

---

УДК 620.179

**А.С. Огир**, д-р техн. наук,  
**Е.А. Огир, В.В. Тарапата**, канд. техн. наук  
Ин-т проблем моделирования в энергетике им. Г.Е. Пухова НАН Украины  
(Украина, 03164, Киев, ул. Генерала Наумова, 15,  
тел. 4242296, e-mail: lenaogir@gmail.com)

## **Новая информационная технология формирования голограммных акустических изображений высокого разрешения в системах ультразвуковой визуализации медицинского назначения**

Представлены методы формирования акустических изображений медицинского назначения, процесс формирования которых включает облучение объекта контроля, регистрацию рассеянных эхосигналов, их обработку с целью фокусировки изображения и преобразование суммарного эхосигнала. Посредством фокусировки эхосигналов получен сильный отклик фокусируемой точки суммированием сигналов с различных точек апертуры измерений.

Представлено методи формування акустичних зображень медичного призначення, процес формування яких включає опромінення об'єкта контролю, реєстрацію розсіяних ехосигналів, їх обробку з метою фокусування зображення і перетворення сумарного ехосигналу. За допомогою фокусування ехосигналів отримано сильний відгук сфокусованої точки підсумовуванням сигналів з різних точок апертури вимірювань.

*Ключевые слова:* ультразвуковая визуализация, контрастная разрешающая способность, эхосигнал, голографическая система.

В странах бывшего СССР отсутствуют разработки и промышленное производство ультразвуковых (УЗ) сканеров медицинского назначения, соответствующих современным требованиям. В значительной степени это связано с отставанием в области наукоемких технологий, используемых для реализации с высокой точностью наносекундных задержек сигналов при формировании узконаправленного луча. Такие технологии являются основой для достижения высоких характеристик поперечного разрешения [1].

Методы формирования акустических изображений основаны на регистрации и обработке когерентного или некогерентного излучения, получаемого в результате взаимодействия падающей волны с объектом контроля. Акустическое изображение находят посредством превращения ампли-

© А.С. Огир, Е.А. Огир, В.В. Тарапата, 2014

туды принятого суммарного вторичного излучения в пропорциональную яркость оптического изображения.

Процесс формирования акустических изображений включает следующие типы операций:

1. Облучение объекта контроля.
2. Регистрация рассеянных эхосигналов (амплитудных значений).
3. Обработка эхосигналов для фокусировки изображений.
4. Преобразование суммарного эхосигнала в эквивалентный эхосигнал и отражение его на мониторе.

В случае формирования двумерного изображения описание параметра, акустическое изображение которого формируется системой, можно представить в виде двумерной функции  $f(x, y)$ , где  $x, y$  — пространственные координаты объектной плоскости. Функцию  $f(x, y)$  будем называть функцией исходного изображения объекта контроля. Если изображение на экране обозначить  $g(\xi, \eta)$ , то обобщенный оператор формирования акустического изображения можно записать в виде [2]

$$g(\xi, \eta) = A\{f(x, y) + n(\xi, \eta)\}, \quad (1)$$

где  $\xi, \eta$  — пространственные координаты на индикаторе;  $n(\xi, \eta)$  — шумы;  $A$  — оператор, который может быть достаточно сложным, поскольку отображает цепочку различных по характеру операций. В эхоскопии этот оператор имеет вид операции свертки:

$$g(\xi, \eta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) h(\xi, \eta, x, y) dx dy + n(\xi, \eta), \quad (2)$$

где  $h(\xi, \eta, x, y)$  — весовая функция, описывающая диаграмму направленности источника падающей волны, т.е. приемника эхосигналов.

Следует заметить, что один и тот же объект контроля может дать различные акустические изображения, если в системе эхоскопии при сканировании объекта будут регистрироваться различные акустические параметры, характеризующие среду (материал) объекта: скорость звука, коэффициент отражения (градиент акустического импеданса), коэффициент поглощения (затухания).

Обработка эхосигналов в системах формирования акустических изображений осуществляется методами фокусировки, которые позволяют решать задачу получения сильного отклика фокусируемой точки суммированием задержанных во времени сигналов с различных точек апертуры измерений. При этом величины задержки позволяют суммировать сигналы фокусируемой точки с одной и той же начальной фазой.

При формировании акустического изображения основными в системе эхоскопии неголографического типа являются два фактора:

- 1) диаграмма направленности звукового луча на излучение и на прием;
- 2) качество формируемого изображения определяется поперечным сечением звукового луча в режимах излучения звукового импульса и приема эхосигналов.

В режиме излучения границы луча определяют область, в которой сосредоточена основная часть излучаемой мощности. За пределами зоны луча излучаемая мощность уменьшается при удалении от акустической оси луча и удалении вдоль луча от точки фокуса. Обычно диаграммы направленности звукового луча на излучение и прием — идентичны. Акустическое изображение в этом случае формируется из отметок, зерен или пятен различной яркости и различных размеров для одного и того же точечного объекта, как из элементов мозаики. Причиной этого является различная поперечная и продольная разрешающая способность луча на различных глубинах зондирования. Чем меньше элементы мозаики, тем более четкое и информативное изображение получаем.

В качестве примера рассмотрим характеристики пространственного разрешения для систем среднего класса медико-диагностического назначения. Относительно скромные характеристики пространственного и контрастного разрешения таких систем связаны с применением при выполнении операций фокусировки луча модели и алгоритмов, используемых в диаграммо-формирующих системах (задержки эхосигналов на время, адекватное разнице длин траекторий распространения отраженных эхосигналов, направленных к элементам приемной антенны, с последующим их суммированием) (рис. 1).

В отличие от рассмотренных систем, в голографических системах используются алгоритмы реконструкции и цифровой фильтрации, позволяющие восстанавливать значения интенсивности колебаний точечных источников, находящихся внутри зондирующего звукового луча. При этом отношение сигнал/помеха в точках восстановления может достигать 40 dB. Подобной характеристикой контрастного разрешения не обладают современные системы-аналоги неголографического типа.

В теории УЗ систем интроскопии известны высокие потенциальные возможности голографических систем обработки сигналов, связанные с регистрацией и компьютерной обработкой звуковых фазовых голограмм, формируемых на основе фазовых спектров поля отраженной средой звуковой волны. Основой для исследований в данной области являются труды Гюйгенса, Френеля, Кирхгофа, Рэлея, Зоммерфельда и других ученых. Созданная ими скалярная теория дифракции волн позволяет получать

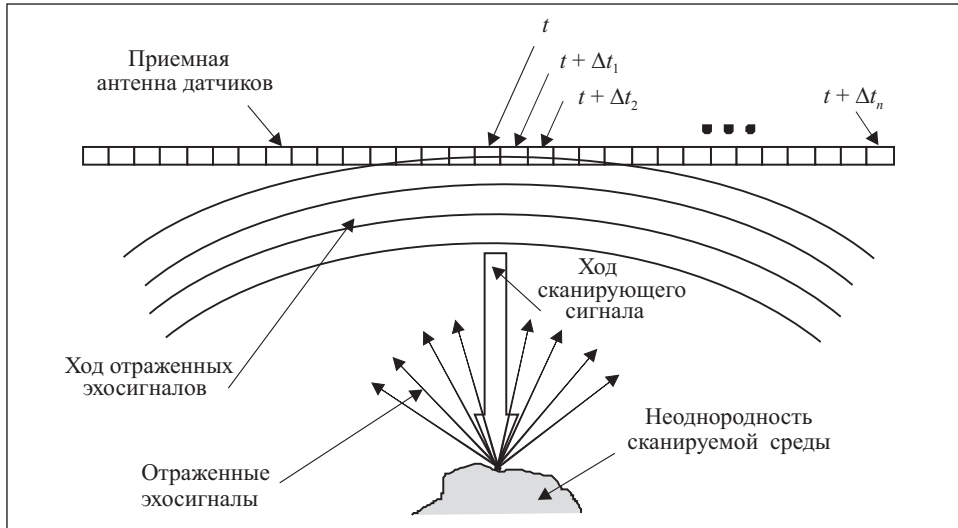


Рис. 1. Задержки  $t_n$  эхосигналов в диаграммо-формирующих системах

очень точные результаты при моделировании процессов распространения акустических волн.

Компьютерные цифровые модели физических голограмм имеют преимущества — возможность применения алгоритмической обработки на всех стадиях формирования звуковых голограмм и реконструкции соответствующих изображений. Реконструкция точек растровых линий изображения внутренней структуры материала, или объекта контроля, осуществляется в голографической системе посредством реализации вычислительной процедуры обращения дифракционного интеграла Рэля — Зоммерфельда в темпе реального времени распространения звуковой волны в контролируемой среде.

Решая задачу обращения аппроксимационной модели интеграла Рэля—Зоммерфельда, получают изображения точечноподобных элементов растровой линии (акустической оси звукового луча). Далее, из растровых линий komponуется кадр изображения. Решающими факторами, обеспечивающими достоверность и информативность воспроизводимых в системах медицинской визуализации акустических изображений, являются пространственное и контрастное разрешение, помехоустойчивость системы и точность воспроизведения в пикселах изображений интенсивности эхосигналов фокусированных точек зондируемой среды. В процессе исследований и разработок используются компьютерные цифровые модели физических звуковых голограмм зондируемой среды, что дает возмож-

ность применения алгоритмической, компьютерной обработки на всех стадиях регистрации фазовых данных отраженной средой звуковой волны, формирование звукового голограммного описания зондируемой среды и реконструкции (воспроизведения) соответствующего акустического изображения анатомических структур [3].

Основные преимущества данной разработки заключаются в том, что в голографических системах в растровых линиях изображения с помощью специальных вычислительных процедур воспроизводятся значения интенсивности колебаний точечных источников, находящихся на акустической оси звукового луча. При этом отпадает необходимость в использовании наукоемких наносекундных технологий для формирования узконаправленного луча. Структурная схема системы эхоскопии голографического типа представлена на рис. 2.

Голографические системы воспроизводят интенсивность эхосигналов с учетом фазовой информации, а фаза является функцией градиента скорости звука в среде. Известно, что физические свойства среды наиболее полно характеризуются градиентом скорости звука и градиентом изменения плотности контролируемой среды. Также чрезвычайно важным моментом является точность интенсивности эхосигнала в голографической системе, составляющая 1—5 % вследствие эффективной фильтрации

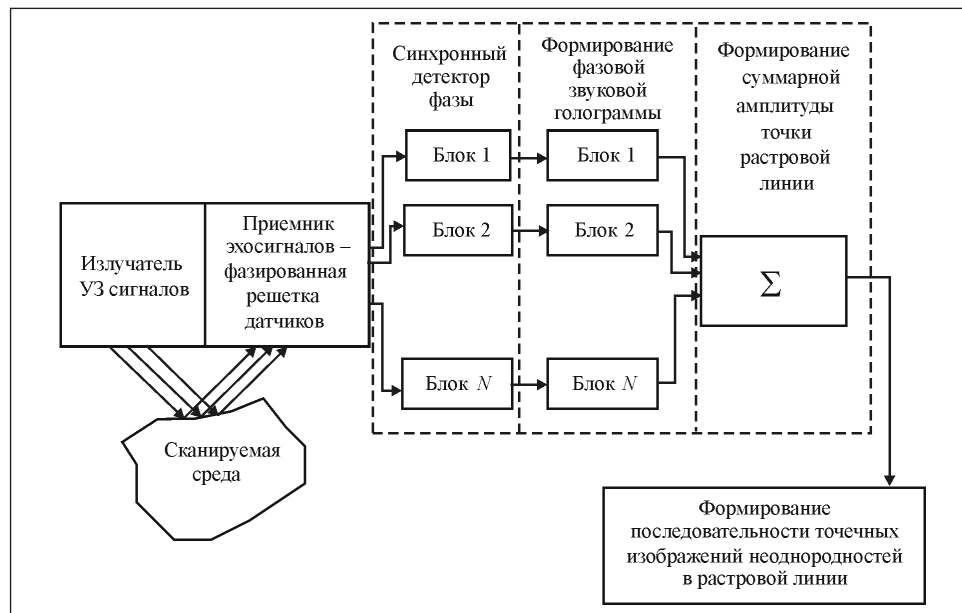


Рис. 2. Структурная схема голографической системы эхоскопии

сигнала голограммы с помощью пространственного фильтра Дольфа—Чебышева.

Воспроизводимые голографической системой сигналы на акустической оси луча моделируются значением постоянной составляющей сигнала голограммы в пространственном спектре. Поэтому для качественного воспроизведения значений интенсивности в точках на акустической оси (растровой линии изображения) нет необходимости в регистрации сигнала голограммы с частотой дискретизации (что соответствует требованиям теоремы Котельникова), характеризующей высокую реализационную характеристику голографических систем [3].

Для систем различного типа УЗ эхоскопии, отличающихся видом входной информации, а именно, анализирующих амплитудные, амплитудно-фазовые, «чисто» фазовые описания пространственного распределения вторичных волновых полей, качество реконструируемых изображений будет различным при одинаковой чувствительности приемников эхосигналов. Например, при некоторых разновидностях рака молочной железы злокачественное образование отличается от здоровой ткани только величиной поглощения, характеризующего изменение скорости УЗ волны в среде (при этом отличие незначительное). Использование в голографических системах в качестве основной информации пространственного распределения фазовых спектров эхосигналов в объектной плоскости, представляющей, собственно, фазовую звуковую голограмму, должно иметь значительное преимущество перед томографическими методами, основанными на регистрации усредненных по траектории амплитудных (энергетических) пространственных распределений вторичного волнового поля.

Методы ультразвуковой эхоимпульсной визуализации нашли широкое применение в медицине. Практически во всех областях медицины требования относительно характеристик пространственного и контрастного разрешения (точность воспроизведения интенсивности эхосигналов в пикселах изображения и чувствительности системы визуализации к слабым эхосигналам в условиях действия сигналов-помех) непрерывно возрастают. В качестве примеров можно привести количественные измерения в акушерстве (диагностика плода), проведение УЗ визуальной диагностики новообразований в анатомических структурах органов на ранней стадии их появления и развития. Дифференциация злокачественных и доброкачественных новообразований требует значительного улучшения пространственного и контрастного различия. При исследовании щитовидной железы распознавание новообразований возможно при условии подавления сигналов-шумов, вызванных реверберацией и боковыми лепестками излучения.

В современных системах УЗ диагностики количественные характеристики контрастного разрешения (от сигналов, являющихся сигналами-помехами), а также характеристики точности воспроизведения точечных элементов изображения обычно достаточно низкие. Поэтому осуществление количественного анализа акустических изображений диагностируемых анатомических структур достаточно проблематично [2].

Использование ведущими европейскими фирмами новых технологических решений при изготовлении многоканальных датчиков, а также цифровой обработки сигналов при динамической фокусировке узконаправленного звукового луча позволили существенно улучшить пространственное разрешение. Однако повышение контрастного разрешения и точности воспроизведения эхосигналов в изображении остаются актуальными задачами.

## **Выводы**

Предложенная информационная технология включает разработку и исследование алгоритмов и программ эффективного вычислительного метода воспроизведения растровых голограммных изображений с высокой разрешающей способностью, недостижимой для современных медицинских сканеров. Эффективный вычислительный метод, соответствующий таким требованиям, как быстродействие, обеспечивает выполнение вычислительных процедур в темпе реального времени распространения звуковой волны в зондируемой среде, устойчивость к ошибкам измерений и аппроксимации данных голограмм, высокую чувствительность к эхосигналам сфокусированных точек зондируемой среды в присутствии сильных сигналов-помех, возможность применения вычислительных процедур фильтрации акустического изображения от воздействия вторичных дифракционных максимумов и сигналов-помех реверберационного типа, высокое пространственное и контрастное разрешение при воспроизведении точек анатомических структур в растровых линиях изображения. Упомянутые свойства в целом составляют информационный показатель качества голографической системы УЗ визуализации медицинского назначения.

Голографическая система медицинской визуализации отличается от диаграммо-формирующих характеристик входной информации и математической модели процесса фокусировки точек растровых линий акустического изображения. Пространственное распределение комплексных амплитуд измеряемого поля звуковой волны является дискретной звуковой голограммой зондируемой среды. В случае фазовой звуковой голограммы в узлах измерительной решетки регистрируется только фаза рассеянного волнового фронта, а амплитуде присваивается постоянное значение. Формиро-

вание фазовой голограммы эквивалентно действиям восстанавливающего фильтра на пространственный сигнал голограммы.

В целом голографическая система визуализации медицинского назначения является многоканальным (по числу пьезоприемников антенны) измерительно-вычислительным комплексом. Структура такого комплекса включает акустическую линейную антенну, модуль предпроцессора реального времени для формирования значений звуковой голограммы и воспроизведения значений интенсивности эхосигналов в точках растровых линий изображения, центральный процессор для формирования акустического изображения анатомических структур и дополнительной сервисной информации на мониторе. Программное обеспечение создаваемого комплекса включает программы обработки акустических изображений, а также программы для обработки томографических изображений с целью улучшения их информативности и различительной способности с помощью применения алгоритмов цветного картирования и вычислительных процедур нелинейной фильтрации изображений.

Для выполнения подобных задач в темпе реального времени центральные процессоры персональных компьютеров оказываются недостаточно мощными, в то время как специально спроектированные для работы с изображениями графические процессоры видеокарт успешно справляются с решением данной задачи.

Использование разработанного комплекса программного обеспечения дает возможность получать акустические изображения неоднородностей материалов с высоким разрешением и соответственно определять реальные параметры дефектов (геометрические размеры, местоположение, плотность и многие другие параметры диагностического характера).

The article presents the methods for formation of acoustic images for medical purposes; the process of their formation involves irradiation of the control object, registration of the scattered echo signals, their processing for focusing the image and transformation of summary echo signal. A strong response of the focused point by summing the signals from different points of the measurement aperture was obtained by focusing the echo signals.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Wright J.N., Park M., Maslak S.H.* Пат. #5,793,701 USA, G01S7/52; G01S15/89; G10K11/34; G01S15/00; G10K11/00. Method and Apparatus for Coherent Image Formation. — Заявитель и патентообладатель Acuson Corporation (Mountain View, CA). — 08/806922; заявл. 02/26/1997; опубл. 08/11/1998.
2. *Бэмбер Дж., Дикинсон Р., Эккерсли Р. и др.* Ультразвук в медицине. Физические основы применения. — М. : ФИЗМАТЛИТ, 2008.— 542 с.



3. Евдокимов В.Ф., Огир А.С., Тарапата В.В. Математические модели процессов формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии неголографического типа // Электрон. моделирование. — 2008. — 30, № 1. — С. 89 — 102.

Поступила 01.10.13;  
после доработки 18.12.13

*ОГИР Александр Степанович, д-р техн. наук, гл. науч. сотр. Ин-та проблем моделирования в энергетике им. Г.Е. Пухова НАН Украины. В 1972 г. окончил Киевский ин-т инженеров гражданской авиации. Область научных исследований — цифровая обработка сигналов и акустическая голография.*

*ОГИР Елена Александровна, мл. науч. сотр. Ин-та проблем моделирования в энергетике им. Г.Е. Пухова НАН Украины. В 2003 г. окончила Национальный авиационный университет (г. Киев). Область научных исследований — математическое и компьютерное моделирование в области ультразвуковой диагностики материалов и сред.*

*ТАРАПАТА Валерий Владимирович, канд. техн. наук, мл. науч. сотр. Ин-та проблем моделирования в энергетике им. Г.Е. Пухова НАН Украины. В 2001 г. окончил Национальный политехнический университет Украины «КПИ». Область научных исследований — разработка алгоритмов и программ для систем ультразвуковой дефектоскопии.*

