



УДК 620.179

В. Ф. Евдокимов, чл.-кор. НАН Украины, **А. С. Огир**, д-р техн. наук,
А. А. Чемерис, канд. техн. наук, **В. В. Тарапата**
Ин-т проблем моделирования в энергетике им. Г.Е.Пухова НАН Украины
(Украина, 03164, Киев, ул. Генерала Наумова, 15,
тел. (044) 4241063, E-mail: ipme@ipme.kiev),
Н. Н. Колотилов, д-р биол. наук, **Н. К. Волик**, канд. мед. наук
Научно-практический центр лучевой диагностики НАМН Украины
(Украина, 04050, Киев, ул. Мануильского, 32,
тел. (044) 4831149)

Методы обработки эхосигналов, используемые в медицинских голографических системах визуализации

Рассмотрены особенности разработанной системы ультразвуковой эхоскопии медицинского назначения, основанной на принципах фокусировки узконаправленного звукового луча и сканирования этим лучом зондируемой среды. Показаны ее преимущества над традиционными системами эхоскопии, в частности высокое качество пространственного и контрастного изображения, нечувствительность к флуктуациям скорости распространения ультразвука в среде, цифровая фокусировка каждой точки изображения.

Предложены решения задач обработки изображений при выводе их на экран монитора с использованием аппаратно-программных средств графических адаптеров, что позволяет обеспечить формирование изображений в реальном времени распространения зондирующих импульсов.

Розглянуто особливості розробленої системи ультразвукової ехоскопії медичного призначення, базованої на принципах фокусування вузьконаправленого звукового променя і сканування цим променем зондуемого середовища. Показано її переваги над традиційними системами ехоскопії, зокрема висока якість просторового та контрастного зображення, нечутливість до флуктуацій швидкості розповсюдження ультразвуку в середовищі, цифрове фокусування кожної точки зображення.

Запропоновано розв'язок задач обробки зображень при виведенні їх на екран монітора з використанням апаратно-програмних засобів графічних адаптерів, що дозволяє забезпечити формування зображень у реальному часі розповсюдження зонуючих імпульсів.

Ключевые слова: ультразвуковая диагностика, ультразвуковая эхоскопия, голография.

В настоящее время ультразвуковое исследование (УЗИ) применяется в медицине чрезвычайно широко. Это обусловлено прежде всего тем, что УЗИ не оказывает вредных воздействий на организм. Поэтому при необходимости уточнения поставленного диагноза процедуру ультразвуковой

(УЗ) диагностики можно повторить без опасений. Важной особенностью также является способность эхоскопии визуализировать внутреннюю структуру паренхиматозных органов (печени, селезенки, легких, почек, поджелудочной и щитовидной желез), что невозможно при традиционном рентгенологическом исследовании [1].

Важнейшее техническое достижение, открывающее новые перспективы и возможности в медицинской УЗ диагностике, — трехмерное изображение (3D). Первоначально 3D появилось в компьютерной томографии, так как вычислительные мощности позволяли суммировать параллельные срезы в единый объемный блок. Несколько лет назад 3D воспринималось как практически мало востребованная, длительная обработка изображений при УЗ диагностике, а в настоящее время оно является ее неотъемлемой частью. Все чаще используются такие понятия как хирургия под контролем визуализации 3D, компьютерная интегрированная хирургия, виртуальная колоноскопия.

3D-представление элементов зоны диагностического интереса является реальностью. В работах [2, 3] описаны результаты 3D-трансабдоминальной ультрасонографии при диагностике заболеваний гепатобиллиарной системы, в частности для уточнения диагностики обнаруженных ранее новообразований. Согласно результатам исследований 3D-модель, построенная на УЗ сканах, содержит более точные и клинически более информативные сведения по сравнению с данными рентгеновской компьютерной томографии.

Считается, что 3D-эхография в сочетании со стандартным исследованием делает УЗ метод конкурентоспособным относительно компьютерной томографии с болюсным контрастным усилением [2]. Большое будущее подобных программ не вызывает сомнений, так как подобное техническое достижение облегчает труд диагноста и позволяет наглядно представлять анатомические особенности и патологические изменения в исследуемом организме.

Одним из последних достижений в области цветового доплеровского картирования (ЦДК) является ЦДК в энергетическом режиме. При этом на экране отображается цветовая кодировка интенсивности (мощности) доплеровского сигнала. Если имеются многочисленные движущиеся структуры, то доплеровский сдвиг частот пропорционален скорости их движения. На этом принципе основаны исследования в спектральных доплеровских режимах и ЦДК в скоростном режиме. Мощность каждого доплеровского сигнала определяется количеством рассеивающих частиц в сканируемом объеме, т.е. пропорциональна общему количеству движущихся частиц и рассчитывается как площадь под кривой спектра доплеровского сдвига частот.

По данным зарубежных экспертов в настоящее время медицинское УЗ диагностическое оборудование составляет 25 % мирового рынка медицинских информационных технологий [4].

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 УЗ системы визуализации: *B*-режим (двумерное изображение, оттенки серого), *F*-режим (цветное изображение тока крови, эффект Доплера) и *D*-режим (доплеровский спектральный).

В современных системах УЗ визуализации медицинского назначения используется технология формирования акустического изображения, основанная 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 [4].

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 малы, что обуславливает недостаточное контрастное разрешение (от сигналов-помех) в системах УЗ визуализации медицинского назначения.

Использование ведущими фирмами (GE, Acuson, Philips) новых технологий изготовления многоканальных датчиков с плотностью 30—50 датчиков/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.

В работе [5] представлены результаты фундаментальных исследований по созданию компьютерных математических моделей фазовой звуковой голограммы исследуемого объекта, приведены разработанные алгоритмы и вычислительные процедуры реконструкции растровых акустических голограммных изображений внутренней структуры материалов и сред с высокой разрешающей способностью.

Звуковой голограммой точечного рассеивателя на линии сканирования является регистрируемая когерентно и квазистационарно элементами приемной решетки пространственная амплитудно-фазовая характеристика поля, отраженного одиночным (групповым) рассеивателем на линии сканирования. 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 очагов патологий и новообразований на ранних стадиях их развития.

В ГСВ высокая пространственная разрешающая способность достигается в результате решения задачи выравнивания фазовых параметров эхосигналов, принимаемых различными элементами решетки от одного и того же точечного объекта на линии сканирования при когерентном измерении фазовых углов φ_{ij} и выполнении операции

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

Здесь $\varphi_{ij} = \varphi_n + \varphi'_{ij} + \varphi''_{ij}$, где φ_n — начальная фаза; φ'_{ij} — голографический сдвиг фаз; φ''_{ij} — флуктуация скорости ультразвука.

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

Разумеется, можно осуществить операцию выравнивания фаз эхосигналов с помощью умножения величин $A_{ij} e^{-j\varphi_{ij}}$ 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 равняться числу элементов линейной решетки N , общее число фазовых корректировок для воссоздания одного кадра изображения будет достаточно большим: $N \cdot M \cdot L$, 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 приблизительно 1,5 мм/мкс) и желание получить в изображении достаточно большое число линий сканирования противоречивы по сути. При этом возможен лишь один компромисс: интерполяция значений эхосигналов соседних линий сканирования для

получения синтезированных линий сканирования, занимающих промежуточное положение между соседними линиями, регистрируемыми в процессе зондирования.

В [6] операцию интерполяции предлагается осуществлять над массивами комплексных величин регистрируемых эхосигналов, так называемых 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 посредством вычисления амплитуды эхосигнала в этих приемниках. В соответствии с теорией цифровых голографических методов сложением составляющей пространственного спектра Фурье при $\varphi_{ij} = 0$ получаем постоянную составляющую пространственного спектра эхосигнала точечного объекта на линии сканирования, соответствующую «точке фокуса» в центре апертуры, так как $e^{j\varphi_{ij}} e^{-j\varphi_{ij}} = 1$.

Использование фазовых параметров эхосигналов соседних точек на двух соседних линиях сканирования для интерполяции средней (синтезируемой) линии сканирования ничем нельзя обосновать, так как при любых значениях фаз φ_{ij} эхосигналов в соседних точках амплитуды этих эхосигналов и квадраты амплитуд (интенсивности) не изменяют своих значений. Поэтому вычисление комплексных величин «синтезированных шаблонов» является операцией, не имеющей принципиального значения при выполнении интерполяции.

В результате выполнения операции интерполяции можно находить значения амплитуд эхосигналов как в точках 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 эхосигналов в точках, измеренных на реальных (а не синтезируемых) линиях сканирования.

Отличия ГСВ медицинского назначения от систем-аналогов заключаются в следующем.

1. Известные системы, регистрирующие амплитудные значения отраженных объектом эхосигналов, характеризуют отражательную способность фокусируемой точки среды как функцию градиента изменения величины плотности материала ρ . Голографическая система, регистрирующая начальную фазу эхосигналов, характеризует отражательную способность фокусируемой точки среды как функцию градиента изменения величины $\rho \cdot c$, где c — 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 в ГСВ недостижима для систем неголографического типа, в которой при выполнении операции фокусировки луча используются модель и алгоритмы, характерные для диаграммоформирующих систем (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 следующими факторами:

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 линий 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 ГСВ 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 ГСВ посредством реализации вычислительной процедуры обращения дискретной модели дифракционного интеграла Рэля—Зоммерфельда в темпе реального времени распространения звуковой волны в контролируемой среде.

3. Восстанавливаемая ГСВ амплитуда эхосигнала в точке 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 измерения дискретной функции голограммы с интервалом $\Delta_x \leq 1/f_x \max$, где $f_x \max$ — максимальная пространственная частота в спектре голограммы.

Это характеризует разработанный метод реконструкции голограммных изображений как метод с высокой степенью реализации в отличие от

известного метода отраженного волнового фронта (ОВФ), в котором используется вычислительная процедура «сжатия» сигнала, требующая дискретизации апертуры измерения голограммы с интервалом, соответствующим теореме дискретизации Котельникова. При этом требуемое число эхоприемников ГСВ приблизительно на порядок меньше, чем при реализации метода ОВФ или метода кросс-корреляции.

В системах неголографического типа измеряемыми 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 компонентов спектра эхосигналов при распространении в зондируемой среде, является неконтролируемой. Об этом свидетельствует и отсутствие оценки характеристики точности восстановления в системах эхоскопии неголографического типа.

Рассмотрим 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.

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

1) реконструкция геометрической формы изображения в соответствии с направлением распространения зондирующих импульсов и форматом представления данных в системе;

2) улучшение качества изображения с помощью различных операций преобразования растрового изображения — интерполяции, наложения фильтров резкости, подчеркивания границ и других специфических фильтров, изменения яркости и контрастности изображения, а также колоризация (добавление цветности) изображения, что существенно улучшает качество восприятия изображения неоднородностей.

Поскольку вывод изображения осуществляется в темпе реального времени, 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 [7].

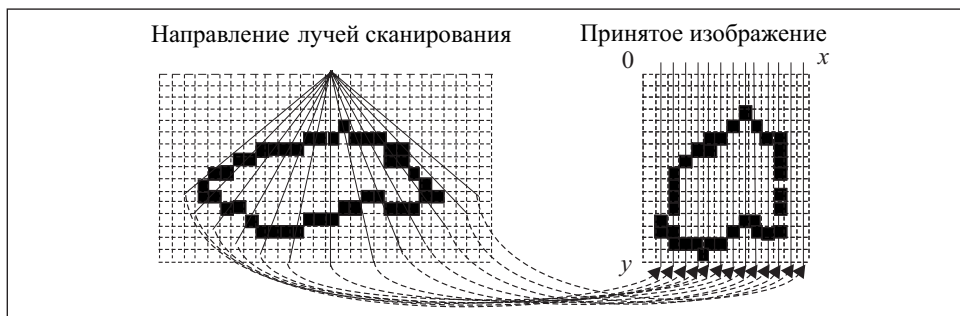


Рис. 1. Искажение геометрии изображения

Следует заметить, что при решении первой задачи необходимо изменять координаты точек (пикселей) выводимого изображения, а при решении второй — значение интенсивности пикселей изображения. Именно это принципиальное различие позволяет разделить весь комплекс преобразований изображений на две отдельные задачи, решаемые последовательно.

С появлением (в 1996 г.) графических видеоадаптеров с аппаратными видеоускорителями стало возможным решать первую задачу, используя аппаратные средства видеоадаптера. С появлением (в 2001 г.) пиксельных шейдеров (специальных подпрограмм, выполняемых графическим адаптером) и особенно после выпуска видеоадаптеров, поддерживающих шейдерную модель 2.0 (2003 г.), стало также возможным осуществлять преобразования растровых изображений в реальном времени средствами графического адаптера [8].

Рассмотрим указанные задачи. Направление распространения зондирующих импульсов показано на рис. 1. В систему обработки изображения цифровые данные о дефекте (неоднородности) приходят последовательно во времени. Зная время сканирования одной растровой линии, эти данные можно представить в виде прямоугольного массива. Одно измерение (x) массива отображает номера растровых линий, а другое (y) — номер точки на растровой линии, значение элемента массива представляет собой величину принятого эхоимпульса, пропорциональную выводимой яркости пикселя результирующего изображения.

Как видно из рис. 1, выводить на экран такой массив без предварительной обработки нельзя, так как геометрическая форма изображения в массиве деформирована. Поскольку зондирующие импульсы направлены под различными углами, а цифровая система обработки информации оперирует прямоугольным массивом (растровые линии параллельны), изображение растягивается вверху и сжимается внизу.

Для вывода изображения неоднородности на экран необходимо провести обратное преобразование геометрической формы изображения. Такое преобразование, выполняемое в реальном времени, достаточно ресурсоемко и в большинстве случаев не может быть выполнено на центральном процессоре обрабатывающего компьютера. Для решения этой задачи удобен графический процессор видеоадаптера.

Характерные особенности задачи восстановления геометрии изображения следующие.

1. Преобразование необходимо выполнять в темпе реального времени со скоростью вывода изображения на экран видеомонитора. В большинстве случаев для подобной обработки информации производительность центрального процессора оказывается недостаточной, и требуются аппаратно-программные средства графического адаптера.

2. Преобразование выполняется только относительно положения пикселей на экране, т.е. векторной составляющей выводимого изображения. Это позволяет использовать подпрограмму вершинного шейдера.

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

На рис. 2 показан формат исходного изображения и фиксированного в результате сканирования для хранения в оперативной памяти обрабатывающего компьютера.

Для сохранения формы неоднородностей среды перед выводом на видеоскрин необходимо выполнить обратное преобразование геометрической формы (рис. 3). При этом предполагается, что геометрический центр линейной решетки датчиков находится в начале координат. На рис. 3

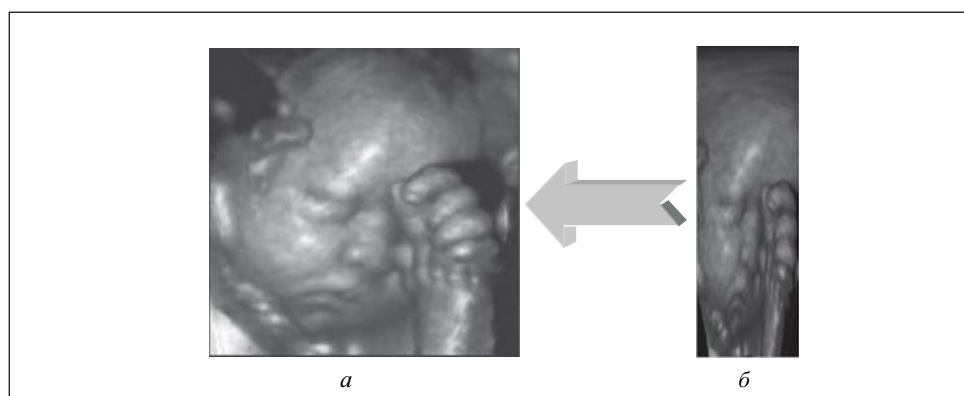


Рис. 2. Формат изображения в системе УЗ дефектоскопии: *а* — принятое; *б* — хранимое в памяти

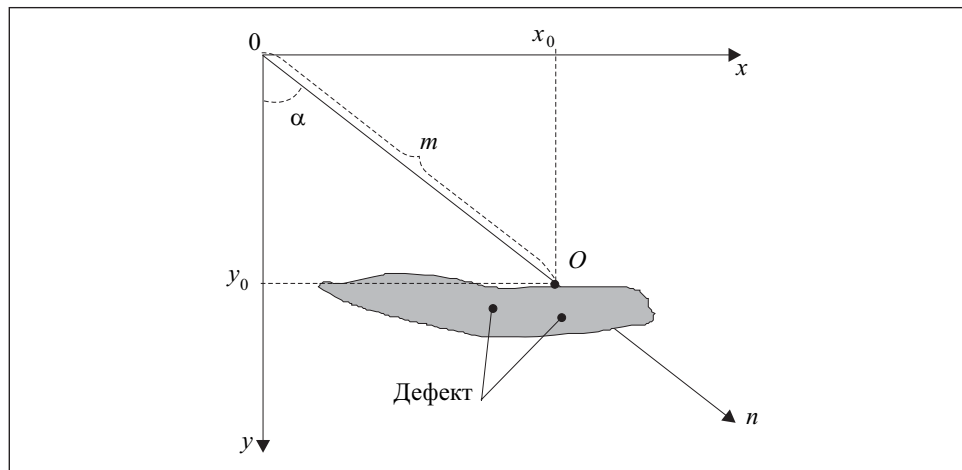


Рис. 3. Преобразование геометрического положения точек при выводе на экран видеомонитора

показано направление распространения зондирующего импульса и точка пересечения его с дефектом (неоднородностью среды).

Фактически входными данными для системы обработки информации являются номер растровой линии n и номер точки на растровой линии m . Зная число растровых линий и общий угол сканирования данного типа системы УЗ эхоскопии, несложно рассчитать угол α между направлением зондирующего импульса n и направлением оси ординат:

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

где A — полный угол сканирования данной системы УЗ дефектоскопии; N — число растровых линий (зондирующих импульсов).

Однако для вывода на экран оператора необходимо использовать прямоугольную систему координат (x, y) . Тогда задачу восстановления геометрии изображения можно свести к соответствующему преобразованию координат

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

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

$$x = m \sin(\alpha), \quad y = m \cos(\alpha). \quad (4)$$

Используя формулы (2) и (3), получаем однозначное преобразование (4) координат массива точек растровых линий в логические координаты пикселей на экране видеомонитора.

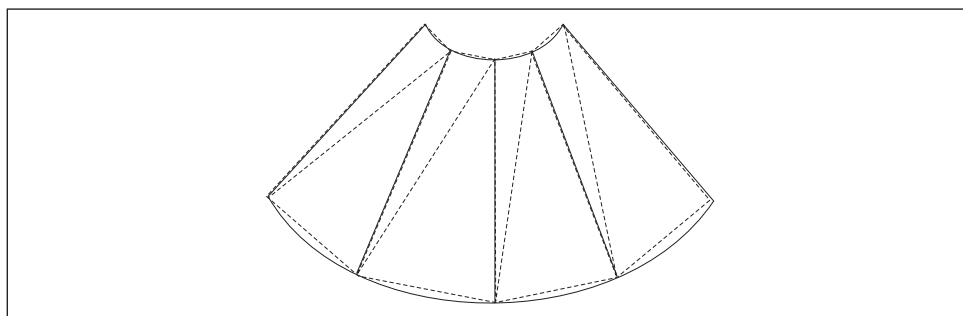


Рис. 4. Разложение на примитивы (треугольники) сложной геометрической фигуры

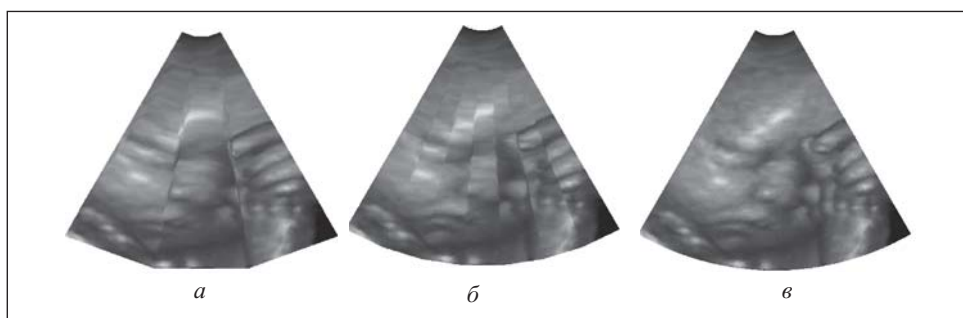


Рис. 5. Построение изображения неоднородностей среды из графических примитивов: *а* — разбивка выводимого изображения на шесть треугольников; *б* — разбивка на 14 треугольников; *в* — разбивка на 256 треугольников

Поскольку преобразование геометрической формы изображения выполняется средствами графического адаптера, возникает необходимость оперировать единицей представления векторной информации для графического адаптера — треугольником (так называемым геометрическим примитивом) [9].

Сложная геометрическая фигура разбивается на треугольники (рис. 4). Затем достаточно рассчитать и указать графическому адаптеру координаты вершин треугольников, а расчет координат всех остальных точек выполнит адаптер. Для реализации преобразования удобно применить подпрограмму адаптера — вершинный шейдер, в которой использованы аппаратно-программные средства графического процессора.

На рис. 5 представлен процесс восстановления геометрии изображения. Следует заметить, что современные графические адаптеры легко справляются с обчислением фигуры, состоящей из 256 треугольников. Разбивка на большее число примитивов нецелесообразна, так как при разрешениях, используемых в системах УЗ эхоскопии, дальнейшее увеличение

числа примитивов не приводит к улучшению качества восстановления геометрии изображений дефектов.

Важной 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, что ведет к существенной потере качества изображения.

Для компенсации потери качества, а также для увеличения информативности выводимого изображения используют следующие методы [10]:

- изменение яркости и контрастности изображения;
- интерполяция (линейная, бикубическая);
- наложение сглаживающего и медианного фильтров;
- применение операторов Собеля и Превита для усиления края;
- использование других растровых фильтров и операторов;
- колоризация изображения.

На рис. 6 показан процесс фильтрации акустического изображения. На первом этапе преобразований изменены яркость и контрастность изображения, добавлен фильтр резкости, в результате чего устранены артефакты (в данном случае — черные точки в центре изображения) и неровности краев исходного изображения. После наложения медианного и сглаживающего фильтров восстановлена тональная «мягкость» и естественная контрастность изображения. Такая цепочка преобразований позволила улучшить качество изображения, подаваемого на экран видеомонитора для интерпретации оператором. Следует заметить, что при выводе в соответствующее окно видеомонитора необходимо увеличение изображения, которое выполняется с применением бикубической или линейной интерполяции.

Для выполнения подобных преобразований в темпе реального времени центральные процессоры даже самых современных персональных компьютеров оказываются недостаточно производительными, в то время как специально спроектированные для работы с изображениями графические процессоры видеоадаптеров успешно справляются с решением данной задачи.

Формирование изображений является важным этапом в работе системы эхоскопии. От качества обработки изображения зависит качество и распознаваемость дефектов в выводимом акустическом изображении объекта сканирования.

Таким образом, все задачи при выводе изображений в системе УЗ эхоскопии можно разделить на два класса: преобразование геометрии выводимого изображения и улучшение его качества.

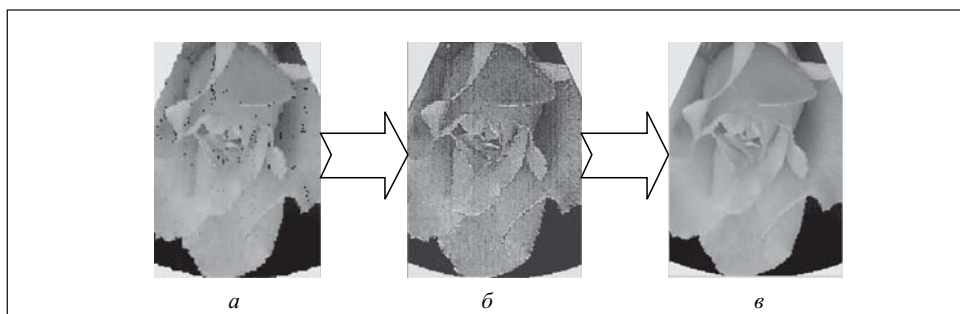


Рис. 6. Процесс улучшения изображения при выводе на экран видеомонитора: *а* — исходное изображение; *б* — изменены яркость, контрастность, добавлен фильтр резкости; *в* — добавлены медианный и сглаживающий фильтры

Восстановление геометрии изображения целесообразно выполнять, используя подпрограмму вершинный шейдер графического адаптера, а улучшение качества выводимого изображения — используя подпрограмму пиксельный шейдер графического адаптера. Это объясняется тем, что в процессе изменения геометрии по соответствующему алгоритму обработки изменяются координаты выводимых пикселей изображения, а значения интенсивностей (яркостей) пикселей остаются неизменными.

Для увеличения изображения наилучшие результаты дает применение бикубической интерполяции. При ограниченной производительности системы, обрабатывающей изображения, можно использовать билинейную интерполяцию.

Применение растровых фильтров, кроме упрощения интерпретации изображения, дает возможность убрать многие помехи и артефакты на выводимом акустическом изображении дефектов среды или диагностируемого объекта. Для каждого конкретного типа изображений набор и последовательность применения фильтров для достижения наилучшего результата могут быть различны. Поэтому целесообразно дать возможность оператору системы эхоскопии самому определять набор фильтров в зависимости от вида текущего использования системы.

В таблице представлены основные технические характеристики проектируемой УЗ системы визуализации медицинского назначения. В работе [11, табл. 2] приведены сравнительные характеристики параметров УЗ сканеров медицинского назначения. Сравнивая результаты, приведенные в данной таблице и в табл. 2 из работы [11], можно сделать следующие выводы.

1. Количественные характеристики пространственного разрешения систем, представленные в табл. 2 из работы [11], можно оценить только косвенно, принимая во внимание число зон динамической фокусировки вдоль линий

Страна-производитель	Украина
Режим сканирования	В, В+В, стоп-кадр
Частота датчиков	3МГц, 7МГц
Число одновременно подключаемых датчиков	2
Число возможных датчиков	10
Возможность замены датчиков во время работы	Есть
Число градаций серого цвета	256
Вид развертки	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
Режим фокусировки на приеме эхосигналов	По глубине непрерывная, 256 точек на линии зондирования (512 с линейной интерполяцией)
Регулировка усиления	Общего, яркости, контрастности
Измерения	В-режим, площадь, периметр, расстояние между точками объекта
Протоколирование	Сохранение и печать изображений, кинопетли, результатов измерений и расчетов
USB-порт	Есть
Привод CD с возможностью записи	Есть
Подключение к интернету, 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
Напряжение питания	220В, 50 Гц
Масса	15—20 кг
Габариты	0,4 × 0,4 × 0,2 м
Принтер	Есть (струйный в базовом комплекте)
Аппаратная стойка	Есть

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 эхосигналов). В ГСВ количественные характеристики контрастного разрешения могут быть представлены в виде функций глубины (дальности) зондирования. Результаты экспериментального моделирования свидетельствуют о том, что погрешность восстановления амплитуды эхосигналов в пикселях изображения в ГСВ не превышает 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 степени реализации системы.

Таким образом, разработка ГСВ медицинского назначения является перспективным направлением в области создания УЗ систем диагностики высокого разрешения.

Peculiarities of the elaborated system of ultrasound echoscopy for medical purposes are considered. The system is based on the principles of focusing a narrow sound beam and scanning of the sounded medium by this beam. Its advantages over traditional systems of echoscopy are shown: high quality of spatial and contrast image, insensibility of fluctuations of ultrasound propagation rate in the medium, digital focusing of each point of the image, in particular.

Solutions are proposed for the problems of images treatment under their display on the monitor using the hardware-software means of graphical adapters, that permits providing the images formation in the real time of propagation of outgoing pulses.

1. *Атьков О. Ю.* Основные тенденции развития ультразвуковых методов диагностики// Визуализация в клинике. 2002. — 20. — С. 1—6.
2. *Степанова Ю. А.* Возможности комплексного ультразвукового исследования в диагностике и дифференциальной диагностике кистозных образований поджелудочной железы// Мед. визуализация. — 2009. — № 2. — С. 16—33.
3. *Wolf G. K., Zoller W., Schreiber M.* Volume measurements of localized hepatic lesions using three-dimensional computed tomography// Eur. J. Med. Res. — 1998. — № 3. — P.157—164.
4. *Brunner E.* Ultrasound System Considerations and their Impact on Front-End Components// Analog Dialogue.— 2002.— № 36—3. — С.1— 4.
5. *Огур А. С.* О компьютерном моделировании квазиголографической системы эхоскопии с линейной апертурой измерений // Моделювання та інформаційні технології. Сб. наукових праць ІПМЕ НАН України. — Вип. 5. — Київ : 2000. — С. 170—175.

6. *Wright J. N., Maslak S. H., Cole C. R., Gee A.* Method and Apparatus for coherent image formation. — U. S. Patent #5,793,701, issued Aug. 11, 1998, 30 p.
7. *Жучков К., Хоружий С., Чепель Е.* Сравнительный анализ производительности процессоров для задач цифровой обработки сигналов//CHIP NEWS Украина. — 2003. — № 8.— С. 3—14.
8. *Миллер Т.* Managed DirectX 9 с управляемым кодом. — М. : КомБук, 2005. — 400 с.
9. *Шикин Е. В., Боресков А. В.* Компьютерная графика. Полигональные модели. — М. : Диалог-МИФИ, 2001. — 464 с.
10. *Гонсалес Р., Вудс Р.* Цифровая обработка изображений. — М. : Техносфера, 2006. — 1072 с.
11. *Таблица сравнения УЗИ сканеров с цветным доплером.* — www.e-medical.ru

Поступила 25.10.10

ЕВДОКИМОВ Виктор Федорович, член-кор. НАН Украины, директор Ин-та проблем моделирования в энергетике им. Г. Е. Пухова НАН Украины. В 1963 г. окончил Харьковский политехнический ин-т. Область научных исследований — теория моделирования процессов и систем в энергетике, теория функционально-ориентированных компьютерных систем, анализ и синтез параллельных вычислительных методов и систем.

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.

ЧЕМЕРИС Александр Анатольевич, канд. техн. наук, ученый секретарь Ин-та проблем моделирования в энергетике им. Г. Е. Пухова НАН Украины. В 1982 г. окончил Киевский политехнический ин-т. Область научных исследований — параллельные компьютеры, специализированные архитектуры, система автоматического проектирования.

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

КОЛОТИЛОВ Николай Николаевич, д-р биол. наук, вед. науч. сотр. Научно-практического центра лучевой диагностики НАМН Украины. В 1973 г. окончил Киевский политехнический ин-т. Область научных исследований — онкология: лучевая диагностика и лучевая терапия.

ВОЛИК Нэлла Кузьминична, канд. мед. наук, вед. науч. сотр. Научно-практического центра лучевой диагностики НАМН Украины. В 1989 г. окончила Киевский медицинский ин-т им. Богомольца. Область научных исследований — онкология: лучевая диагностика и лучевая терапия.