал содержит информацию о неподвижных стенках, а также о положительно и отрицательно направленных потоках (яркие полосы на рис.3,а). Однако разделить их визуально не представляется возможным. Разработанный алгоритм позволяет сделать это в режиме реального времени. Выбранное значение картируемой скорости равно 6 мм/с ( $\varepsilon \approx 26\%$ ).

Заметим, что выбор полосы пропускания фильтра позволяет изменять точность выделения скорости, а выбор

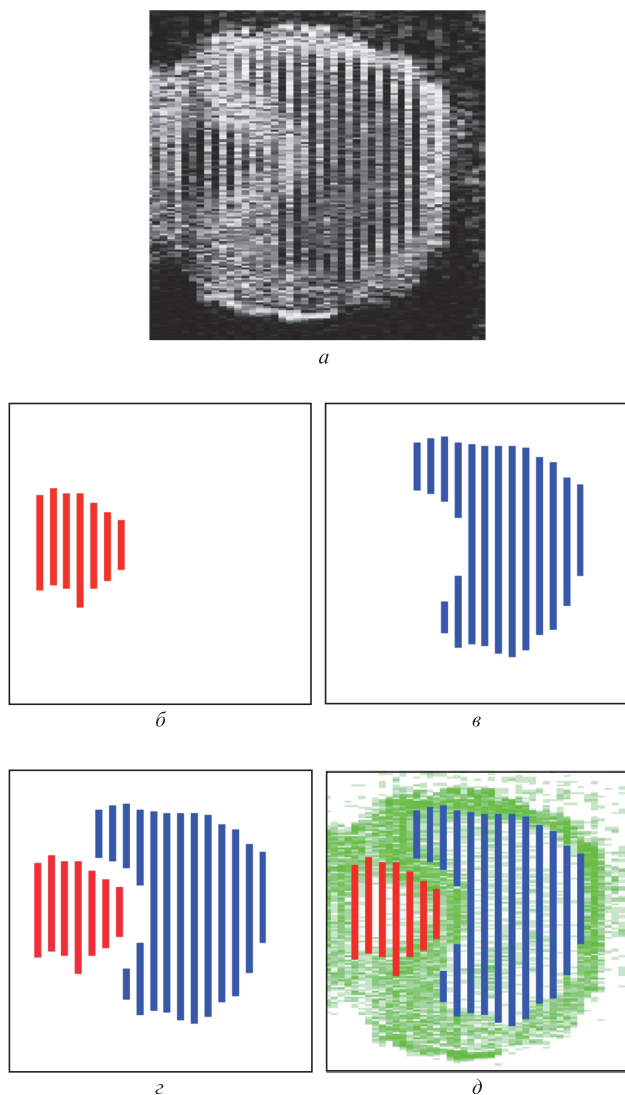


Рис.3. Структурное изображение (а), ОВС-картограмма движения, направленного к детектору (б) и от детектора (в), знакопеременная ОВС-картограмма (з) и результирующее изображение (д) для потока со сложной структурой.

среднего значения частоты этого фильтра – реализовать доплеровское картирование для исследуемой скорости. При этом нет качественного кодирования оттенками красного или синего цвета, скорость определяется количественно с заданной точностью, цвет характеризует только направление. Это даёт возможность использовать и чёрно-белое представление ОВС-карт с указанием значения скорости, точности её определения и знака.

## 5. Заключение

В данной работе на основе низкокогерентных методов пространственной дискриминации оптического сигнала разработан и применён способ цветового доплеровского картирования одной заранее выбранной скорости в турбулентном потоке. Предложенный способ реализован в виде программного продукта, который позволяет осуществлять картирование в автоматизированном режиме обработки интерференционного сигнала ОКТ-системы. Исходные данные разделяются на три части, соответствующие неподвижному объекту, положительно и отрицательно направленным потокам. Последующая независимая обработка сигнала приводит к формированию структурного изображения и двух изображений выбранной скорости, которые затем нормируются, кодируются и объединяются. Применительно к биологическим объектам (сосудам, тройникам, сердцу) это даёт возможность получать в режиме реального времени анатомические карты выбранных скоростей в норме и в патологии. Описанный алгоритм можно применять не только в оптических, но и в ультразвуковых системах.

Настоящая работа поддерживалась государственными контрактами № 9576 р/14219 и 10741р/16955 программы У.М.Н.И.К.

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. *Квантовая электроника*, **32** (10), 849 (2002).
2. Гладкова Н.Д. *Оптическая когерентная томография в ряду методов медицинской визуализации. Курс лекций* (Н.Новгород: изд-во ИПФ РАН, 2005).
3. Chen Z., Milner T.E., Dave D., Nelson J.S. *Opt. Lett.*, **22** (1), 64 (1997).
4. Ding Z., Zhao Y., Ren H., Nelson J., Chen Z. *Opt. Express*, **10** (5), 236 (2002).
5. Wang L., Wang Y., Guo S., Zhang J., Bachman M., Li G., Chen Z. *Opt. Commun.*, **242**, 345 (2004).
6. Yang V., Gordon M., Mok A., Zhao Y., Chen Z., Cobbold R., Wilson B., Alex V. *Opt. Commun.*, **208**, 209 (2002).
7. White B.R., Pierce M.C., Nassif N., Cense B., Park B.H., Tearney G.J., Bouma V.E., Chen T.C., de Boer J.F. *Opt. Express*, **11** (25), 3490 (2003).
8. Motaghianezam S., Koos D., Fraser S. *J. Biomed. Opt.*, **17** (2), 026011 (2012).
9. Chan A., Lam E., Srinivasan V. *IEEE Trans. Med. Imaging*, **32** (6), 1033 (2013).
10. Kasai C., Namekawa K., Koyano A., Omoto R. *IEEE Trans. Son. Ultrason.*, **32** (3), 458 (1985).
11. Doronin A., Meglinski I. *Laser Photonics Rev.*, **7** (1), 797 (2013).
12. Saitoh S., Izumi M., Mine Y. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **42** (2), 294 (1995).
13. Proskurin S.G., Wang R.K. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **5696**, 129 (2005).
14. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Фролов С.В. Свид. о гос. рег. программы для ЭВМ в ФИПС № 2013614222 (2013).