АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, 2003, том 49, № 4, с. 465–473

УДК 681.7:534.883

ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ПОЛУЧЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ СТРУКТУР МОЗГА ЧЕРЕЗ ТОЛСТЫЕ КОСТИ ЧЕРЕПА. 2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

© 2003 г. С. В. Байков[1], Л. В. Бабин[3], А. М. Молотилов[2], С. И. Нейман[3], В. В. Риман[3], В. Д. Свет[1], А. И. Селянин[3]

[1]Акустический институт им. Н.Н. Андреева
117036 Москва, ул. Шверника, 4
[2]ООО "АММ-2000"
129090 Москва, Спасский тупик, 6
[3]НИИ точного приборостроения
127490 Москва, Юрловский пр., 1
E-mail: vsvet@akin.ru

Поступила в редакцию 20.08.2002 г.

Приведены результаты экспериментальных исследований по получению ультразвуковых изображений различных структур мозга при локации через толстые кости черепа. Описываются макет созданной аппаратуры и ультразвуковые изображения различных структур мозга при локации через толстые кости черепа. Описывается макет созданной аппаратуры и ультразвуковые изображения моделей кровеносных сосудов и некоторых структур головного мозга, полученные *in vivo*.

В первой части настоящей работы [1] были рассмотрены предложенные ранее [2] методы получения ультразвуковых (УЗ) изображений структур мозга при эхолокации через толстые кости черепа. Проведенные расчеты и имитационное моделирование показали, что, используя широкополосные сигналы с последующим корреляционным сжатием и пространственную согласованную фильтрацию, возможно получение УЗ изображений с поперечным и продольным разрешением порядка 1–1.5 мм и 0.5–1 мм соответственно в диапазоне частот 1.7–2 МГц. Ниже приводятся некоторые экспериментальные результаты.

МАКЕТ СИСТЕМЫ

Макет создаваемой системы был ориентирован только для экспериментальной проверки предлагаемого подхода. Поэтому основными требованиями к нему были его техническая простота и создание такой операционной среды, которая позволяла бы пользователю просматривать и анализировать сигналы на всех стадиях обработки, а также оперативно изменять требуемые параметры и сами алгоритмы обработки. Работа макета системы в масштабе реального времени не предполагалась.

Обобщенная структурная схема макета представлена на рис. 1. Функционально он состоит из 4 основных узлов: многоэлементного пьезодатчика *1*, приемо-передающего модуля, сигнального процессора, персонального компьютера и кюветы *3*, в которой размещались фантом черепной кости или фрагмент натуральной черепной кости *2*, нейлоновые струны *4* и силиконовые трубки различного диаметра, имитирующие кровенос-

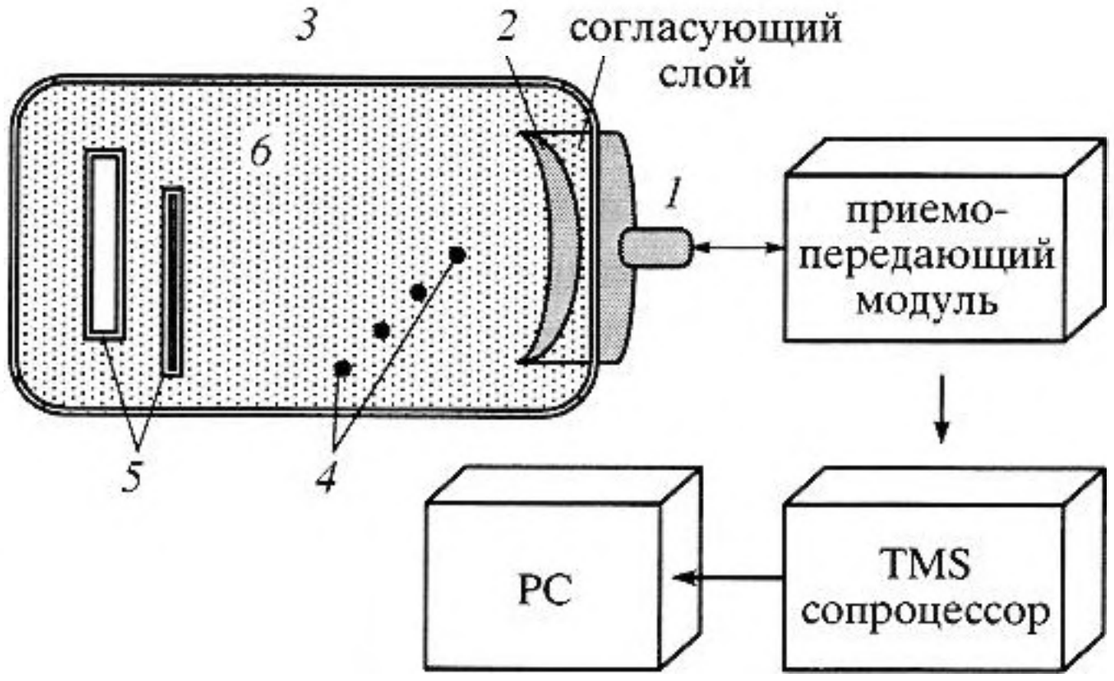

Рис. 1. Функциональная схема макета.
1 – Многоэлементный пьезодатчик. *2* – Фантом кости или фрагмент натуральной черепной кости. *3* – Кювета. *4* – Нейлоновые струны. *5* – Силиконовые имитаторы сосудов. *6* – Жидкость.

ные сосуды. Кювета *3* была заполнена жидкостью с акустическими параметрами, близкими к параметрам мозговой ткани (композиция 7, таблица, см. ниже).

В качестве приемно-излучающей антенны был выбран один из серийных 128-элементных пьезодатчиков с центральной частотой $F = 1.7$ МГц. Дополнительное демпфирование с тыльной стороны позволило расширить частотную полосу до 700 кГц (по уровню 0.7). Чувствительность в режиме приема составляет около 2 мкВ/Па. Датчик имел размеры 85×20 мм и, как все подобные датчики для ультразвуковой диагностики, был снабжен силиконовой цилиндрической линзой с линией фокусировки, параллельной большему размеру. Приемо-передающий модуль осуществлял усиление сигналов (как на передачу, так и на прием) и коммутацию элементов пьезо-матрицы по заданной программе.

Основным элементом системы обработки сигналов является сигнальный процессор типа TMS320C40, в который были добавлены 14-разрядный АЦП-ЦАП и ряд дополнительных служебных схем. Управление процессором и обработка самих изображений осуществлялись в персональном компьютере, PC.

В качестве операционной среды был выбран пакет программ "Labview", работающий под операционной системой "Windows".

Сигнальный процессор TMS320C40 осуществлял следующие операции:

• Формирование простых радиоимпульсов с длительностью от 0.5 до 1 мкс.

• Формирование сложных широкополосных сигналов с длительностью до 60 мкс и заданным законом модуляции.

• Формирование заданных предискажений в излучаемом частотном спектре сигналов.

• Прием эхо-сигналов из приемо-передающего модуля и их предварительное усиление до 85 дБ.

• Оцифровывание принятых сигналов.

• Формирование квадратур.

• Корреляцию и сжатие сигналов с коэффициентом компрессии 80.

• Запоминание сжатых сигналов в оперативной памяти.

• Передачу всех сигналов по общей шине в персональный компьютер.

Кратко поясним принцип обработки сигналов. Учитывая, что разрабатываемая аппаратура должна была быть максимально простой и режим реального времени не предусматривался, для получения изображений был использован метод апертурного синтеза, который обычно используется в радиолокаторах с синтезированной апертурой при движении носителя антенны. Конечно, в данном случае никакого перемещения датчика не использовалось, но принцип формирования диаграмм направленности, как на прием, так и на излучение, был именно таким.

Упрощенно его можно представить следующим образом. В начальный момент времени излучается сигнал либо одним элементом датчика, либо несколькими элементами (в нашем случае одновременно могли быть включены не более 8 элементов). Отраженные сигналы принимаются всеми элементами датчика и запоминаются в оперативной памяти с точностью до фазовых соотношений. Затем происходит излучение того же сигнала со второго элемента датчика (или следующих нескольких элементов), и вся процедура повторяется.

В результате такой последовательной работы на излучение и прием в оперативной памяти сигнального процессора формируются матрица $128 \times \times 128$, каждый элемент которой содержит 160 квадратур сигналов, представленных 32-разрядным числом. Здесь, однако, важно отметить следующее. При таком последовательном излучении на датчики подаются сигналы с одинаковой амплитудой, но с различными фазовыми соотношениями, поэтому при дальнейшем апертурном синтезе можно формировать требуемую форму волнового фронта излученной волны, в частности фокусируя ее в заданную область наблюдения по углу и расстоянию. Таким образом, апертурный синтез осуществляется дважды – на прием и на излучение. Сам процесс съемки принятого поля и восстановления по нему изображения полностью аналогичен голографическому, при котором процессы регистрации сигналов, формирования голограммы и ее восстановления разделены по времени.

ФАНТОМ ЧЕРЕПНОЙ КОСТИ

Качество приборов УЗ диагностики обычно проверяется на специальных фантомах биологических тканей, например 530ATC Labs или 515ATC Labs [3, 4].

Однако для нашего случая необходимо было разработать и изготовить фантом костной ткани с геометрическими и акустическими параметрами, близкими к аналогичным параметрам кости черепа. Для проверки основных параметров костного фантома мы использовали фрагменты реальных толстых костей черепа.

С физической точки зрения решение проблемы синтеза тканеподобных материалов с известными акустическими параметрами может быть сведено

к поиску концентраций различных веществ, комбинация которых дает исходный материал. Суммарная плотность такого материала может быть представлена линейной комбинацией парциальных плотностей исходных веществ, D_k, т.е.

$$D_0 = D_1N_1 + D_2N_2 + \ldots + D_kN_k, \qquad (1)$$

где N_k – объемная концентрация.

Аналогичное выражение может быть записано и для суммарного поглощения

$$A_0 = A_1N_1 + A_2N_2 + \ldots + A_kN_k. \qquad (2)$$

Суммарную сжимаемость также можно записать в виде

$$K_0 = K_1N_1 + K_2N_2 + \ldots + K_kN_k, \qquad (3)$$

где адиабатическое сжатие связано с плотностью и скоростью звука как

$$K_k = D_k^{-1}C_k^{-1}.$$

Решение системы этих уравнений при условии сохранения массы

$$N_1 + N_2 + \ldots + N_k = 1 \qquad (4)$$

в принципе дает возможность вычислить исходные неизвестные концентрации исходных веществ. Не вдаваясь в подробный анализ приведенных уравнений, сформулируем только основные выводы:

– Для изготовления фантома с параметрами, аналогичными реальной кости (скорость звука, плотность и затухание), необходимо иметь, по крайней мере, 4 вещества, так как система уравнений (1)–(4) содержит 4 неизвестных параметра концентрации N_{1-4}.

– В общем случае комбинация необходимого количества исходных материалов не может гарантировать требуемые акустические параметры, так как при произвольно выбираемых значениях D_k, A_k, K_k система уравнений (1)–(4) может либо не иметь решения вообще, либо давать решения, лишенные физического смысла ($N_k < 0$ или $N_k > 1$).

И хотя указанный путь синтеза материала возможен, практически он достаточно трудоемок, поскольку оказалось, что набор реальных подходящих веществ для создания имитатора костной ткани достаточно ограничен. В связи с этим для синтеза костного фантома мы использовали другой подход, который не требует точных вычислений концентраций исходных веществ. Он основан на методе средних квадратов (МСК) и поиске таких значений (N_1, N_2, … N_k), при которых параметры D, A, K максимально близки к D_0, A_0, K_0.

Сформируем функцию F

$$\begin{aligned} F = &(d_1N_1 + d_2N_2 + \ldots + d_kN_k - 1)^2 + \\ &+ (a_1N_1 + a_2N_2 + \ldots + a_kN_k - 1)^2 + \\ &+ (k_1N_1 + k_2N_2 + \ldots + k_kN_k - 1)^2 + \\ &+ (N_1 + N_2 + \ldots + N_k - 1)^2, \end{aligned} \qquad (5)$$

где $d_i = D_i/D_0$, $a_i = A_i/A_0$, $k_i = K_i/K_0$.

В этом случае нахождение величин N_i сводится к решению системы уравнений

$$dF/dN_i = 0. \qquad (6)$$

Описанный метод позволяет эффективно и достаточно быстро, хотя и с не высокой точностью определить приемлемые концентрации веществ, а в дальнейшем точная подгонка акустических параметров осуществлялась экспериментально, варьируя концентрации выбранных веществ.

Результаты измерений исследованных композиций на частоте 1.7 МГц приведены в таблице. Отметим, что скорость звука измерялась с погрешностью 3%, поглощение – 2%, а плотность – менее 3%. Из представленных данных видно, что композиции 1 и 6 наиболее близки к соответству-

Варианты композиций веществ для костного фантома и мозговой ткани

Композиция	Акустические параметры		
	Плотность, г/см^3	Скорость, 10^5 м/с	Поглощение, дБ/см
Черепная кость	1.2–1.8	2.7–4.1	14–19
Мозговая ткань	0.95	1.52	1.5
1. Костная мука – 70%, столярный клей – 30%	1.83	2.41	17
2. Костная мука – 65%, казеин – 35%	1.32	2.21	9.1
3. Костная мука – 65%, эпоксидная смола – 35%	1.37	2.21	7.3
4. Вольфрам (порошок) – 20%, эпоксидная смола – 80%	1.65	3.15	9.5
5. Вольфрам (порошок) – 25%, эпоксидная смола – 75%	1.90	3.05	12.8
6. Вольфрам (порошок) – 30%, эпоксидная смола – 70%	2.15	2.95	16.5
7. Глицерин – 60%, спирт – 30%, вода – 10%	0.95	1.55	1.4

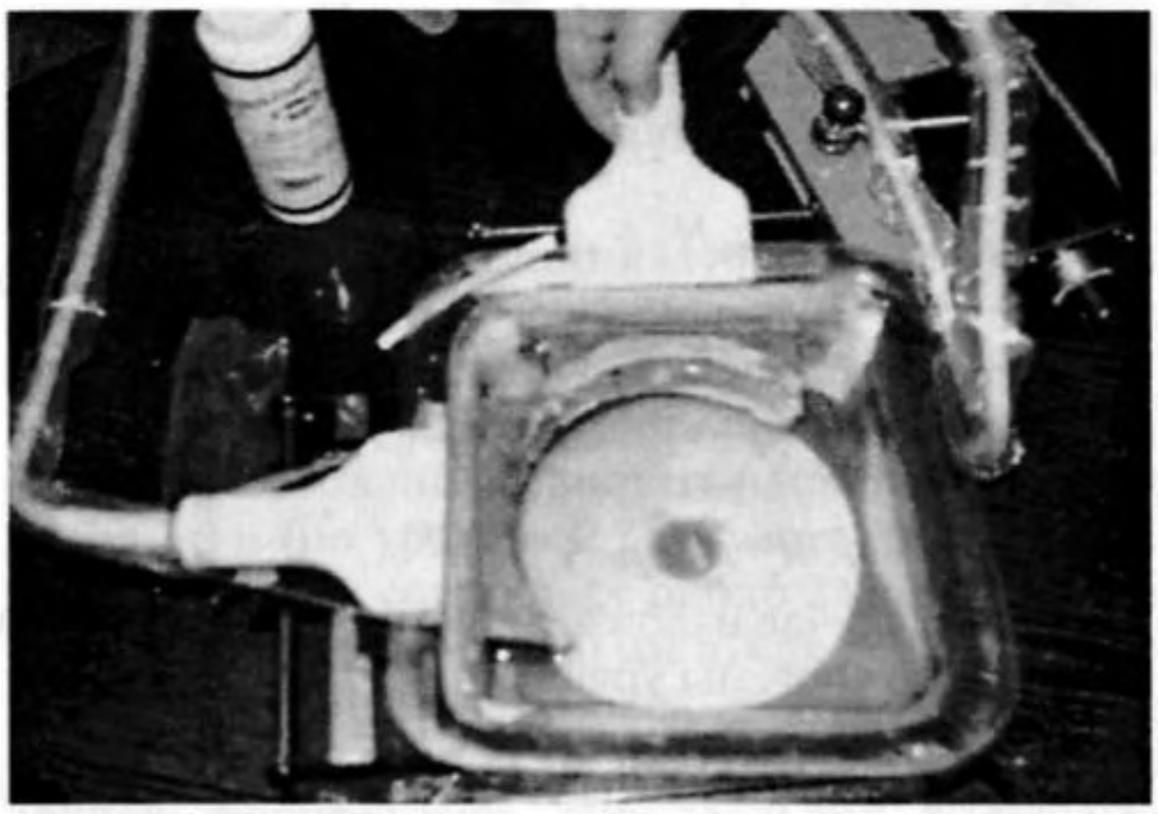

Рис. 2. Фото кюветы с пьезодатчиками, костным фантомом и фрагментом черепной кости.

ющим параметрам костной ткани и именно они и были выбраны для изготовления фантома.

Заметим, что композиция 7 широко используется в фантомах биологических тканей. За основу фантома черепной кости была выбрана композиция 6. Из нее был изготовлен фрагмент, который имел толщину 10.3 мм и кривизну, близкую к кривизне фрагмента натуральной черепной кости, толщиной 9.5 мм. Оба фрагмента были установлены в кювете, выполненной из прозрачного пластика. Сама кювета имела несимметричную форму, и края ее были закруглены для того, чтобы минимизировать поле, отраженное стенками кюветы. Специальных поглощающих материалов на стенках кюветы не было. Сверху кюветы располагалось координатное устройство, с которого можно было устанавливать различные имитаторы кровеносных сосудов и другие объекты.

Для минимизации переотражений "поверхность матрицы – поверхность кости" и лучшего согласования датчика между ним и внешней поверхностью костного фантома устанавливалась дополнительная прокладка с небольшим поглощением.

Фотография кюветы с фантомом черепной кости и фрагментом реальной кости общего вида макета показана на рис. 2.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Прежде всего, мы хотим продемонстрировать основные эффекты, вносимые толстой черепной костью, и их проявление на восстановленных изображениях. На рис. 3а показано распределение интенсивности принятого временного сигнала в центральном угловом пространственном канале при отсутствии согласованной обработки, а на рис. 3б – при использовании согласованной обработки.

Из рис. 3а видно, что в начале сигнала присутствуют сильные сигналы многократных переотражений от кости, а полезный сигнал почти не виден и его уровень на два порядка меньше сигналов переотражений. Рисунок 3б демонстрирует эффект согласованной фильтрации: сигналы многократных переотражений практически сжимаются в один сигнал в начале временной последовательности, а сигнал от точечного отражателя уверенно выделяется на фоне шумов.

На следующих рисунках 4а, 4б показаны ультразвуковые изображения точечных отражателей, полученные в двух режимах. Пять таких отражателей (нейлоновые струны диаметром 0.5 мм) были расположены в секторе углов (0–30)° на различных удалениях от датчика. Так как значение угла полного внутреннего отражения в кости находится в пределах (27–32)°, такое расположение отражателей занимает практически все угловое поле зрения датчика.

Изображение на рис. 4а получено в режиме обычного "В-сканирования", когда согласованная обработка с костью не использовалась. На этом изображении хорошо видны основные искажающие эффекты, которые вносит толстая кость черепа. В верхней части снимка наблюдаются яркие полосы, которые обусловлены сигналами многократных переотражений УЗ в кости. Так как на фотографии невозможно воспроизвести весь динамический диапазон яркостей, и он очень сжат, то на представленном снимке полосы занимают небольшую площадь, хотя реальное перекрытие по глубине гораздо больше.

Далее располагаются акустические изображения точечных отражателей. Видно, что эти изображения сильно искажены и расфокусированы.

На рис. 4б представлены те же изображения, но при использовании согласованной обработки. Причем в этих алгоритмах использовалась информация только о форме кости. Разброс коэффициентов передачи (локальные коэффициенты затухания) оказался небольшим (не более 15%). Заметим, что для получения изображения на рис. 4б использовался сложный фазоманипулированный сигнал с длительностью 40 мкс, а для получения значений локальных толщин фрагмента черепной кости использовался простой импульсный сигнал с длительностью 0.5 мкс. Интенсивность ультразвукового поля не превышала 150 мВт/см^2. Хорошо видно, что, во-первых, согласованная обработка достаточно эффективно сжимает сигналы многократных переотражений, хотя и не полностью, а во-вторых, изображения точечных отражателей оказываются сфокуси-

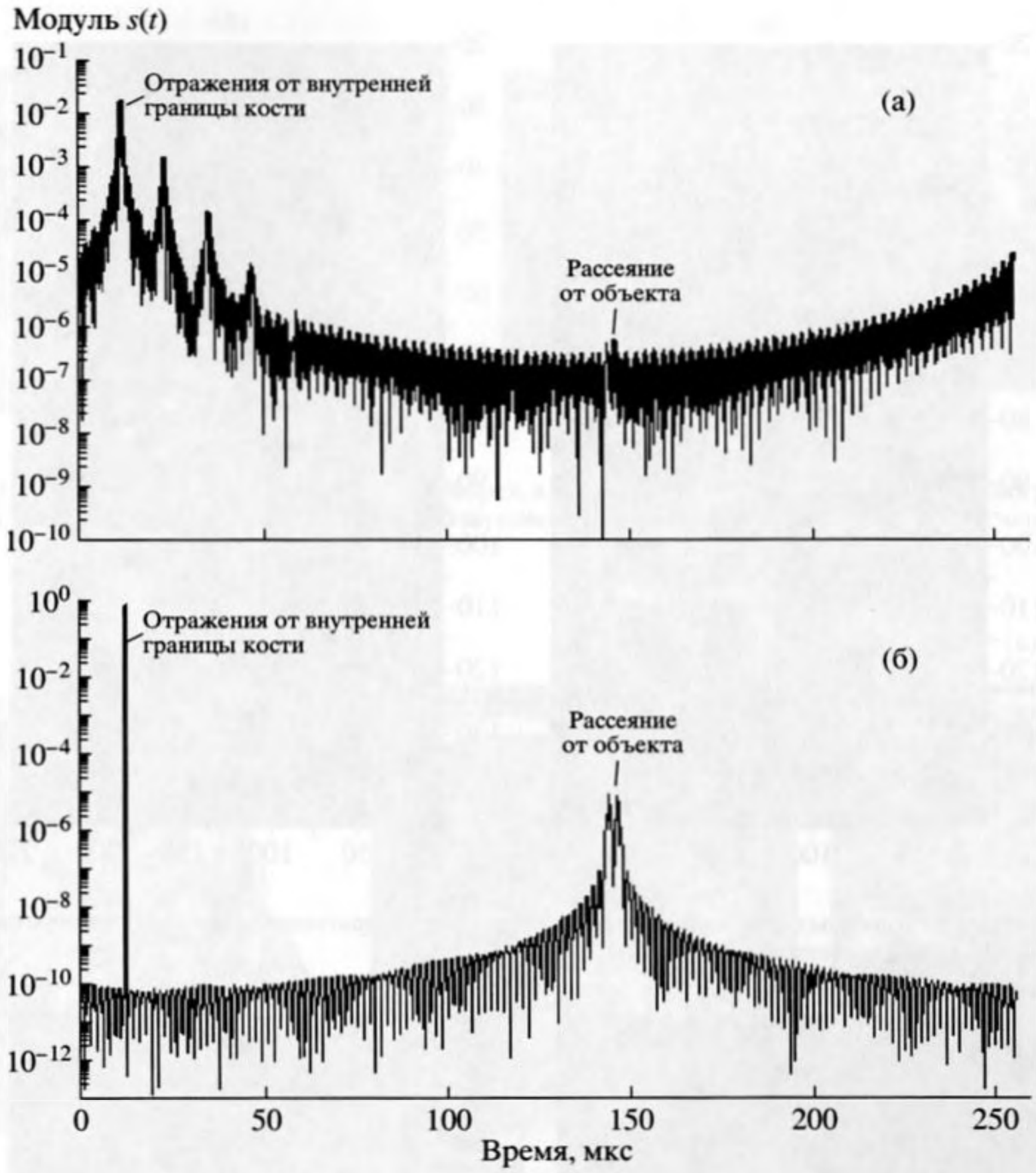

Рис. 3. Распределение интенсивности сигнала в центральном угловом канале: а – без согласованной обработки; б – с согласованной обработкой.

рованными, и их линейные размеры практически совпадают с расчетными размерами элемента пространственного разрешения для данной апертуры датчика, частоты и ширины полосы сигнала.

На следующих фото (рис. 5а, 5б) представлены акустические изображения моделей кровеносных сосудов, изготовленных из трубочек силиконовой резины различного диаметра и толщины, при эхолокации через толстую кость и согласованной обработке. Одна из трубочек представляла собой модель сосуда с развивающейся аневризмой.

Проведенные экспериментальные исследования подтвердили возможность получения акустических изображений структур головного мозга через толстые кости черепа с пространственным разрешением, близким к расчетному. Поэтому представляло интерес попробовать получить акустические изображения каких-либо структур головного мозга *in vivo*. Поскольку сам макет не давал возможности осуществлять съемку изображений в масштабе реального времени, то сначала снимались УЗ голограммы при различных положениях датчика на голове, а затем по ним осуществлялось восстановление изображений. В этих экспериментах пришлось отказаться от использованных ранее способов согласования датчика и фантома черепной кости, поэтому контакт датчика с головой осуществлялся через гелеобразную специальную прокладку (болюс), которая практически не имела поглощения на рабочей частоте и имела скорость распространения УЗ волн; близкую к скорости звука в воде. При таком способе контакта избежать многократных переотражений между датчиком и костью невозможно, поэтому для того, чтобы такие переотражения не сильно искажали изображение, толщина прокладки была выбрана довольно большой – 2.8 см.

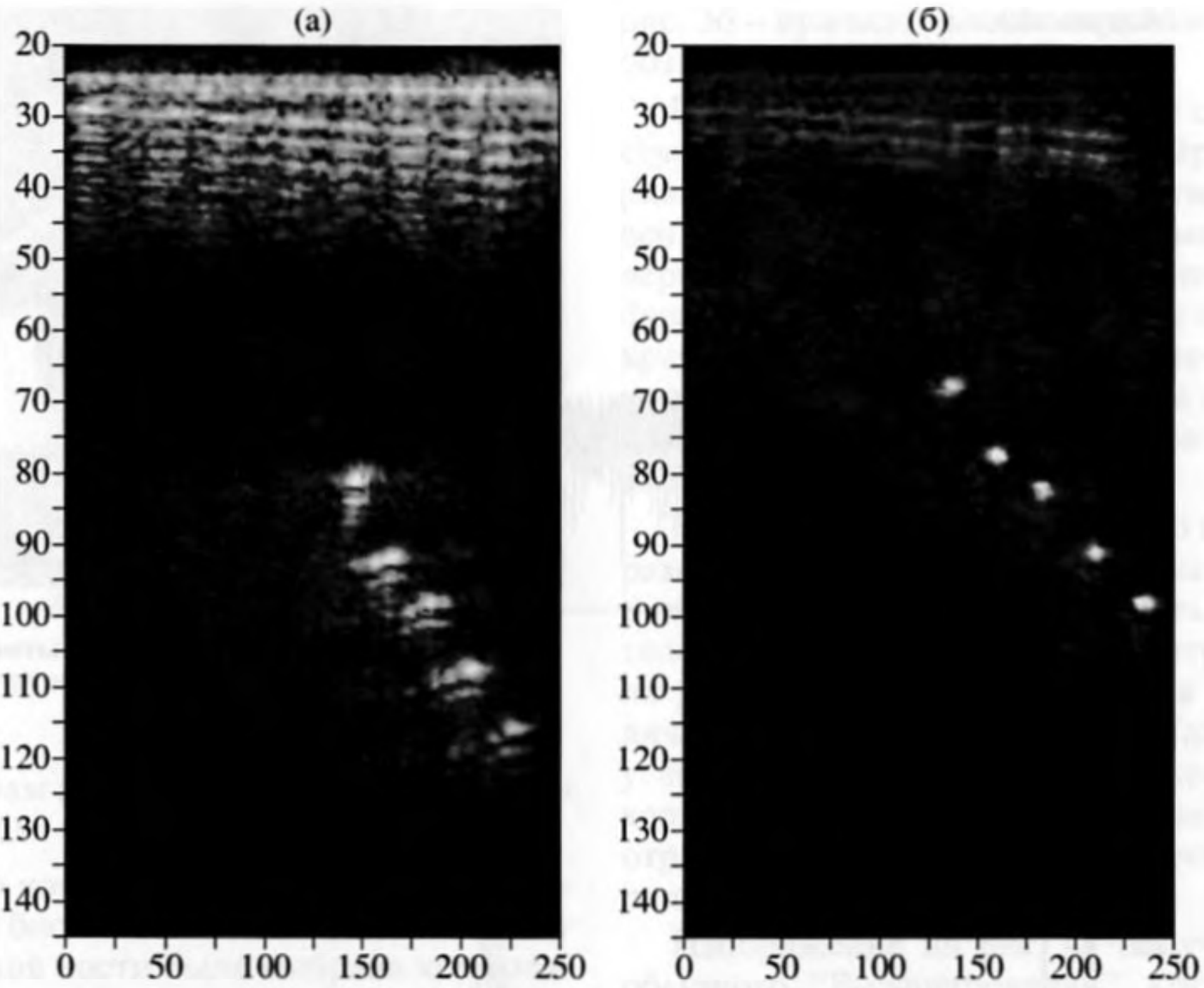

Рис. 4. Изображения пяти точечных отражателей, полученные через фрагмент толстой кости черепа: а – без согласованной обработки; б – с согласованной обработкой.

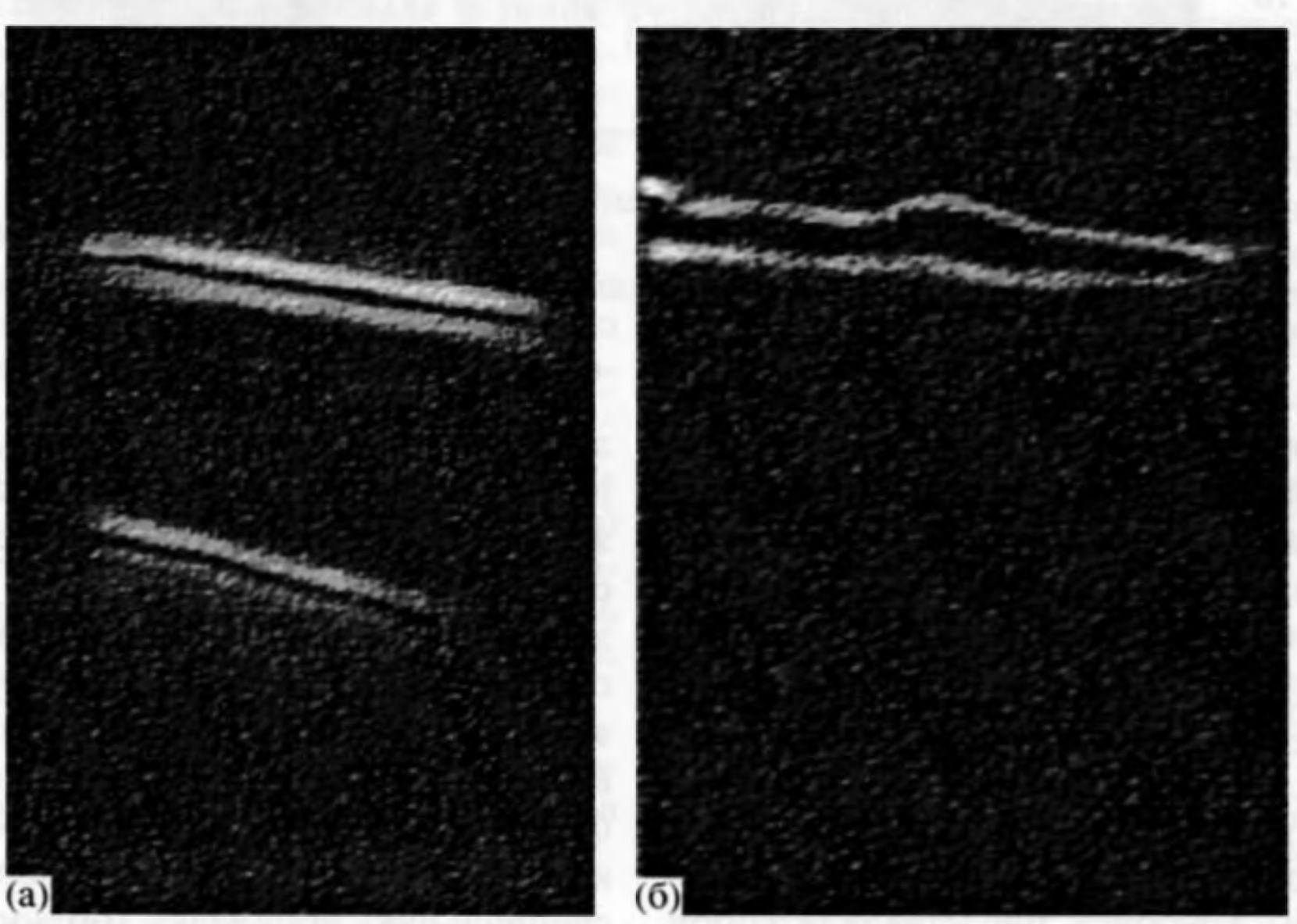

Рис. 5. Акустические изображения моделей кровеносных сосудов. а – два сосуда диаметром 3 и 2 мм соответственно, расположенные на расстоянии 50 и 105 мм от внутренней поверхности фрагмента черепной кости; б – модель кровеносного сосуда с развивающейся аневризмой. Средний диаметр 3.5 мм, расстояние 45 мм.

Достаточно неожиданным результатом оказалась возможность работы на пониженной интенсивности, порядка 100 мВт/см^2. Во всяком случае, такая интенсивность сигнала была достаточна для получения отраженных сигналов с глубин до 110 мм с учетом того, что реальное значение средней толщины черепной кости в месте установки датчика оказалось приблизительно 12 мм.

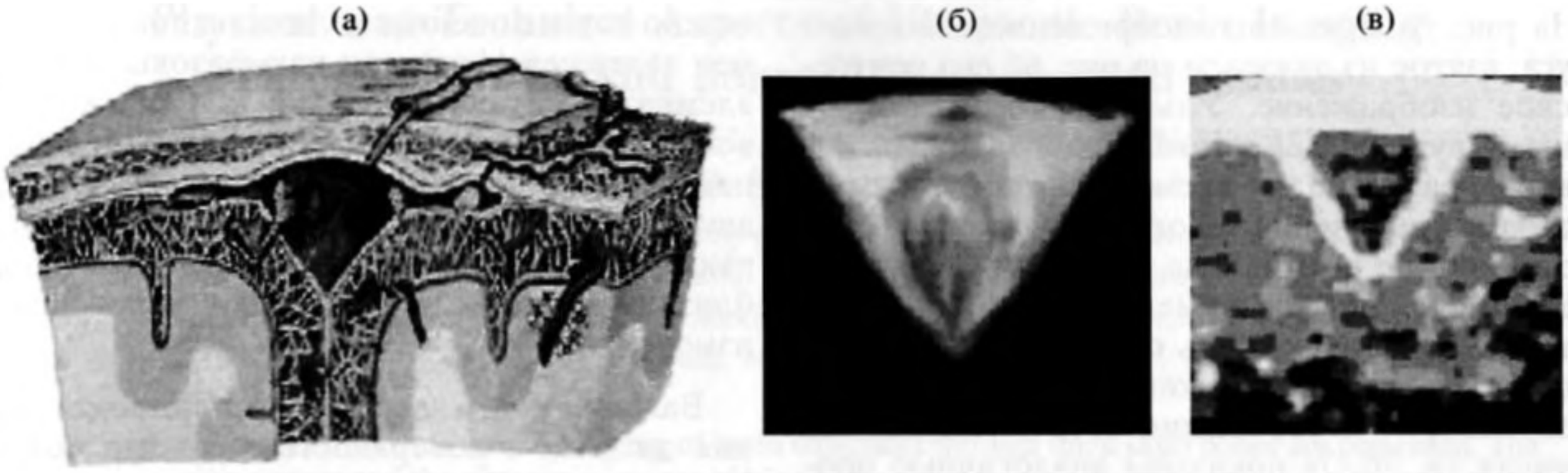

Рис. 6. Изображения венозного синуса, поперечный разрез. а – изображение из атласа; б – рентгенографическое изображение, видно только кровенаполнение; в – ультразвуковое изображение *in vivo*, видны кости черепа и стенки венозного синуса.

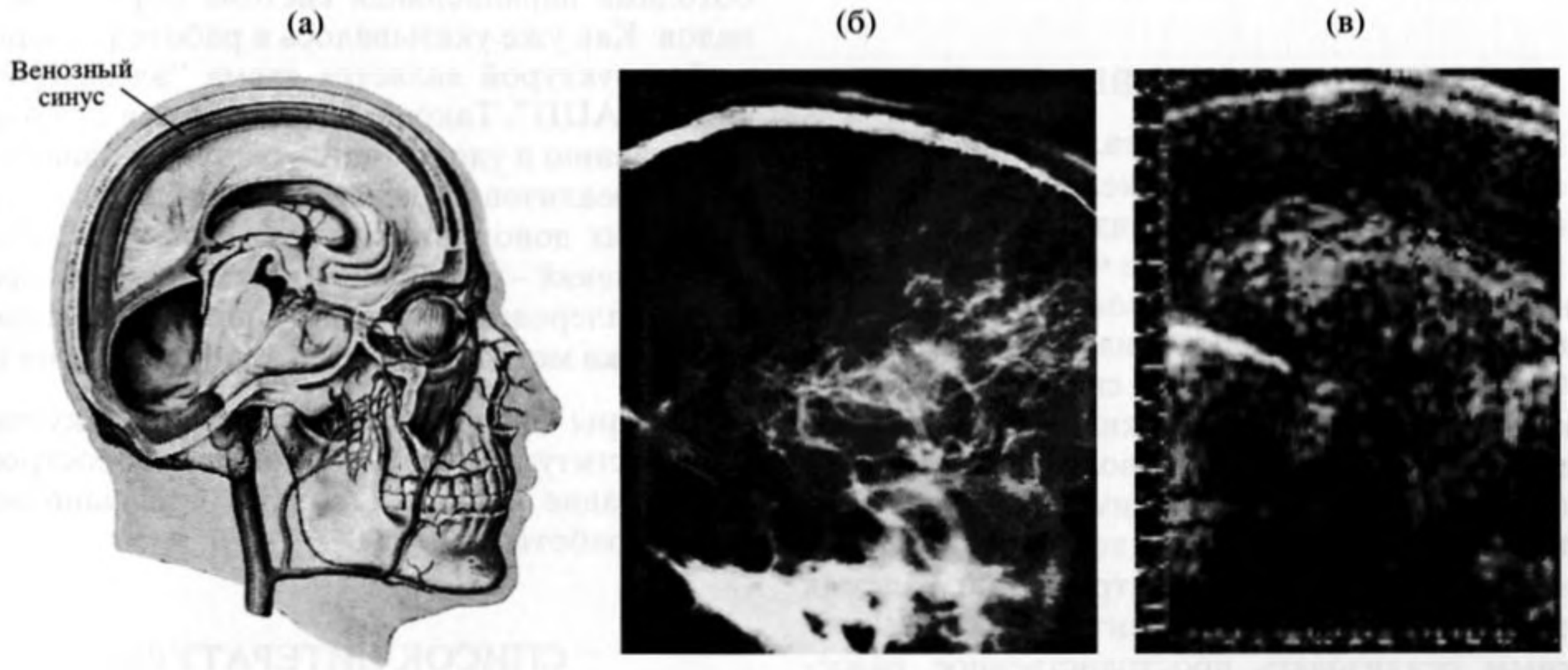

Рис. 7. Изображения венозного синуса, продольный разрез. а – изображение из атласа; б – рентгенографическое изображение: венозный синус виден как "белая дуга" в верхней части снимка; в – ультразвуковое изображение синуса, хорошо виден изогнутый венозный канал.

Длительность зондирующего сигнала варьировалась от 35 до 60 мкс. В качестве объекта наблюдения был выбран венозный синус, который представляет собой костное образование в центральной части черепа, в котором располагается крупный кровеносный сосуд-коллектор венозной крови головного мозга. Это образование упрощенно выглядит как вытянутый желоб треугольной формы, поэтому в своем поперечном сечении он должен создавать акустическое изображение, близкое по форме к треугольной. В процессе экспериментов *in vivo* были выявлены дополнительные проблемы, связанные с неровной нижней границей черепной кости. Одна из них (и самая сложная) оказалась в том, что реальная кость имеет двумерную кривизну, а используемый УЗ датчик снабжен силиконовой цилиндрической линзой, которая формирует "ножевидную" характеристику направленности. При этом, если датчик попадает на участок кости, в котором присутствуют две кривизны, то узкий луч из-за дополнительной боковой рефракции может просто выйти из плоскости наблюдения, и получить отраженные сигналы при этом невозможно. Так как компенсация второй кривизны в линейном датчике также невозможна, то устранить или учесть такой выход луча аппаратным образом в данном макете нельзя. Поэтому пришлось просто выбирать участки установки датчика на голове, при которых отраженный луч не выходит из плоскости наблюдения. При этом можно варьировать наклон датчика в небольших пределах, чтобы минимизировать указанное явление.

На рис. 6а показано изображение венозного синуса, взятое из атласа, а на рис. 6б его рентгеновское изображение. Ультразвуковое изображение, полученное на одном из добровольцев, показано на рис. 6в. Даже несмотря на то, что схема и методика получения такого изображения была совершенно не оптимальна (с учетом сделанных выше замечаний), тем не менее оба изображения очень похожи, с тем лишь отличием, что ангиография дает лишь изображение кровотока, а ультразвуковое – изображение стенок сосуда. На рисунках 7а, 7б, 7в показаны аналогичные продольные изображения венозного синуса. Рентгеновское изображение на фото выглядит как кривая линия определенной толщины, а ультразвуковое изображение напоминает продольное сечение кривой трубки.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ

Проведенные экспериментальные исследования подтвердили, что предложенная ранее в [1, 2] технология ультразвуковой визуализации структур мозга через толстые кости черепа работоспособна, и она может быть положена в основу создания систем УЗ транскраниальной диагностики. Согласованная обработка сигналов с костной тканью и использование сложных сигналов с последующим их сжатием позволяют преодолеть проблемы, связанные с высоким затуханием УЗ в костях черепа и искажениями волновых фронтов, вызываемых неоднородной структурой толстых костей. При этом в экспериментах оказалось возможным реализовать пространственное разрешение по азимуту и глубине, близкое заданному аппаратному разрешению системы.

Вместе с тем экспериментальные исследования выявили и некоторые дополнительные проблемы. Оказалось, что необходимо использовать другую конструкцию самих УЗ датчиков, которые бы позволяли работать на твердых поверхностях с двойной кривизной. Наилучшим вариантом является двумерный матричный датчик (матрица), подобный тому, который используется в звуковизоре [5], однако могут быть предложены и другие конструкции, например, линейный датчик, но с другой пассивной системой фокусировки и другими размерами элементарных приемников. Сами же приемники должны быть достаточно широкополосными, во всяком случае, эксперименты показали, что значения относительной ширины полосы должны быть не менее 0.7–0.8.

Важной проблемой является определение предельной точности измерения профиля кости. Эти измерения желательно осуществлять на более высоких частотах зондирования с тем, чтобы как можно точнее оценить величины локальных времен задержек (фаз), так как фазовые ошибки в элементах антенны порядка $\lambda/4$, где λ – длина волны, приводят к снижению коэффициента концентрации на 2–3 дБ. Кроме того, из-за наличия двумерной кривизны измерение профиля кости также желательно осуществлять в нескольких близких сечениях для уменьшения погрешности измерений.

Важным узлом является устройство согласования датчика с поверхностью головы (костью). Конструкция этого узла должна максимально уменьшать уровень паразитных сигналов переотражений “поверхность датчика–кость”. Что касается самих средств обработки сигналов, то они могут быть только цифровыми, и более того, необходима параллельная система обработки сигналов. Как уже указывалось в работе [2], наилучшей структурой является схема “элементарный канал – АЦП”. Такое решение, хотя и приводит к усложнению и удорожанию системы, однако позволяет реализовать практически весь пакет существующих дополнительных программ обработки изображений – построение трехмерных изображений, доплеровское картирование, визуализацию кровотока методом спекл-интерферометрии [6].

Авторы благодарят сотрудников Акустического института и НИИ точного приборостроения за внимание и ценные советы при выполнении данной работы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Байков С.В., Молотилов А.М., Свет В.Д.* Физико-технические аспекты получения ультразвуковых изображений структур головного мозга через толстые кости черепа. 1. Теоретические и модельные исследования // Акуст. журн. 2003. Т. 49. № 3. С.

2. *Molotilov A.M., Svet V.D., Baykov S.V.* Ultrasound Imaging of Cerebrum Vessels Through Thick Bones of Skull // World Congress on Cerebral Embolism, 1998, November 12–15, New Orleans, LA, USA.

3. *Осипов Л.В.* Ультразвуковые диагностические приборы. М.: ВИДАР, 1999. 234 с.

4. Применение ультразвука в медицине. Физические основы // Под редакцией К. Хилла. М.: Мир, 1989. 528 с.

5. *Baykov S.V., Svet V.D., Sizov V.I.* High-Speed Ultrasonic 2D-Imaging Camera // Acoustical Imaging, 1998. N.Y.: Plenum Press. P. 122–131.

6. *Зуйкова Н.В., Кондратьева Т.В., Свет В.Д.* Получение изображения кровотока методом ультразвуковой спекл-интерферометрии // Акуст. журн. 2001. Т. 47. № 5. С. 664–670.

Physical and Technical Aspects of Ultrasonic Brain Imaging Through Thick Skull Bones. 2. Experimental Studies

S. V. Baykov[1], L. V. Babin[2], A. M. Molotilov[3], S. I. Neiman[2], V. V. Riman[2], V. D. Svet[1], and A. I. Selyanin[2]

[1] *Andreev Acoustics Institute, Russian Academy of Sciences, ul. Shvernika 4, Moscow, 117036 Russia*

[2] *OOO AMM-2000, Spasskii tupik 6, Moscow, 129090 Russia*

[3] *State Research Institute of Instrument Making, Yurlovskii proezd 1, Moscow, 127490 Russia*

e-mail: vsvet@akin.ru

Experimental results of the ultrasonic imaging of brain structures through thick skull bones are presented. The model imaging system and the ultrasonic images of blood vessel models and images obtained *in vivo* for some brain structures are described.