

УДК 681.7.534.883

ПОЛУЧЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ КРОВОТОКА МЕТОДОМ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ СПЕКЛ-ИНТЕРФЕРОМЕТРИИ

© 2001 г. Н. В. Зуйкова, Т. В. Кондратьева, В. Д. Свет

Акустический институт им. Н.И. Андреева РАН
117036 Москва, ул. Шверника 4
E-mail: bvp@akin.ru

Поступила в редакцию 22.12.99 г.

Предложен новый метод визуализации движущихся потоков жидкостей. Метод позволяет получать изображения динамических объектов, расположенных в неоднородной среде. Основным требованием к реализации метода является стабильность поля за время регистрации двух последовательных измерений. Размеры облучающего пучка зависят от величины интервала пространственной корреляции неоднородностей среды, а распределение амплитуд внутри пучка может быть произвольным. Проведено численное моделирование метода и представлены изображения моделей кровеносных сосудов, расположенных под неоднородным слоем.

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковая диагностика в настоящее время является самым распространенным методом обследования кровеносных сосудов. Важнейшими преимуществами (по сравнению с рентгеновским методом) ультразвукового обследования являются неинвазивность, полная безопасность и портативность ультразвуковой аппаратуры. В отличие от рентгеновского обследования, ультразвук позволяет получать информацию о структуре внешних и внутренних стенок сосудов, а также параметрах кровотока. Существуют два способа получения информации о кровеносных сосудах с помощью ультразвука. Первый основан на оценке параметров кровотока (интегральных или локальных) методом Доплера. Доплеровский метод не дает непосредственно изображения кровотока, а позволяет лишь косвенно о нем судить по виду и некоторым параметрам спектра рассеянных сигналов. Поэтому во многих случаях этот метод является субъективным, и качество диагностики зависит от опыта врача, проводящего обследование.

Второй метод, получивший название в американской литературе "B-Flow" или "Speckle Tracking" [1, 2], позволяет получить динамическое УЗ-изображение самого кровотока за счет рассеяния УЗ-сигналов на эритроцитах или эхоконтрастной жидкости, введенной в артерию. В основе этого метода лежит хорошо известный в локациях алгоритм череспериодного вычитания сигналов в каждом элементе пространственного разрешения антенны. При этом УЗ-изображения неподвижных структур вычитаются, а изображения движущихся рассеивателей не вычитаются или компенсируются лишь частично, что и дает возможность

получить изображение кровотока. Такое вычитание необходимо, потому что сигналы, отраженные от стенок сосудов, во много раз больше эхосигналов от эритроцитов, и при обычной обработке слабые сигналы будут подавлены откликами от сильных эхо-сигналов и их боковыми лепестками. Указанные методы УЗ-диагностики успешно применяются для обследования так называемых "открытых" органов, когда кровеносные сосуды располагаются в среде, которую можно считать неким аналогом свободного пространства и искажения волновых фронтов распространяющихся сигналов за счет неоднородностей биологической среды незначительны. Поэтому для фазирования УЗ антенных решеток используются обычные методы фокусированной обработки.

Однако при обследовании кровеносных сосудов головного мозга современные возможности УЗ-диагностики крайне ограничены из-за наличия толстых костей черепа, которые сильно искажают зондирующие и отраженные эхо-сигналы, а кроме того, вносят очень сильное затухание. По этим причинам транскраниальная УЗ-диагностика осуществляется только через так называемые "окна акустической прозрачности", т.е. через такие области черепа, где кости либо очень тонки (височная область), либо они просто отсутствуют (глазница, большое затылочное отверстие). Однако анатомическое расположение этих окон не дает возможности получать детальные УЗ-изображения глубоких сосудов мозга.

В работах [3, 4] был разработан и экспериментально апробирован метод УЗ-визуализации сосудов мозга через толстые кости черепа, основанный на применении сверхширокополосных слож-

ных сигналов (для компенсации затухания) и согласованной со средой пространственной обработкой для компенсации искажающего влияния черепной кости.

В данной работе мы рассмотрим новую возможность получения УЗ-изображения кровотока при локации через такие неоднородные среды, основанную на методах акустической спекл-интерферометрии [5–9].

АЛГОРИТМ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ

В работах [5–7] было показано, что методы акустической спекл-интерферометрии позволяют восстанавливать изображение точечного источника, движущегося или неподвижного, через слоисто-неоднородную или сильно рассеивающую среду, не прибегая к согласованной обработке. Если быть более точным, то восстанавливается не функция точечного источника, как при обычном методе обращения волнового фронта в однородной среде, а некоторый функционал от этой функции, который в строгом смысле не является изображением точечного источника. В частности, было показано, что, используя метод акустической корреляционной спекл-интерферометрии, можно восстановить автокорреляционную функцию точечного источника, угловые размеры которой практически совпадают с угловыми размерами отклика антенной решетки на плоскую или сферическую волну [5].

Ключевым свойством методов спекл-интерферометрии является то, что они не требуют детального математического описания (или измерения) параметров неоднородной и рассеивающей среды, что применительно к рассматриваемой задаче является определяющим фактором.

Ниже мы покажем, что, используя идеи спекл-интерферометрии, можно при некоторых условиях получать ультразвуковые изображения кровотока, исключив или минимизировав при этом влияние слоисто-неоднородной среды (костные ткани, внутренние структуры мозга). В этом аспекте предлагаемый метод получения ультразвуковых изображений можно считать полным аналогом рентгеновской ангиографии, поскольку визуализируется только сам кровоток.

Перейдем теперь к постановке задачи: кровь с некоторой скоростью движется по сосуду произвольной формы и, возможно, различного диаметра. Сам сосуд расположен в акустически неоднородной среде: сначала идет костная ткань, затем – мягкие структуры мозга, в которых находится кровеносный сосуд, рис. 1. На поверхности кости расположены линейная многоэлементная антенна и ультразвуковой излучатель (они могут быть совмещены или разнесены).

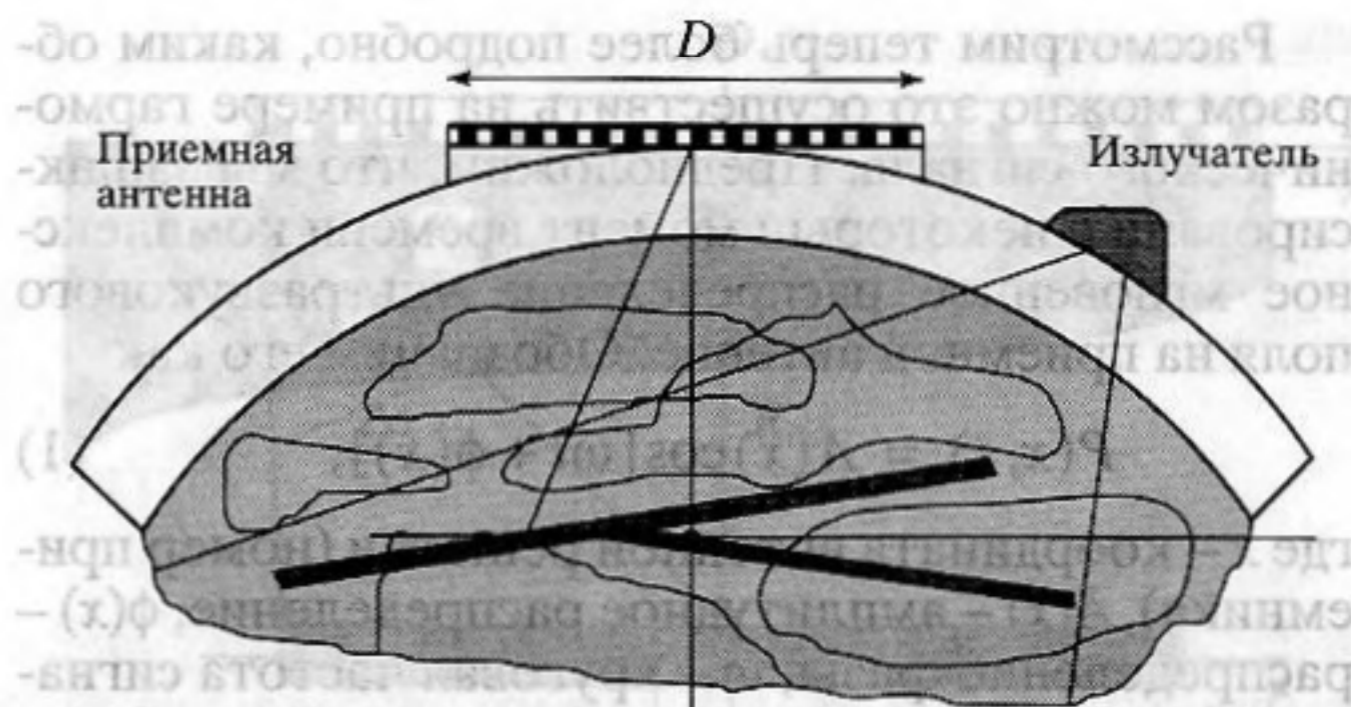


Рис. 1. Общая схема расположения датчиков и сосудов.

Сигналы, прошедшие через неоднородную среду и отраженные от движущегося потока крови, снова проходят через неоднородную среду и только потом попадают на приемную антенну. Среду мы априорно считаем случайной и неизвестной, поэтому принятое приемниками антенны ультразвуковое поле имеет случайное пространственное распределение амплитуд и фаз. Поскольку неоднородная среда является неподвижной, то возникшее случайное амплитудно-фазовое распределение стабильно – при одном и том же излученном сигнале и постоянном расположении приемника и излучателя мы будем получать одно и то же случайное распределение поля по антенне.

Кровь является существенно неоднородной жидкостью, состоящей из плазмы (водного раствора солей) и, главным образом, эритроцитов, которые случайным образом ориентированы в плазме. Эритроциты похожи на двояковогнутые диски со средним диаметром порядка 7 мкм и толщинами 1 мкм в центре и 2 мкм по краям. Таким образом, кровь, с акустической точки зрения, можно рассматривать как жидкость, заполненную случайными рассеивателями, размеры которых малы по сравнению с длиной ультразвуковой волны. Поскольку эта жидкость движется, то рассеянное эритроцитами ультразвуковое поле будет случайной функцией не только пространственных координат, но и времени, причем интервал временной корреляции флуктуаций рассеянного поля будет зависеть от скорости движения жидкости.

Предлагаемый метод визуализации использует именно это обстоятельство: в принятом антенной поле будут присутствовать две пространственные интерференционные структуры: постоянная, образованная статическим неоднородным слоем, и переменная по времени, образованная сигналами, рассеянными движущимся кровотоком. Спекл-интерферометрическая обработка позволяет выделить только динамическую часть пространственной интерференционной структуры, что и позволяет исключить искажения, вносимые неоднородным слоем.

Рассмотрим теперь более подробно, каким образом можно это осуществить на примере гармонического сигнала. Предположим, что мы зафиксировали в некоторый момент времени комплексное мгновенное распределение ультразвукового поля на приемной антенне. Обозначим его как

$$P(x, t) = A(x) \cos[\omega t + \phi(x)], \quad (1)$$

где x – координата антенной решетки (номер приемника), $A(x)$ – амплитудное распределение, $\phi(x)$ – распределение фазы, ω – круговая частота сигнала. Найдем теперь отдельно амплитуды и фазы сигналов. Это можно сделать различными методами, например, искомое распределение фазы $\phi(x)$, $x \in (0, D)$ можно получить посредством комплексного преобразования Фурье от $P(x, t)$ по времени на каждом приемнике антенны, при этом его действительная часть $\text{Re}P(x, t)$ равна

$$A(x) \cos \phi(x) = \int_0^{\tau/n} P(x, t) \cos \omega t dt, \quad (2)$$

а мнимая $\text{Im}P(x, t)$

$$A(x) \sin \phi(x) = \int_0^{\tau/n} P(x, t) \sin \omega t dt, \quad (3)$$

где n – некоторое целое число.

Интервал времени τ должен быть меньше или равен интервалу корреляции фаз сигналов при отражении от движущегося потока. Среда должна быть стабильна как минимум в течение двух интервалов 2τ .

Далее амплитуда и фаза поля находятся из известных соотношений

$$\begin{aligned} A(x) &= \sqrt{\text{Re}^2 P(x) + \text{Im}^2 P(x)}, \\ \phi(x) &= \text{arctg} \frac{\text{Im}P(x)}{\text{Re}P(x)}. \end{aligned} \quad (4)$$

Теперь опишем алгоритм обработки сигналов. Зарегистрируем в момент времени t_1 распределение $\Phi_1(x)$ и запомним его. Следующее измерение выполним через интервал времени $t_2 - t_1 = \tau$ и обозначим его как $\Phi_2(x)$. Эти два фазовых распределения отличаются друг от друга тем, что в рассеянном поле от некоторого участка сосуда, разбитого на элементы углового разрешения приемной антенны, через время τ полностью изменятся фазы сигналов и $\Phi_2(x)$ будет совершенно другим фазовым распределением.

Сформируем новую функцию

$$\Delta\Phi(x) = \Phi_1(x) - \Phi_2(x) \quad (5)$$

и обратим волновой фронт по функции (5). Восстановленное изображение, если использовать голографические аналогии, будет изображением,

восстановленным по фазовой голограмме (или “отбеленной”), где сохраняется только фазовая информация, а амплитудная – игнорируется. В нашем случае это необходимо, так как мы поставили своей целью получить изображение динамического объекта, расположенного под стабильным слоем неоднородностей, исключив из изображения искажения, вносимые этим слоем. Поскольку слой вносит мультипликативные помехи в пространственное распределение сигнала, то операция $[\Phi_1(x) - \Phi_2(x)]$ вычитает все постоянные фазовые набег, приобретаемые сигналами при прохождении неоднородного слоя, а амплитудные искажения $A_{sl}(x)$, внесенные слоем при операции деления сигналов $P1(x)/P2(x)$, в результате которой мы и получаем распределение $\Delta\Phi(x) = \Phi_1(x) - \Phi_2(x)$, взаимно уничтожаются:

$$\frac{A_1(x)A_{sl}(x)}{A_2(x)A_{sl}(x)} = \frac{A_1(x)}{A_2(x)}. \quad (6)$$

Заметим, что рассматриваемый метод обработки, с точки зрения использования в нем процедуры вычитания, похож на метод “B-Flow” [1, 2]. Однако последний в неоднородной среде не работоспособен, поскольку вся временная компенсация осуществляется после формирования УЗ-изображения, т.е. формирования диаграмм направленности (пространственной обработки). При наличии неоднородного искажающего слоя между антенной и сосудом его качественное изображение не может быть сформировано, а следовательно, и не может быть получено изображение кровотока.

Известно, что восстановленные по фазовым голограммам изображения почти не имеют отличий от изображений, восстановленных по амплитудно-фазовым голограммам.

Информация о положении объекта в плоскости изображения сохраняется за счет двух нелинейных операций (4).

Если теперь попытаться восстановить изображение по распределению $\Delta\Phi(x)$, то оно не будет соответствовать изображению сосуда (в данном случае – одномерного сечения, потому что рассматривается одномерный случай). Восстановленное изображение будет состоять из отдельных пиков со случайным расположением и случайными амплитудами, и число таких пиков также будет случайным. Но самым важным является то, что пики будут располагаться только в области, определяемой сечением кровотока или внутренним диаметром сосуда. Поэтому если периодически повторять указанные измерения и усреднять (суммировать) получающиеся изображения, то картина пиков начнет сглаживаться. Пики будут возникать в случайных местах, заполняя всю область существования рассеивателей – сечение внутренней стенки сосуда. В результате после некоторого числа циклов усреднения и дальнейшего квадра-

точного детектирования получится изображение огибающей, ширина которой будет равна сечению кровотока или внутреннему диаметру сосуда. Это изображение и есть изображение кровотока.

Несмотря на то, что описанная процедура не является в классическом смысле процедурой восстановления изображения в однородном пространстве, результирующее ультразвуковое изображение огибающей полностью аналогично рентгеновскому ангиографическому изображению: визуализируется только кровоток, а изображения других (статических) структур будут отсутствовать.

Заметим, что если использовать импульсные сигналы или широкополосные сигналы с последующим сжатием (аналог "В-сканирования"), или двумерную антенну, то, применяя аналогичную методику, мы будем получать двумерные $\{I(x, R), I(x, y)\}$ и в общем случае трехмерные изображения $\{I(x, y, R)\}$ сосудов при комбинации двумерной приемной решетки с импульсным сигналом.

Сам алгоритм восстановления или обращения волнового фронта по функции $\Delta\Phi(x)$ может быть реализован на основе преобразований Фурье-Френеля. В случае дальней волновой зоны антенны, когда выполняется условие $R_0 \gg D^2/\lambda$, где R_0 – расстояние до сосуда, а D – размер приемной антенны, алгоритм восстановления можно записать в виде

$$I(\xi) = |F_{\xi}[\phi_1(x) - \phi_2(x)]|^2, \quad (7)$$

где F – оператор Фурье, а переменная ξ – координата оси в плоскости изображения сосуда, который в данном случае параллелен оси x .

Если сосуд расположен в области Френеля приемной антенны, то выполняется либо преобразование Френеля, либо делается точное обращение фронта как

$$I(\xi) = \left| \int_0^D \{\phi_1(x) - \phi_2(x)\} \exp(ikR) dx \right|^2. \quad (8)$$

Здесь $k = 2\pi/\lambda$ – волновое число, а расстояние R до каждого элемента оси ξ вычисляется как

$$R = \sqrt{R_0^2 + (\xi - x)^2}.$$

В дальнейшем при цифровом моделировании рассмотренного метода визуализации для вычисления поля знак при второй экспоненте в (9) брался обратным знаком при экспоненте в преобразовании (8).

$$P(x) = \sum_{m=0}^K A_m(\xi_m) \exp\{i\phi_m \xi_m\} \times \exp\{-ik\sqrt{R_0^2 + (\xi_m - x)^2}\}. \quad (9)$$

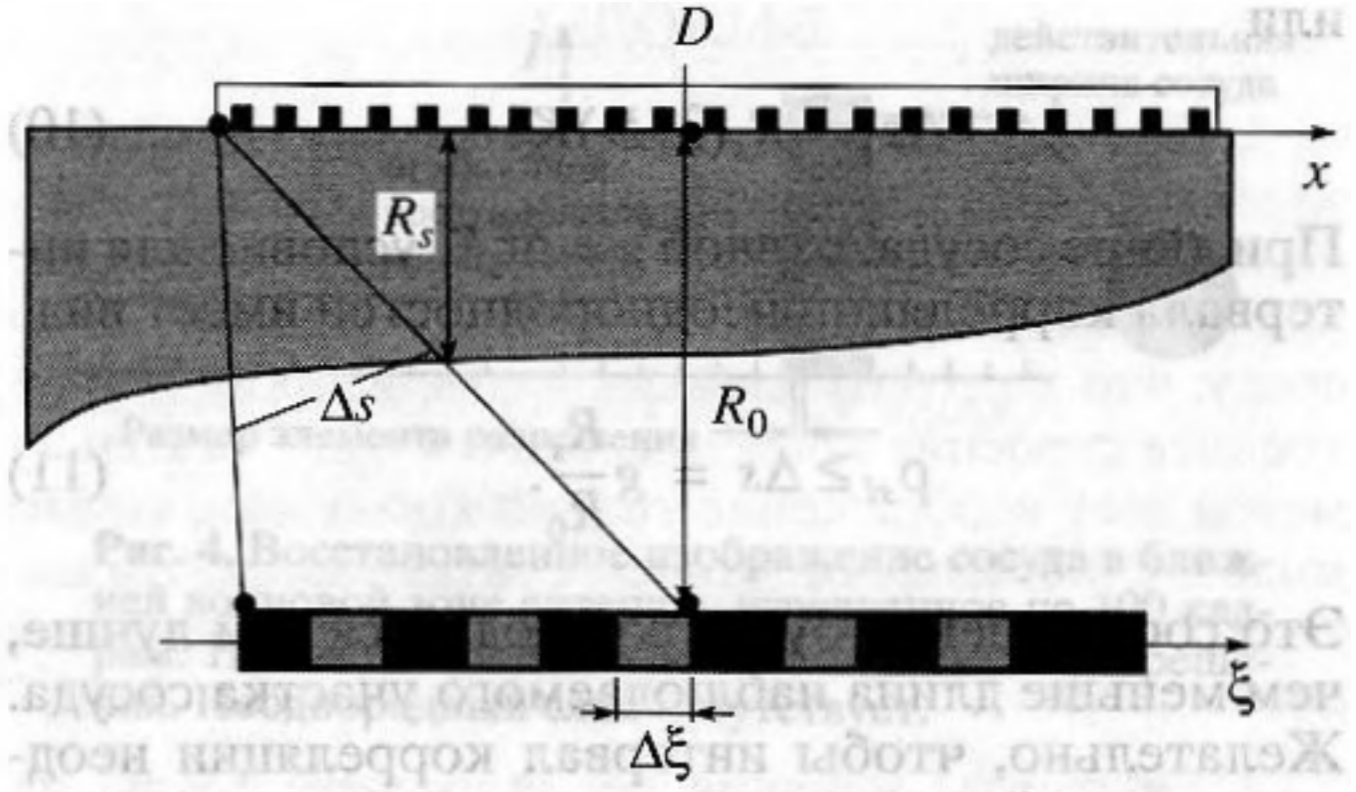


Рис. 2. Схема расположения сосуда под неоднородным слоем.

В выражении (9) A_m – амплитуда сигнала, отраженного от m -го элемента рассеивающего объема сосуда, ϕ_m – набег фазы сигнала при отражении от m -го элемента. Амплитудный коэффициент $1/R$ при $\exp(-ikR)$ – опущен.

СВЯЗЬ МЕЖДУ ПАРАМЕТРАМИ АНТЕННЫ, НЕОДНОРОДНОГО СЛОЯ И СОСУДА

Рассмотрим теперь для каких взаимных расположений неоднородного слоя, сосуда и приемной антенны справедлив предложенный алгоритм, фактически вычитающий помехи, вносимые неоднородным слоем в изображение.

Пусть на длине сосуда укладывается K элементов разрешения антенны, равных $\lambda R/D = \Delta\xi$, рис. 2.

Будем учитывать только прямые лучи, прошедшие сквозь слой и получившие фазовые набег $\Delta\phi_i$ на i -м приемнике антенны. Если расстояние от антенны до нижней границы слоя равно R_s , см. рис. 2, то все лучи, формирующие добавку $\Delta\phi_i$ на i -м приемнике, должны пройти через один и тот же участок слоя, иначе вычитания не произойдет – это основное условие. Другими словами, интервал корреляции неоднородностей в слое должен быть не меньше определенной величины; обозначим ее Δs . Если это условие не соблюдается, то при изменении начальных фаз на каждом m -м элементе объекта суммарное поле от всех K элементов разрешения сосуда на i -м приемнике не будет представлять собой произведение

$$P(x_i) A_{sl}(x) e^{i\Delta\phi_i},$$

где $P(x_i)$ – поле на i -м приемнике в отсутствие неоднородного слоя, так как суммируются косинусы фазовых набегов для каждого луча, и эта операция сама по себе является нелинейной. Поэтому можно сформулировать следующее условие:

$$\Delta\xi K/R_0 = \Delta s/R_s,$$

или рассмотрим теперь более подробно, каким об-

$$\Delta s = R_s(\lambda/D)K. \quad (10)$$

При длине сосуда, равной $g = \Delta\xi K$, условие для интервала корреляции неоднородностей имеет вид

$$\rho_{st} \geq \Delta s = g \frac{R_s}{R_0}. \quad (11)$$

Это соотношение будет соблюдаться тем лучше, чем меньше длина наблюдаемого участка сосуда. Желательно, чтобы интервал корреляции неоднородностей был бы как можно большим (в этом случае слой плавно изменяет свои параметры), а расстояние от антенны до нижней границы слоя R_s — как можно меньшим по сравнению с расстоянием до сосуда R_0 . Наилучшая ситуация получается тогда, когда слой находится вблизи антенны и имеет небольшую толщину. В этом случае все лучи, попадающие на один приемник, в разные парные моменты времени будут проходить через один и тот же элемент слоя Δs . Конечно, это предельная ситуация, когда $\Delta s = \lambda/2$ — минимальный интервал корреляции и $R_s = \lambda/2$. При этом возможный размер наблюдаемого участка сосуда равен $g \approx R_0$ и $K = N/2$, где N — число приемников в антенне.

Если указанные условия не соблюдаются, то в выходном изображении будет возрастать доля энергии нескомпенсированных сигналов, которые прошли через различные участки неоднородной среды.

ВРЕМЕННЫЕ СООТНОШЕНИЯ

Рассмотрим два предельных случая: (1) — сосуд расположен по оси ξ , параллельной антенне, расположенной вдоль оси x , рис. 1 и случай (2), когда сосуд перпендикулярен оси ξ .

В первом случае информация, содержащаяся в амплитудах и фазах сигналов, отраженных от кровотока, изменяется со скоростью кровотока, переносящего эритроциты, на которых рассеивается падающая ультразвуковая волна. Будем считать, что информация полностью обновляется тогда, когда кровоток смещается на один элемент разрешения антенны. Это время и будем называть временем τ . Если элемент линейного разрешения антенны равен $\Delta\xi = \lambda R_0/D$, а скорость потока равна V , то в первом случае

$$\tau = \frac{\Delta\xi}{V} = \frac{\lambda R_0}{D V}. \quad (12)$$

Определенное таким образом время τ — это тот минимально необходимый временной интервал между двумя измерениями фазы $\Phi_1(x, t)$ и $\Phi_2(x, t + \tau)$, который определяет необходимое быстроедей-

ствие системы. Однако время, за которое необходимо измерить распределение фазы сигналов на антенне с достаточной точностью, должно быть в n раз меньшим, например, $n = 10$, чтобы все вычисления проводились с заведомо стабильными сигналами.

Во втором случае, когда поток перпендикулярен антенне, информация меняется сразу на всей длине сосуда (и по всему его сечению), на котором должно укладываться несколько элементов разрешения. Диаграмма направленности одиночных приемников в ультразвуковых антеннах обычно достаточно широкая. Будем считать, что основная энергия собирается от углового сектора более 60° или от участка трубки длиной R_0 . Тогда время, за которое кровоток пройдет расстояние R_0 , равно $\tau = R_0/V$ и определяет период взятия соседних выборок для измерения $\Phi_1(x, t)$ и $\Phi_2(x, t + \tau)$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ЧИСЛЕННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

Численное моделирование предложенного метода осуществлялось на основе уравнения (9). В нем амплитуды $A_m(\xi_m)$ и фазы $\varphi_m(\xi_m)$ сигналов, рассеянных m -м элементом сосуда, задавались как амплитудно-фазовое распределение вторичных источников. $A_m(\xi_m, t)$ и фазы $\varphi_m(\xi_m, t)$ являются случайными временными последовательностями чисел, которые изменяются от выборки к выборке. Сначала вычислялись распределения полей фазы на антенне по выражениям (5) и (6) для двух выборок случайных величин $\{A_m(\xi_m, t), \varphi_m(\xi_m, t)\}_{1,2}$, а затем выполнялось обращение волнового фронта по формулам (7) или (8) в зависимости от типа волновой зоны антенны. Окончательное выражение для усредненного изображения записывалось как

$$(8) \quad \sum_{l=1}^L I_l(\xi) = \sum_{l=1}^L \left| \sum_{i=1}^N \{ \varphi_{1l}(x_i) - \varphi_{2l}(x_i) \} \exp[ik\sqrt{R_0^2 + (\xi - x_i)^2}] \right|^2$$

для $2L$ реализаций случайных величин $A_m(\xi_m)$, $\varphi_m(\xi_m)$.

Во всех примерах линейная антенна состояла из 128 приемников, расположенных через полу-волновой интервал $\lambda/2$.

На рис. 3 показано восстановленное изображение сосуда, когда на нем укладывается 5 элементов разрешения антенны, число усредненных кадров $L = 100$, а сам сосуд расположен в зоне Фраунгофера относительно антенны. Изображение симметрично относительно оси так как амплитуда Фурье-преобразования от действительной

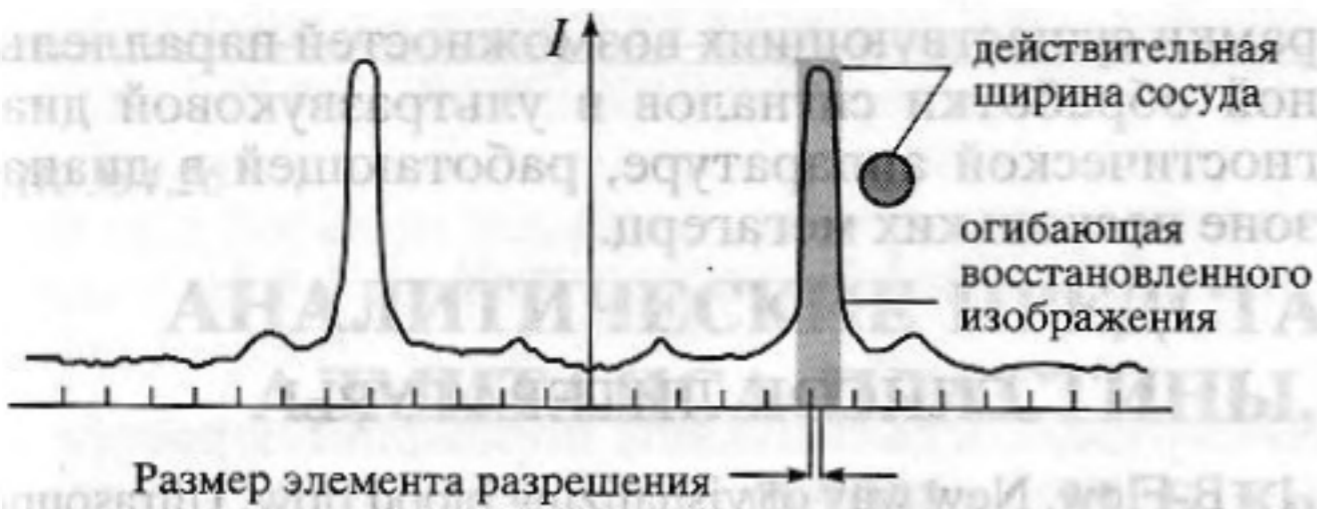


Рис. 3. Восстановленное изображение сосуда в дальней волновой зоне. Неоднородный слой отсутствует. Ширина сосуда равна 5 элементам разрешения антенны.

функции $\{\Phi_1(x) - \Phi_2(x)\}$ – четная функция. Объект удобнее всего располагать по центру углового поля зрения приемной антенны. Для случая дальней зоны угловым полем зрения будем называть N углов разрешения антенны α ($\alpha = \lambda/D = \lambda/(\lambda/2 * N) = 2/N$), отсчитываемых от оси, перпендикулярной к антенне, и проходящей через ее центр. Положение объекта в середине поля освобождает изображение от дополнительных изображений, появляющихся как дифракционные порядки, с периодом, равным расстоянию объекта от центральной оси.

В ближней зоне действительное и мнимое изображения не расходятся еще по обе стороны от траверза к антенне, они располагаются симметрично относительно самой антенны и расходящийся пучок лучей от мнимого изображения несколько увеличивает (по сравнению с рис. 3) фоновую подставку, рис. 4.

На рис. 5 показано восстановленное изображение сечений сосудов, расположенных в ближней волновой зоне для $R_0 = 66\lambda$ и $D = 64\lambda$, для случая, когда между антенной и сосудами размещался неоднородный слой, который плавно изменял свои параметры, внося случайные набеги фазы в рассеянные сигналы от 0 до 2π . Слой располагался на расстоянии 25λ от приемной антенны. Для моделирования бралось два сосуда, на одном из которых по его сечению укладывалось 5 элементов разрешения, а на другом – 7 элементов. Расстояние между сосудами было выбрано равным 10λ .

Для сравнения эффективности предложенного метода визуализации с обычными (классическими) методами восстановления изображений на рис. 6 показано восстановленное изображение тех же сосудов при обычной локации через неоднородный слой, когда от какой-либо выборки поля берется преобразование Фурье. Как и следовало ожидать, получить в этом случае изображение невозможно.

В заключение приведем результаты восстановления двумерного изображения кровотока для модели сосуда с бифуркацией, рис. 7. Усреднение выполнено по 100 выборкам. Видно, что форма внутренних стенок сосуда визуализирует-



Рис. 4. Восстановленное изображение сосуда в ближней волновой зоне антенны, усредненное по 100 кадрам. На сосуде укладывается 9 элементов разрешения. Неоднородный слой отсутствует.

ся с достаточно высоким качеством. Неровности контура составляют один элемент дискретизации изображения, равный $\lambda/2$, в то время как элемент разрешения антенны равен λ .

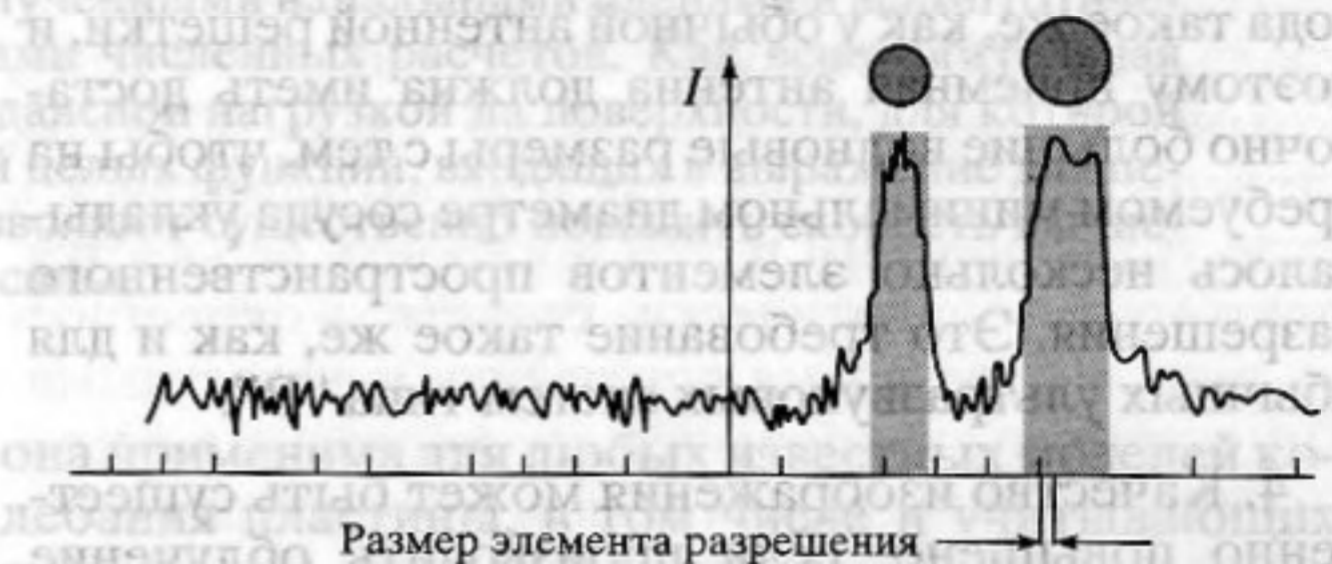


Рис. 5. Восстановленное изображение двух сосудов в ближней волновой зоне через случайный неоднородный слой. Усреднение – 50 кадров.

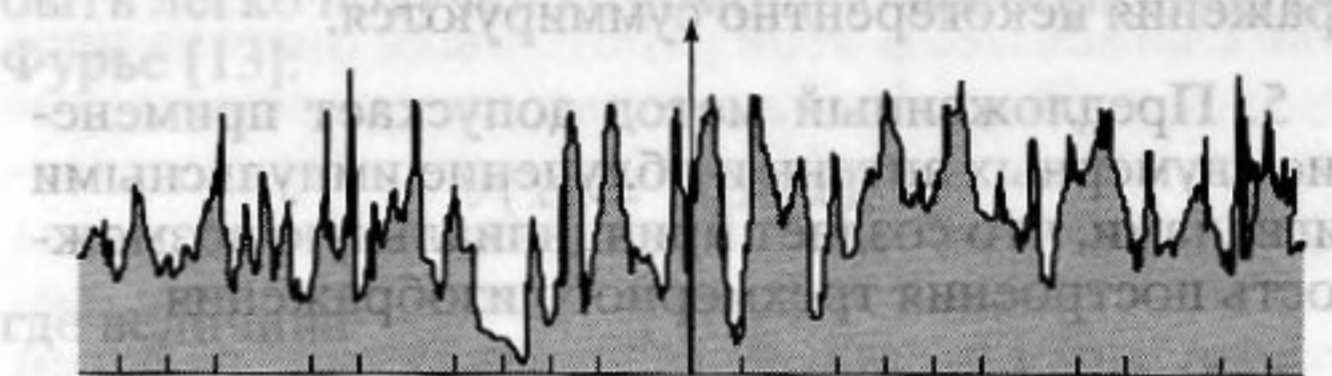


Рис. 6. Изображение тех же сосудов через неоднородный слой (рис. 5) при стандартной фокусировке антенны в зоне Френеля. Изображение не формируется.

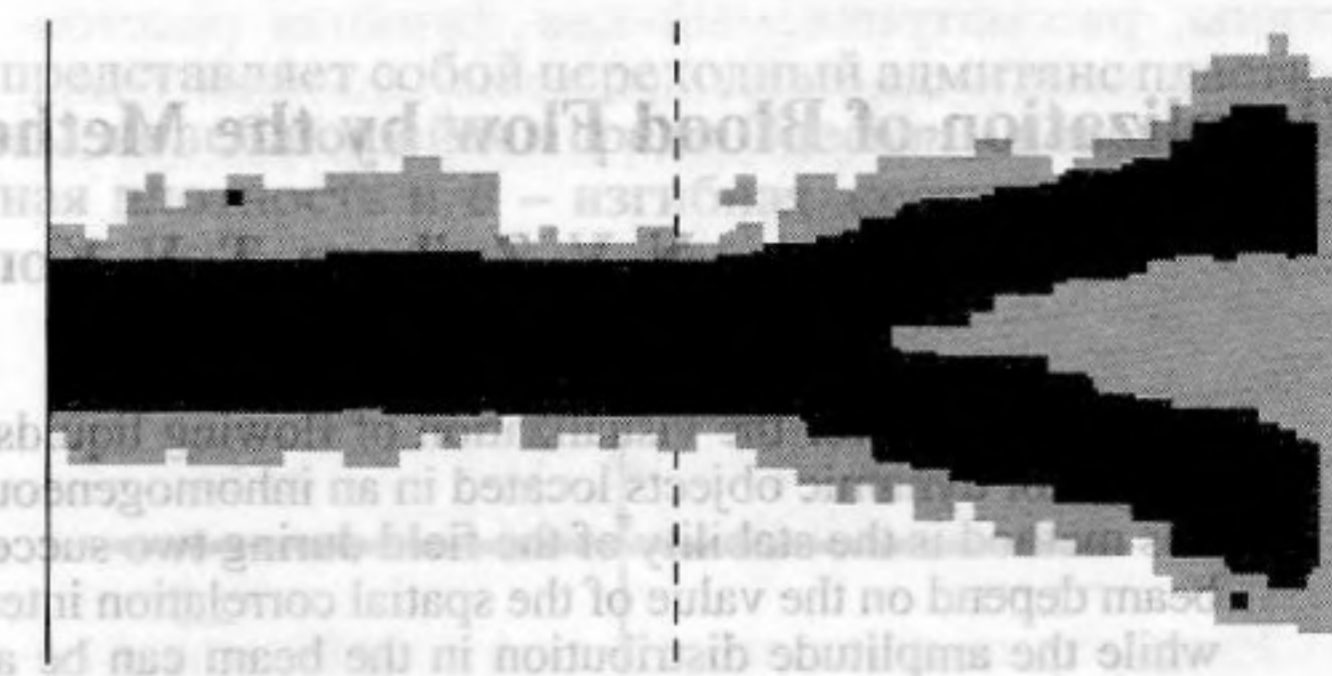


Рис. 7. Двумерное изображение сечения модели сосуда с бифуркацией, полученное через неоднородный слой методом спекл-интерферометрии в ближней волновой зоне, усреднение- 100 кадров.

ВЫВОДЫ

1. Проведенное численное моделирование показало, что предложенный новый метод ультразвуковой визуализации позволяет получать изображения движущегося кровотока через неоднородную среду, что дает возможность визуализировать внутреннее строение кровеносного сосуда. Поскольку метод дает изображение только кровотока, то его можно с полным основанием считать аналогом метода рентгеновской ангиографии – ультразвуковой ангиографией.

2. Эффекты влияния неоднородной среды на самом изображении кровотока проявляются в виде добавки к постоянной составляющей, величина которой тем больше, чем больше нарушается условие (11) для интервала пространственной корреляции рассеянного поля от кровотока.

3. Пространственное (угловое) разрешение метода такое же, как у обычной антенной решетки, и поэтому приемная антенна должна иметь достаточно большие волновые размеры с тем, чтобы на требуемом минимальном диаметре сосуда укладывалось несколько элементов пространственного разрешения. Это требование такое же, как и для обычных ультразвуковых систем типа “В”.

4. Качество изображения может быть существенно повышено, если производить облучение широкополосным сигналом. В этом случае предварительно осуществляется узкополосная фильтрация и восстановление изображений происходит на отдельных частотах, а затем полученные изображения некогерентно суммируются.

5. Предложенный метод допускает применение двумерных антенн и облучение импульсными сигналами, что создает принципиальную возможность построения трехмерного изображения.

6. Учитывая относительно невысокие скорости кровотока и полученные временные соотношения для максимальной частоты взятия выборок, требования к быстродействию не выходят за

рамки существующих возможностей параллельной обработки сигналов в ультразвуковой диагностической аппаратуре, работающей в диапазоне нескольких мегагерц.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. B-Flow. New way of visualizing blood flow. Ultrasound Technology, preprint of GE Ultrasound Europe, 1999.
2. *Bohs L.N et al.* Lateral velocity profile and volume flow measurements obtained via two dimensional speckle tracking. *Acoustical Imaging*. 1994. V. 21. Plenum Press, NY.
3. *Svet V., Molotilov A. et al.* Experimental results on ultrasound imaging of brain vessels through thick bones of skull. 25th International symposium on Acoustical Imaging. Bristol, March 19–22. 2000. UK.
4. *Svet V., Baykov S., Molotilov A., Babin L., Riman V., Neiman S., Selyanin A.* Experimental results on ultrasound imaging of brain vessels through thick bones of skull. 25th International Symposium. on Acoustical Imaging, Bristol, 18–23 April, 2000, UK.
5. *Svet, Kondratieva T.V., Zuikova N.V.* Application of acoustic speckle-interferometry in some problems of ocean acoustics // *Acoustical Physics*. 1997. V. 42. № 2. P. 225–231, Moscow.
6. *Svet V.D., Kondratieva T.V., Zuikova N.V.* Trajectory estimation of moving target in the medium with a strong scattering. *Acoustical imaging*. 1997. V. 23. P. 555–562. Plenum Press, NY.
7. *Зуйкова Н.В., Кондратьева Т.В., Свет В.Д.* Оценка углового перемещения движущегося источника звука в многомодовом волноводе // *Акуст. журн.* 1998. Т. 44. № 2. С. 220–225.
8. *Зуйкова Н.В., Кондратьева Т.В., Свет В.Д.* Применение методов акустической спекл-интерферометрии для контроля и измерения профиля нефтяной скважины // *Акуст. журн.* 1998. Т. 44. № 6. С. 779–785.
9. *Svet V.D., Kondratieva T.V., Zuikova N.V.* Ultrasound Angiography on the Base of Speckle-Interferometry. 25th International Symposium on Acoustical Imaging, Bristol, 18–23 April 2000, UK.

Visualization of Blood Flow by the Method of Ultrasound Speckle Interferometry

N. V. Zuikova, T. V. Kondrat'eva, and V. D. Svet

A new method for the visualization of flowing liquids is suggested. The method makes it possible to obtain images of dynamic objects located in an inhomogeneous medium. The main requirement for the realization of this method is the stability of the field during two successive measurements. The dimensions of the irradiating beam depend on the value of the spatial correlation interval characterizing the inhomogeneities of the medium, while the amplitude distribution in the beam can be arbitrary. A numerical modeling of the method is performed, and images of the models of blood vessels lying under an inhomogeneous layer are presented.