

УДК 621.396.965, 532.59, 534.143

ФОКУСИРОВКА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ЭНЕРГИИ В ЗАДАННОЙ ОБЛАСТИ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА С УЧЁТОМ ГРАНИЦЫ РАЗДЕЛА ДВУХ СРЕД

© В. П. Ющенко¹, В. Г. Эдвабник¹, О. В. Гофман²,
Т. В. Дулуба³, В. Н. Лёгкий¹

¹Новосибирский государственный технический университет,
630073, г. Новосибирск, просп. К. Маркса, 20

²ООО «Конфадекор»,
214038, г. Смоленск, ул. Кловская, 21А

³ООО «Сен-гобен»,
107061, Москва, пл. Преображенская, 8
E-mail: jwp7@mail.ru

Предложен метод сфокусированной доставки ультразвуковой энергии в заданную точку внутри биологического объекта с помощью кольцевой антенной решётки. Представлена функциональная схема многоэлементной кольцевой решётки с чередующимися излучающими и принимающими элементами. В каналах излучающих элементов имеются управляемые фазовращатели, а все принимающие элементы подсоединены к сумматору. Средствами моделирования работы кольцевой решётки показана возможность фокусировки ультразвуковой энергии с учётом распространения волны в двух средах. Оценивается результат фокусировки с учётом границы раздела двух сред. Предполагается, что две среды различаются скоростью распространения ультразвуковой волны. Наличие двух сред на пути распространения ультразвуковой волны приводит к расфокусировке и смещению положения фокуса.

Ключевые слова: кольцевая антенная решётка, ультразвук, фокусировка, монохроматический зондирующий сигнал.

DOI: 10.15372/AUT20210113

Введение. Ультразвук в настоящее время используется как для диагностики, так и для лечения. В обоих случаях возникает задача доставки сфокусированной ультразвуковой энергии в заданную область биологического объекта. По этому принципу работают ультразвуковые томографы, позволяющие на ранней стадии заметить неблагоприятные изменения внутренних органов, и помогают диагностировать заболевание.

Применение ультразвука для лечения является значительным достижением, например дробление образовавшихся камней (литотрипсия). Электрогидравлические литотрипторы создают высоковольтный подводный электрический разряд, из-за которого образуется гидравлический импульс, фокусируемый эллипсоидным рефлектором на камень в почке. Фокусное давление может меняться за счёт изменения вольтажа искрового разряда, и тем самым можно управлять интенсивностью разрушения камня [1, 2].

Ультразвук вначале использовали как метод лечения артритов, язвенной болезни желудка, астмы. Считалось, что ультразвук обладает противовоспалительным, анальгезирующим, спазмолитическим действием, также усиливает проницаемость кожи. Широко применяется фонофорез — метод физиотерапии, когда на кожу наносится лечебное вещество, а ультразвук помогает препарату глубже проникать в ткани.

Из вышесказанного следует, что для лечения или диагностики необходимо доставить ультразвук в заданную область биологического объекта. При этом надо создать необходимую концентрацию энергии в определённой области, не повредив близлежащие ткани.

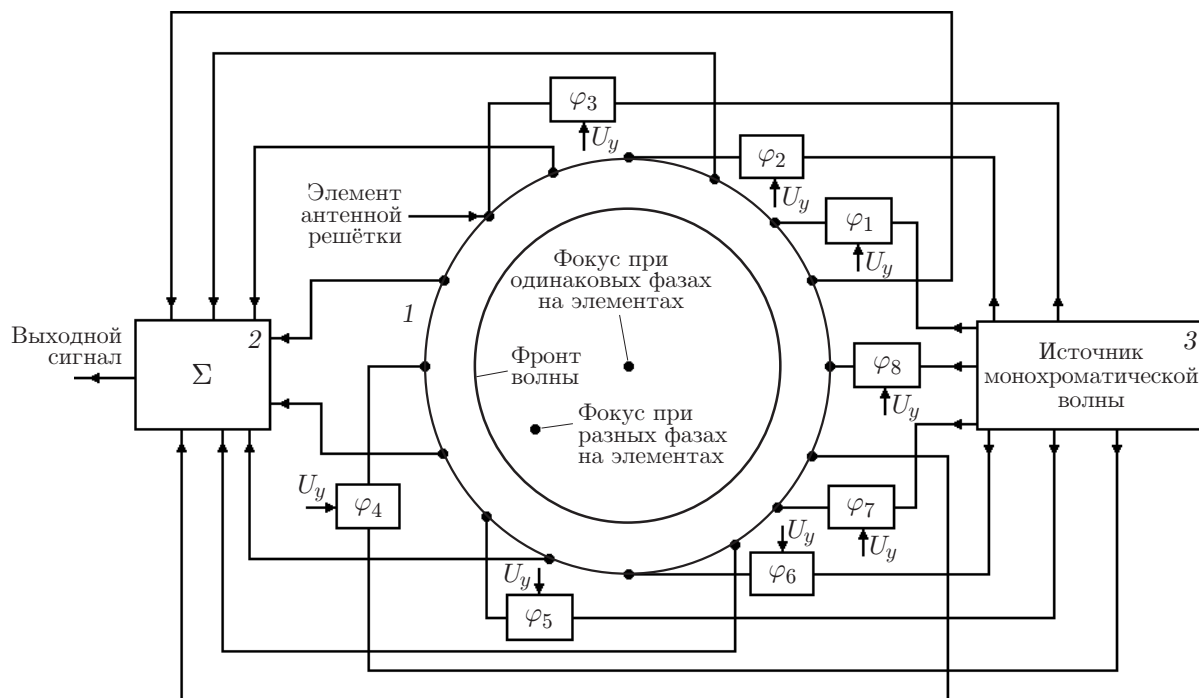


Рис. 1. Функциональная схема кольцевой антенной решётки с элементами управления

Такого эффекта можно достичь за счёт фокусировки энергии ультразвука. В настоящее время для этой цели используют плоские или параболические многоэлементные антенные решётки [3].

Целью представленной работы является доставка сфокусированной в точку энергии ультразвуковой волны в заданный объём локализации внутри тела пациента без повреждения соседних тканей с учётом границы двух сред, которую неизбежно создают различные органы человека.

Возникает вопрос об актуальности данной задачи. В двух средах возможно распространение ультразвуковой волны с неодинаковой скоростью, т. е. длины волн будут неодинаковыми. Это может повлиять на фазовый путь ультразвуковой волны от каждого элемента антенной решётки до точки фокусировки. В результате может измениться местоположение фокуса или произойдёт расфокусировка фокусного пятна, что объясняется эффектом преломления ультразвукового луча на границе двух сред, который надо учитывать при наводке фокуса в требуемую область.

Постановка задачи. Для доставки ультразвуковой энергии в требуемую область биологического объекта предлагается использовать кольцевую антенную решётку. Будем питать элементы антенной решётки монохроматическим сигналом через управляемые фазовращатели (рис. 1). Перечислим основные свойства кольцевой антенной решётки, из которых вытекают преимущества её использования.

1. Энергия ультразвуковой волны концентрируется в точку внутри кольцевой антенной решётки.

2. Точкой фокусировки можно управлять с помощью фазовращателей, подключённых к каждому элементу антенной решётки.

3. Управление фокусировкой с помощью фазовращателей проще, чем управление с помощью синтеза апертуры, так как не требуется генерировать опорные сигналы и осуществлять многократную корреляцию каждого опорного сигнала с зарегистрированным объектным траекторным сигналом.

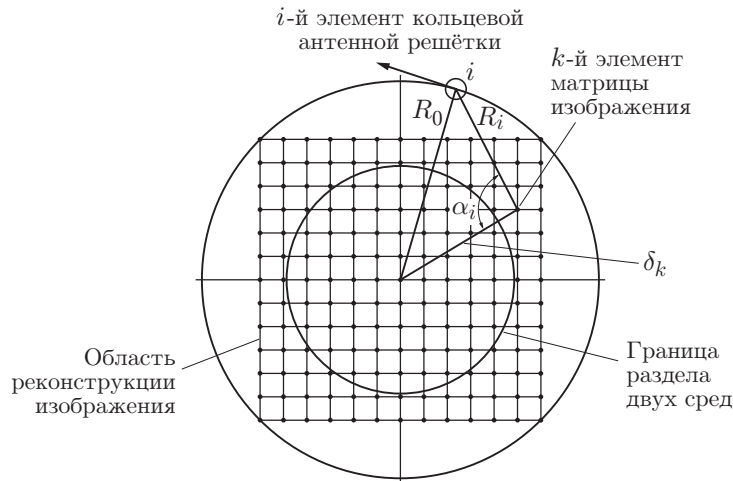


Рис. 2. Геометрическая схема сбора данных при круговой границе раздела двух сред. Дискретные места (точки) положения фокусов на воображаемой матрице изображения, занимающей область реконструкции

4. Управление фокусным пятном даёт возможность доставить ультразвуковую энергию к больному органу в концентрированном виде только в объёме фокусного пятна.
5. За пределами фокусного пятна ультразвуковая энергия не концентрируется, поэтому близлежащие ткани не травмируются.
6. Энергия ультразвуковой волны практически не выходит за плоскость кольца.
7. Вовнутрь кольца легко поместить пациента.

Для этой цели подходит сферическая антенная решётка. Она так же, как и кольцевая антенная решётка, позволяет управлять фокусным пятном. Проблема в том, как поместить пациента внутрь сферы.

Можно указать ещё одно особое свойство кольцевой антенной решётки. Она может одинаково хорошо работать как в режиме томографирования, так и в режиме доставки энергии к больному органу. Воспользуемся этим свойством кольцевой антенной решётки для контроля положения сформированного пятна.

Устройство кольцевой антенной решётки и схема с элементами управления представлены на рис. 1: 1 — кольцевая антенная решётка; 2 — сумматор сигналов от принимающих элементов; 3 — источник монохроматической волны; $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, \varphi_4, \varphi_5, \varphi_6, \varphi_7, \varphi_8$ — фазовращатели; U_y — напряжения, управляющие фазовращателями.

Решётка состоит из попарно чередующихся излучающих и принимающих элементов. Излучающие элементы запитываются через управляемые фазовращатели, а с принимающих элементов сигналы суммируются. Такие элементы совместно с фазовращателями позволяют управлять положением фокусного пятна внутри кольца, а принимающие элементы вместе с сумматором определяют местоположение фокуса, направленного на отражающую точку. Для этого поместим внутри кольца в любом месте точечный отражатель. Управляя фазами на выходе излучающих элементов с помощью фазовращателей, заставим управляемый фокус дискретно перемещаться по всей области реконструкции (рис. 2), сканируя все точки воображаемой матрицы, расположенной в области реконструкции. Как только отражающая точка попадёт в сканирующий фокус, на выходе сумматора появится всплеск мощности принятой ультразвуковой волны всеми принимающими элементами и эта точка отобразится на построенной матрице изображения (рис. 3, *a, b*).

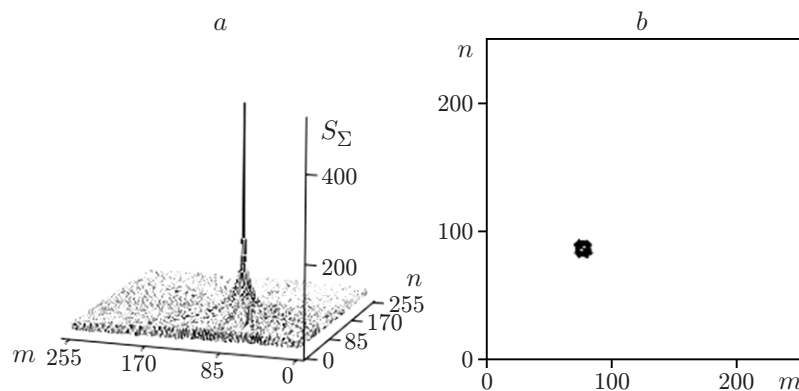


Рис. 3. Результат отображения точки, попавшей в сканирующий фокус: *a* — поверхность распределения мощностей на матрице изображения; *b* — вид сверху

Решение поставленной задачи. Будем использовать монохроматический ультразвуковой сигнал. Информацию о дальности до отражателей по-прежнему будем получать за счёт управляемой фокусировки. Для этого используем кольцевую антенную решётку (см. рис. 1). Задача сводится к управлению местоположением фокуса внутри кольцевой антенной решётки. Управляемый фокус последовательно и дискретно занимает положения, соответствующие элементам матрицы изображения (см. рис. 2). Таким образом, осуществляется сканирование прямоугольной области реконструкции, расположенной внутри пациента. Круговая область внутри большого круга является границей раздела двух сред, т. е. моделью области, отличающейся скоростью распространения ультразвуковой волны. В этих областях будет неодинаковая длина ультразвуковой волны.

Математическое описание и моделирование процесса управления фокусом при наличии границы раздела двух сред. Для теоретического рассмотрения принципа управления фокусом будем полагать, что ультразвуковая кольцевая антенная решётка помещена в водную среду и состоит из 1024 элементов. Излучающие и приёмные элементы чередуются. Из них 512 чётных элементов задействовано в качестве излучателей, и 512 нечётных элементов антенной решётки используются для приёма отражённых волн (см. рис. 1).

Покажем, что кольцевая антенная решётка позволяет управлять положением фокуса в области реконструкции даже при наличии границы раздела двух сред. При этом возможны две ситуации. Первая ситуация предполагает, что полностью известна информация о границе двух сред, т. е. мы знаем её конфигурацию и скорость распространения ультразвуковой волны в обеих средах. Эта ситуация не представляет интереса, потому что фокусировка на отражающую точку ничем не будет отличаться от фокусировки в однородной среде. Результат фокусировки будет хорошего качества, как показано на рис. 3.

Иная ситуация, когда мы не располагаем информацией о характеристиках второй области. Поэтому управлять положением фокуса будем с помощью задания начальных фаз излучаемых волн антенными элементами, рассчитанными в предположении, что мы имеем дело с однородной средой. Но для пришедшей волны от точечного отражателя будем учитывать фазовый путь согласно распространению волны в двух средах. Отражение от границы двух сред принимать во внимание не будем. Начальные фазы излучаемых колебаний каждым элементом антенной решётки φ_i , предполагая среду однородной, для любого положения фокуса в области реконструкции можно рассчитать по формуле (1), используя геометрическую схему рис. 2. При этом считаем, что граница раздела двух

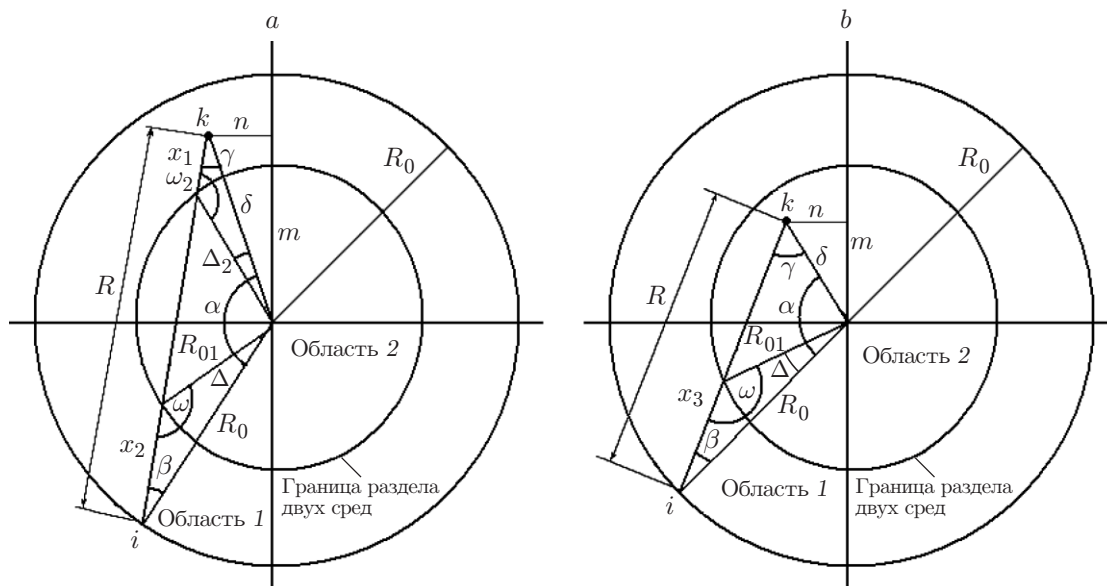


Рис. 4. Геометрическая схема путей распространения ультразвуковой волны в двух средах, разделённых круговой границей: *a* — отражающая точка лежит в области 1; *b* — в области 2

сред (см. рис. 2) отсутствует:

$$\varphi_i = 4\pi R_i / \lambda, \quad (1)$$

$$R_i = \sqrt{R_0^2 + \delta_{m,n}^2 - 2R_0\delta_{m,n} \cos \alpha_i}, \quad (2)$$

где R_i — расстояние от (m, n) -го элемента матрицы изображения до i -го элемента кольцевой антенной решётки, n — номер элемента строки матрицы изображения, m — номер столбца матрицы изображения, R_0 — радиус кольцевой антенной решётки, $\delta_{m,n} = \text{Sh}\sqrt{m^2 + n^2}$ — расстояние от центра кольцевой антенной решётки до (m, n) -го элемента матрицы изображения, Sh — шаг между элементами матрицы изображения, λ — длина ультразвуковой волны в однородной среде, α_i — меняющийся угол между $\delta_{m,n}$ и R_i при смене i -го элемента кольцевой антенной решётки.

Цифра 4 в выражении (1) означает, что волна проходит удвоенное расстояние R_i , т. е. от фокуса до элемента кольцевой антенной решётки и обратно.

Теперь следует рассчитать фазовый путь ультразвуковой волны, отражённой от точечного отражателя, с учётом границы раздела двух сред. Будем считать этот путь реальным и при моделировании учтём обе среды распространения волны. Мы его не учитывали при расчёте излучаемых начальных фаз каждым излучателем антенной решётки для однородной среды. Для моделирования нам потребуются реальные расстояния, которые ультразвуковая волна проходит в двух средах. На рис. 4 представлена геометрия распространения этой волны в двух средах (две окружности). По окружности большего радиуса располагаются элементы антенной решётки. Окружность меньшего радиуса — это граница раздела двух сред с отличающейся скоростью распространения ультразвуковой волны. Буквой k обозначена отражающая точка. Она совпадает с одним из элементов матрицы изображения на рис. 2 с координатами m, n . Все элементы матрицы «пробегает» сканирующий фокус.

Предположим, отражающая точка с координатами m , n совпадает по положению с k -м элементом воображаемой матрицы реконструкции (см. рис. 2). На рис. 4 отражающая точка k может находиться как в области 1 (рис. 4, *a*), так и в области 2 (рис. 4, *b*). Для случая (рис. 4, *a*) фазовый путь волны состоит из трёх отрезков x_1 , x_2 , $R - x_1 - x_2$.

Определим размеры этих отрезков, которые находятся из решения косоугольных треугольников [4]:

$$R_i = \sqrt{R_{01}^2 + \delta_{m,n}^2 - 2R_{01}\delta_{m,n} \cos \alpha_i}, \quad (3)$$

$$\beta_i = \arcsin(\delta_{m,n} \sin \alpha_i / R_i), \quad (4)$$

$$\gamma_i = 180^\circ - \alpha_i - \beta_i, \quad (5)$$

$$\omega_i = \arcsin(R_0 \sin \beta_i / R_{01}), \quad (6)$$

$$\Delta_i = 180^\circ - \beta_i - \omega_i, \quad (7)$$

$$x_{2i} = R_{01} \sin \Delta_i / \sin \beta_i, \quad (8)$$

$$\omega_{2i} = \arcsin(\delta_{m,n} \sin \gamma_i / R_{01}), \quad (9)$$

$$\Delta_{2i} = 180^\circ - \gamma_i - \omega_{2i}, \quad (10)$$

$$x_{1i} = R_{01} \sin \Delta_{2i} / \sin \gamma_i. \quad (11)$$

На рис. 4, *b* отражающая точка расположена в области 2 и расчёт отрезка x_2 надо производить по следующей группе формул:

$$R_i = \sqrt{R_{01}^2 + \delta_{m,n}^2 - 2R_{01}\delta_{m,n} \cos \alpha_i}, \quad (12)$$

$$\beta_i = \arcsin(\delta_{m,n} \sin \alpha_i / R_i), \quad (13)$$

$$\gamma_i = 180^\circ - \alpha_i - \beta_i, \quad (14)$$

$$\omega_i = \arcsin(R_0 \sin \beta_i / R_{01}), \quad (15)$$

$$\Delta_i = 180^\circ - \beta_i - \omega_i, \quad (16)$$

$$x_{2i} = R_{01} \sin \Delta_i / \sin \beta_i. \quad (17)$$

В формулах (3)–(17) углы α_i , β_i , γ_i , ω_i , ω_{2i} , Δ_i , Δ_{2i} , входящие в состав треугольников, пояснены на рис. 4, *a* и *b*, подстрочный индекс i означает, что изображённая на рис. 4 геометрия относится к i -му элементу антенной решётки (для моделирования фокуса надо

обойти и учесть все i -е элементы кольцевой решётки); R_0 — радиус кольцевой антенной решётки; R_{01} — радиус границы раздела двух сред; $\delta_{m,n}$ — расстояние от центра до k -го элемента матрицы изображения с дискретными координатами (m, n) ; x_1 и x_2 — путь ультразвуковой волны в первой среде; $R - x_1 - x_2$ или $R - x_2$ — путь ультразвуковой волны во второй среде.

Зная все необходимые расстояния, можно найти фазовый путь, проходимый волной от i -го излучающего элемента антенной решётки до отражающей точки и обратно к $i + 1$ приёмному элементу кольцевой антенной решётки. Для первой ситуации

$$\varphi_i^* = 4\pi x_1/\lambda + 4\pi x_2/\lambda + 4\pi(R - x_1 - x_2)/\lambda_2. \quad (18)$$

Для второй ситуации

$$\varphi_i^* = 4\pi x_2/\lambda + 4\pi(R - x_1 - x_2)/\lambda_2, \quad (19)$$

где φ_i^* — фазовый путь волны, относящийся к i -му элементу, рассчитанный с учётом распространения волны в двух средах, φ_i — фазовый путь волны, относящийся к i -му элементу и рассчитанный с учётом распространения волны в однородной среде.

Теперь можно составить комплексный сигнал \bar{S}_i , принимаемый i -м приёмным элементом кольцевой антенной решётки:

$$\bar{S}_i = |\bar{S}_i| e^{i\varphi_i - \varphi_i^*}. \quad (20)$$

Наконец, просуммировав все комплексные сигналы со всех приёмных элементов кольцевой антенной решётки и взяв модуль от этой суммы, получим амплитуду сигнала для (m, n) -го элемента матрицы изображения:

$$S_{m,n} = \left| \sum_{i=0}^{512} \bar{S}_i \right|. \quad (21)$$

Развернув матрицу из m, n -элементов с рассчитанными значениями амплитуд, получим изображение точечного объекта в виде всплеска амплитуды над поверхностью матрицы изображения в тот момент, когда отражающая точка попадёт в сканирующий фокус. Более наглядная картина фокусировки получается, если на всплеск амплитуды посмотреть сверху.

Результаты моделирования расфокусировки из-за прохождения ультразвуковой волны в двух средах и обсуждение результатов. С использованием вышеописанного алгоритма получена моделирующая программа, которая позволяет реконструировать точечный объект, попавший в сканирующий фокус, и заодно оценить качество фокусировки. На рис. 5 показан результат описанного моделирования.

Моделирование распространения волны в двух средах проводилось при следующих параметрах: $R = 24$ см — радиус кольцевой антенной решётки; $R_{01} = 14$ см — радиус границы раздела двух сред; частота ультразвуковой волны 0,52 МГц; скорость распространения волны, например, в почке 1560 м/с, что соответствует $\lambda = 3$ мм; скорость распространения волны в жировой ткани 1400 м/с, что соответствует $\lambda = 2,7$ мм; отражающая точка смещена относительно центра на 2 см по горизонтали и на 2 см по вертикали. На рис. 5, *a* представлен эталонный случай для волны, распространяющейся в однородной среде с $\lambda = 3$. Результат расфокусировки из-за распространения волны в жировой ткани и в ткани почки представлен на рис. 5, *с*. Сравнивая результаты моделирования на рис. 5, *a* и рис. 5, *с*, можно видеть, что расфокусировка в почке незначительная и фокус практически не сместился из-за влияния двух сред.

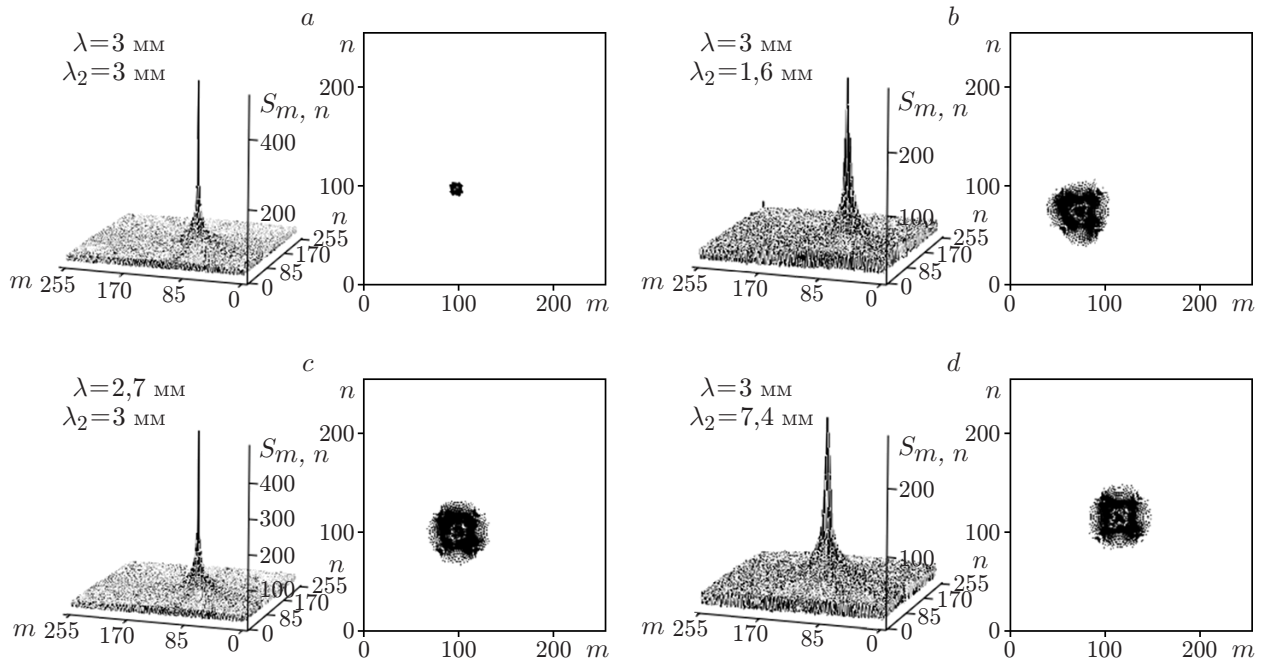


Рис. 5. Результаты расфокусировки при прохождении ультразвуковой волны через две среды: *a* — фокусировка ультразвуковой энергии в однородной среде; *b* — в среде, окаймлённой другой средой (скорость в окаймляющей среде в 2 раза больше, чем во внутренней области); *c* — при наличии двух сред (почки, окружённые жировой тканью); *d* — в среде, окаймлённой другой средой (скорость в окаймляющей среде меньше, чем во внутренней среде)

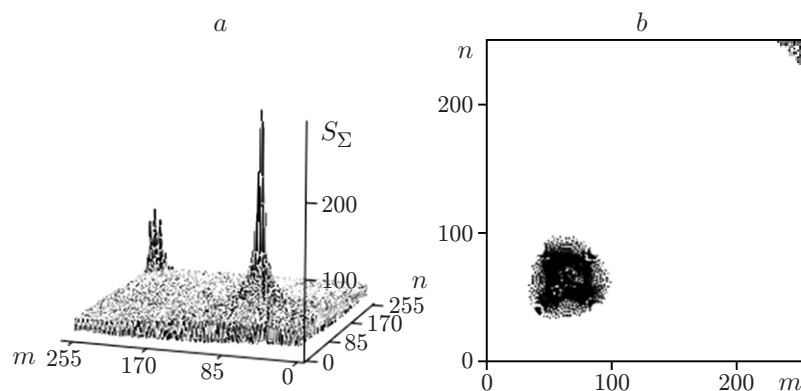


Рис. 6. Расфокусировка фокусного пятна с учётом границы раздела двух сред по мере удаления фокуса от центра (предмет исследования — почки, окаймлённые жировой тканью): *a* — поверхность, отображающая распределение энергии на матрице изображения; *b* — вид сверху

Проведём ещё два модельных эксперимента. Оставим скорость распространения ультразвуковой волны в первой среде прежней, т. е. $\lambda = 3$ мм, а во второй увеличим скорость распространения, пока длина волны не станет равной 7,4 мм. Во втором модельном эксперименте уменьшим длину волны до 1,6 мм. Результаты этих модельных экспериментов представлены на рис. 5, *b*, *d* и показывают, что чем больше отличие в скорости распространения волны в двух средах, тем больше расфокусировка и смещение фокуса. Следует отметить, что двухкратной разницы в скорости распространения волны в разных тканях не будет при исследовании биологических объектов.

Следует ожидать, что по мере дальнейшего смещения фокусного пятна вместе с отражающей точкой от центра расфокусировка будет увеличиваться (рис. 6).

В дальнейшей расфокусировке по мере удаления от центра можно убедиться, сравнивая рис. 5, *c* и рис. 6. Эти два рисунка получены при одинаковых условиях моделирования за исключением удалённости от центра, которая в 2 раза больше на рис. 6.

Заключение. Моделирование показало полезные качества кольцевой антенной решётки, которые могут быть использованы в медицинских целях. Одно из положительных качеств состоит в том, что решётка даёт возможность сканировать управляемым фокусом внутренние органы биологического объекта, что позволяет произвести реконструкцию внутренней структуры объекта и по полученному изображению прицельно доставить в необходимую область ультразвуковую энергию в концентрированном виде, не травмируя близлежащие ткани.

Различие в скорости распространения ультразвуковой волны в разных органах человека может привести к расфокусировке фокусного пятна, а также к его смещению. Моделирование двух смежных областей, состоящих из жировой ткани и ткани почки, имеющих малые различия в скорости распространения ультразвуковой волны, не превышающие 10 %, дают незначительную расфокусировку и малое смещение фокуса. Чем больше расстояние фокуса от центра кольцевой антенной решётки, тем больше расфокусировка и значительнее смещение фокуса по сравнению с его положением в однородной среде. Создание кольцевой антенной решётки с управляемыми фазовращателями — более сложная задача, чем создание локатора с синтезом апертуры [5–13], который также позволяет управлять фокусным пятном. Синтез апертуры по кругу можно считать прототипом кольцевой антенной решётки [5, 6, 7, 9, 10]. Однако технологические возможности расширяются с каждым годом так, что создание кольцевой антенной решётки не будет являться проблемой в ближайшее время.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Бешлиев Д. А.** Опасности, ошибки, осложнения дистанционной литотрипсии, их лечение и профилактика: Дис. ... д-ра мед. наук. М., 2003. 356 с.
2. **Дзеранов Н. К.** Дистанционная ударно-волновая литотрипсия в лечении мочекаменной болезни: Дис. ... д-ра мед. наук. М., 1994. 408 с.
3. **Pat. 2014/0316269 A1 US.** Transducers, systems, and manufacturing techniques for focused ultrasound therapy /J. Zhang, M. Gertner. Publ. 23.10.2014.
4. **Яковлев К. П.** Краткий физико-технический справочник. Т 1. Математика, физика. М.: Физматгиз, 1960. 446 с.
5. **Менса Д. Л., Халеви Ш., Уэйд Г.** Применение методов когерентной доплеровской томографии для получения изображения на СВЧ // ТИИЭР. 1983. **71**, № 2. С. 76–84.
6. **Ющенко В. П.** Круговой апертурный синтез для целей томографии // Автометрия. 2002. **38**, № 6. С. 28–33.

7. **Ющенко В. П.** Сопоставление двух методов когерентной томографии // Радиотехника и электроника. 2004. **49**, № 2. С. 196–204.
8. **Ющенко В. П.** Восстановление внутренней структуры гомогенных объектов с включённой неоднородностью // Автометрия. 2005. **41**, № 1. С. 50–57.
9. **Ющенко В. П., Литвиненко С. А.** Влияние диаграммы направленности на качество реконструкции объектов при круговом синтезе апертуры // Автометрия. 2016. **52**, № 4. С. 14–20. DOI: 10.15372/AUT20160402.
10. **Yushchenko W. P.** Object image reconstruction by using trajectory doppler signal in the process of monochromatic probing and circular aperture synthesis of antenna // Electrical and Electronic Engineering. 2012. **2**, N 2. P. 1–6. DOI: 10.5923/j.eee.20120202.01.
11. **Ющенко В. П., Литвиненко С. А., Ромодин В. Б., Щебалкова Л. В.** Монохромная СВЧ-томография с синтезом апертуры методом взаимных корреляций // Автометрия. 2007. **43**, № 6. С. 28–38.
12. **Ющенко В. П., Лёгкий В. Н., Литвиненко С. А., Буднов С. А.** Анализ влияния поверхностных волн от движущегося объекта на его изображение при реконструкции с использованием апертурного синтеза // Автометрия. 2018. **54**, № 3. С. 70–77. DOI: 10.15372/AUT20180309.
13. **Tsui Ch. S. L., Liang H.-D., Halliwell M. et al.** Coherent ultrasonic Doppler tomography // Ultrasound in Medicine and Biology. 2011. **37**, Iss. 4. P. 642–650.

Поступила в редакцию 25.06.2020

После доработки 12.10.2020

Принята к публикации 09.11.2020
