

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ГОЛОГРАФИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ВИЗУАЛИЗАЦИИ

А.С. Огир, Н.Н. Колотилов, Н.К. Волик, В.В. Тарапата
 Институт проблем моделирования в энергетике им. Г.Е.Пухова НАН Украины,
 ГУ "Научно-практический центр лучевой диагностики АМН Украины"

Медицинское ультразвуковое диагностическое оборудование, по данным экспертов из Великобритании, занимает 25% мирового рынка медицинских информационных технологий [8].

Естественно, что разработка УЗ-систем эхоскопии медицинского назначения имеет ряд характерных особенностей, связанных с условиями применения, характеристиками органов человека как объектов контроля, характеристиками распространения ультразвука в теле человека.

Принято различать три основных режима работы ультразвуковой системы визуализации: В(2D)-режим (двумерное изображение, оттенки серого), CD (PD)-режим (цветовое отображение тока крови, эффект Допплера) и PW-режим (спектральный доплеровский).

В современных системах УЗ-визуализации медицинского назначения используется технология формирования акустического изображения на принципах фокусировки узконаправленного звукового луча и сканирования этим лучем зондируемой среды. При этом используются алгоритмы задержки эхосигналов на время, пропорциональное разности длин траекторий распространения эхосигналов от фокусируемой точки среды до эхоприемников измерительной аппаратуры с последующим их суммированием [8].

Значение суммарного эхосигнала формирует пропорциональный видеосигнал растровой линии вдоль линии распространения звукового импульса в исследуемой среде. При этом относительно слабые сигналы фокусируемых точек искажаются сильными реверберационными сигналами, отраженными от точек-неоднородностей среды и эхосигналами боковых лепестков, поэтому динамический диапазон отображаемых сигналов, а также чувствительность системы к полезным сигналам является низкой, что и обуславливает недостаточное контрастное разрешение (разрешение от сигналов-помех) в системах ультразвуковой (УЗ) визуализации медицинского назначения.

Использование ведущими фирмами (GE, Acuson, Philips, Toshiba) новых технологий изготовления многоканальных датчиков с высокой плотностью кристаллов/мм, а также цифровой обработки сигналов позволили существенно улучшить пространственное разрешение, однако повышение контрастного разрешения, чувствительности системы и точности отображения эхосигналов в пикселях изображения остаются актуальными задачами.

Проведены фундаментальные исследования по созданию компьютерных математических моделей фазовой звуковой голограммы исследуемого объекта, разработке алгоритмов и вычислительных процедур реконструкции растровых акустических голограммных изображений внутренней структуры материалов и сред с высокой разрешающей способностью [5].

Звуковой голограммой точечного рассеивателя на линии сканирования является регистрируемая когерентно и квазистационарно элементами приемной решетки пространственная амплитудно-фазовая характеристика поля отраженной рассеивателем звуковой волны. Массив данных, регистрируемый при распространении зондирующего импульса, характеризует звуковую голограмму неоднородностей на линии сканирования.

Одним из направлений прикладных исследований в этой области является создание УЗ-голографической системы визуализации (ГСВ) состояния внутренних органов для выявления и визуальной диагностики очаговой патологии и новообразований на ранних стадиях их развития.

В ГСВ достижение высокой пространственной разрешающей способности осуществляется за счет решения задачи выравнивания фазовых параметров эхосигналов, принимаемых различными элементами решетки от одного и того же точечного объекта на линии сканирования путем когерентного измерения фазовых углов φ_{ij} и выполнения операции

$$e^{j\varphi_{ij}} \cdot e^{-j\varphi_{ij}} = 1, \quad (1)$$

где $\varphi = \varphi_{нач} + \varphi_{ij \text{ гол. сдвига фаз}} + \varphi_{ij \text{ флукт. скор. звук}}$

Комплексное представление значений $A_{ij}e^{-j\varphi_{ij}}$, где A_{ij} — амплитуда, φ_{ij} — фазовый угол эхосигнала, регистрируемого i -м датчиком от j -го точечного объекта на линии сканирования, позволяет представить операцию (1) достаточно простым образом.

Разумеется, можно осуществить операцию выравнивания фаз эхосигналов на основе умножения величин на соответствующий фазовый множитель Френеля, корректирующий дифракционные (геометрические) искажения эхосигналов, однако при этом необходимо создавать банк данных фазовых корректировок для каждой линии сканирования, а с учетом того, что для каждой точки линии сканирования объем фазовых корректировок должен рав-

няться N , где N — число элементов линейной решетки, общее число фазовых корректировок для воссоздания одного кадра изображения является достаточно большим и равняется $N \cdot M \cdot L$, где M — число точек дискретизации в линии сканирования, L — число линий сканирования в кадре изображения.

Ограниченная скорость распространения звукового импульса в среде зондирования (для тканей человека $\approx 1,5$ мм / мкс) и желание получить в изображении достаточно большое число линий сканирования являются противоречивыми по сути.

Здесь возможен лишь один компромисс: интерполяция значений эхосигналов соседних линий сканирования с целью получения синтезированных линий сканирования, занимающих промежуточное положение между соседними линиями сканирования, регистрируемыми в процессе зондирования.

В патенте [9] "Метод и аппаратура когерентного формирования изображений" операцию интерполяции предполагается осуществлять над массивами комплексных величин регистрируемых эхосигналов т.н. "шаблонов линий сканирования" до выполнения операции получения амплитуды эхосигналов на основе комплексных величин, учитывающих их амплитудные и фазовые параметры, что приводит к достаточно сложным и неоправданным затратам аппаратно-программного обеспечения.

Действительно, фазовые параметры эхосигналов выравниваются на всех элементах приемной апертуры путем вычисления амплитуды эхосигнала в этих приемниках. В соответствии с теорией цифровых голографических методов сложением составляющей пространственного спектра Фурье при значении фазы $\varphi_{jj}=0$ получаем постоянную составляющую пространственного спектра эхосигнала точечного объекта на линии сканирования, соответствующую "точке фокуса" в центре апертуры, так как $e^{j\varphi_{jj}} \cdot e^{-j\varphi_{jj}}$ при этом равно 1.

Использование фазовых параметров эхосигналов соседних точек на двух соседних линиях сканирования для интерполяции средней (синтезируемой) линии сканирования ничем нельзя обосновать, поскольку при любых значениях фаз φ_{jj} эхосигналов в соседних точках амплитуды этих эхосигналов или квадраты амплитуд (интенсивности) не меняют своих значений, поэтому вычисление комплексных величин "синтезированных шаблонов" является операцией, не имеющей принципиального значения при выполнении операции интерполяции.

Операцией интерполяции могут находиться значения амплитуд эхосигналов в точках как новых синтезированных линий, так и между точками на одной линии сканирования, в том числе и синтезированной.

Когерентность фазовых характеристик эхосигналов необходимо использовать для получения значений амплитуд (интенсивностей) эхосигналов в точках, измеренных на реальных (а не синтезируемых) линиях сканирования.

Отличительными свойствами ГСВ медицинского назначения от систем-аналогов являются следующие:

1. Известные системы, регистрирующие амплитудные значения отраженных объектом эхосигналов, характеризуют отражательную способность фокусируемой точки среды как функцию градиента изменения величины плотности материала. ГСВ, регистрирующая начальную фазу эхосигналов, характеризует отражательную способность фокусируемой точки среды как функцию градиента изменения величины s , где s — скорость распространения ультразвуковой волны в среде. При этом отображаемые свойства среды наиболее полно характеризуются градиентом изменения скорости звука в среде.
2. Высокая контрастная разрешающая способность (разрешение от помех) в ГСВ является недостижимой для систем неголографического типа, использующих при выполнении операции фокусировки луча модель и алгоритмы, присущие диаграммоформирующим системам (задержки эхосигналов на время, адекватное разности длин траекторий распространения отраженных эхосигналов к элементам приемной антенны с последующим их суммированием).

При этом искажения в изображениях, обусловленные трансверсальным формированием изображений в диаграммоформирующих системах, обусловлены:

- а) несведением прямого и обратного лучей, их отклонением от прямой линии вследствие явления дифракции,
- б) различиями в значениях реальных временных задержек прихода эхосигналов, регистрируемых приемниками апертуры и расчетных временных задержек, моделируемых аппаратурой приемного тракта. Эти различия обуславливают искажения значений начальных фаз эхосигналов, суммируемых на выходах аппаратуры линейной задержек согласно алгоритму трансверсальной фильтрации и, соответственно, уменьшение чувствительности к слабым фокусируемым эхосигналам, ухудшение диапазона отображаемых эхосигналов и, в результате, ухудшение пространственного и контрастного разрешения.

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

Реконструкция точек растровых линий изображения внутренней структуры объекта контроля осуществляется в голографической системе путем реализации вычислительной процедуры обращения дискретной модели дифракционного интеграла Рэлея-Зоммерфельда в темпе реального времени распространения звуковой волны в контролируемой среде.

3. Восстанавливаемая голографической системой амплитуда эхосигнала растровой линии (акустической оси звукового луча) моделируется в пространственном спектре звуковой голограммы постоянной составляющей спектра, т.е. сигналом нулевой пространственной гармоники. Поэтому для его качественного восстановления не требуется измерение дискретной функции голограммы с интервалом Δ_x , соответствующим значению $\Delta_x \leq 1/f_{x \max}$, где $f_{x \max}$ — максимальная пространственная частота в спектре голограммы.

Это обстоятельство характеризует высокую реляционную характеристику разработанного метода реконструкции голограммных изображений в отличие от известного метода отраженного волнового фронта (ОВФ), использующего вычислительную процедуру "сжатия" сигнала, требующую дискретизации апертуры измерения голограммы с интервалом, соответствующим теореме дискретизации Котельникова. При этом требуемое число эхоприемников голографической системы приблизительно на порядок меньше, чем при реализации метода ОВФ или метода кросс-корреляции.

В системах неголографического типа измеряемые информативными параметрами являются данные мгновенных значений амплитуды эхосигналов без учета их фазовых характеристик, поэтому точность восстановления интенсивности сигналов в точках растровой линии при наличии когерентных сигналов-помех и потерь, связанных с затуханием более высокочастотных компонент спектра эхосигналов при распространении в зондируемой среде, является не контролируемой. Об этом свидетельствует и отсутствие оценки характеристики точности восстановления в системах эхоскопии неголографического типа.

Рассмотрим кратко задачи формирования видеоизображений в ГСВ в темпе реального времени распространения ультразвука в сканируемой среде.

Результатом работы ГСВ является визуальное изображение несплошностей среды или диагностируемого объекта. Пространственная и контрастная разрешающая способность системы определяет качество полученного изображения. Разрешающая способность зависит от типа системы, частоты зондирующего импульса, размера и типа решетки датчиков, алгоритма обработки регистрируемых эхосигналов и множества других параметров, в числе которых важное место занимают алгоритмы обработки изображения при выводе на экран оператора.

На стадии вывода полученного изображения на видеозэкран в ГСВ необходимо решать две задачи:

- реконструкции геометрической формы изображения в соответствии с направлением распространения зондирующих импульсов и форматом представления данных в системе;
- улучшения качества изображения с помощью различных операций преобразования растрового изображения — интерполяции, наложение фильтров резкости, подчеркивания границ, других специфических фильтров, изменения

яркости и контрастности изображения. В рамки этой задачи также входит колоризация (добавление цветности) изображения, которая существенно улучшает качество восприятия изображения неоднородностей.

Поскольку вывод изображения осуществляется в темпе реального времени, то обе задачи являются достаточно ресурсоемкими. Даже центральные процессоры современных вычислительных систем не в полной мере могут справиться с расчетом задач в реальном времени, особенно при применении сложных растровых фильтров, или при комбинациях фильтров [3].

Отметим, что для решения первой задачи необходимо изменять координаты точек (пикселей) выводимого изображения, а при решении второй задачи изменяется значение интенсивности пикселей изображения. Именно это принципиальное различие позволяет разбить весь комплекс преобразований изображений на две отдельные задачи, решаемые последовательно.

С появлением графических видеоадаптеров с аппаратными видеоускорителями (1996 год) стало возможным решать первую задачу, используя аппаратные средства видеоадаптера. А с появлением в 2001 году пиксельных шейдеров (специальных подпрограмм, выполняемых графическим адаптером), и особенно после начала выпуска видеоадаптеров, поддерживающих шейдерную модель 2.0 (2003—2004 год), стало возможным осуществлять также и преобразования растровых изображений в реальном времени средствами графического адаптера [3].

Ход лучей сканирования Принятое изображение

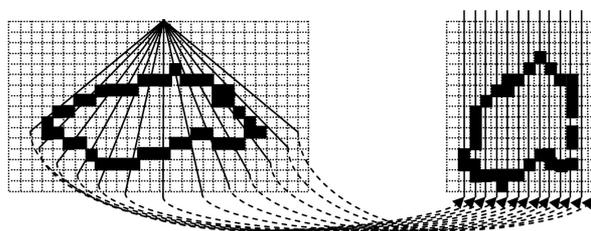


Рис. 1. Искажение геометрии изображения

Поясним на примере описанные выше задачи.

Направление распространения зондирующих импульсов показано на левой стороне (рис. 1). Однако в систему обработки изображения цифровые данные о дефекте (неоднородности) приходят последовательно во времени, и, соответственно, зная время сканирования одной растровой линии, могут быть представлены в виде прямоугольного массива. Одно из измерений массива будет отображать номера растровых линий, а второе — номер точки на растровой линии, значение элемента массива — величина принятого эхоимпульса, пропорциональная выводимой яркости пикселя результирующего изображения.

Как видно из рис. 1 (справа), выводить на экран без предварительной обработки такой массив нельзя, так как геометрическая форма изображения в массиве деформирована. Из-за того, что

зондирующие импульсы посылаются под углом друг к другу, а цифровая система обработки информации оперирует прямоугольным массивом (соответственно, растровые линии расположены параллельно друг другу), изображение "растягивается" вверх и "сжимается" вниз.

Для вывода изображения неоднородности на видеозэкран необходимо провести обратное преобразование геометрической формы изображения. Такое преобразование, выполняемое в реальном времени, достаточно ресурсоемко и в большинстве случаев не может быть выполнено (в темпе реального времени) на центральном процессоре обрабатывающего компьютера. Для решения такой задачи удобно применять графический процессор видеоадаптера.

Отметим характерные особенности задачи восстановления геометрии изображения:

1. Преобразование необходимо производить в темпе реального времени, со скоростью вывода изображения на экран видеомонитора. Для подобной обработки информации в большинстве случаев оказывается недостаточно производительности центрального процессора, поэтому необходимо решать задачу, используя аппаратно-программные средства графического адаптера.
2. Проводимое преобразование касается исключительно положения пикселей на экране, т. е. векторной составляющей выводимого изображения. Такая особенность позволяет использовать для решения подпрограмму вершинного шейдера.

Входной информацией для преобразования являются массив точек растровых линий сканирования, данные о количестве пикселей в растровой линии и о количестве растровых линий в кадре, а также величина угла сканирования.

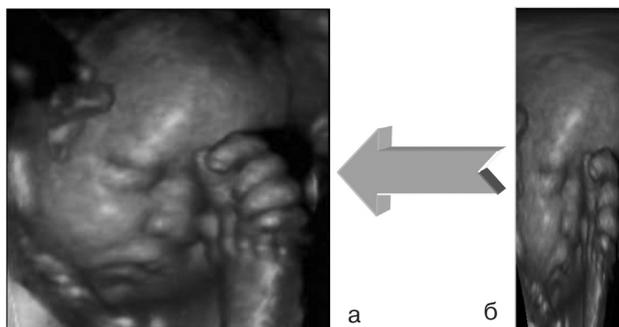


Рис. 2. Формат принятого изображения в ГСВ. **а)** исходное изображение, **б)** хранимое в памяти изображение

На рис. 2 показано, в каком виде хранится в оперативной памяти изображение неоднородностей среды, фиксированное в результате сканирования.

Для сохранения формы неоднородностей среды необходимо провести, перед выводом на видеозэкран, обратное преобразование геометрической формы. На рис. 3 показан смысл такого преобразования выводимого изображения. Здесь предполагается, что геометрический центр линейной решетки датчиков находится в начале координат. Тогда направление распространения зондирующего импульса и точка пересечения его с дефек-

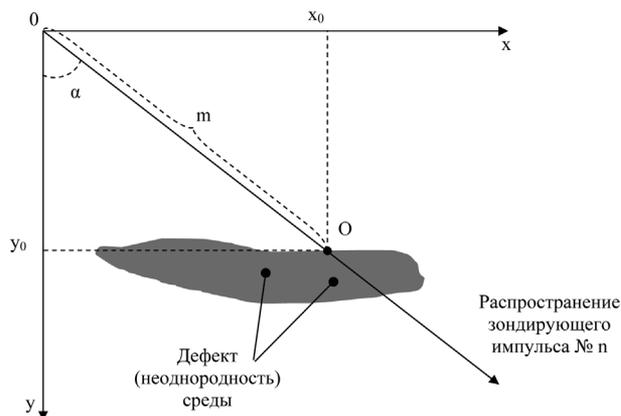


Рис. 3. Преобразование геометрического положения точек при выводе на экран видеомонитора

том (неоднородностью среды) располагаются так, как показано на рисунке. Фактически, входными данными для системы обработки информации являются n — номер растровой линии и m — номер точки на растровой линии.

Зная количество растровых линий и общий угол сканирования данного типа системы, несложно также рассчитать угол α между направлением зондирующего импульса № n и направлением оси ординат.

$$\alpha = \frac{A}{N} \cdot n - \frac{A}{2}, \quad (2)$$

где A — общий угол сканирования данной системы УЗ-дефектоскопии,

N — количество растровых линий (зондирующих импульсов),

n — номер растровой линии.

С другой стороны, для вывода на экран оператора необходимо использовать прямоугольную систему координат (x, y) (в компьютерной графике принято направлять ось ординат вниз). Тогда задачу восстановления геометрии изображения можно свести к соответствующему преобразованию координат (n, m) в (x, y) .

$$\{n, m\} \rightarrow \{x, y\} \quad (3)$$

Поскольку координаты x_0, y_0 являются проекциями m на оси x, y , то можно записать

$$\begin{aligned} x &= m \cdot \sin(\alpha) \\ y &= m \cdot \cos(\alpha) \end{aligned} \quad (4)$$

Используя формулы (2) и (3), получаем однозначное преобразование координат массива точек растровых линий в физические координаты пикселя на экране видеомонитора.

Второй особенностью преобразования геометрической формы изображения является то, что, поскольку преобразование проводится средствами графического адаптера, при решении мы вынуждены оперировать единицей представления векторной информации для графического адапте-

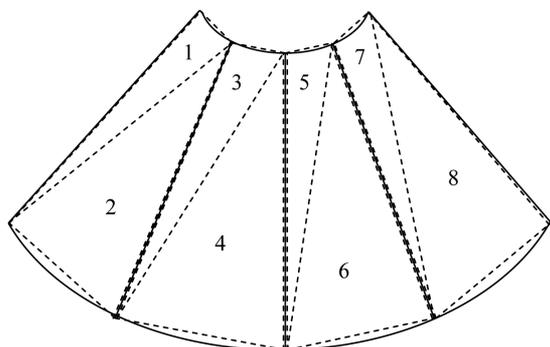


Рис. 4. Разложение на примитивы (треугольники) сложной геометрической фигуры

ра — треугольником (так называемый геометрический примитив) [7].

На рис. 4 показано, как достаточно сложная геометрическая фигура разбивается на треугольники. Далее достаточно рассчитать и указать графическому адаптеру лишь координаты вершин треугольников, а расчет координат всех остальных точек выполнится адаптером. Для реализации преобразования удобно использовать подпрограмму адаптера — вершинный шейдер.

На рис. 5 в более наглядном виде изображен процесс восстановления геометрии изображения. Следует заметить, что современные графические адаптеры с легкостью справляются с обчислением фигуры, состоящей из 256 треугольников. Разбивка

на большее количество примитивов нецелесообразна, так как при разрешениях, используемых в системах ультразвуковой эхоскопии, дальнейшее увеличение количества примитивов не ведет к улучшению качества восстановления геометрии изображений дефектов.

Второй задачей при выводе изображения неоднородности на экран видеоадаптера является улучшение качества изображения. Обычно разрешение видеомонитора значительно превышает размеры описанного выше массива яркостей точек растровых линий. При выводе изображения на экран его необходимо увеличивать до размеров окна вывода. Такое увеличение ведет к существенной потере качества изображения, для компенсации которого, а также для увеличения информативности выводимого изображения, используют следующие методы [1]:

- изменение яркости изображения
- изменение контрастности изображения
- применение интерполяции (линейной, бикубической)
- наложение сглаживающего фильтра
- наложение медианного фильтра
- применение оператора Собеля для усиления края
- применение оператора Превита для усиления края
- использование других растровых фильтров и операторов
- колоризация изображения

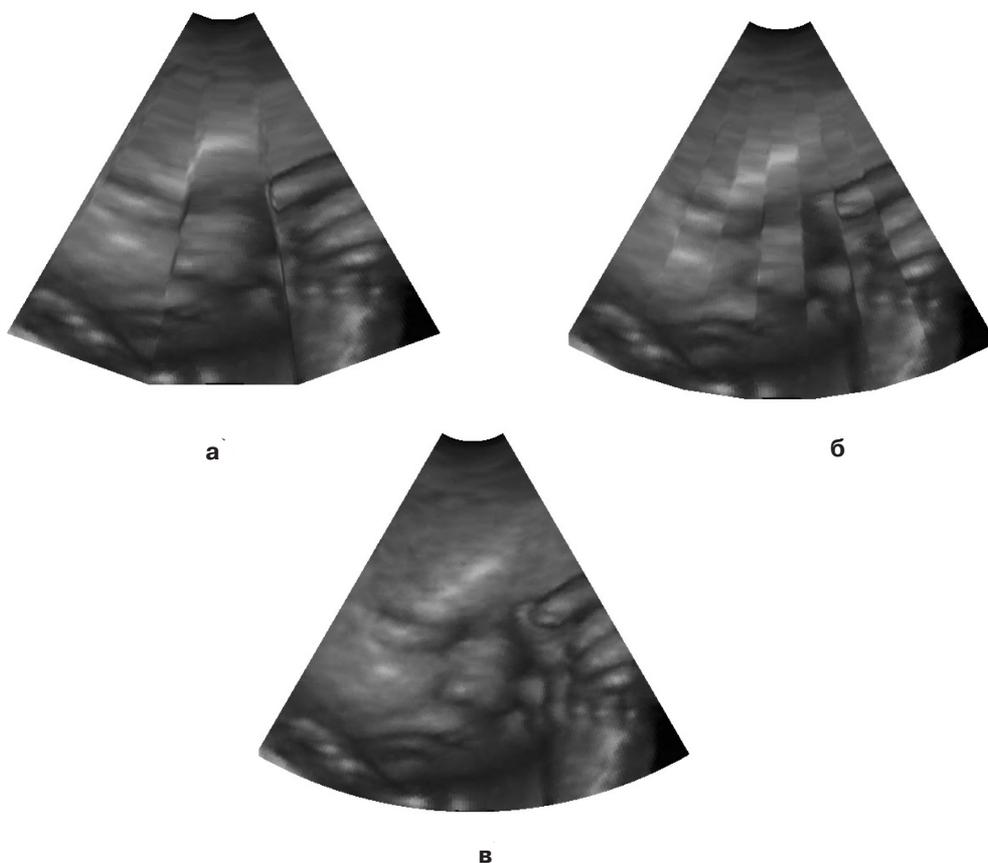


Рис. 5. Построение изображения из графических примитивов: **а** — разбивка изображения на 6 треугольников; **б** — на 14; **в** — на 256

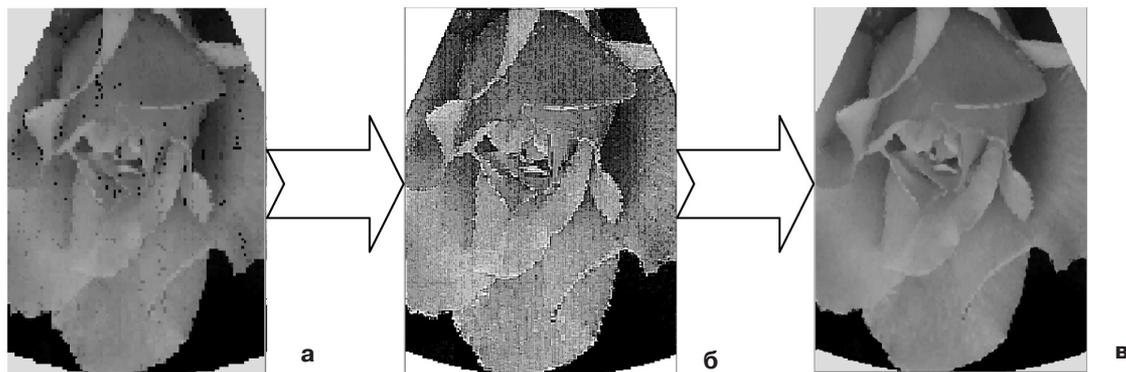


Рис. 6. Процесс улучшения изображения: **а)** исходное изображение; **б)** изменены яркость, контраст, добавлен фильтр резкости; **в)** добавлены медианный и сглаживающий фильтры

Таблица 1

Характеристики ГСВ

Страна-производитель	Украина
Режимы сканирования	В, В+В, стоп-кадр
Частота датчиков	3МГц, 7МГц
Количество одновременно подключаемых датчиков	2
Количество возможных датчиков	10
Возможность замены датчиков во время работы	Есть
Число градаций серого цвета	256
Виды разверток	Линейная, секторная (основная)
Частота кадров	40—50
Увеличение	0,5 — 20 (с выбором на экране монитора зоны патологии и последующим увеличением без искажения)
Плотность сканирования	128/256/512 по вертикали, 256/512 по горизонтали, с линейной и нелинейной интерполяцией
Глубина сканирования	30—220 мм
Режимы фокусировки на приеме эхосигналов	По глубине непрерывная фокусировка, 256 точек на линии зондирования (512 с линейной интерполяцией)
Регулировка усиления	Регулировка (цифровая) яркости, контрастности, общего усиления
Измерения	В-режим, площадь, периметр, расстояние между точками объекта
Протоколирование	Сохранение и печать изображений, кино-петли, результаты измерений и расчетов
USB-порт	Есть
Привод CD с возможностью записи	Есть
Подключение к Интернет, отправка результатов с помощью электронной почты	Есть
Встроенные офисные программные приложения — текстовый редактор, редактор таблиц, редактор презентаций	Есть
Ведение электронных карточек пациентов	Есть
Архивирование картотеки данных пациентов	Есть
Масса	15—20 кг
Габариты	0,4 x 0,4 x 0,2 м
Принтер	Есть (струйный в базовом комплекте)
Аппаратная стойка	Есть

Таблиця 2

Характеристики УЗ-сканерів

Марка	Voluson 730 Expert	ACUSON 128XP/10	Aplio SSA-790A
1	2	3	4
Страна	Германия	США	Япония
Режимы сканирования	2D — одно, два, четыре изображения; 3D; 3D-реконструкция в реальном времени; STIC; 2D/M; 2D/D; 2D/CFM; 2D/PD(HDF); 2D/TD; 2D/CFM/D; 2D+2D/CFM; 2D/PD(HDF)/D; 2D+2D/PD(HDF); D+2D/TD; 3D/CFM; 3D/PD(HDF), B-flow.	2D; 2D+ 2D; 2D/M; 2D/D; 2D/CFM; 2D/PD; 2D/TD; 2D/CFM/D; 2D/PD/D	2D — одно, два изображения; 3D; 3D-реконструкция в реальном времени; 2D/M; 2D/D; 2D/CFM; 2D/PD(ADF); 2D/TD; 2D/CFM/D; 2D+2D/CFM; 2D/PD(ADF)/D; 2D+2D/PD(ADF); 2D+2D/TD
Частота датчиков	Широкополостная система, 1 — 15 МГц автоматическая настройка под используемый датчик	Мультичастотные: 2 — 3 частоты в одном датчике в 2D и CFM, диапазон частот 2 — 10 МГц	Мультичастотные: 5 частот в одном датчике, диапазон частот 2 — 12 МГц
Число одновременно подключаемых датчиков	4	2	3
Число возможных датчиков	17	42	18
Возможность замены датчика во время работы	Есть	Есть	Есть
Число градаций серого цвета	256	256	256
Виды разверток	Линейная, конвексная, секторная, трапециевидная	Векторная широкообзорная, линейная, конвексная, секторная	Линейная, конвексная, секторная, трапециевидная
Принтер	Цифровой ч/б видеопринтер, цифровой цветной принтер	Страничный видеопринтер высокого разрешения	Цифровой ч/б видеопринтер, цифровой цветной принтер
Аппаратная стойка	Нет	Нет	Нет
Частота кадров	Максимально 117 в сек	25 в сек	Максимально 307 в сек
Увеличение	Панорамирование и масштабирование с высоким разрешением	Функция увеличения зоны интереса в формате улучшенного разрешения — RES™	Функция увеличения зоны интереса в 18 раз
Плотность сканирования	512 активных каналов на прием/передачу; макс. 1024 строки в изображении	128 независимых каналов управления лучом и фокусировкой изображения	Количество физических передающих каналов: 192; количество приемо-передающих каналов: более 2000
Глубина сканирования	30—240 мм, зависит от используемого датчика	30—240 мм, зависит от используемого датчика	20—280 мм, зависит от используемого датчика
Режимы фокусировки на приеме эхосигналов	Субпиксельная цифровая динамическая система фокусировки с кольцевой и многоэлементной системой	Динамическая во всем диапазоне глубин	Непрерывная, прогрессивная, динамическая, возможность автофокусировки
Регулировка усиления	Общее усиление: динамический диапазон 150 дБ; компенсация усиления по глубине — ручная, диапазон регулировки — 100дБ	Общее усиление: диапазон регулировки — 30 — 70дБ; компенсация усиления по глубине — 8-диапазоновая плавная регулировка	Общее усиление до 192 дБ, компенсация усиления по глубине — 8-диапазоновая плавная регулировка
Измерения	Основные: 2D-режим: расстояние, площадь (трассировка, эллипс), объем (с помощью 1 расстояния, 3-х расстояний, 1 расстояния и эллипса); тазобедренный сустав; M-режим: расстояние, время, скорость; PW-режим: скорость, ускорение + градиент давления, отношение скоростей, средняя скорость. Специальные программы измерений и расчетов: ОБП, акушерство, гинекология, урология, педиатрия, кардиология, сосуды	Основные: 2D-режим: расстояние, площадь (трассировка, эллипс), объем (с помощью 3-х расстояний, 1 расстояния и эллипса); тазобедренный сустав; M-режим: расстояние, время, скорость; PW-режим: ускорение+градиент давления, отношение скоростей, средняя скорость. Специальные программы измерений и расчетов: кардиология, сосуды, акушерство	Основные: 2D-режим: расстояние, площадь (трассировка, эллипс), объем; угол; M-режим: наклон, расстояние, время, ЧСС; PW-режим: скорость, ускорение, отношение скоростей, средняя скорость. Специальные программы измерений и расчетов: ОБП, кардиология, сосуды, акушерство

1	2	3	4
Протоколирование	Сохранение и печать изображений, кино-петли, результаты измерений и расчетов	Сохранение и печать изображений, кино-петли, результаты измерений и расчетов	Сохранение и печать изображений, кино-петли, результаты измерений и расчетов
USB- порт	Есть	Нет	Есть
Привод CD с возможностью записи	Есть	Нет	Есть
Подключение к Интернет, отправка результатов с помощью электронной почты	Есть	Есть	Есть
Встроенные офисные программные приложения — текстовый редактор, редактор таблиц, редактор презентаций	Есть	Нет	Есть
Ведение электронных карточек пациентов	Есть	Нет	Есть
Архивирование картотеки данных пациентов	Есть	При оснащении дополнительным компьютерным блоком AEGIS QV150 для обработки и хранения изображений	Есть
Масса	139 кг	226 кг	200 кг
Габариты	1,42 x 1,0 x 0,68 м (высота x глубина x ширина)	1,3 x 0,9 x 0,63 м (высота x глубина x ширина)	1,45 x 1,2 x 0,58 м (высота x глубина x ширина)

На рис. 6 показан процесс фильтрации акустического изображения. После наложения медианного и сглаживающего фильтров изображению возвращена "мягкость" тонов и естественная контрастность. В результате такой цепочки преобразования качество изображения улучшено и может подаваться на экран видеомонитора для интерпретации оператором. Также следует отметить, что при выводе в соответствующее окно видеомонитора обычно необходимо увеличение изображения, которое проводится с применением бикубической или (иногда) линейной интерполяции.

Все задачи при выводе изображений в системе ультразвуковой эхоскопии можно разделить на два класса — преобразование геометрии выводимого изображения и улучшение качества выводимого изображения.

Графические процессоры видеоадаптеров, специально спроектированные для работы с потоками графической информации в темпе реального времени, в полной мере справляются с поставленными задачами.

Восстановление геометрии изображения целесообразно проводить, используя подпрограмму — вершинный шейдер графического адаптера. Это связано с тем, что в процессе изменения геометрии по соответствующему алгоритму обработки изменяются координаты выводимых пикселей изображения, при этом значения интенсивностей (яркостей) пикселей остаются неизменными.

Задачи, связанные с улучшением качества выводимого изображения (интерполяция, изменение яркости, контраста изображения, использование растровых фильтров, колоризация изображения неоднородностей), целесообразно решать, используя подпрограмму — пиксельный шейдер графического адаптера.

Для увеличения изображения наилучшие результаты дает применение бикубической интерполяции. Также при ограничении на производительность обрабатывающей изображения системы можно использовать билинейную интерполяцию.

Для простоты интерпретации изображения необходимо изменять яркость, контрастность изображения, проводить его колоризацию, применять растровые фильтры.

Применение растровых фильтров, помимо упрощения интерпретации изображения, дает возможность убрать многие помехи и артефакты на выводимом акустическом изображении неоднородностей (дефектов) среды или диагностируемого объекта.

Для каждого конкретного типа изображений набор и последовательность применения фильтров для достижения наилучшего результата могут быть различными, поэтому целесообразно дать возможность оператору системы эхоскопии самому определять конкретный набор фильтров в зависимости от вида текущего использования системы.

В табл. 1 представлены основные технические характеристики проектируемой ГСВ.

В табл. 2 и [9] представлены сравнительные характеристики параметров УЗ-сканеров медицинского назначения. Сравнивая данные табл. 1, 2 и [9], можно сделать следующие выводы.

1. Количественные характеристики пространственного разрешения представленных в табл. 2 систем можно оценить только косвенно, принимая во внимание число зон динамической фокусировки вдоль линий сканирования. В разрабатываемых ГСВ фокусировка осуществляется в каждой точке линии сканирования непрерывно в темпе реального времени.
2. Использование метода трансверсальной фокусировки в неголографических системах формирования акустических изображений не позволяет количественно оценить контрастное разрешение (точность восстанавливаемых в пикселях изображения значений амплитуд (интенсивностей) эхосигналов).
В ГСВ количественные характеристики контрастного разрешения могут быть представлены в виде функций глубины (дальности) зондирования. Экспериментальное моделирование показывает, что погрешность восстановления амплитуды эхосигналов в пикселях изображения в ГСВ не превышает величины 1 — 5%, что соответствует отношению сигнал/помеха в точках линий сканирования приблизительно 40 дБ.
3. В ГСВ плотность элементов на апертуре решетки измерений принципиально не влияет на пространственное разрешение системы, поскольку определяющими параметрами высокого разрешения в ГСВ являются частота зондирования, размер апертуры измерения и алгоритмы обработки эхосигналов, что свидетельствует о высокой реализационной характеристике системы.
4. Таким образом, можно резюмировать, что разработка ГСВ медицинского назначения является

перспективным направлением в области создания ультразвуковых систем диагностики высокого разрешения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. — М.: Техносфера, 2006 — 1072 с.
2. Евдокимов В.Ф., Огир А.С., Чемерис А.А., Тарапата В.В., Лазоренко Д.И.. Математическая модель формирования изображения дефектов материалов в голографической системе дефектоскопии // Электронное моделирование. — 2008. — № 2. — С. 3—17.
3. Жучков К., Хоружий С., Чепель Е. Сравнительный анализ производительности процессоров для задач цифровой обработки сигналов// CHIP NEWS Украина. — 2003. — №8. — С. 3 — 14.
4. Миллер Т. Managed DirectX 9 с управляемым кодом. — М.: КомБук, 2005. — 400 с.
5. Огир А.С. О компьютерном моделировании квазиголографической системы эхоскопии с линейной апертурой измерений // Моделювання та інформаційні технології. Сб. наукових праць ІПМЕ НАН України — Вип.5 — К.: Б.в., 2000. — С. 170—175.
6. Таблица сравнения УЗИ-сканеров с цветным доплером. По материалам сайта www.e-medical.ru
7. Шикин Е.В., Боресков А.В. Компьютерная графика. Полигональные модели. — М.: Диалог-МИФИ, 2001. — 464 с.
8. Brunner E. Ultrasonic System Considerations and their Impact on Front-End Components. — Analog Devices, 2002. — 160 p.
9. Maslak S.H., Cole C.R., Petrofsky J.G. Method and Apparatus for Doppler Receive Beamformer System. — U.S. Patent #5,555,534, issued Sep. 10, 1996.

РЕЗЮМЕ. Описані теоретичні основи нової технології медичної візуалізації — ультразвукової голографії. Наведені технічні характеристики зразка, який розроблюється. Описані переваги нової технології.

SUMMARY. Theoretical bases of new technology of medical visualisation — ultrasonic holography are described. Technical descriptions of the developed sample are resulted. Advantages of new technology are described Characteristics of the developed sample are resulted. Advantages of new technology are described.