

Представлені теоретичні дані про терагерцове випромінювання і його використання. Коротко описана історія створення генераторів ТГц хвиль, складності при їх виробництві. Наведено результати теоретичних розрахунків і отримані формули для розрахунку відбиття ТГц хвиль.

Ключові слова: терагерцове випромінювання, спектрометрія, шарувато-періодичні структури, балансний детектор, болометр.

The theoretical data on the terahertz radiation and its use is presented. Summarized history of the THz wave generators, difficulties in their production is described. The results of theoretical calculations and the resulting formulas for the calculation of reflection THz waves are reported.

Keywords: terahertz radiation spectrometry, layered periodic structures, balanced detector, bolometer.

УДК 004.358:615.837

О. Г. АВРУНИН, д-р. техн. наук, доцент, ХНУРЭ, Харків;

Я. В. НОСОВА, студент, ХНУРЭ, Харків

СИСТЕМА ВИРТУАЛЬНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ ДЛЯ ПОДГОТОВКИ БИМЕДИНЖЕНЕРОВ

В работе рассматривается проблема разработки системы виртуальной ультразвуковой диагностики для подготовки биомедицинских инженеров. Важной составляющей такого продукта является фантомный объект, который имитирует реального пациента. В качестве фантомного объекта предлагается использовать искусственно созданное изображение органов пациента в норме и с типичными патологическими состояниями.

Ключевые слова: ультразвук, тренажер, биомедицинский инженер, спекл-шум, фантомный объект

Введение

При подготовке биомедицинских инженеров существует проблема доступа к реальному диагностическому оборудованию, что объясняется его высокой стоимостью и загруженностью в клиниках и диагностических центрах. Одним из наиболее перспективных направлений медицинской интроскопии является ультразвуковой метод диагностики, так как он обладает высокой диагностической информативностью и безвредностью обследований для пациента и врача. Важной составляющей такого продукта является фантомный объект, который должен быть максимально приближен к реальной биомедицинской информации, получаемой в клинической практике. В работе предлагается в качестве фантомного объекта использовать искусственно созданные изображения органов пациента в норме и патологии. Для обучения медиков проведению УЗ-диагностики созданы фантомы из тканезквивалентных материалов, но при проведении тренировочного исследования применяется реальный УЗ-сканер. Таким образом, существует риск выхода из строя дорогостоящего аппарата при его неправильной эксплуатации. Также существует проблема морального устаревания медицинской аппаратуры.

Анализ последних исследований и литературы

В последние годы обучение на тренажерах приобрело широкое применение

© О. Г. Аврунин, Я. В. Носова, 2013

в разных отраслях науки и техники. Примером этого может служить тренажер для обучения проведению ультразвукового контроля [1]. Так в медицинском тренажере искусственно реализуются физическое или функциональная модель организма человека. Имитируя реальную обстановку в виде учебной информационной модели, можно для каждого этапа обучения выделять не только ту информацию, которая действительно необходима в данной ситуации, но и менять сложность имитируемой ситуации в зависимости от достигнутых результатов, изменять параметры и масштаб времени процессов, создавать экстремальные условия, аварийные и предельные ситуации, одновременно обеспечивая максимальную жизнедеятельность человека, сохранения его функций. Идея применения интерактивных методов обучения в образовании не нова и подобные вопросы рассматривались для изучения эффективности различных методик преподавания: имитационного активного обучения (Г. Д. Жабоедов, 1989), применение тренажеров (А. И. Гмыря, 1985), учебных игр (Н.Н. Александров, 1993) и других [2]. Однако завершенных учебных тренажеров для подготовки специалистов в области биомедицинской инженерии на сегодняшний день не создано.

Постановка проблемы

Таким образом, актуальной является проблема создания интерактивных средств обучения технического специалиста для работы с реальным медицинским оборудованием.

Цель работы

Поэтому целью исследований является разработка системы виртуальной УЗ-диагностики для внедрения в процесс обучения при подготовке специалистов в области биомедицинской инженерии, а также специалистов по меддиагностике.

Материалы исследований

Важной составляющей виртуального тренажера является фантомный объект, который подвергается сканированию, он должен максимально соответствовать реальному пациенту.

Фантомным (от франц. *fantôme*, из лат. *phantasma* – явление; призрак) называется любой искусственно созданный объект, который имитирует уже существующий реальный объект. В большинстве случаев фантомы для обучения врачей представляют собой имитацию реального пациента, либо же его отдельного органа из тканезквивалентных материалов [3].

В данной работе предлагается в качестве фантомного объекта использовать искусственно созданное изображение органов пациента в норме и с типичными патологическими состояниями. Примеры фантомных объектов в норме представлены на рис. 1.

Результаты исследований

Разработанная система позволяет моделировать основные режимы работы реальных УЗ-приборов, что позволяет принципиально изменить (упростить и удешевить) систему подготовки специалистов.

Пользователю достаточно при помощи соответствующей кнопки загрузить фантомный объект в систему виртуальной ультразвуковой диагностики, и он может начинать обучение.

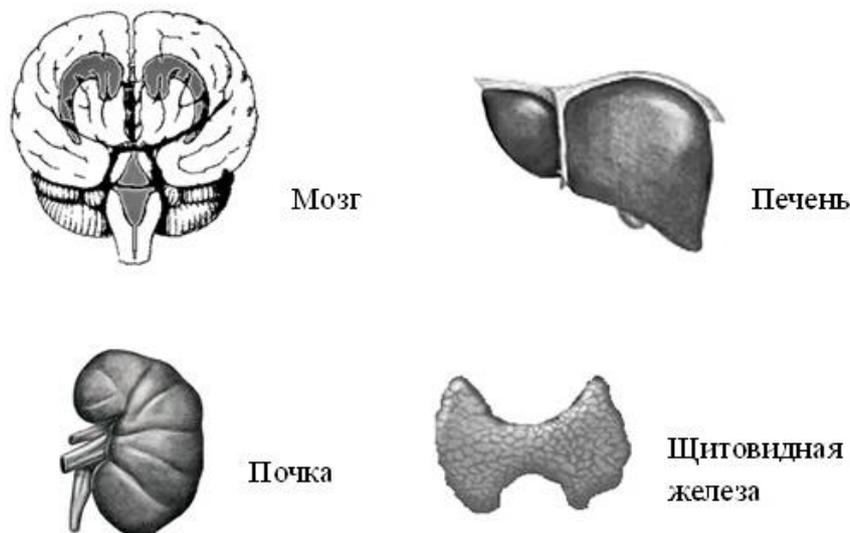


Рис. 1 – Примеры фантомных объектов в норме

При нажатии на кнопку «А-режим» осуществляется интерактивное задание направления сканирования, т.е. пользователь мышью задает направление сканирования путем указания 2х точек (вторая точка задается двойным щелчком) прямой относительно которой будет происходить сканирование. В отдельном окне осуществляется построение результата амплитудного сканирования по заданному направлению в 3х координатах x , y , z , где x , y это координаты соответствующего пикселя изображения, z – это значение яркости этого пикселя (см. рис. 2).

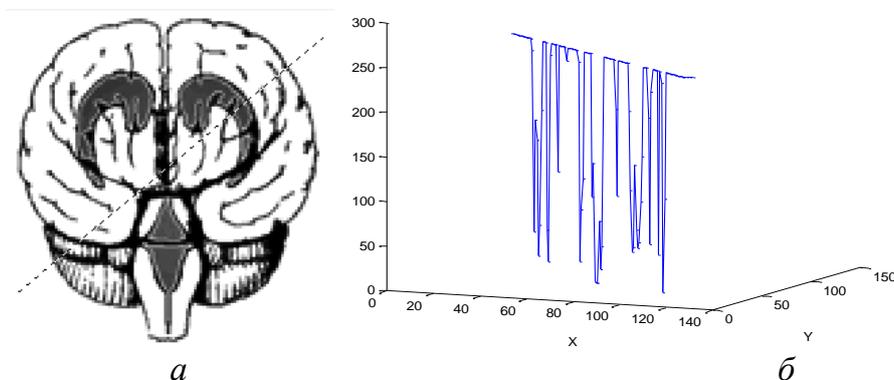


Рис. 2 – Построение результата амплитудного сканирования:
 а – интерактивное задание направления сканирования; б – результат сканирования фантомного объекта в амплитудном режиме по заданному направлению

В процессе работы было искусственно создано модификацию А-режима специально для лучшего восприятия и пространственной ориентации обучаемого. При нажатии на соответствующую кнопку отображается процесс построения амплитудного режима для всех строк фантомного изображения по горизонтали слева на право во времени (см. рис. 3).

Также предусмотрена возможность отображения результата визуализации фантомного объекта в модифицированном амплитудном режиме. При нажатии на соответствующую кнопку в отдельном окне отображается результат визуализации модифицированного амплитудного режима (см. рис. 4).

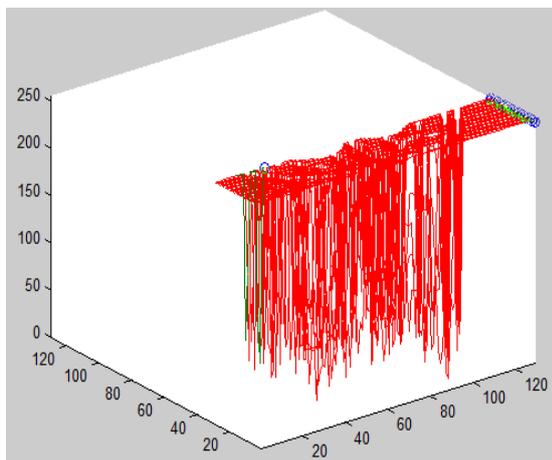


Рис. 3 – Процесс визуализации фантомного объекта в модифицированном амплитудном режиме

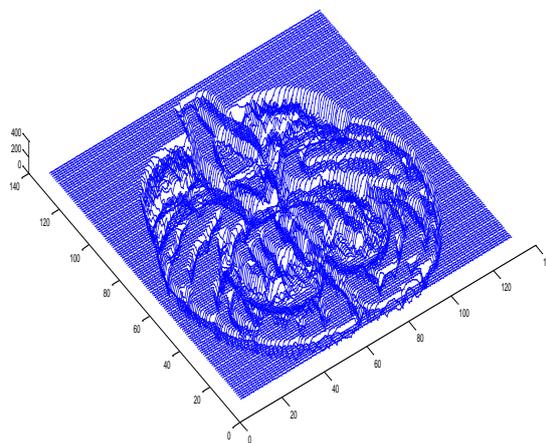


Рис. 4 – Результат визуализации фантомного объекта в модифицированном амплитудном режиме

Также система виртуальной ультразвуковой диагностики выполняет сканирование в 2D-режиме (основной режим работы реального УЗ-сканера) с моделированием спекл-структуры на визуализируемых изображениях.

В основу моделирования спекл-структуры на объектах, которые визуализируются после виртуального 2D-сканирования, был положен метод анизотропной диффузии [4].

Спекл-шум – специфический артефакт, наблюдаемый на каждом акустическом изображении и обусловленный высокочастотным характером излучаемых и отражаемых УЗ сигналов. Специфичность спекл-шума позволяет в большинстве случаев отличать его от полезных эхо-сигналов [5].

Пусть $V(x, y)$ обозначает двухмерный ультразвуковой набор эхо данных, где x и y означают продольную и поперечную координаты, соответственно. $V(x, y)$ – это сигнал с ограниченной полосой частот в продольном направлении. Примем, что система визуализации имеет линейную, пространственно-инвариантную функцию распространения. Считая, что количество рассеивателей на объекте, который визуализируется, представлено функцией рассеивания $T(x, y)$, результирующие данные определяются соотношением:

$$V(x, y) = h(x, y) * T(x, y), \quad (1)$$

где $*$ означает пространственную свертку;

$T(x, y)$ – отображает акустический импеданс неоднородностей объектов обусловленных плотностью и скоростью возмущений, которые генерируют рассеивание;

$h(x, y)$ – это функция точечного рассеивания или импульсная характеристика ультразвуковой системы визуализации [4].

Примем что

$$h(x, y) = h_1(x) \cdot h_2(y),$$

где $h_1(x)$ является гауссовской-взвешенной синусоидальной функцией (функция Габора) и определяется соотношением:

$$h_1(x) = \sin(k_0x) \exp[-x^2/(2\sigma_x^2)],$$

где $k_0 = 2\pi f_0/c$;

c – скорость звука в тканях;

f_0 – средняя частота;

σ_x – характеризует длительность импульса передачи ультразвуковой волны.

Второе слагаемое $h_2(y)$ – это пространственная реакция при передаче и приеме апертурой (апертура – поверхность излучения и приема УЗ сигналов в датчике УЗ прибора) определяется соотношением:

$$h_2(y) = \exp[-y^2/(2\sigma_y^2)],$$

где σ_y – характеризует ширину луча передаваемой ультразвуковой волны. (ширина луча – величина, характеризующая ширину области, в которой распространяется основная часть энергии ультразвука; определяется по некоторому уровню относительно максимума) [4].

Отсюда следует, что (1) может быть записано с использованием двух последовательных одномерных сверток:

$$V(x, y) = h_2(y) * h_1(x) * T(x, y).$$

Результирующая биомедицинская модель будет включать в себя вариацию импеданса от среднего значения в объекте. Таким образом можно использовать следующую модель рассеивания:

$$T(x, y) = t(x, y) \cdot G(x, y),$$

где $t(x, y)$ эхогенность модели (или профиль распространения ультразвука, способность отражения звукового сигнала) визуализируемого объекта;

$G(x, y)$ – это область белого Гауссового шума с нулевым математическим ожиданием и некоторой дисперсией [4].

Результат визуализации фантомного объекта в 2D режиме представлен на рисунке 5.

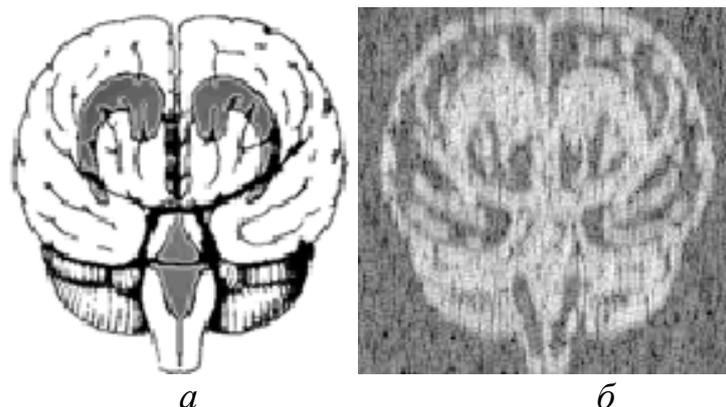


Рис. 5 – Результат визуализации фантомного: *a* – фантомный объект; *б* – результат визуализации фантомного объекта в 2D режиме

Так как $V(x, y)$ является полосой пропускания сигнала, можно выразить ее в комплексном виде:

$$V_a(x, y) = V(x, y) + j\hat{V}(x, y),$$

где $\hat{V}(x, y)$ - преобразование Гильберта $V(x, y)$ относительно x .

Таким образом, получается выделенное по огибающей динамическое (амплитудное) изображение (отображающее амплитуду эхо сигнала), заданное выражением:

$$A(x, y) = V_a(x, y).$$

Визуализируемое УЗ изображение, соответствует загруженному фантомному объекту [4].

Выводы

Виртуальные тренажеры дают возможность поднять качество обучения и сократить его сроки, позволяют сэкономить ресурсы и обновлять структуру согласно новым технологиям и методам. Стоимость обучения на тренажере составляет не более 10% расходов, затрачиваемых при отработке аналогичных навыков и умений на реальной технике.

В результате работы был смоделирован амплитудный и двухмерный режим работы ультразвукового сканера, путем виртуального сканирования фантомного объекта. Скорость распространения ультразвука в фантоме была принята 1540 м/с. Виртуальная система как тренажер может использоваться для обучения студентов техникумов и высшей школы как медицинских, так и инженерных специальностей, которые затрагивают темы медицинского приборостроения. А также для получения практических навыков молодыми специалистами, лаборантами или техническими администраторами для получения практических навыков перед использованием реальной уз-техники.

Перспективой работы является разработка законченной системы, которая будет отображать физическую природу распространения ультразвукового луча в биологическом объекте, с возможностью настройки параметров окружающей среды и состояния биообъекта, а так же ее внедрение в учебный процесс при подготовке специалистов по биомедицинской электронике в технических ВУЗах.

Список литературы: 1. Пат. Российской федерации G09B9/00 Тренажер для обучения проведению ультразвукового контроля [Текст] / Кованин М.А., Белов А.Б., Ларькина А.А., Фролов Д.А. – 2006. 2. Дембский Л. К., Чирский Н. В. Технология передачи знаний и приобретения умений [Электронный ресурс] 2010 http://eyecenter.com.ua/teach/trans/2_2.htm 3. Yongjian Yu and Scott T. Acton. Speckle Reducing Anisotropic Diffusion [Text]: IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, VOL. 11, NO. 11, NOVEMBER 2002. – 1260-1270p. 4. Носова Я. В. Аспекты подготовки фантомных объектов для виртуального тренажера при изучении основ работы УЗ-сканеров [Текст] //Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы и конференции. – 2012.– С. 210-212. 5. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы [Текст]: Практическое руководство для пользователей – М.: Видар, 1999. – 256с.

Надійшла до редколегії 27.02.2013

УДК 004.358:615.837

Система виртуальной ультразвуковой диагностики для подготовки биомедицинженеров/ О. Г. Аврунин, Я. В. Носова // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Нові рішення в сучасних технологіях. – Х. : НТУ «ХПІ», – 2013. - № 18 (991). – С. 114-120. – Бібліогр.: 5 назв.

В роботі розглядається проблема розробки системи віртуальної ультразвукової діагностики для підготовки біомедичних інженерів. Важливою складовою такого продукту є фантомний об'єкт, який імітує реального пацієнта. В якості фантомного об'єкта пропонується використовувати штучно створене зображення органів пацієнта в нормі і з типовими патологічними станами.

Ключові слова: ультразвук, тренажер, біомедичний інженер, спекл-шум, фантомний об'єкт

The problem of the development of the virtual ultrasound for preparation biomedical engineers. An important component of such a product is a phantom object that simulates a real patient. As a phantom object is proposed to use an artificial image of the patient's normal and typical pathological conditions.

Keywords: ultrasound, simulator, biomedical engineer, speckle, phantom object

УДК 618.11:636.22/28

Т. А. УТИЦКИХ, аспірант, ХНУРЕ, Харків;

В. В. СЕМЕНЕЦ, д-р техн. наук, проф., ХНУРЕ, Харків

ОСНОВНЫЕ И ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ РЕПРОДУКТИВНОЙ ФУНКЦИИ КОРОВ

Рассмотрены и проанализированы основные и дополнительные методы исследования состояния яичников коров. Для постановки диагноза проводят: клинические, ректальные, гистологические и ультразвуковые методы диагностики. Установлено, что наиболее информативным, неинвазивным методом исследования яичников является ультразвуковая диагностика, которая позволяет просто и безболезненно получить наиболее полные и достоверные данные об исследуемом органе, а так же выявлять патологические процессы.

Ключевые слова: репродуктивная функция, яичники, клинические, ректальные, гистологические, ультразвуковые, методы диагностики.

Введение

Несмотря на многочисленные разработки методов управления процессами размножения животных, одной из главных задач сельского хозяйства остается проведение мероприятий по расширению и стабильному увеличению производства животноводческой продукции крупного рогатого скота для обеспечения населения продуктами животного происхождения. Оптимальный уровень воспроизводства определяется нормальным функционированием половых и других органов и систем организма коров. Однако эксплуатация маточного поголовья в значительной мере зависит от различных патологических изменений в организме и половых органах животного, ведущих к нарушению их воспроизводительной функции, так как болезни половых органов могут вызывать временные и нередко продолжительные расстройства процесса воспроизводства [1, 3].

Актуальность

В ветеринарии актуальным является диагностика состояния яичников, а также определение заболеваний, связанных с уплотнением их структуры (гипотрофия, атрофия, склероз и др.). В настоящее время существуют основные (клинические, ректальные, гистологические) и дополнительные (ультразвуковые) методы

© Т. А. Утицких, В. В. Семенец, 2013