

На правах рукописи
УДК 534.2 : 534.7 : 534.222

Матвеев Олег Владимирович

**ВОССТАНОВЛЕНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ВЕКТОРА
СКОРОСТИ КРОВОТОКА В ЛИНЕЙНОМ И
НЕЛИНЕЙНОМ АКУСТИЧЕСКИХ ТОМОГРАФАХ**

Специальность: 01.04.06 – акустика

А в т о р е ф е р а т
диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва – 2014

Работа выполнена на кафедре акустики физического факультета Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова.

Научные руководители:

доктор физико-математических наук,
профессор В.А. БУРОВ,
МГУ имени М.В.Ломоносова,
физический факультет, г. Москва

кандидат физико-математических наук
РУМЯНЦЕВА Ольга Дмитриевна,
МГУ имени М.В.Ломоносова,
физический факультет, г. Москва

Официальные оппоненты:

доктор физико-математических наук,
профессор ПИРОГОВ Юрий Андреевич,
МГУ имени М.В.Ломоносова,
физический факультет, г. Москва

кандидат физико-математических наук,
начальник отдела гидроакустических систем
ПРУДНИКОВА Инесса Петровна,
ОАО “Тетис Про”, г. Москва

Ведущая организация:

Нижегородский государственный
университет имени Н.И.Лобачевского,
г. Нижний Новгород

Защита диссертации состоится “26” июня 2014 г. в 11-00 часов на заседании Специализированного Совета Д.501.001.67 в МГУ им. М.В. Ломоносова по адресу: 119991, г. Москва, ГСП-1, Ленинские Горы, МГУ, физический факультет _____

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке физического факультета МГУ им М.В. Ломоносова.

Автореферат разослан “ ” мая 2014 г.

Ученый секретарь
Специализированного Совета Д.501.001.67
кандидат физико-математических наук

А.Ф. КОРОЛЕВ

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы

В настоящее время медицинские УЗ методы исследования являются самым распространенным средством диагностики внутренних органов. УЗ используется, начиная от контроля внутриутробного развития плода и заканчивая мониторингом проведения операционного вмешательства, начиная от диагностики начальных стадий ряда заболеваний и заканчивая терапевтическим применением при лечении. Во многих случаях знание реальной картины состояния органов, в том числе, и скорости кровотока очень важно при принятии правильных и своевременных решений, от которых зависит здоровье пациентов.

Одним из режимов диагностики в УЗИ-системах является исследование кровотока. Рассеивающими центрами УЗ сигналов являются кластеры кровеносных телец. Однако, поскольку в процессе движения крови локальное распределение рассеивающих центров в кровеносных сосудах полностью меняется, именно *некогерентные методы* в сочетании с многокурными данными рассеяния позволяют с достаточно высокой точностью не только получить картину распределения этих кровеносных сосудов, но и восстановить полный вектор скорости кровотока в них. Таким образом, для задач восстановления картины кровоснабжения, некогерентные методы не менее перспективны. Применяемые при этом принципы томографирования и их технические воплощения достаточно разнообразны. В некогерентных (прежде всего, в мультипликативных, т.е. корреляционных) системах акустоскопии накопление осуществляется на более ранних этапах, обычно в виде пространственно-временной корреляционной обработки первичных сигналов, принимаемых антенной решеткой. Корреляционные системы обладают рядом присущих только им достоинств. К ним относятся меньшая критичность к некоторым видам фазовой нестабильности систем, а также возможность вторичной адаптации и накопления некогерентных данных, бесполезных в когерентных системах. Основной же особенностью таких устройств является квадратичная зависимость выходного эффекта от входного отношения сигнал/помеха, эффект подавления слабых сигналов и, соответственно, большой объем необходимых вычислений, обеспечивающий достаточную информативность корреляционных систем. Таким образом, использование некогерентных пространственно-корреляционных методов в томографических системах создает ряд специфических проблем, но, в то же время, позволяет расширить возможности восстановления картины кровоснабжения. Это связано с тем, что такая многокурная томографическая схема допускает накопление данных от движущейся крови (содержащей или не содержащей акустически контрастный агент) при разных положениях приемопередатчиков, т.е. некогерентное пространственное накопление.

В связи с этим, целью диссертационной работы являлась разработка алгоритмов, позволяющих получить карту кровеносных сосудов в исследуемой

области и оценить численно полный вектор скорости кровотока по данным рассеяния, измеренным в рамках обследования, проводимого томографической системой. При этом нужно отметить, что сочетание томографического восстановления распределения скорости звука и коэффициента поглощения с алгоритмами восстановления картины кровотока является важной задачей. В зависимости от исследуемого интервала скоростей кровотока, должны подбираться режимы измерений всей работы томографической системы.

Для достижения цели работы были поставлены и решены следующие задачи:

1. Исследование возможности использования спекл-структур в получении картины кровоснабжения и оценки полного вектора скорости кровотока.
2. Разработка алгоритмов для получения картины кровоснабжения и оценки полного вектора скорости кровотока в процессе многоканального корреляционного линейного и корреляционного нелинейного томографирования.
3. Оценка помехоустойчивости алгоритмов и границ их работоспособности.
4. Проведение модельных численных расчетов, имитирующих физический эксперимент.
5. Проведение физического эксперимента.

Научная новизна работы

1. Разработаны два алгоритма, позволяющих, в рамках системы линейного томографирования, получить картину кровоснабжения и оценку вектора скорости кровотока на основе анализа спекл-структур.
2. Проведены модельные оценки, показывающие работоспособность алгоритмов, и выполнен физический эксперимент на опытном образце ультразвукового томографа.
3. Проверена возможность использования алгоритмов получения карты сосудов и оценки вектора скорости в них за счет акустического нелинейного параметра крови, в сочетании с процессом полного томографирования распределения нелинейного параметра.

Достоверность

Достоверность результатов решения обратной задачи рассеяния подтверждается соответствием восстановленных данных заданным в модели параметрам в пределах ошибки и с учетом помех, а также результатами вычислений, полученных на основе физического эксперимента.

Научная и практическая значимость работы

Предложенные алгоритмы пространственного восстановления изображения картины кровеносных сосудов и численной оценки скорости кровотока на основе корреляционных данных могут использоваться в различных УЗ приборах медицинской диагностики, в том числе, в томографах в

сочетании с оценками пространственных распределений линейных характеристик и нелинейных параметров биологической ткани.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Использование рассеянного акустического поля, являющегося результатом взаимодействия излученных акустических импульсных сигналов с движущимися рассеивателями в исследуемой области, позволяет восстановить изображения, обладающие спекл-структурой, и, как следствие, получить пространственную оценку параметров кровотока.

2. Предварительная селекция принимаемых сигналов от движущихся рассеивателей уменьшает вклад от малоподвижного фона в процессе восстановления изображения.

3. Метод корреляционной обработки множества пар изображений спекл-структур, соответствующих зондирующим импульсам в различные моменты времени, позволяет определить участки с движущимися рассеивателями и оценить значение скорости в этих участках в рамках как линейного, так и нелинейного акустических томографов.

Апробация работы

Материалы докладывались на следующих конференциях:

- Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам “Ломоносов-2003”. Секция “Физика”.
- Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам “Ломоносов-2004”. Секция “Физика”.
- II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии “Медицинская физика-2005” 21-24 июня 2005.
- X Всероссийская школа-семинар “Волновые явления в неоднородных средах”. Звенигород, Московская область, 22-27 мая 2006.
- The 8th Pacific Symposium on Flow Visualization and Image Processing. Ed. I.A.Znamenskaya. Moscow: Moscow State University, 2011 (8-й мировой симпозиум по визуализации потоков и вычислению изображений им. И.А. Знаменской, МГУ, 2011).

Публикации

Основные результаты диссертации изложены в 12 работах [A1–A12], в том числе, четыре статьи опубликованы в журналах, включенных в рекомендованный список ВАК РФ [A1, A2, A3, A4]. Список публикаций приводится в конце автореферата.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, двух глав, заключения и списка литературы. Список литературы состоит из 102 наименований. Общий объем работы составляет 165 страниц, включая 32 рисунка.

Личный вклад автора.

Все результаты получены автором лично на основе модельных данных, полученных по методам, разработанным автором.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

В первой главе в разделе 1.1 приведено обоснование актуальности выбранной темы диссертационной работы (далее – работы), показана цель работы и поставлены задачи, решенные по ходу работы. Приведены формулировки научной новизны и значимости работы. Показан вклад автора, и дана формулировка, подтверждающая достоверность результатов работы. Раскрыты выносимые на защиту положения, перечислены конференции и публикации, где докладывались и изложены результаты работы. **В разделе 1.2** представлен обзор научных публикаций по теме работы. Описано развитие современных методов УЗ диагностики от одноканальных систем до многоканальных систем, как линейных, так и нелинейных. Показаны связь и различие доплеровских средств диагностики и корреляционных методов.

Большинство появившихся в последние десятилетия систем медицинской акустоскопии – ультразвуковые многоканальные системы активной локации (УЗИ) и разрабатывавшиеся в последние годы многоракурсные томографические системы [1]. Эти диагностические комплексы представляют собой, как правило, линейные когерентные системы активной локации, основанные на аддитивном (когерентном) сложении сигналов, принимаемых элементами антенной решетки. Важным достоинством этих систем является линейная зависимость выходного отношения сигнал/помеха от такого же входного отношения. В когерентных системах, применяемых для диагностики состояния кровеносной системы исследуемого органа, используется доплеровский эффект. Развитие таких систем шло от одноканальных систем [2] к многоканальным [1, 3] системам, на которых, в частности, основаны классические УЗИ-системы. Когерентно-аддитивные методы требуют точного априорного знания обрабатываемого сигнала и для получения результата используют операцию согласованной фильтрации. Некогерентные методы не требуют точного знания вида сигналов и основаны лишь на пространственно-временных свойствах их корреляционных функций.

Во второй главе изложены результаты разработки и численного моделирования методов решения задачи томографического восстановления картины распределения полного вектора скорости $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ кровотока с помощью ультразвука на относительно низких частотах $1 \div 2$ МГц, обеспечивающих достаточную глубину проникновения. **В разделе 2.1** рассматриваются аддитивно-корреляционный и мультипликативно-корреляционный алгоритмы восстановления. Схема построения общей картины пространственного распределения кровотока и оценки вектора его скорости изображена на рис. 1 на примере мультипликативно-корреляционного метода. Схема аддитивно-

корреляционного метода аналогична, но в ней отсутствует этап попарной корреляции принятых сигналов (после селекции движущихся рассеивателей). В обоих случаях восстановление векторной картины осуществляется на основе использования пространственно-корреляционной информации большого объема в тесной связи с процессом построения томографического изображения всего органа в целом. При этом применяется взаимная пространственная корреляция промежуточных изображений, за счет чего становится возможной оценка вектора скорости кровотока независимо от величины реального перемещения крови за полное время измерений. Кроме того, измерения от различных излучателей могут быть синхронизированы с сердечным ритмом.

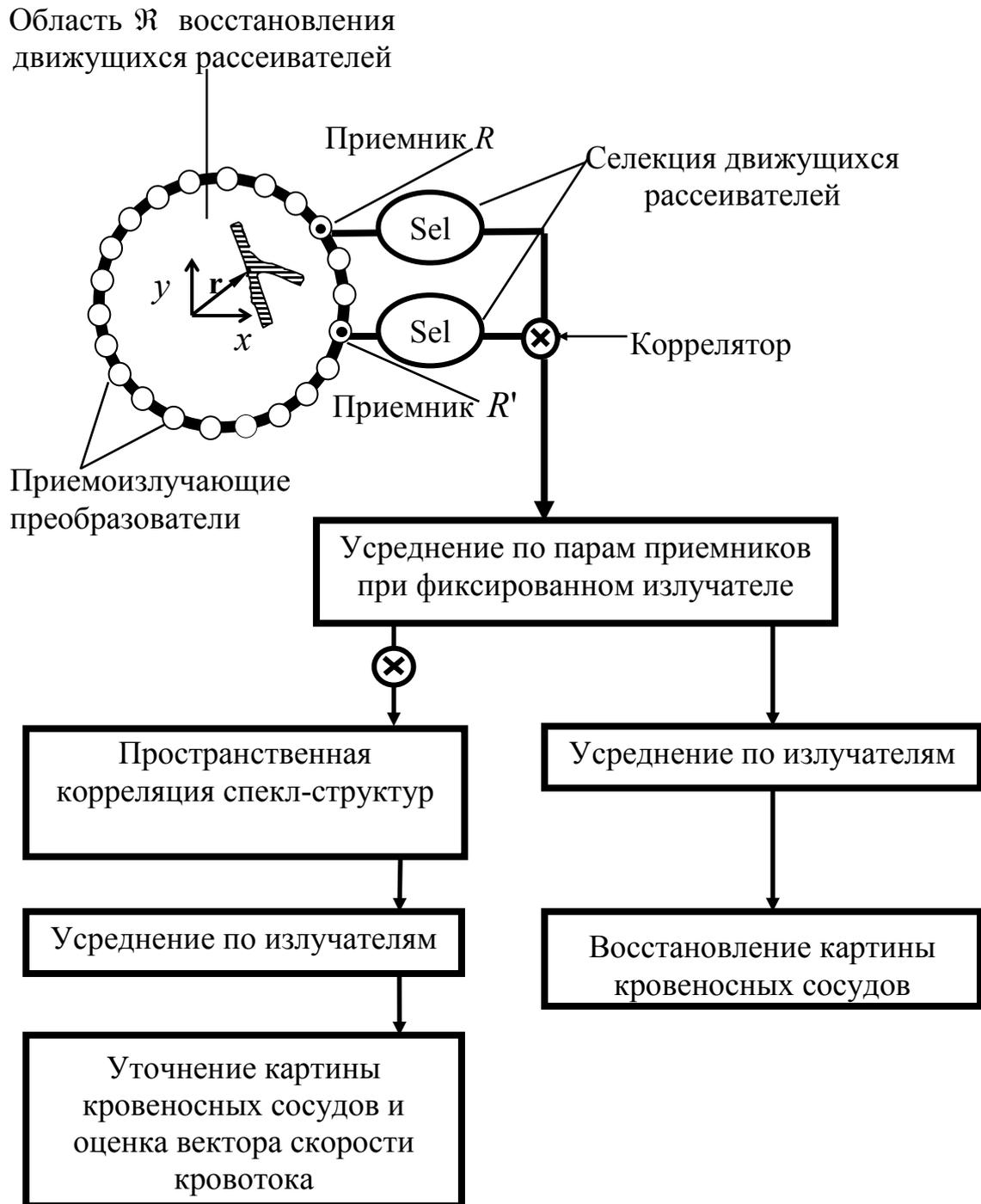
Более детальное описание процедуры восстановления карты кровеносных сосудов и вектора скорости кровотока заключается в следующем. Используется круговая антенная решетка, где поочередно происходит излучение зондирующих импульсов одним из преобразователей. Каждый излучатель S с радиус-вектором \mathbf{r}_S последовательно генерирует три или более одинаковых импульса, которые можно объединить в две пары, обозначаемые далее индексами I и II, соответственно. Временной интервал T_{rep} между первым и вторым импульсами фиксированной пары одинаков для обеих пар. Рассеянные сигналы u_{sc} , приходящие на приемник R с радиус-вектором \mathbf{r}_R и соответствующие фиксированной паре посылок, деструктивно объединяются, формируя два разностных сигнала: $\Delta u_{\text{sc}}^{\text{I}}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}_R, t)$, $\Delta u_{\text{sc}}^{\text{II}}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}_R, t)$, где t – время. Это простейший вариант селекции, подавляющий рассеяние от малоподвижных объектов. В сигналах $\Delta u_{\text{sc}}^{\text{I}}$ и $\Delta u_{\text{sc}}^{\text{II}}$ остается информация только от движущихся рассеивателей. Допустимое полное время измерений при фиксированном излучателе ограничено временем разрушения фиксированного взаимного расположения кластеров крови.

На основе значений $\Delta u_{\text{sc}} = \Delta u_{\text{sc}}^{\text{I}}$ и $\Delta u_{\text{sc}} = \Delta u_{\text{sc}}^{\text{II}}$, предварительно сфазированных на текущую точку \mathbf{r} , строятся, соответственно, два изображения $Z = Z^{\text{I}}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r})$ и $Z = Z^{\text{II}}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r})$ для каждого фиксированного излучателя (индекс S). Перебор всех излучателей дает две серии изображений. Например, при аддитивном методе построения этих изображений разностные сигналы объединяются взвешенным суммированием по приемникам:

$$Z(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}) = \sum_R \Delta u_{\text{sc}}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}_R, t_{SR}(\mathbf{r})) \mathfrak{Z}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}_R, \mathbf{r}). \quad (1)$$

Здесь значение $t_{SR}(\mathbf{r})$ равно сумме времени распространения сигнала от излучателя S до текущей точки \mathbf{r} и времени распространения от точки \mathbf{r} до приемника R . При этом учитывается дополнительная задержка, которая обеспечивает фазирование на максимум огибающей комплексного сигнала Δu_{sc} . Множители $\mathfrak{Z}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}_R, \mathbf{r})$ компенсируют как геометрическую расходимость волн, так и их поглощение в фоновой среде.

Рис. 1. Мультипликативно-корреляционная схема томографирования системы кровоснабжения.



Процесс фазирования сигналов, а также расчет множителей \mathfrak{Z} в выражении (1) предполагают знание пространственных распределений скорости звука и коэффициента поглощения в фоновой неподвижной среде. Эти распределения неоднородны, в общем случае, и должны быть найдены

предварительно, например, методом измерения всех времен пролета с последующим уточнением на основе полных томографических данных [4]. Тем самым, восстановлению вектора скорости кровотока должно предшествовать восстановление полной сглаженной томографической картины распределений скорости звука и поглощения, что осуществляется в рамках той же самой томографической схемы.

Поскольку в построении изображений типа (1) участвуют непосредственно сами сигналы, а не их модули, то эти изображения обладают спекл-структурами, перемещающимися вдоль кровеносных сосудов при движении по ним крови. Такое перемещение определяется пространственно-корреляционным сравнением небольших фрагментов двух изображений Z^I и Z^{II} при одном и том же излучателе. Коррелируемые фрагменты $Z^I(\mathbf{r}_S, \mathbf{r} + \mathbf{p}_1)$, $\mathbf{p}_1 \in P_1$, и $Z^{II}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r} + \mathbf{p}_2)$, $\mathbf{p}_2 \in P_2$, имеют общий фиксированный центр \mathbf{r} , а переменный вектор \mathbf{p}_1 или \mathbf{p}_2 характеризует координаты точек в этих фрагментах относительно центра. Результатом является взаимная корреляционная функция $\Gamma(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}, \Delta\mathbf{r})$, построенная для каждой точки изображения \mathbf{r} , где \mathbf{r} и $\Delta\mathbf{r}$ – координаты центра и относительного смещения коррелируемых фрагментов:

$$\Gamma(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}, \Delta\mathbf{r}) = \int_{\mathbf{p} \in P_1} [Z^I(\mathbf{r}_S, \mathbf{r} + \mathbf{p}) - \bar{Z}^I(\mathbf{r}_S, \mathbf{r})][Z_{\text{norm}1}^{II}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r} + \mathbf{p} + \Delta\mathbf{r})]^* d\mathbf{p}. \quad (2)$$

Здесь $\bar{Z}^I(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}) = \frac{1}{S_1} \int_{\mathbf{p} \in P_1} Z^I(\mathbf{r}_S, \mathbf{r} + \mathbf{p}) d\mathbf{p}$ – среднее значение меньшего фрагмента с площадью S_1 . При этом в (2) фигурируют значения большего фрагмента, нормированные на свое среднеквадратичное значение:

$$Z_{\text{norm}1}^{II}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r} + \mathbf{p} + \Delta\mathbf{r}) = \frac{Z^{II}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r} + \mathbf{p} + \Delta\mathbf{r})}{\sqrt{\int_{\mathbf{p}' \in P_1} |Z^{II}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r} + \mathbf{p}' + \Delta\mathbf{r})|^2 d\mathbf{p}'}}. \quad \text{Смысл этой нормировки}$$

заключается в том, что максимум корреляционной функции должен обеспечиваться именно за счет того, что при сдвиге $\Delta\mathbf{r}_{\text{max}}$ два коррелируемых фрагмента изображений оказываются наиболее похожими друг на друга, а не только за счет амплитудных значений этих фрагментов.

Далее функция Γ усредняется по всем излучателям при фиксированных \mathbf{r} и $\Delta\mathbf{r}$:

$$\bar{\Gamma}(\mathbf{r}, \Delta\mathbf{r}) \equiv \sum_S \Gamma(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}, \Delta\mathbf{r}).$$

При каждом фиксированном \mathbf{r} ищется вектор сдвига $\Delta\mathbf{r} = \Delta\mathbf{r}_{\text{max}}$, соответствующий положительному главному максимуму функции $\text{Re}\bar{\Gamma}(\mathbf{r}, \Delta\mathbf{r})$, определяемому как

$$\bar{\Gamma}_{\max}(\mathbf{r}) \equiv \operatorname{Re} \bar{\Gamma}(\mathbf{r}, \Delta \mathbf{r}_{\max}) = \max_{\Delta \mathbf{r}} \operatorname{Re} \bar{\Gamma}(\mathbf{r}, \Delta \mathbf{r}) > 0,$$

$$\text{и } \operatorname{Re} \bar{\Gamma}(\mathbf{r}, \Delta \mathbf{r}_{\max}) \gg |\operatorname{Im} \bar{\Gamma}(\mathbf{r}, \Delta \mathbf{r}_{\max})|.$$

Единственность главного максимума функции $\operatorname{Re} \bar{\Gamma}(\mathbf{r}, \Delta \mathbf{r})$ при фиксированном \mathbf{r} обеспечивается накоплением большого количества слагаемых. В итоге вектор скорости $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ в каждой точке изображения оценивается из очевидного соотношения $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r}) = \Delta \mathbf{r}_{\max} / T_{\text{rep}}$.

Пространственная локализация функции $\bar{\Gamma}_{\max}(\mathbf{r})$ четко определяет положение и форму кровеносных сосудов, что далее иллюстрируется результатами численного моделирования. Поэтому на карте значений векторного поля $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ следует рассматривать только окрестность максимальных значений функции $\bar{\Gamma}_{\max}(\mathbf{r})$. Построение карты кровеносных сосудов, исходя из $\bar{\Gamma}_{\max}(\mathbf{r})$, более надежно и устойчиво, чем построение с помощью функции $F(\mathbf{r}) \equiv \sum_S Z(\mathbf{r}_S, \mathbf{r})$, полученной суммированием промежуточных изображений $Z(\mathbf{r}_S, \mathbf{r})$.

Условия на время повторения T_{rep} имеют вид:

$$T_{\text{rep}} > \tau_{\text{sc}}; \quad v_{\min} T_{\text{rep}} \geq \Delta r_0,$$

где τ_{sc} – длительность рассеянного сигнала; v_{\min} – минимальное значение $|\mathbf{v}(\mathbf{r})|$, которое желательно оценить; Δr_0 – минимальное смещение спекл-структур за время повторения зондирующих импульсов, которое можно надежно оценить в используемой томографической системе. При $L \cong (0.1 \div 0.2)\text{м}$, $c_0 \cong 1500\text{ м/с}$, скорости в достаточно крупных сосудах $v_{\min} \cong (0.05 \div 0.2)\text{м/с}$, $\Delta r_0 \cong \lambda_0/4$ и несущей частоте $\cong 1.6\text{ МГц}$ (λ_0 – длина волны на несущей частоте) имеем $T_{\text{rep}} \cong (1 \div 4)\text{мс}$, что вполне приемлемо в рассматриваемых томографических устройствах.

Центральным моментом рассматриваемых методов является взаимная пространственная корреляция промежуточных изображений, соответствующих фиксированному излучателю (или фиксированной паре излучателей). Благодаря этому, во-первых, предлагаемые корреляционные алгоритмы, допускают, в отличие от чисто линейных методов, возможность полной смены рассеивателей в сосудах, а, следовательно, взаимную некогерентность рассеянных полей, соответствующих различным излучателям. Тем самым, они допускают *последовательное* облучение исследуемой области с различных направлений, несмотря на многократную смену рассеивающих центров в течение полного времени съема информации. Зондирующие сигналы от разных излучателей могут при этом быть одинаковыми, что технически удобно при практической реализации. Во-вторых, рассмотренная некогерентная система делает возможным измерение скорости кровотока независимо от величины

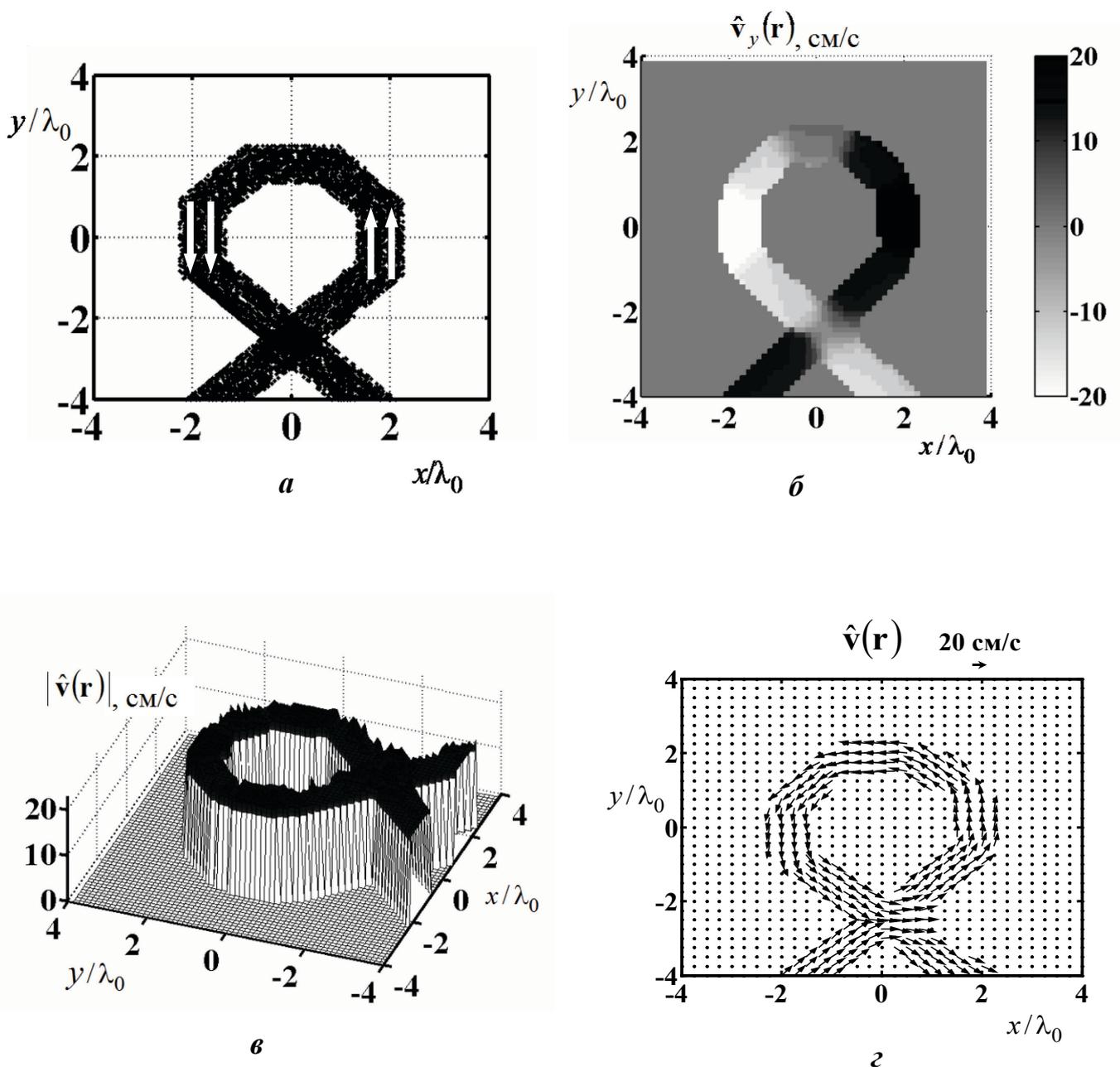
реального перемещения крови за суммарное время измерений при всех излучателях. В-третьих, процесс измерений при посылках от разных излучателей может быть синхронизован с ритмикой сердца. Тогда можно выделить, например, значение максимальной (за период биений сердца) скорости и направление кровотока в каждой точке изображения. Если для определения скорости кровотока используется излучение одного или небольшого количества излучателей, то весь процесс съема данных приемниками в количестве $200 \div 300$ штук занимает несколько миллисекунд. Если же используется весь набор излучателей ($200 \div 300$ штук), то весь процесс непосредственного съема данных занимает уже до 0.5сек, т.е. сравним с интервалом сердцебиений. Поэтому его следует разбить на несколько групп (по $10 \div 50$ излучателей), привязав моменты посылок излучений в каждой последующей группе к одному и тому же временному интервалу соответствующего нового кардиоцикла. Именно некогерентный характер корреляционной обработки изображений позволяет провести такое разбиение.

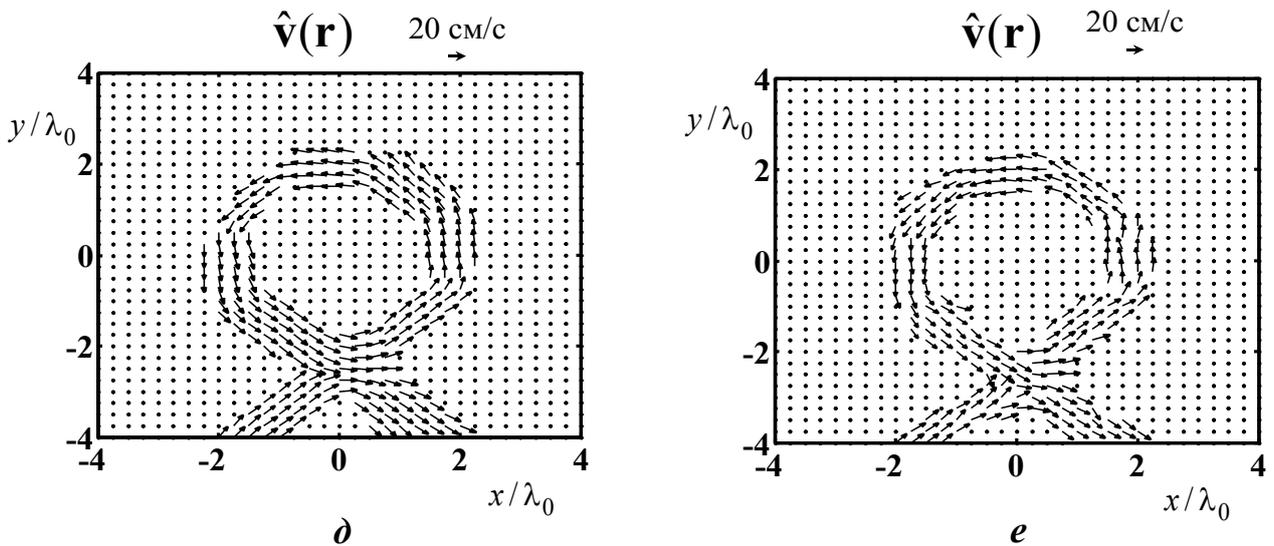
Результаты модельных исследований по оценке векторной картины кровотока и первых проведенных экспериментов с движущейся модельной средой подтверждают перспективность описываемого метода в акустической томографии. Так, **в разделе 2.2** приводятся результаты численного моделирования процедуры оценки вектора скорости в случае постоянного и переменного распределений вектора скорости кровотока в поперечных сечениях кровеносных сосудов, а также результаты первых экспериментов с движущейся модельной средой. Исходные параметры при численном моделировании выбирались близкими к реальным характеристикам томографа и имеющимся данным по акустическим характеристикам крови. Предполагалось, что в антенной решетке томографа используется равномерное круговое расположение приемоизлучающих преобразователей, хотя, как уже отмечалось, большое количество ($200 \div 300$) равномерно расположенных преобразователей на практике может быть заменено гораздо меньшим количеством преобразователей ($20 \div 30$), расположенных неравномерно (по специально подобранной схеме), в сочетании с дискретизованным вращением антенной решетки [5].

На рис. 2 приведен результат модельного восстановления аддитивно-корреляционным методом распределения вектора скорости кровотока в случае скорости, постоянной по абсолютной величине $|\mathbf{v}|$, но изменяющейся по направлению (рис. 2а). Предлагаемый способ восстановления позволяет восстановить каждую из компонент вектора скорости (рис. 2б): при этом в отсутствие помех хорошо воспроизводится как $|\mathbf{v}|$ (рис. 2в), так и собственно векторное поле \mathbf{v} (рис. 2г).

Рис. 2. Восстановление вектора скорости кровотока в кровеносном сосуде петлеобразной формы (толщина сосуда λ_0 ; скорость $|\mathbf{v}| = 20$ см/с; время повторения зондирующих импульсов $T_{\text{rep}} = 1$ мс; используются 64 преобразователя):

(а) – модель кровеносного сосуда; восстановленные оценки у-компоненты (б) и модуля (в) скорости кровотока; векторное поле скорости кровотока, восстановленное в отсутствие погрешностей в данных рассеяния (г), а также в присутствии помех в виде случайного движения фоновой ткани со скоростью ≈ 1.4 см/с (д) и в виде случайного аппаратного шума, приводящего к относительным среднеквадратичным ошибкам $\sigma_u \approx 0.008$, $\sigma_{\Delta u} \approx 2$ (е)





Возможность восстановления оценки неравномерного распределения скорости в поперечном сечении кровеносного проиллюстрирована на модели разветвленного кровеносного сосуда (рис. 3). Толщина основной части сосуда составляет $3\lambda_0$, толщина двух ответвлений $2\lambda_0$ и λ_0 (рис. 3а). Видно, что пространственное распределение максимумов функции $\bar{\Gamma}_{\max}(\mathbf{r})$ четко характеризует область локализации движущихся рассеивателей (рис. 3б), и качество воспроизведенного вектора скорости кровотока оказывается достаточно хорошим (рис. 3в).

Помехоустойчивость метода является важным показателем их практической применимости. Неизбежным источником помех являются аппаратные шумы приемно-измерительного тракта. Помимо этого, в рассматриваемой задаче важную роль играют особого вида помехи, возникающие за счет случайного смещения как рассеивателей, участвующих в создании кровотока, так и рассеивателей фоновой среды (биологической ткани, окружающей кровеносные сосуды), которая лишь в идеале неподвижна. Такие смещения обусловлены, например, естественными сокращениями мышц и произвольными движениями человека. При попарном вычитании рассеянных сигналов влияние этих смещений компенсируется неполностью.

Относительную среднеквадратичную ошибку, привносимую по тем или иным причинам (движениями фона или аппаратными шумами) в исходные рассеянные сигналы $u_{sc}^{(q)}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}_R, t)$ при фиксированной посылке, можно оценить

$$\text{как } \sigma_u \cong \sqrt{\frac{\sum_S \sum_R |u_{sc}^{\text{noise}} - u_{sc}|^2}{\sum_S \sum_R |u_{sc}|^2}}, \quad \text{где } u_{sc} \equiv u_{sc}^{(q)}(\mathbf{r}_S, \mathbf{r}_R, t = t_{SR}^{\max}) \quad - \text{рассеянные}$$

сигналы в отсутствие помех и шумов; t_{SR}^{\max} – момент времени, соответствующий максимуму рассеянного сигнала для данной пары “источник S –приемник R ”;

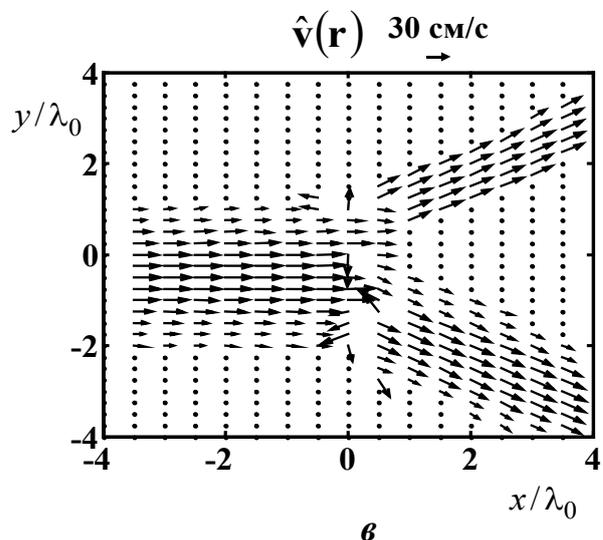
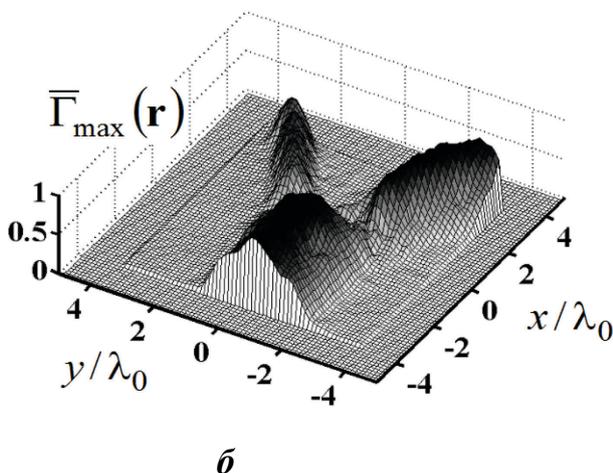
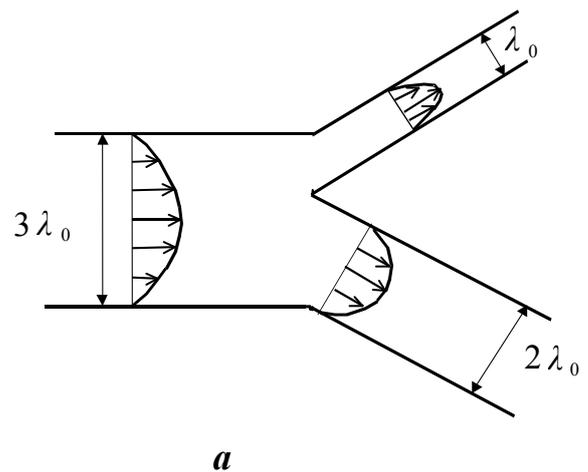
u_{sc}^{noise} – рассеянный сигнал в присутствии помех или шумов в тот же момент t_{SR}^{max} . Соответствующая относительная ошибка в разностных сигналах

составляет $\sigma_{\Delta u} \cong \sqrt{\frac{\sum_S \sum_R |\Delta u_{sc}^{noise} - \Delta u_{sc}|^2}{\sum_S \sum_R |\Delta u_{sc}|^2}}$, где Δu_{sc} , Δu_{sc}^{noise} – разностные

рассеянные сигналы в отсутствие и в присутствии помех, рассматриваемые в момент времени, соответствующий максимуму $|\Delta u_{sc}|$ для данной пары “источник S –приемник R ”.

Рис. 3. Восстановление вектора скорости кровотока, параболически распределенного в поперечных сечениях разветвленного кровеносного сосуда (скорость $|v|$ изменяется в поперечных сечениях от 6 см/с до 30 см/с; $T_{гер} = 3$ мс; 64 преобразователя):

- (а) – модель кровеносного сосуда;
- (б) – нормированное пространственное распределение максимумов функции корреляции изображений, характеризующее область локализации движущихся рассеивателей, причем местоположение этого распределения соответствует геометрическому положению и форме кровеносного сосуда;
- (в) – восстановленное векторное поле скорости кровотока.



Присутствие помех от смещения малоподвижного фона в кровотоке моделировалось в виде потока рассеивателей, координаты которых флуктуируют в процессе движения. При этом положение каждого фонового рассеивателя изменялось случайным образом (как по величине, так и по направлению) в пределах участка площади $\chi \times \chi$, где χ – заданный линейный размер, составляющий сотые или десятые доли от λ_0 . Ни при одном из методов восстановления смещение $\chi = \lambda_0/100$, приводящее при количестве преобразователей $K = 32$ к относительным среднеквадратичным ошибкам в данных $\sigma_u \approx 4.4$ и $\sigma_{\Delta u} \approx 0.44$ почти не искажает результата восстановления, по сравнению с отсутствием помех (рис. 2d). Оказалось, что сильные искажения появляются только в случае $\chi = \lambda_0/30$ ($\sigma_u \approx 5.5$, $\sigma_{\Delta u} \approx 2.8$ при $K = 64$), что соответствует уже достаточно заметной скорости движения фона $v_{bg} \cong 2.4$ см/с, составляющей около 12% от восстанавливаемой скорости движения кровотока.

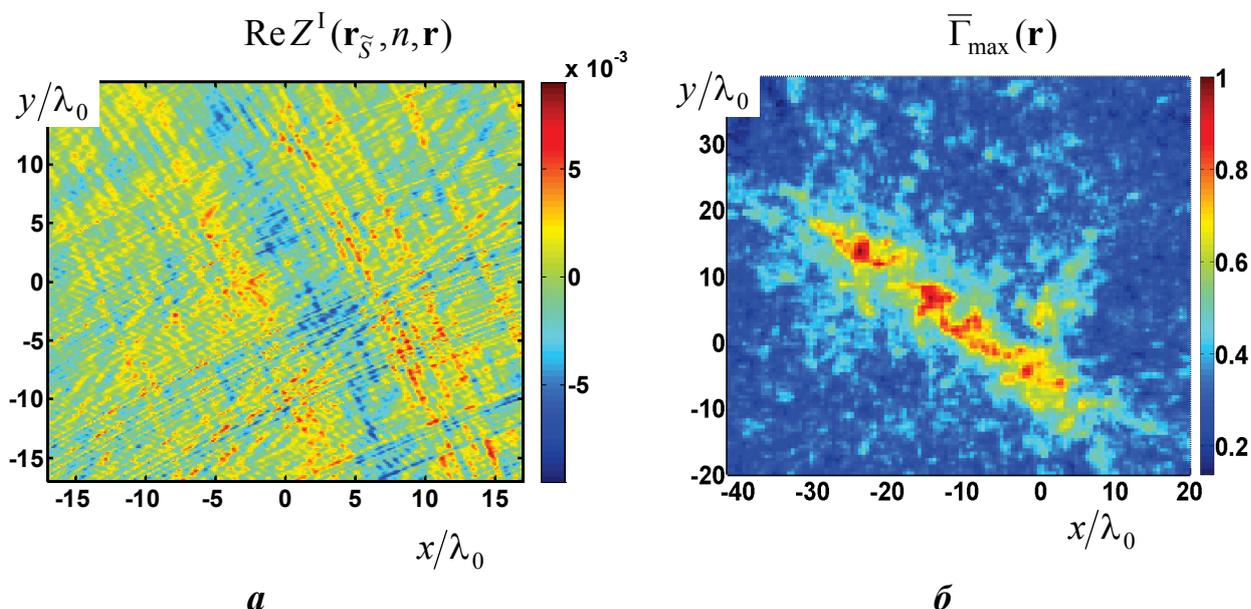
Другой тип помех – аппаратный шум – моделировался в виде нормально распределенного случайного процесса, который привносился независимо к каждой реализации рассеянного поля $u_{sc}^{(q=1)}$, $u_{sc}^{(q=2)}$, $u_{sc}^{(q=3)}$. Здесь, в отличие от помех, порождаемых малоподвижным фоном, для среднеквадратичных ошибок всегда имеет место неравенство $\sigma_{\Delta u} \gg \sigma_u$, так как шум в разностных сигналах Δu_{sc} не компенсируется, и его относительный уровень становится существенно выше, чем в u_{sc} . При предположениях, близких к реальным, когда отношение сигнал/шум выше 40дБ ($\sigma_u \cong 10^{-2}$, $\sigma_{\Delta u} \cong 2$), результат восстановления остается удовлетворительным (рис. 2e). Таким образом, устойчивость предлагаемого метода к помехам обоих типов приемлема для реализации томографической схемы на практике.

В разделе 2.3 представлены результаты физических экспериментов, подтверждающих работоспособность предлагаемого метода определения скорости кровотока в составе медицинского акустического томографа. Антенная решетка рассматриваемого томографа имеет разреженную структуру и состоит из 26 преобразователей, расположенных на кольце неравномерно, однако в строго определенных, заранее рассчитанных угловых позициях. Таким образом, реально имеется 26 излучателей и 26 приемников. Кольцевая решетка совершает дискретизованное круговое движение; угловой шаг дискретизации составляет $2\pi/256$. В каждом фиксированном угловом положении антенной решетки один преобразователь излучает, и все преобразователи принимают проходящий сигнал; потом излучает следующий преобразователь, и т.д. После перебора всех 26 излучателей происходит поворот в новую угловую позицию антенной решетки. В результате, общий объем экспериментальной информации будет эквивалентен информации в случае неподвижной решетки, содержащей 256 преобразователей.

В первом физическом эксперименте в область озвучивания помещалась трубочка из тонкого полиэтилена, имеющая диаметр 10 мм. Трубочка располагалась в плоскости томографирования. По трубочке протекала имитационная жидкость, представляющая собой взвесь зубного порошка в киселе при концентрации около 2 грамм порошка на 200 грамм киселя. Результаты, полученные с помощью обработки аддитивно-корреляционным методом данных, измеренных только при одном фиксированном положении антенной решетки (вместо 256 возможных положений), представлены на рисунке 4. Местоположение трубочки (рис. 4б), направление движения и абсолютное значение скорости (рис. 4в, г) оцениваются при восстановлении правильно, что свидетельствует о работоспособности метода.

В следующем эксперименте использовалась медицинская силиконовая трубочка с внутренним диаметром 4 мм и толщиной стенки 1 мм. Условия проведения эксперимента оставались прежними. Результаты обработки данных, полученных для 250 различных угловых положений антенной решетки, представлены на рис. 5. Распределение максимумов функции корреляции (рис. 5а) стало более равномерным в области локализации трубочки, по сравнению с рис. 4б. В карте восстановленной скорости (рис. 5б) отсутствуют "изъяны", по сравнению с рис. 4 в, г). Таким образом, увеличение количества измеренных данных улучшает результат восстановления, подтверждая оценки, полученные на модельных данных.

Рис. 4. Эксперимент с движением жидкости в трубочке, ориентированной по диагонали (а–в) и вдоль оси OX (г); экспериментальные данные получены при единственном угловом положении антенной решетки: фрагмент одного из коррелируемых изображений при фиксированном излучателе (а); распределение максимумов функции корреляции $\bar{\Gamma}_{\max}(\mathbf{r})$ (б); карта скорости $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ (в, г).



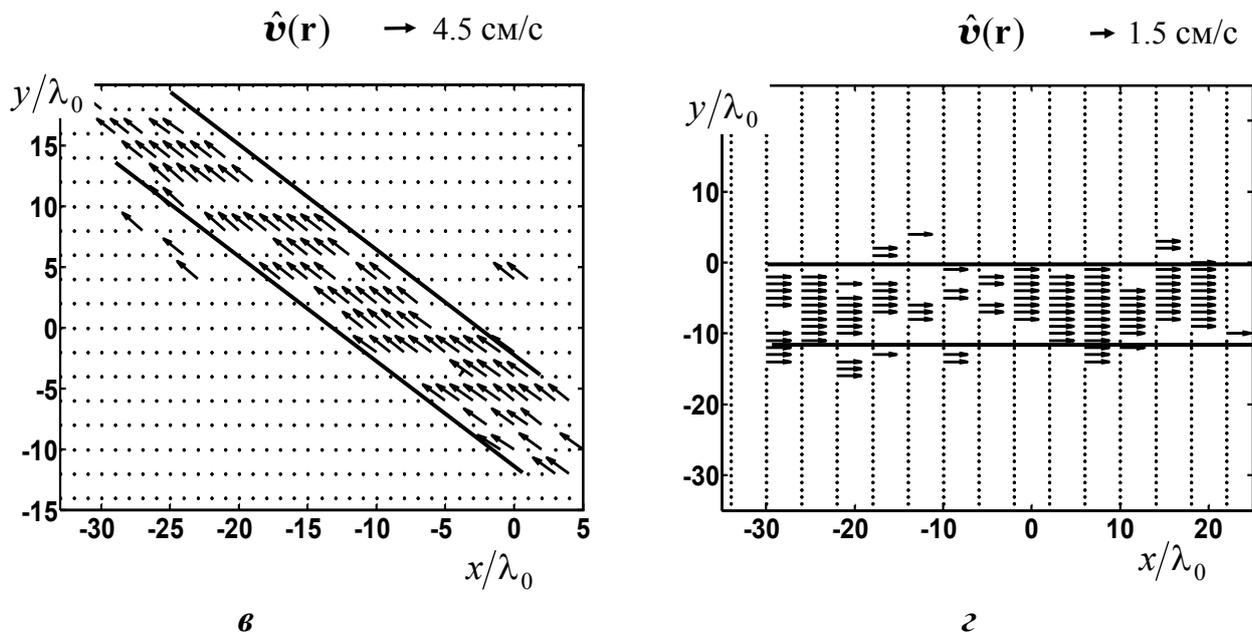
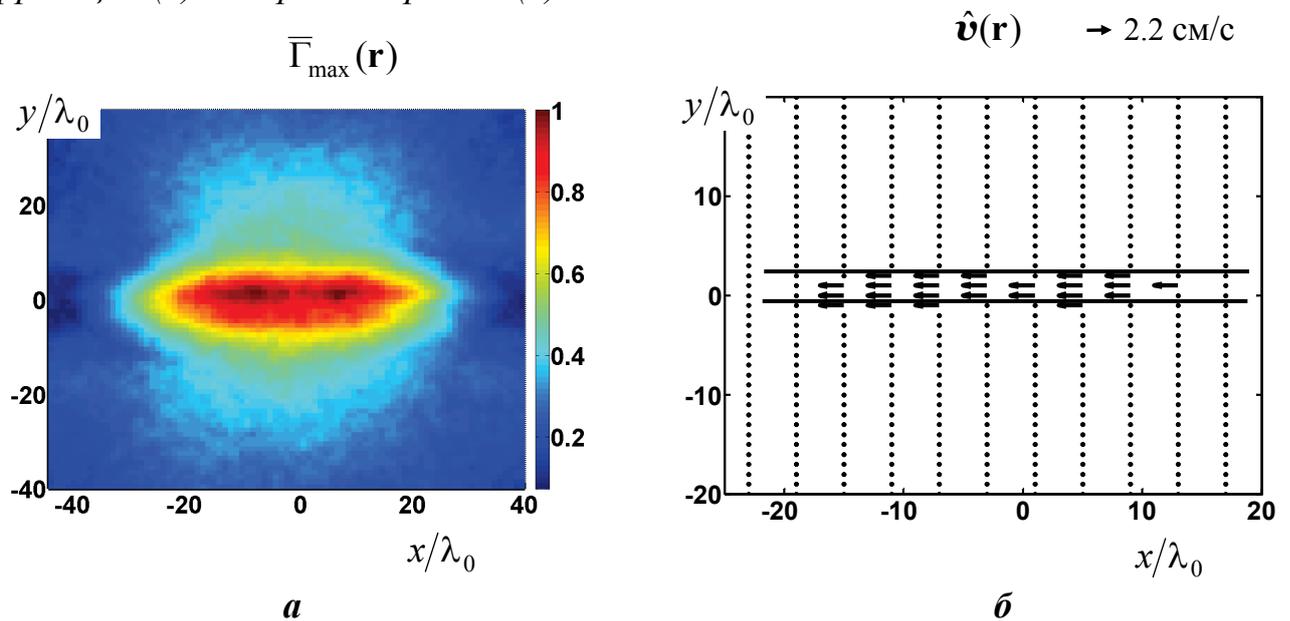


Рис. 5. Эксперимент с движением жидкости в трубочке, ориентированной вдоль оси OX ; экспериментальные данные получены для 250 угловых положений антенной решетки: распределение максимумов функции корреляции (а) и карта скорости (б).



В разделе 2.4 даны выводы ко второй главе.

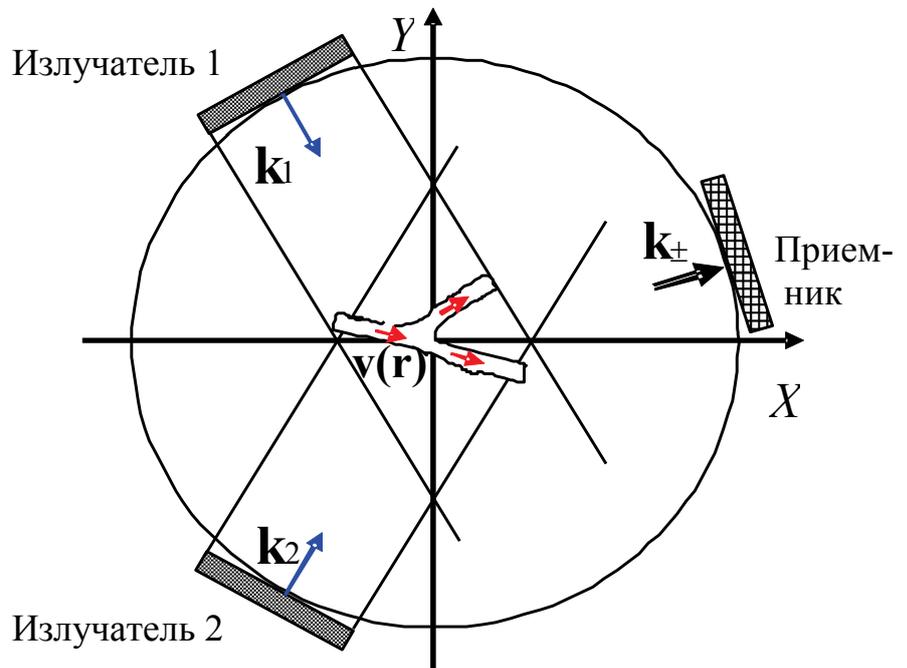
В третьей главе предложен метод нахождения двумерного вектора скорости кровотока $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ в рамках процесса томографирования распределения нелинейного параметра. Это связано с тем, что настоящее время на кафедре акустики разрабатывается ещё один тип томографа – нелинейный, принцип действия которого основан на нелинейном взаимодействии зондирующих полей. В нелинейном томографе используется малое количество преобразователей (минимум – три или четыре) в сочетании с излучением кодированных первичных сигналов и приемом кодированных волн на комбинационных частотах. Томограф позволяет получить распределение акустических нелинейных параметров; при этом разработанный и апробированный на численных моделях метод нахождения двумерного вектора скорости кровотока использует те же самые экспериментальные данные, что и для восстановления нелинейных параметров.

В разделе **3.1** показано, что решение двумерной задачи диагностики кровеносной системы томографируемого слоя использует факт нелинейного рассеяния первичных волн на движущихся кластерах крови. Нелинейный параметр второго порядка $\varepsilon(\mathbf{r})$ определяется как $\varepsilon = 1 + \frac{\rho_0}{2c_0^2} \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{\rho=\rho_0}$, где ρ_0 –

невозмущенная плотность среды, c_0 – невозмущенная скорость звука, P – мгновенное давление среды, ρ – мгновенная плотность среды. В случае рассматриваемой схемы нелинейной томографии второго порядка на окружности располагаются два плоских излучателя и плоский приемник; все преобразователи ориентированы на центральную область этой окружности. Угол между акустическими осями преобразователей достаточно произволен (рис.6). Исследуемый объект располагается внутри области пересечения прожекторных зон преобразователей. Излучаются два кодированных широкополосных неколлинеарных сигнала. Когда нелинейная неоднородность с нелинейным параметром второго порядка $\varepsilon(\mathbf{r})$ присутствует в области пересечения первичных волн, возникают нелинейные эффекты взаимодействия этих волн, и в результате появляются комбинационные сигналы, которые регистрируются на приемнике. Поскольку вид кодирования первичных сигналов известен априори, то и кодировка сигналов на комбинационных частотах также известна.

Рис. 6. Томографическая схема, предназначенная для восстановления пространственных распределений нелинейного параметра и вектора скорости кровотока:

$\mathbf{k}_1, \mathbf{k}_2$ – волновые векторы на частотах f_1, f_2 ; регистрируются нелинейно рассеянные комбинационные сигналы с волновым вектором \mathbf{k}_\pm на частотах $f_1 \pm f_2$.



Метод восстановления распределения скорости кровотока $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ основан на определении вектора перемещения спекл-структуры, возникающей при оценке картины распределения нелинейного параметра движущейся крови, путем пространственно-корреляционного сравнения спекл-структур. Для этого на первом этапе, путем согласованной фильтрации комбинационных сигналов по методике [6], строятся изображения $\varepsilon(\mathbf{r})$, каждое из которых является оценкой распределения значений нелинейного параметра в среднем за короткий интервал времени и имеет вид спекл-структуры. Для практической реализации весьма важен вопрос о компенсации сигнала, рассеянного от неподвижной окружающей биоткани. Трудность заключается в том, что компенсация должна осуществляться для рассеянного сигнала, порождаемого однократным излучением первичных сигналов большой длительности (свыше 0.1 с). Поэтому предлагается использовать следующую процедуру согласованной фильтрации в сочетании с селекцией движущихся рассеивателей. Регистрируемый на плоском приемнике с радиус-вектором центра \mathbf{y} комбинационный сигнал $p(\mathbf{y}, t)$ с длительностью T разбивается на короткие интервалы $\{p^{(i)}(\mathbf{y}, t)\}_i$ равной длительности T_{sub} ; i – номер текущего интервала. По тому же самому принципу эталонный отклик $p_\delta(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t)$ разбивается на $\{p_\delta^{(i)}(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t)\}_i$. Эталонный отклик $p_\delta(\mathbf{y}|\mathbf{r}; t)$ для точки пространства \mathbf{r} – это комбинационный сигнал на приемнике, 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 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:

$$p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t) = \begin{cases} p_{\delta}(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t), & t \in [0, T_{\text{sub}}/2] \\ -p_{\delta}(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t), & t \in [T_{\text{sub}}/2, T_{\text{sub}}] \end{cases}. \quad \text{В результате отражение от}$$

неподвижного рассеивателя компенсируется, а рассеиватель, переместившийся за время в половину полного интервала, дает два нескомпенсированных отклика (размытых и смещенных во времени). 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. Результатом *селективной согласованной фильтрации* является оценка

$$\text{нелинейного параметра второго порядка: } \hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r}) = \frac{\int p^{(i)}(\mathbf{y}, t) [p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t)]^* dt}{\int p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t) [p_{\text{fil}}^{(i)}(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t)]^* dt}.$$

Следующим этапом обработки является *пространственная корреляция фрагментов* пар изображений $\{\hat{\varepsilon}_2^{(i)}(\mathbf{r}), \hat{\varepsilon}_2^{(j)}(\mathbf{r})\}$ за фиксированный период времени T_{rep} между начальным i -м и j -м интервалом. Процедура корреляции аналогична используемой в линейных томографических системах, – см. (2). Результатом корреляции фрагментов при их взаимном сдвиге $\Delta \mathbf{r}$ является двумерная взаимная корреляционная функция $\Gamma^{(i,j)}(\mathbf{r}, \Delta \mathbf{r})$, построенная для окрестности каждой точки изображения \mathbf{r} . Далее функция $\Gamma^{(i,j)}(\mathbf{r}, \Delta \mathbf{r})$ усредняется по множеству коррелируемых пар, соответствующих одному и тому же T_{rep} . Для каждого фиксированного \mathbf{r} ищется вектор сдвига $\Delta \mathbf{r} = \Delta \mathbf{r}_{\text{max}}$, соответствующий главному максимуму $\Gamma_{\text{max}}(\mathbf{r})$ этой усредненной функции. Область пространственной локализации функции $\Gamma_{\text{max}}(\mathbf{r})$ определяет положение кровеносного сосуда и его форму. В итоге, внутри сосуда искомый вектор скорости оценивается как $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r}) = \Delta \mathbf{r}_{\text{max}} / T_{\text{rep}}$. В предлагаемом подходе высокий фактор накопления, соответствующий широкополосному сигналу, обеспечивается достаточной общей длительностью сигнала в сочетании с усреднением результата корреляции по множеству пар изображений.

В разделе 3.2 приводятся результаты численного моделирования. Одновременно показано, что аддитивное объединение спекл-структур, возникающих при различных углах приема или при различных положениях приемоизлучающей системы как целой не требует априорного знания карты сосудов для обеспечения определенной взаимной ориентации излучателей, приемника и сосуда. Первичные плоские волны моделировались в виде сигналов, фазоманипулированных по псевдослучайному закону; $f_1^0 = 2$ МГц,

$f_2^0 = 1.8$ МГц – средние частоты, и $f_1 \in (1 \div 3)$ МГц, $f_2 \in (0.9 \div 2.7)$ МГц – излучаемые частотные полосы. Акустические оси двух плоских излучателей составляют, соответственно, угол 120° и 240° по отношению к оси X . Ось X совпадает с биссектрисой угла между направлениями излучения первичных волн и является линией одинакового кода регистрируемых рассеянных сигналов на суммарных комбинационных частотах. Кровеносный сосуд был ориентирован вдоль оси X и имел ширину $4\lambda_+^0$ (где λ_+^0 – длина волны на средней суммарной комбинационной частоте. Принимаемый комбинационный сигнал обрабатывается в полосе $(0.5 \div 1.5)f_+^0$ с центральной суммарной частотой $f_+^0 = 3.8$ МГц.

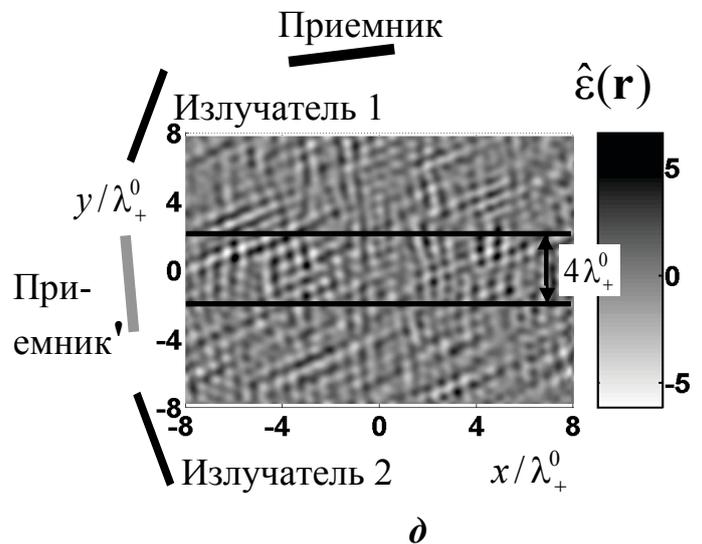
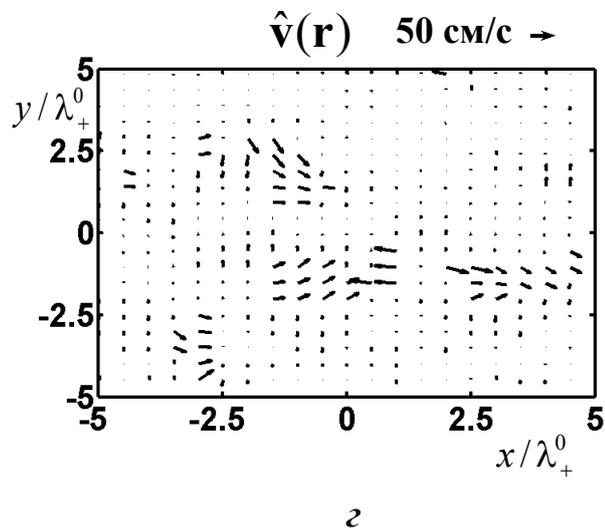
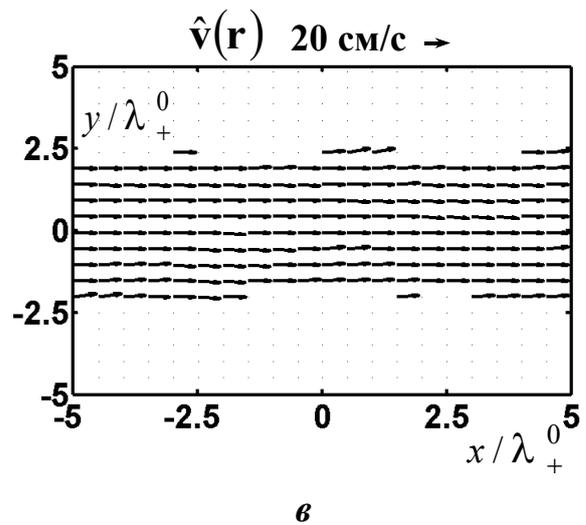
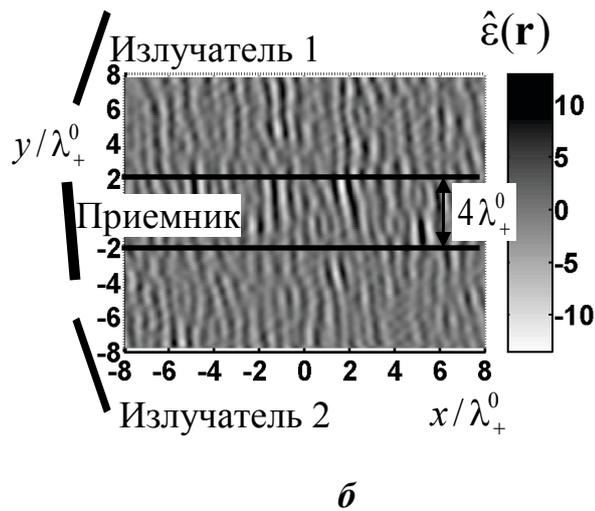
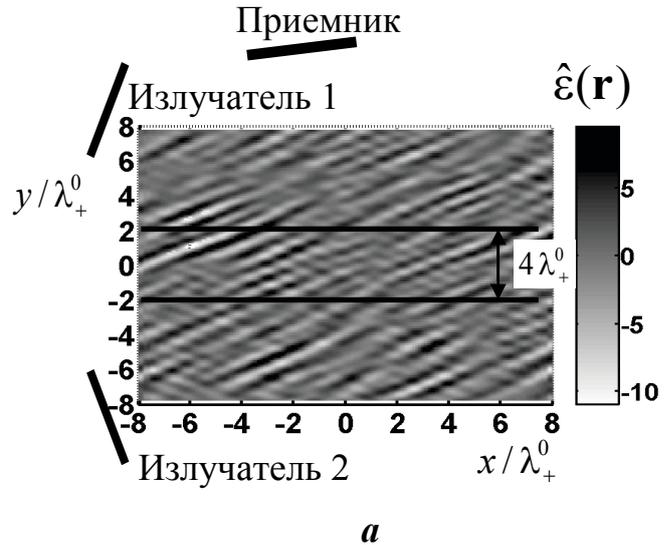
Нелинейное рассеяние моделировалось для движущихся рассеивателей (кластеры крови) и, одновременно, для неподвижных фоновых рассеивателей (биологическая ткань). Важно, что неподвижные рассеиватели помещались не только вне кровеносного сосуда, но и внутри него, поскольку озвученный при томографировании слой имеет конечную толщину. Диапазон случайного распределения величины нелинейного параметра задавался одинаковым (от 3.5 до 4.5) для элементарных рассеивателей внутри сосуда и для фоновой ткани. Имитировалось равномерное движение эритроцитов со скоростью $|\mathbf{v}| = 20$ см/с. Принятый комбинационный сигнал длительности $T = 40$ мс разбивался на 80 интервалов длительности $T_{\text{sub}} = 0.5$ мс, для каждого из которых строились промежуточные изображения $\hat{\varepsilon}^{(i)}(\mathbf{r})$. Особенности ориентационной изменчивости изображений иллюстрируются на рис.7а, 7б. Анизотропия высокочастотного пространственного заполнения спекл-структур порождена анизотропией разрешающей способности [6]. Для последующего модельного восстановления вектора скорости использовался угол приема 190° (рис.7б), при котором характерные размеры элементов спекл-структуры достаточно малы. Итоговая оценка векторного поля скорости $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ (рис.7в) хорошо воспроизводит истинное распределение. В процедуре компенсации влияния фона важны одновременно оба фактора – селективирующий фильтр (без селекции оценка $\hat{\mathbf{v}}(\mathbf{r})$ получается неудовлетворительной – см. рис.7г) и накопление результатов пространственной корреляции по парам изображений.

Возможны два варианта выбора конфигурации экспериментальной схемы. Первый из них нуждается в предварительном получении карты расположения кровеносных сосудов, например, путем оценки $\varepsilon(\mathbf{r})$. Далее выбирается такое положение системы относительно исследуемого сосуда, при котором спекл-структура достаточно мелкомасштабна в направлении вдоль сосуда. Более универсален второй путь, предполагающий объединение двух или более нормированных когерентных изображений. Коррелирование таких объединенных спекл-структур, которые достаточно изотропны и однородны (рис.7д), позволяет оценить $\mathbf{v}(\mathbf{r})$ на всей плоскости томографирования вне зависимости от локальной ориентации сосуда и вектора скорости в нем.

В разделе 3.3 представлены выводы к третьей главе.

Рис.7. Результат восстановления вектора скорости кровотока в прямолинейном сосуде толщиной $4\lambda_+^0$ на основе данных нелинейной томографии:

спекл-структура, возникающая после селективной согласованной фильтрации комбинационного сигнала для углов излучения 120° и 240° при угле приема 100° (а), 190° (б); восстановленное векторное поле скорости с учетом селекции движущихся рассеивателей (в) и без селекции (г); (д) – аддитивное объединение спекл-структур, показанных на рис. а и б.



ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Исследована задача восстановления общей картины кровоснабжения и оценки скорости кровотока в рамках разрабатываемого экспериментального макета ультразвуковой томографической системы. Использование относительно низких частот ($1 \div 2$) МГц обеспечивает достаточную глубину проникновения в биологическую ткань. Показано, что данные рассеяния, полученные при томографировании в импульсном режиме, позволяют восстановить векторное поле скорости кровотока без внесения контрастных агентов или при малой дозировке последних.
2. Предложены аддитивный и мультипликативный корреляционные алгоритмы восстановления вектора скорости кровотока. Данные алгоритмы допускают возможность полной смены рассеивателей в сосудах за общее время измерений и, следовательно, взаимную некогерентность рассеянных полей от области исследования, при посылках от разных излучателей.
3. Численным моделированием прямой и обратной задачи рассеяния подтверждена работоспособность предложенных алгоритмов восстановления картины кровоснабжения и оценки вектора скорости в корреляционных томографических системах. Показано, что наличие спекл-структуры в восстановленных фрагментах промежуточных изображений, полученных при использовании селекции движущихся рассеивателей, позволяет оценить скорость кровотока, путем пространственной взаимной корреляции таких фрагментов. Результаты получены для постоянного и переменного распределений вектора скорости кровотока в поперечных сечениях кровеносных сосудов.
4. Экспериментально проиллюстрировано, что корреляционные функции разностных сигналов от движущейся кластеризованной жидкости содержат статистическую информацию о величине и направлении скорости движения. Работоспособность предложенного пространственно-корреляционного метода определения вектора скорости кровотока подтверждена экспериментами, проведенными на опытном образце ультразвукового томографа.
5. Предложен корреляционный метод обработки сигналов, полученных при томографировании пространственного распределения акустического нелинейного параметра. Показано, что данные рассеяния, полученные при томографировании акустического нелинейного параметра с помощью малого числа излучателей и приемников при кодированных широкополосных зондирующих сигналах, позволяют восстановить векторное поле скорости кровотока, не прибегая к дополнительным измерениям.
6. Показано, что благодаря большому объему данных рассеяния и учету направления приема, компенсация отражений малоподвижного фона позволяет оценить скорость кровотока даже при близких значениях нелинейного параметра фона и движущихся рассеивателей.

7. Выявлено, что анизотропия высокочастотного заполнения спекл-структуры требует использования данных нелинейного томографирования при двух или более направлениях на приемник или двух различных положениях приемно-излучающей системы в целом. В случае единственного направления на приемник или единственного положения приемно-излучающей системы в целом, процедура восстановления вектора скорости нуждается в предварительном определении ориентации кровеносного сосуда.

8. Сделанные теоретические оценки в совокупности с численным моделированием показали, что предложенные алгоритмы обладают хорошей помехоустойчивостью к различным видам помех аппаратного происхождения и за счет отражений от малоподвижного слоя.

Список цитируемой литературы

1. *Duric N., Littrup P., Chandiwala-Mody P., Li C., Schmidt S., Myc L., Rama O., Bey-Knight L., Lupinacci J., Ranger B., Szczepanski A., West E.* In-vivo imaging results with ultrasound tomography: Report on an ongoing study at the Karmanos Cancer Institute // *Medical Imaging 2010: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*. Eds. D'hooge J., McAleavey S.A., 2010. V. 7629. P. 76290M.
2. *Ferrara K.W., Zagar B.* High resolution 3D color flow mapping of breast vasculature // *IEEE Ultrasonic symposium*. 1995. P.1467-1470.
3. *Svensson W.E., Humphries K., Stanley P., Holt P., Cosgrove D.O., Forouhi P.* Combined/split three-dimensional greyscale/colour Doppler imaging shows detail of breast lesions vascular morphology // *Ultrasound in Medicine & Biology*. 2003. V.29. P.105-106.
4. *Burov V.A., Zotov D.I., Karavay M.F., Rumyantseva O.D.* Ultrasound tomography of soft biological tissues containing strong inhomogeneities // *Physics of Wave Phenomena*. 2013. V. 21. N 1. P. 74–80.
5. *Пархоменко П.П., Каравай М.Ф. и др.* Ультразвуковой томограф и кольцевая антенная решетка для ультразвукового томографа // Патент на изобретение № 2145797. Приоритет от 23.06.1999. Москва, 2000.
6. *Буров В.А., Евтухов С.Н., Ткачева А.М., Румянцева О.Д.* Акустическая томография нелинейного параметра с помощью малого числа преобразователей // *Акустич. журн.* 2006. Т.52. №6. С.760–776.

Список работ, опубликованных по теме диссертации

- A1. *Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Румянцева О.Д.* Методы и возможности некогерентной корреляционной акустической томографии // *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*. 2005. №4-5. С.55-63.
- A2. *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.

- A3. Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Румянцева О.Д. Восстановление вектора скорости кровотока в процессе томографирования акустического нелинейного параметра // Известия Российской Академии Наук. Серия Физическая. 2006. Т.70. №12. С.1694–1699.
- A4. Буров В.А., Матвеев О.В., Румянцева О.Д. Пространственно-корреляционный метод восстановления вектора скорости кровотока в нелинейной томографии // Акустич. журн. 2010. Т.56. №2. С.268–276.
- A5. Буров В.А., Матвеев О.В., Нестерова Е.В. Корреляционно-томографическое восстановление вектора скорости кровотока // Сборник трудов XV сессии Российского Акустического Общества. Т.3. М: ГЕОС, 2004. С. 83–87.
- A6. Буров В.А., Матвеев О.В., Нестерова Е.В. Восстановление распределения вектора скорости кровотока в акустическом томографе // II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии “Медицинская физика-2005” 21-24 июня 2005. Сборник материалов. М.: Ассоциация медицинских физиков России. 2005. С.215–216.
- A7. Матвеев О.В. Восстановление картины кровотока в процессе активного корреляционного томографирования // Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам “Ломоносов-2003”. Секция “Физика”. Сборник тезисов, М.: Физический факультет МГУ, 2003. С. 117–119.
- A8. Матвеев О.В., Нестерова Е.В. Корреляционно-томографическое восстановление распределения вектора скорости кровотока // Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам “Ломоносов-2004”. Секция “Физика”. Сборник тезисов, М.: Физический факультет МГУ, 2004. С. 45–48.
- A9. Burov V.A., Matveev O.V., Evtukhov S.N., Rummyantseva O.D. Reconstruction of spatial distribution of bloodstream vector in ultrasound linear and nonlinear tomographs // PSFVIP-8: The 8th Pacific Symposium on Flow Visualization and Image Processing. Ed. I.A.Znamenskaya. Moscow: Moscow State University, 2011. PSFVIP8-006.
- A10. Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В., Ткачева А.М. Томографическое восстановление распределения нелинейного параметра в биологических средах // Сборник трудов XVI сессии Российского Акустического Общества. Т.3. М: ГЕОС, 2005. С.115–118.
- A11. Буров В.А., Евтухов С.Н., Матвеев О.В. Восстановление вектора скорости кровотока в процессе томографирования нелинейного параметра // Труды X Всероссийской школы-семинара “Волновые явления в неоднородных средах”. Звенигород, Московская область, 22-27 мая 2006. Секция 1 “Распространение акустических и гидродинамических волн”. М.: физич. ф-т МГУ, 2006. С.36–38.
- A12. Burov V.A., Matveev O.V., Evtukhov S.N., Rummyantseva O.D. Reconstruction of blood velocity vector in nonlinear acoustical tomography // Acoustical Imaging. Eds. Nowicki A., Litniewski J., Kujawska T. Dordrecht, Heidelberg, London, New York: Springer. 2012. V. 31. P. 211–221.

Матвеев Олег Владимирович
Восстановление распределения вектора скорости кровотока
в линейном и нелинейном акустических томографах
Формат 60×90/16 Тираж 100 экз. Усл.п.л. 1.75
Подписано в печать 23.05.2013 Заказ № 182
Типография ООО «Генезис» 8 (495) 434-83-55
119571, г. Москва, пр-т Вернадского, 86