АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, 2010, том 56, № 2, с. 268–276

ОБРАБОТКА АКУСТИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ И КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

УДК 534.2:534.1/2:534.7

ПРОСТРАНСТВЕННО-КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ МЕТОД ВОССТАНОВЛЕНИЯ ВЕКТОРА СКОРОСТИ КРОВОТОКА В НЕЛИНЕЙНОЙ ТОМОГРАФИИ

© 2010 г. **В. А. Буров, О. В. Матвеев, О. Д. Румянцева**

Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, физический факультет

119991, ГСП-1, Москва, Ленинские горы

Тел.: (495) 939-3081; Факс: (495) 932-8820

E-mail: burov@phys.msu.ru

Поступила в редакцию 25.09.09 г.

Предлагается метод восстановления картины распределения полного вектора скорости кровотока. Экспериментальные данные измеряются с помощью схемы томографирования нелинейного параметра второго порядка, использующей широкополосные кодированные сигналы при малом количестве преобразователей. Для обработки данных используется селективная согласованная фильтрация в сочетании с пространственной корреляцией фрагментов спекл-структуры, возникающей при восстановлении пространственного распределения нелинейного параметра. Приводятся результаты численного моделирования.

ВВЕДЕНИЕ

Одним из видов медицинской диагностики может служить получение картины распределения полного вектора скорости кровотока $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ на основе сигналов комбинационных частот, порождаемых в результате нелинейного взаимодействия волн внутри томографируемого объекта и несущих информацию о распределении нелинейного параметра $\varepsilon(\mathbf{r})$. Спектральный метод восстановления вектора скорости кровотока в схеме нелинейной томографии, основанный на определении доплеровского сдвига комбинационной частоты с применением модифицированной процедуры селекции движущихся целей, был описан в [1, 2] и реализован с помощью модельных численных и экспериментальных данных. В представляемой работе предлагается другой метод получения двумерной картины $\mathbf{v}(\mathbf{r})$. Он основан на определении вектора перемещения спекл-структуры, возникающей при оценке картины распределения нелинейного параметра движущейся крови, путем пространственно-корреляционного сравнения спекл-структур. Используется волновой подход, позволяющий повысить разрешающую способность, по сравнению с лучевым приближением [3].

Экспериментальные данные предлагается измерять в рамках схемы нелинейного томографирования, предложенной и реализованной в [4, 5]. В этой схеме используются два плоских излучателя и плоский приемник (рис. 1). Томографируемый объект находится внутри области пересечения прожекторных зон этих преобразователей. На каждый из двух излучателей, расположенных под углом друг к другу, подаются независимые широкополосные сигналы, которые кодированы известным образом. Излучаемые первичные волны неколлинеарно взаимодействуют между собой в присутствии неоднородностей нелинейного параметра, и рождаемые при взаимодействии комбинационные волны реги-

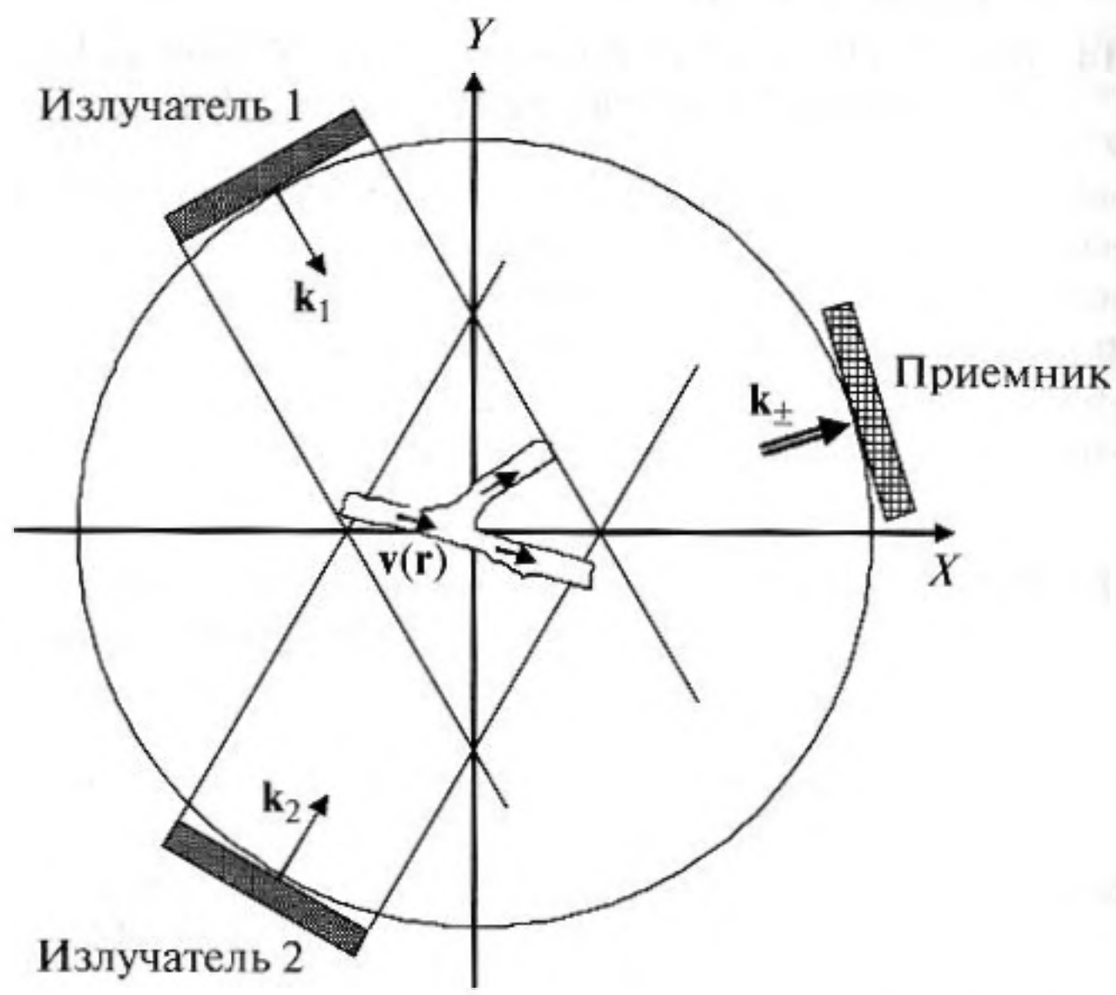


Рис. 1. Схема томографирования пространственного распределения нелинейного параметра.

стрируются приемником. Поскольку вид кодирования первичных сигналов известен априори, то рассеянный сигнал на суммарной или разностной комбинационной частоте также оказывается кодированным известным образом. Это обстоятельство используется для оценки распределения нелинейного параметра $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$, получаемой по методике работы [4] посредством согласованной фильтрации принимаемого рассеянного сигнала.

ПРОСТРАНСТВЕННО-КОРРЕЛЯЦИОННАЯ ПРОЦЕДУРА ВОССТАНОВЛЕНИЯ СКОРОСТИ РАССЕИВАТЕЛЕЙ

Решение двумерной задачи диагностики кровеносной системы томографируемого слоя использует факт нелинейного рассеяния первичных волн на движущихся кластерах крови, нелинейный параметр которых принимает более или менее случайные значения. Эта задача предполагает как построение карты распределения кровеносных сосудов, так и нахождение полного вектора скорости кровотока $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ в них. Оценка $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ полного вектора скорости $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ определяется в два этапа, кратко упоминаемых в [1]. На первом этапе путем упомянутой согласованной фильтрации данных рассеяния, полученных в нелинейном режиме, строятся изображения, каждое из которых является оценкой распределения значений нелинейного параметра в среднем за короткий интервал времени. На втором этапе оценивается собственно вектор скорости кровотока на основе результатов взаимной пространственной корреляции фрагментов построенных изображений. Прием корреляции использовался в [6] для нахождения $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ при линейном томографировании кровотока. Особенности каждого из этапов заключаются в следующем. Поставленная задача решается на основе тех же самых данных нелинейного рассеяния, которые используются для построения картины распределения $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$. Дополнительные измерения не требуются, что важно для практики. Процедура нахождения $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ предполагает, что в области кровеносного сосуда изображения $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$ имеют вид спекл-структуры с достаточно хорошим разрешением во всех направлениях или хотя бы в направлении движения крови. Это условие, нужное для возможности пространственно-корреляционного сравнения изображений, обеспечивается, однако, только при определенной ориентации излучающих и приемного преобразователей по отношению к сосуду [4]. Особенности ориентационной изменчивости изображений удобно проиллюстрировать на примере кровеносного сосуда прямолинейной формы. Первичные плоские волны возбуждались фазоманипулированными по псевдослучайному закону сигналами. Кодовый интервал изменения фазы сигналов $(0,\pi)$ совпадал с периодом их несущей: $\tau_1 = 1/f_1^0$, $\tau_2 = 1/f_2^0$. Несущие частоты полагались равными $f_1^0 = 2$ МГц и $f_2^0 = 1.8$ МГц. Излучаемые частотные полосы составляли примерно полторы октавы: $f_1 \in (0.5-1.5)f_1^0 = (1-3)$ МГц, $f_2 \in (0.5-1.5)f_2^0 = (0.9-2.7)$ МГц. В рассматриваемом методе приемлем любой способ широкополосной модуляции первичных волн, так что использование фазовой модуляции не принципиально. Акустические оси двух плоских излучателей составляли по отношению к оси X угол 120° и 240°, соответственно. При такой геометрии ось X совпадала с биссектрисой угла между направлениями излучения первичных волн, т.е. являлась линией одинакового кода рассеянных сигналов комбинационной частоты [4]. Кровеносный сосуд был ориентирован вдоль оси X. Ширина сосуда составляла $4\lambda_+^0$ (λ_+^0 – длина волны на центральной суммарной комбинационной частоте), т.е. около двух длин волн для средних частот первичных сигналов (рис. 2). Комбинационный сигнал $p(\mathbf{y}, t) = p_+(\mathbf{y},t)$, регистрируемый плоским приемником с радиус-вектором положения центральной точки $\mathbf{y}$, фильтровался и обрабатывался в полосе $(0.5-1.5)f_+^0$ с центральной суммарной комбинационной частотой $f_+^0 = 3.8$ МГц, т.е. $\lambda_+^0 \approx 0.4$ мм. В частотном спектре этого сигнала осуществлялась компенсация квадратичной зависимости нелинейного эффекта от частоты f_+, порождаемой квадратичной частотной зависимостью спектральной амплитуды нелинейных источников. (Более подробно детали моделирования решения прямой задачи изложены в [4], а часть из них будет также отмечена ниже при обсуждении результатов восстановления $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$).

Внутри кровеносного сосуда нелинейный параметр элементарных рассеивателей принимал случайное значение в диапазоне от 0 до 5. В окружающей области, имитирующей однородную фоновую биоткань, его значение сначала полагалось равным нулю для иллюстрации особенностей спекл-структуры, порождаемой рассеянием на нелинейных рассеивателях крови. Длительность сигнала, подвергавшегося согласованной фильтрации, составляла 4 мс. На рис. 2, а–в представлены спекл-структуры $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$, возникающие при восстановлении распределения нелинейного параметра в результате согласованной фильтрации сигнала $p(\mathbf{y},t)$ при фиксировании углов излучения и изменении положения приемника. Размеры элементов спекл-структуры, а также ориентация и период высокочастотного заполнения этих элементов зависят от взаимной ориентации сосуда, излучателей и приемника, т.е. обладают силь-

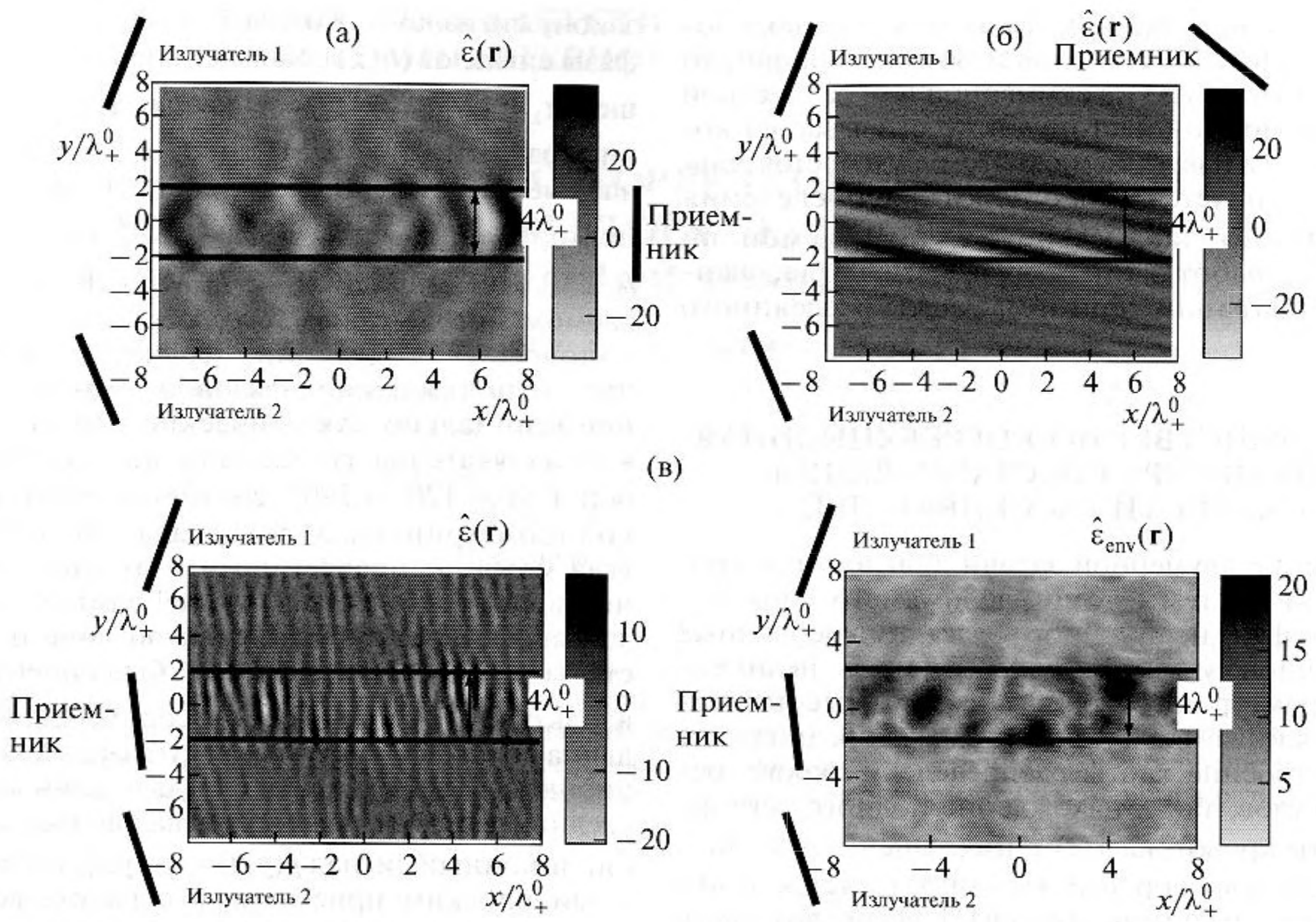


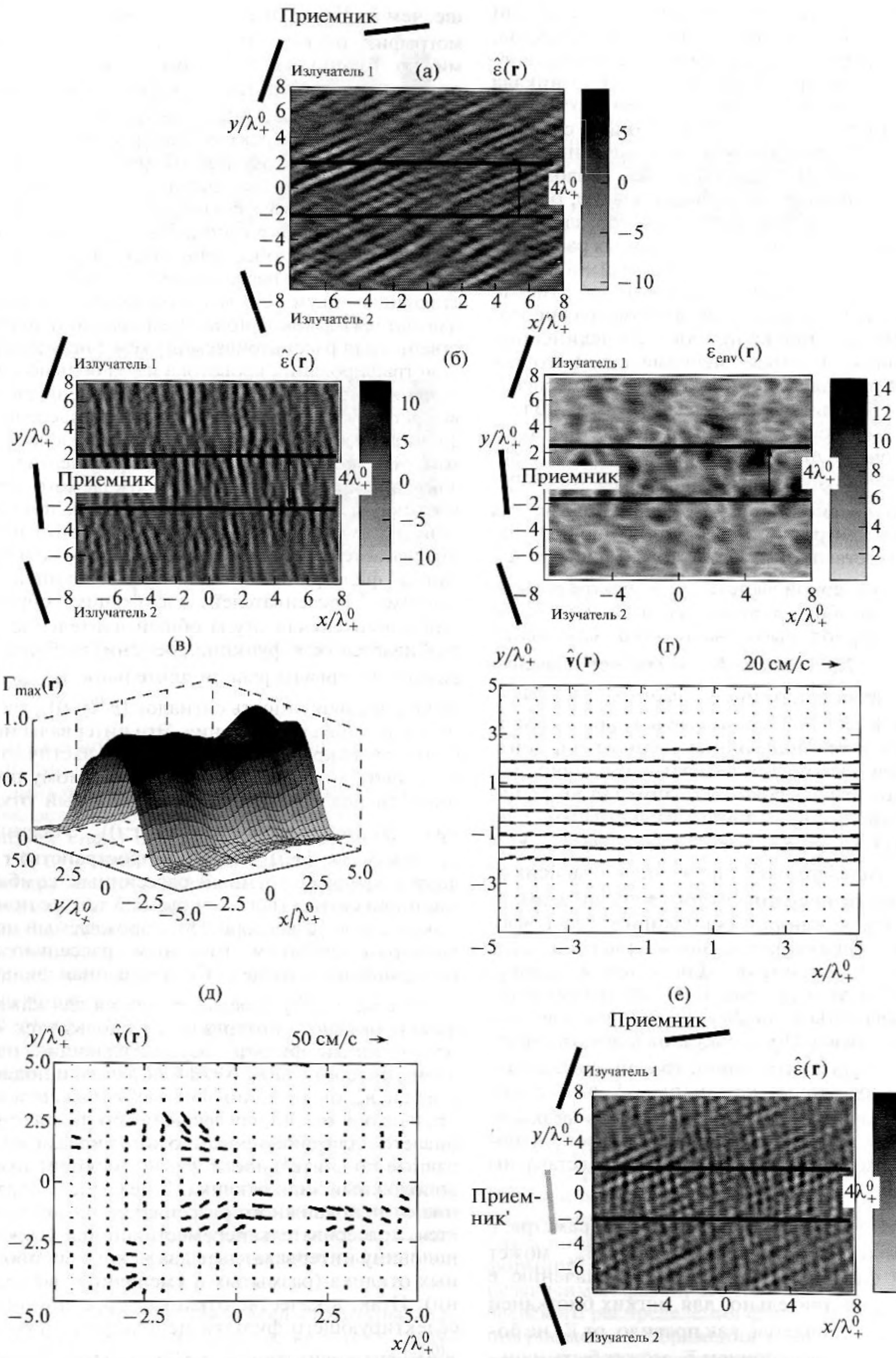
Рис. 2. Ориентационные особенности спекл-структуры восстановленного распределения нелинейного параметра для углов излучения 120°, 240° и угла приема 0° (а), 45° (б), 190° (в, слева), и обобщенная огибающая этого распределения (в, справа).

но выраженной анизотропией в силу малого числа приемоизлучающих элементов. Таким образом, анизотропия разрешающей способности [4] порождает анизотропию высокочастотного заполнения спекл-структур. При угле приема 0° (рис. 2, а) спекл-структура представлена достаточно крупными элементами, которые содержат периодические осцилляции, ориентированные преимущественно поперек сосуда. Ориентация осцилляций резко изменяется при переходе к углам приема 45° (рис. 2, б) и 90° (рис. 2, в). Мелкомасштабное высокочастотное заполнение спекл-структуры появляется при тех ракурсах, когда в пространственном спектре изображения $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$ воспроизводятся преимущественно высокочастотные пространственные компоненты. Поэтому предпочтительны схемы с направлениями рассеяния, близкими к противоположным, по отношению к направлению излучения. Так, изображение на рис. 2, в (слева) получено при угле приема 190°, и для последующего модельного восстановления векторного поля скорости кровотока использовалась именно данная конфигурация приемников и излучателей.

Причина образования спекл-структуры, наблюдаемой на изображении, заключается в следующем. В рассматриваемой задаче диагностики кровотока на фоне окружающей биоткани среднее волновое расстояние между рассеивающими центрами очень мало, и томографируемый объект является, фактически, пространственно-распределенным. Поэтому при ширине рабочей полосы комбинационного сигнала на суммарных частотах $\Delta f_+ \cong f_+^0$, сравнимой с центральной частотой, разрешение не превосходит $\cong 3\lambda_+^0$ [4]. В таком пятне разрешения находится множество элементарных кластеров-рассеивателей. При взаимодействии двух первичных волн комбинационные сигналы от каждого элементарного рассеивателя отличаются как по амплитуде (за счет случайности значений нелинейного параметра), так и по дополнительному набегу фазы (за счет различного положения рассеивателей внутри пятна разрешения). Даже для пятна с размером $\cong 3\lambda_+^0$ этот набег фазы флуктуирует в пределах $\pm 3\pi$ (на пути как от каждого излучателя к рассеивателю, так и от рассеивателя к приемнику). Поэтому общий комбинационный сигнал от элемента разрешения формируется большим количеством слагаемых с независимой фазой, что и является причиной релеевского распределения флуктуаций амплитуды получаемого изображения в пятне разрешения, т.е. причиной образования спеклов.

В линейной схеме томографии кровотока [6] промежуточные изображения имели вид спеклов, поскольку флуктуация по фазе рассеянных сигналов от элементарных рассеивателей возникала не только за счет различного положения этих рассеивателей в пятне разрешения, но и за счет накопления сигналов от различных приемников. В анализируемой нелинейной схеме положение единственного приемника фиксировано, однако пятно разрешения включает в себя гораздо больше независимых по фазе элементарных рассеивателей, поскольку разрешение нелинейной схемы с малым количеством преобразователей заметно ниже разрешения при линейном томографировании. Кроме того, при использовании нелинейной схемы возникает эффект мелкомасштабного высокочастотного заполнения более крупной спекл-структуры. На рис. 2 высокочастотное заполнение отображается в виде групп полос, расположенных почти параллельно друг к другу. Этот эффект вызван большими размерами пятна разрешения по сравнению с $\lambda_{\pm}^{0}$ (для используемых суммарных или разностных комбинационных частот, соответственно) и, кроме того, присутствием средней характерной частоты $f_{\pm}^{0}$ в спектре обрабатываемого комбинационного сигнала. Пространственный период высокочастотного заполнения составляет $\cong 2\pi/|\overline{\mathbf{K}}_{\pm}|$, где $\overline{\mathbf{K}}_{\pm}$ – среднее значение вектора пространственной частоты $\mathbf{K}_{\pm} \equiv \mathbf{k}_{\pm} - (\mathbf{k}_1 \pm \mathbf{k}_2)$; $\mathbf{k}_1, \mathbf{k}_2, \mathbf{k}_{\pm}$ – волновые векторы первичных волн и комбинационных волн суммарной и разностной частот. Для иллюстрации собственно спеклов без высокочастотного заполнения удобно использовать обобщенную огибающую оценки $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$: $\hat{\varepsilon}_{\text{env}}(\mathbf{r}) \equiv \equiv |\hat{\varepsilon}(\mathbf{r}) + i\hat{\varepsilon}_{\text{H}}(\mathbf{r})|$. Здесь $\hat{\varepsilon}_{\text{H}}(\mathbf{r})$ – функция, гильбертово сопряженная с зависимостью $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$ вдоль координаты того фиксированного направления, в котором осциллирует высокочастотное заполнение при заданной ориентации излучателей и приемника. Для углов излучения 120°, 240° и угла приема 190° это направление вдоль координаты x при фиксированном значении y (рис. 2, в, слева). Поскольку высокочастотное заполнение в $\hat{\varepsilon}_{\text{env}}(\mathbf{r})$ отсутствует, то сами спеклы выделяются достаточно четко (рис. 2, в, справа). Подобные зависимости $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$ и $\hat{\varepsilon}_{\text{env}}(\mathbf{r})$ в случае рассеивателей крови, перемещающихся на фоне неподвижных рассеивателей биоткани, представлены на рис. 3, б.

Среднее значение нелинейного параметра в исследуемых биологических тканях $\overline{\varepsilon}_{\text{tis}}$ может оказаться близким к его среднему значению в крови $\overline{\varepsilon}_{\text{bl}}$. Действительно, для мягких биотканей человека $\overline{\varepsilon}_{\text{tis}}$ отличается, как правило, от $\overline{\varepsilon}_{\text{bl}}$ не более, чем в $\cong 1.5$ раза, причем $\overline{\varepsilon}_{\text{bl}}$ может быть меньше, чем $\overline{\varepsilon}_{\text{tis}}$ [7]. Кроме того, в двумерной схеме томографии, оценки $\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$ получаются усредненными по толщине озвученного слоя, что может приводить к дополнительному уменьшению контраста между $\hat{\varepsilon}$ для ткани и для кровеносных сосудов. Поэтому для практической реализации предлагаемого метода оценки $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ весьма важен вопрос о компенсации сигнала, рассеянного от неподвижной окружающей биоткани. При линейном томографировании селекция движущихся рассеивателей обеспечивалась формированием разности двух рассеянных сигналов, соответствующих двум последовательным посылкам излучателя [6]. Такой прием не подходит непосредственно для рассматриваемой схемы нелинейного томографирования кровотока из-за большой длительности первичных сигналов, обеспечивающей высокое качество результата согласованной фильтрации. Поэтому трудность заключается в том, что компенсация должна осуществляться для рассеянного сигнала, порождаемого однократным излучением первичных сигналов большой длительности (свыше 0.1 с). С этой целью предлагается использовать процедуру согласованной фильтрации в сочетании с селекцией движущихся рассеивателей следующим образом. Принятый сигнал $p(\mathbf{y},t)$ общей длительности T разбивается (как функция времени) на более короткие интервалы равной длительности T_{sub}. Получается совокупность сигналов $\{p^{(i)}(\mathbf{y},t)\}_i$, где i – номер интервала разбиения. Эти интервалы могут быть неперекрывающимися или же частично перекрывать друг друга. По тому же самому принципу сигнал сравнения, т.е. эталонный отклик $p_{\delta}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)$ разбивается на $\{p_{\delta}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)\}_i$. Эталонным откликом $p_{\delta}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)$ для точки пространства $\mathbf{r}$ является предвычисленный рассеянный комбинационный сигнал (регистрируемый тем же приемником с радиус-вектором $\mathbf{y}$), порождаемый неподвижным пробным точечным рассеивателем, находящимся в точке $\mathbf{r}$. Согласованная фильтрация сигнала $p^{(i)}(\mathbf{y},t)$ осуществляется для каждого фиксированного интервала i. Используется корреляционный фильтр, осуществляющий одновременно согласованную фильтрацию и подавление сигналов от неподвижных отражателей. С этой целью отклик согласованного фильтра разбивается для фиксированного интервала на две равные по длительности части, имеющие противоположный знак отклика. В результате отражение от неподвижного рассеивателя компенсируется, а рассеиватель, переместившийся за время в половину интервала, дает два некомпенсированных отклика (размытых и смещенных во времени). Итак, в качестве отклика корреляционного селектирующего фильтра используется функция $p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)$, совпадающая с $p_{\delta}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)$ на первой по-


Приемник
Излучатель 1
(а)
$\hat{\varepsilon}(\mathbf{r})$
y/λ_+^0
$4\lambda_+^0$
Излучатель 2
x/λ_+^0
(б)
$\hat{\varepsilon}_{env}(\mathbf{r})$
(в)
$\Gamma_{max}(\mathbf{r})$
(г)
$\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$
20 см/с
(д)
(е)
50 см/с
Приемник'

ловине текущего интервала разбиения, т.е. в течение времени $T_{\text{sub}}/2$, и инвертированная по фазе, т.е. совпадающая с $-p_{\delta}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)$ на второй половине той же длительности $T_{\text{sub}}/2$. Результатом такой селективной согласованной фильтрации является оценка нелинейного параметра $\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r})$

$$\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r}) = \frac{\int p^{(i)}(\mathbf{y},t)\left[p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)\right]^* dt}{\int p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)\left[p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)\right]^* dt} \quad (1)$$

(знак * означает комплексное сопряжение). Прием инверсии функции отклика с целью селекции движущихся рассеивателей означает, что изображение $\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r})$ представляет собой (с точностью до малых поправок результата корреляции) разность двух изображений, получаемых в результате обработки двух равных половин сигнала $p^{(i)}(\mathbf{y},t)$. Поэтому в изображении $\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r})$ влияние рассеяния на неподвижной окружающей биоткани существенно компенсируется. В то же время, значение T_{sub} ограничено сверху требованием относительно несильного смещения рассеивателей за это время, чтобы спекл-структура для каждой фиксированной пары коррелируемых далее изображений только смещалась, но не искажалась за счет диффузного "расползания" движущихся рассеивателей друг относительно друга.

Вообще говоря, интервал длительности T_{sub} не обязательно должен формироваться объединением именно двух соседних полуинтервалов длительности $T_{\text{sub}}/2$. Полуинтервалы могут объединяться, например, через один, или по какому-то другому заданному принципу.

Следующим этапом обработки является пространственная корреляция фрагментов пар изображений $\{\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r}), \hat{\varepsilon}^{(j)}(\mathbf{r})\}$, таких, что длительность между началом i-го и j-го интервалов фиксирована и составляет T_{rep}. Величина T_{rep}, равная целому числу интервалов T_{sub}, является аналогом времени повторения зондирующих сигналов в схеме линейной томографии кровотока [6]. Пусть $Z^{\text{I}}(\mathbf{r}+\mathbf{p})$ и $Z^{\text{II}}(\mathbf{r}+\mathbf{p})$ – фрагменты, принадлежащие изображениям $\hat{\varepsilon}^{(i)}$ и $\hat{\varepsilon}^{(j)}$ (соответственно) и имеющие общий фиксированный центр $\mathbf{r}$; вектор $\mathbf{p}$ характеризует координаты точек этих фрагментов относительно центра. Линейные размеры фрагментов Z^{I} и Z^{II} равны, соответственно, l_1 и l_2, причем $l_1 < l_2$, т.е. фрагмент Z^{I} меньше, и P_1 – область его локализации. Двумерная взаимная пространственно-корреляционная функция, построенная для каждой точки изображения $\{\mathbf{r}\}$, при взаимном сдвиге фрагментов $\Delta\mathbf{r}$ имеет вид

$$\Gamma^{(i,j)}(\mathbf{r},\Delta\mathbf{r}) \equiv \int\limits_{\mathbf{p}\in P_1} Z^{\text{I}}(\mathbf{r}+\mathbf{p})\left[Z^{\text{II}}_{\text{norml}}(\mathbf{r}+\mathbf{p}+\Delta\mathbf{r})\right]^* d\mathbf{p}, \quad (2)$$

где $Z^{\text{II}}_{\text{norml}}(\mathbf{r}+\mathbf{p}+\Delta\mathbf{r}) = \dfrac{Z^{\text{II}}(\mathbf{r}+\mathbf{p}+\Delta\mathbf{r})}{\sqrt{\int\limits_{\mathbf{p}'\in P_1}\left|Z^{\text{II}}(\mathbf{r}+\mathbf{p}'+\Delta\mathbf{r})\right|^2 d\mathbf{p}'}}$.

Нормировка большего фрагмента на его среднеквадратичное значение по области P_1 используется для исключения влияния амплитудных значений этого фрагмента. Результат корреляции $\Gamma^{(i,j)}(\mathbf{r},\Delta\mathbf{r})$ усредняется по множеству коррелируемых пар, соответствующих одному и тому же T_{rep}: $\Gamma(\mathbf{r},\Delta\mathbf{r}) = \sum\limits_{i,j}\Gamma^{(i,j)}(\mathbf{r},\Delta\mathbf{r})\Big|_{T_{\text{rep}}}$, и при каждом фиксированном $\mathbf{r}$ ищется вектор сдвига $\Delta\mathbf{r} = \Delta\mathbf{r}_{\max}$, соответствующий положительному главному максимуму $\Gamma_{\max}(\mathbf{r})$ функции $\text{Re}\Gamma(\mathbf{r},\Delta\mathbf{r})$. Искомый вектор скорости оценивается как $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r}) = \Delta\mathbf{r}_{\max}/T_{\text{rep}}$. Оценка $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ рассматривается для точек $\mathbf{r}$, в которых значения $\Gamma_{\max}(\mathbf{r})$ относительно велики, поскольку область пространственной локализации функции $\Gamma_{\max}(\mathbf{r})$ четко определяет положение и форму исследуемого кровеносного сосуда. Более подробно процедура корреляции и необходимые соотношения между размерами l_1 и l_2 описаны в [6].

Можно брать несколько различных значений T_{rep}, и для каждого из них коррелировать фрагменты соответствующих пар изображений. Полученные оценки вектора скорости усредняются по T_{rep}. Высокий фактор накопления, соответствующий широкополосному сигналу (ширина полосы ~1 МГц), обеспечивается достаточной общей

Рис. 3. Результат восстановления пространственно-корреляционным методом вектора скорости кровотока в сосуде толщины $4\lambda_{+}^{0}$ на основе данных нелинейной томографии:

– спекл-структура, возникающая при селективной согласованной фильтрации короткого интервала принятого сигнала для углов излучения 120°, 240° и угла приема 100° (а), 190° (б, слева), и обобщенная огибающая этого распределения (б, справа);

– пространственное распределение максимумов функции корреляции изображений (в);

– восстановленное векторное поле скорости при использовании селекции движущихся рассеивателей (г) и без селекции (д);

(е) – результат аддитивного объединения спекл-структур, изображенных на рис. 3, а и рис. 3, б, слева.

длительностью сигнала в сочетании с усреднением результата корреляции по множеству пар изображений. С другой стороны, использование селектирующего согласованного фильтра совместно с процедурой усреднения приводит к существенной компенсации влияния процессов нелинейного рассеяния на неподвижной части исследуемого объекта.

Вопрос помехоустойчивости получаемых оценок был подробно рассмотрен ранее как для этапа оценки нелинейного параметра при согласованной фильтрации [4], так и для этапа корреляции промежуточных изображений [6], где показана работоспособность предлагаемых схем в условиях реальных помех. Следует сделать некоторые уточнения, связанные с приемом разбиения полного сигнала длительности T на отдельные интервалы, количество которых $M \cong T/T_{\text{sub}}$. Выходное отношение сигнал/помеха (по мощности) для этапа согласованной фильтрации связано с входным отношением $(S/N)_{\text{in}}$ как $(S/N)_{\text{out1}} \cong \cong \Delta f_{\pm}\,(T/M)(S/N)_{\text{in}}$. Тогда итоговое выходное отношение процедуры нахождения $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ составляет [6]:

$$\left(\frac{S}{N}\right)_{\text{out2}} \cong K_{\text{spec}}K_{\text{av}}\left(\frac{(S/N)^2}{(1+S/N)^2}\right)_{\text{out1}} \cong \cong K_{\text{spec}}K_{\text{av}}\Bigg/\left(1+\frac{M}{\Delta f_{\pm}T(S/N)_{\text{in}}}\right)^2, \tag{3}$$

где K_{spec} – количество спекл-зерен на площади меньшего фрагмента коррелируемых изображений; K_{av} – количество пар изображений, по которым усредняется результат корреляции. Можно оценить то оптимальное значение $M = M_{\text{opt}}$, при котором $(S/N)_{\text{out 2}}$ максимально. Поскольку T_{rep} не должно превосходить времени, за которое фиксированный кластер крови пересекает всю область томографирования, то $K_{\text{av}} \cong (2-3)M$. С учетом этого соотношения, экстремум выражения (3) по переменной M достигается при $M_{\text{opt}} \cong \Delta f_{\pm}T(S/N)_{\text{in}}$, и тогда $(S/N)_{\text{out2}} \cong \cong K_{\text{spec}}\Delta f_{\pm}T(S/N)_{\text{in}}$.

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОСТРАНСТВЕННО-КОРРЕЛЯЦИОННОГО МЕТОДА

При моделировании учитывалось, что нелинейное рассеяние происходит как за счет движущихся рассеивателей, имитирующих движение кластеров крови, так и, одновременно, за счет неподвижных (фоновых) рассеивателей, имитирующих окружающую биологическую ткань. Важно, что неподвижные рассеиватели помещались не только снаружи кровеносного сосуда, но и "внутри" него. Это объясняется тем, что толщина томографируемого слоя превосходит диаметр сосуда, и поэтому фоновая биоткань присутствует сверху и снизу кровеносного сосуда. Как показано в [6], при численном моделировании каждый кластер может рассматриваться, как практически точечный рассеиватель. В рассматриваемой модели, близкой к случаю пространственно-распределенного рассеивателя, среднее расстояние между случайно расположенными точечными рассеивателями-кластерами было в несколько раз меньше разрешающей способности данной схемы томографирования [4] и полагалось равным $\lambda_+^0/5$ в крови и в ткани. (Уменьшение среднего расстояния до $\lambda_+^0/20$ не изменяло характер спекл-структур и, следовательно, не приводило к изменению оценки $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$).

Поскольку величина нелинейного параметра мягкой биоткани и крови различается не сильно, диапазон значений случайного распределения нелинейного параметра полагался одинаковым для элементарных рассеивателей внутри кровеносного сосуда и для фоновой биоткани, равным от 3.5 до 4.5. Скорость кластеров крови внутри прямолинейного кровеносного сосуда прежней толщины $4\lambda_+^0$ полагалась постоянной: $|\mathbf{v}| = 20$ см/с. Акустические оси двух плоских излучателей и плоского приемника, используемых при восстановлении, были наклонены по отношению к оси X под углами 120°, 240° и 190°, соответственно. Комбинационный сигнал на приемнике $p(\mathbf{y},t)$ (имеющий длительность $T = 40$ мс) порождался рассеянием на нелинейных рассеивателях крови и ткани, причем при решении прямой задачи имитировалось непрерывное движение крови, т.е. смещение рассеивателей дискретизовалось в соответствии с временным шагом дискретизации принимаемого сигнала.

На этапе решения обратной задачи принятый сигнал разбивался на 80 интервалов длительности $T_{\text{sub}} = 0.5$ мс каждый. Для каждого из интервалов с помощью (1) строились промежуточные изображения $\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r})$, одно из которых приведено на рис. 3, б. Видно, что ориентированная спекл-структура сильно выражена не только внутри сосуда, но и вне него. Исходную картину $\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r})$ достаточно получить с грубым пространственным шагом дискретизации – несколько отсчетов на элемент разрешения. Однако этап корреляции фрагментов пар промежуточных изображений требует более густой сетки дискретизации, шаг которой не должен превосходить допустимый шаг дискретизации соответствующих оцениваемых значений скорости. Для этого распределение $\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r})$ предварительно интерполировалось на густую

сетку с шагом $\lambda_+^0/32$ по оси OX и $\lambda_+^0/8$ по оси OY. Выделение карты кровотока и определение вектора его скорости основывалось на взаимной пространственной корреляции фрагментов спекл-структур. Оценка вектора скорости была устойчивой при изменении размеров и формы фрагментов, пока эти размеры не становились существенно меньше характерного масштаба элементов спекл-структуры в соответствующем направлении. Далее приводятся иллюстрации, полученные при коррелируемых фрагментах изображений квадратной формы с длиной стороны $l_1 = 2\lambda_+^0$ и $l_2 = 6\lambda_+^0$. Интервал времени, сопоставляемый каждой паре коррелируемых изображений, составлял $T_{\text{rep}} = 2T_{\text{sub}} = 1$ мс.

Область локализации функции $\Gamma_{\max}(\mathbf{r})$, нормированной на рис. 3*в* на максимум, четко соответствует местонахождению моделируемого сосуда, а оценка векторного поля скорости $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ (рис. 3, г) хорошо воспроизводит истинное распределение. Для уменьшения артефактов в оценке $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$, возникающих преимущественно на границе кровеносных сосудов, был использован следующий прием. На этапе пространственной корреляции (2), в первом варианте меньший коррелируемый фрагмент Z^{I} вырезался из изображения $\hat{\varepsilon}^{(i)}$, больший фрагмент Z^{II} – из $\hat{\varepsilon}^{(j)}$. Во втором варианте, наоборот, Z^{I} вырезался из $\hat{\varepsilon}^{(j)}$, а Z^{II} – из $\hat{\varepsilon}^{(i)}$. В качестве итоговой оценки $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ рассматривалась полусумма оценок, полученных в каждом из двух вариантов.

Для иллюстрации необходимости подавления влияния рассеяния от неподвижных рассеивателей была полностью повторена вся схема восстановления, однако без процедуры селекции движущихся рассеивателей, т.е. в (1) вместо селектирующего согласованного фильтра с откликом $p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)$ использовался обычный согласованный фильтр с откликом $p_{\delta}^{(i)}(\mathbf{y} \mid \mathbf{r};t)$ на всем интервале T_{sub}. Это привело к разрушению картины скорости (рис. 3, д).

Итак, несмотря на то, что при использовании селективной согласованной фильтрации в промежуточном изображении (рис. 3, б, слева) влияние неподвижного фона уже частично подавлено, спекл-структура вне и внутри кровеносного сосуда сравнима по амплитуде. В то же время, качество итоговой оценки $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$, полученной с помощью селекции, достаточно высокое (рис. 3, г), а без селекции – низкое (рис. 3*д*). Следовательно, в процедуре компенсации влияния фона важны одновременно оба фактора – селектирующий фильтр и накопление результатов пространственной корреляции по парам коррелируемых изображений.

Возможность восстановления векторного поля скорости, в том числе распределенного неравномерно в поперечном сечении кровеносного сосуда, тесно связана с характерным размером элементов спекл-структуры. Оценка $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$, в силу методики ее построения, всегда представляет собой результат усреднения истинных значений $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ по площади меньшего фрагмента, и поэтому разрешающая способность этой оценки не может быть лучше, чем размер характерных деталей спекл-структуры в соответствующем направлении. В связи с этим построение $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ нецелесообразно осуществлять в рамках одной и той же экспериментальной схемы нелинейного взаимодействия (т.е. при единственной взаимной ориентации двух излучателей, приемника и томографируемого объекта) сразу для всех сосудов в области томографирования. Возможны два варианта выбора конфигурации экспериментальной схемы. Первый из них нуждается в предварительном получении карты расположения кровеносных сосудов, например, путем оценки $\varepsilon(\mathbf{r})$ на основе согласованной фильтрации. Однако выделение кровеносных сосудов на фоне окружающей их биоткани с помощью данного метода возможно, если средние значения нелинейных параметров крови и ткани различны. Если же контраст между $\overline{\varepsilon}_{\text{bl}}$ и $\overline{\varepsilon}_{\text{tis}}$ мал, то следует использовать введение контрастных агентов в кровь, приводящее к увеличению $\overline{\varepsilon}_{\text{bl}}$ (хотя бы в десятки раз). Далее, на основе уже построенной карты расположения сосудов, выбирается отдельный сосуд, и решается задача восстановления при одном фиксированном положении приемоизлучающей системы. Нужно такое положение системы относительно исследуемого сосуда, при котором возникает спекл-структура, достаточно мелкомасштабная в направлении вдоль сосуда.

Более универсальным является второй путь, использующий аддитивное объединение спекл-структур, возникающих при различных углах приема или при различных положениях приемоизлучающей системы как целой. Он не требует знания карты сосудов для обеспечения определенной взаимной ориентации излучателей, приемника и сосуда. Так, на рис. 3, е представлен результат аддитивного объединения двух изображений, полученных при одних и тех же углах излучения 120° и 240°, но разных углах приема (100° для рис. 3, а и 190° для рис. 3, б, слева), отличающихся на 90°. Каждое из объединяемых изображений предварительно нормируется на свое среднеквадратичное значение. В отличие от исходных изображений, спекл-структура на рис. 3, е стала изотропной и однородной в области кровеносного сосуда. Таким образом, как минимум, надо иметь данные нелинейного рассеяния при фиксированной паре излучателей и двух

взаимно-ортогональных положениях приемника. Несколько лучший результат дает объединение изображений, полученных при фиксированном положении приемоизлучающей системы и после поворота всей системы в целом на 90°.

Важно отметить, что объединяемые спекл-структуры должны быть когерентны в том смысле, что они являются результатом обработки одинаковых временных интервалов, и сами принимаемые сигналы порождаются одной и той же совокупностью случайных рассеивателей. Условие когерентности нужно для того, чтобы амплитуда соответствующих фрагментов объединяемых изображений была примерно одинакова, и более яркие фрагменты при объединении не подавляли бы менее яркие. Кроме того, взаимосвязана сама структура соответствующих когерентных фрагментов. Условие когерентности технически проще обеспечить при фиксированных излучателях и одновременном использовании различных направлений приема. В случае использования поворота всей системы в целом, для когерентности данных при различных положениях системы следует попеременно излучать короткие сигналы каждой используемой парой излучателей. Итак, целесообразно объединение двух или более нормированных когерентных изображений. Коррелирование таких объединенных спекл-структур позволяет оценить $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ на всей плоскости томографирования вне зависимости от локальной ориентации сосуда и вектора скорости в нем.

Настоящая работа выполнена при поддержке гранта Президента РФ № НШ 2906.2008.2 и гранта № 07-02-00239 Российского Фонда Фундаментальных Исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Румянцева О.Д.* Восстановление вектора скорости кровотока в процессе томографирования нелинейного параметра // Изв. РАН. Серия Физическая. 2006. Т. 70. № 12. С. 1694–1699.
2. *Буров В.А., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д.* Восстановление картины кровотока в процессе томографирования акустического нелинейного параметра. Численное и физическое моделирование // Акуст. журн. 2008. Т. 54. № 5. С. 712–724.
3. *Zhang D., Chen X., Gong X.* Acoustic nonlinearity parameter tomography for biological tissues via parametric array from a circular piston source. Theoretical analysis and computer simulations // J. Acoust. Soc. Amer. 2001. V. 109. № 3. P. 1219–1225.
4. *Буров В.А., Евтухов С.Н., Ткачева А.М., Румянцева О.Д.* Акустическая томография нелинейного параметра с помощью малого числа преобразователей // Акуст. журн. 2006. Т. 52. № 6. С. 760–776.
5. *Береза С.А., Буров В.А., Евтухов С.Н.* Модельные эксперименты по акустической томографии нелинейного параметра // Акуст. журн. 2008. Т. 54. № 4. С. 522–534.
6. *Буров В.А., Матвеев О.В., Нестерова Е.В., Румянцева О.Д.* Восстановление картины распределения вектора скорости кровотока в процессе акустического томографирования // Акуст. журн. 2006. Т. 52. № 5. С. 607–623.
7. *Duck F.A.* Physical Properties of Tissue. London: Academic Press, 1990. 346 p.