

Компьютерный синтез эхокардиографических изображений сердечной мышцы человека: проблемы и их решения

Т.В. Голубятников¹, С.В. Поршневу¹, Н.И. Клиорин²
golubyatnikov.tv@gmail.com|s.v.porshnev@urfu.ru|nat@bgu.ac.il

¹Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия;

²Университет им. Бен-Гуриона в Негеве, г. Бер-Шева, Израиль

В статье обсуждаются проблемы, возникающие при создании акустических 3D-моделей сердца, используемых далее для синтеза эхокардиографических изображений сердца на основе результатов расчета распределений акустических полей в программных симуляторах акустических полей Field II [6], Creanuis [5] и FOCUS [7]. Предложен способ создания акустических 3D-моделей сердца, основанный на использовании существующих геометрических 3D-моделей сердца человека. Представлены результаты синтеза изображений сердечной мышцы человека, подтверждающие его работоспособность.

Ключевые слова: алгоритмы синтеза, эхокардиографические исследования, ультразвуковые изображения, сердечная мышца, научная визуализация, акустическая модель, акустическое поле, обработка сигналов, Field II, Creanuis, FOCUS.

Computer synthesis of human heart echocardiographic images: problems and solutions

T.V. Golubyatnikov¹, S.V. Porshnev¹, N.I. Klierin²
golubyatnikov.tv@gmail.com|s.v.porshnev@urfu.ru|nat@bgu.ac.il

¹Ural Federal University named after the first President of Russia B.N. Yeltsin, Yekaterinburg, Russian Federation;

³Ben-Gurion University of the Negev, Beer-Sheva, Israel

The article discusses the problems that arise in the development of acoustic 3D-heart models, which are used later for the synthesis of echographic heart images. The synthesis is based on the results of acoustic field distributions calculation in Field II [6], Creanuis [5] and FOCUS [7] software. An approach for creating acoustic 3D-models of the heart have been proposed. The method is based on the use of existing geometric 3D-models of the human heart. The results that confirming method performance have been presented.

Keywords: synthesis algorithms, echocardiographic studies, ultrasound imaging, cardiac (heart) muscle, scientific visualization, acoustic model, acoustic field, signal processing, Field II, Creanuis, FOCUS.

1. Введение

Сегодня в кардиологической практике для проведения ультразвуковых исследований (УЗИ) сердца человека широко используются УЗИ-сканеры, представляющие собой программно-аппаратные комплексы (ПАК). Информация, получаемая в реальном времени с помощью ПАК, представляет собой последовательные во времени мгновенные эхокардиографические изображения сердца (УЗИ-кадры). Далее, для получения объективной оценки состояния сердечной мышцы и выявления (при наличии таковых) имеющихся у пациента патологий в функционировании сердечной мышцы, врачами-кардиологами проводится анализ УЗИ-видеофильмов. Данный анализ состоит в измерении на УЗИ-кадрах геометрических размеров тех или иных областей сердца и вычислении на их основе значений ряда количественных показателей, характеризующих состояние сердечной мышцы: площадей желудочков сердца и предсердий, фракцию выброса левого желудочка, время сокращения левого желудочка, объем сердца и других [17].

На первом этапе анализа УЗИ-кадров решается задача оконтуривания: на каждом кадре областей сердца, состояние которых определяет функциональное состояние сердечной мышцы. В связи с тем, что УЗИ-изображения сердечной мышцы оказываются низкоконтрастными, на них отсутствуют четко идентифицируемые границы некоторых областей сердца и, одновременно, присутствуют различные артефакты, обусловленные высоким уровнем спекл-шумов. Данные особенности УЗИ-изображений не позволяют и по сей день создать автоматические алгоритмы оконтуривания областей сердца на УЗИ-кадрах [22, 23]. В этой ситуации

врач-кардиолог, на основании собственных представлений о положении границ областей сердца производит, как правило, сегментацию УЗИ-изображений вручную. При этом обобщить опыт квалифицированных экспертов в виде некоторого набора правил оказывается невозможным. В результате достоверность диагноза оказывается зависящей от квалификации и опыта конкретного эксперта, проводившего анализ УЗИ-видеофильма.

Априори понятно, что можно решить перечисленные выше проблемы, препятствующие созданию автоматизированных алгоритмов выделения на УЗИ-кадрах областей сердца и их программных реализаций, если иметь в наличии изображения сердечной мышцы с известными формой и геометрическими размерами ее областей.

В статье обсуждаются проблемы, возникающие при создании акустических 3D-моделей сердца, а также предложен способ создания данных моделей на основе использования существующих геометрических 3D-моделей сердца человека.

2. Алгоритмы синтеза УЗИ-изображений

Как известно [18], синтез УЗИ-изображений внутренних органов человека, реализуемый в УЗИ-сканерах, основан на анализе параметров акустических полей, создаваемых акустическими импульсами, рассеянными биологическими тканями. Следовательно, общая задача компьютерного синтеза УЗИ-изображений (и УЗИ-изображений сердца, в том числе) может быть декомпозирована на следующие подзадачи:

1. Синтез геометрических 3D-моделей и соответствующих им акустических 3D-моделей.

- Решение задачи дифракции импульсных акустических полей, рассеиваемых внутренними органами человека.
- Синтез на основе рассчитанных распределений акустических полей внутри организма человека УЗИ-изображений внутренних органов.

Сегодня, используемые для моделирования акустических полей методы, можно разделить на две группы:

- основанные на вычислении линейной свертки [2, 8, 13, 14];
- основанные на решении уравнений акустики.

Использование методов линейной свертки из группы №1 позволяет существенно снизить требования к вычислительным мощностям [9], однако, точность получаемых здесь результатов существенно уступает аналогичным результатам, получаемым с использованием методов из группы №2, в которых производится решение волнового уравнения.

Методы, которые относятся к группе №2 традиционно используют одно из следующих уравнений: линейное волновое уравнение, предложенное Л.А. Черновым [3], уравнение Хохлова-Заболотской-Кузнецова (ХЗК) [10, 21], либо полное волновое уравнение, описывающее распространение ультразвука через биологические ткани с учетом поглощения, нелинейности, дифракции, а также множественного рассеяния, отражений и рефракции [15].

3. Алгоритм обработки сигналов и формирования УЗИ-изображений

На основании расчета акустического поля вдоль каждой из линий сканирования и с учетом положения активных акустических элементов приемопередатчика во временной области вычисляют значения давления рассеянного звукового поля. В результате проведенных вычислений получают распределение отраженного акустического поля в полярной системе координат. Для каждой из линий сканирования сигналы, зарегистрированные на элементах приемопередатчика, объединяются с учетом функции аподизации в единый сигнал (RF signal) [19]. Дальнейшая обработка RF сигналов, зарегистрированных по j направлениям сканирования, осуществляется путем последовательного выполнения следующих действий:

- Компенсация временного поглощения. Для компенсации эффекта поглощения обычно применяют следующую коррекцию $p_j = p_0 e^{-\alpha f d_j}$, где α – коэффициент поглощения, f – частота генерируемого сигнала и d_j – расстояние, пройденное акустической волной вдоль j -го луча.
- Фильтрация RF сигналов. Применяется для уменьшения шума вне диапазона передающей частоты и выделения, спектральной составляющей, соответствующей биологической ткани, – тканевой гармоники (tissue harmonic imaging). Традиционно, в качестве частотного фильтра используется фильтр Гаусса.
- Выделение с помощью демодуляции высокочастотной составляющей или использования преобразования Гильберта огибающей сигналов $h(t)_j$.
- Логарифмическая компрессия сигналов $h(t)_j$:

$$h_c(t)_j = \log_{10}(1 + a \cdot h(t)_j) / \log_{10}(1 + a),$$

где a – коэффициент компрессии, обеспечивающий приведение динамического диапазона сигнала к динамическому диапазону, воспринимаемому человеческим глазом.

- Преобразование функций $h_c(t)_j$ акустической волны из полярной в декартову систему координат и интерполяция распределения преобразованного акустического поля.

Более подробная информация о каждом шаге постобработки RF сигналов описана в [18].

Проиллюстрируем процесс синтеза УЗИ-изображения следующим простым примером (рис. 1). Здесь сканируемая сцена состоит из трех рассеивающих объектов цилиндрической формы с радиусами поперечного сечения $2 \cdot 10^{-3}$ м, центры которых находятся в точках с координатами $(0,0,0.01)$, $(0,0,0.015)$ и $(0,0,0.02)$ м, соответственно. Секторный приемопередатчик, расположенный в точке $(0,0,0)$, производит последовательное сканирование в трех угловых направлениях -15° , 0° и 15° , где углы отсчитываются от оси oZ в плоскости $Y = 0$. Направления сканирования представлены линиями, исходящими из точки $(0,0,0)$. Серым цветом выделена область, видимая на синтезируемом изображении. Для каждой из линий сканирования выполнялась обработка RF сигнала в соответствии с описанным выше алгоритмом.

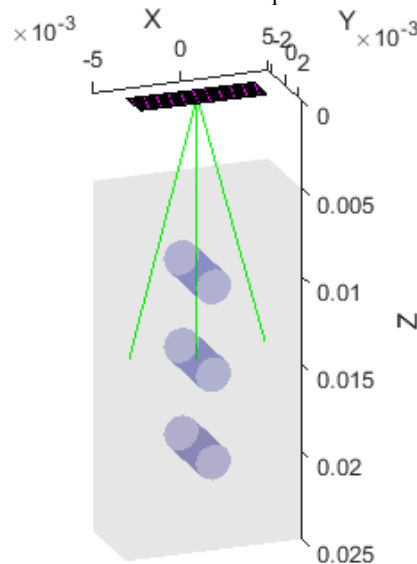


Рис. 1. Модель визуализируемой сцены.

Для каждой из линий сканирования выполняется поэтапная обработка радиочастотного сигнала в соответствии с описанным выше алгоритмом. Результаты выполнения этапов данного алгоритма для линии сканирования 0° представлены на рисунке 2b. Отметим, что на данном рисунке вдоль оси абсцисс отложено не время, но расстояние от источника акустической волны до рассеивателя, вычисляемое по формуле:

$$l_i = \frac{1}{2} c t_i = \frac{1}{2} \frac{c}{F_d} i, \quad i = \overline{0, N-1},$$

где F_d – частота дискретизации RF сигнала, а N – количество отсчетов дискретного RF сигнала. Логарифмически сжатые сигналы, вдоль каждой из линий сканирования, представлены на рисунке 2a. Здесь сигналы представлены в декартовой системе координат, а на рисунке 2b изображены те же сигналы, но уже в декартовой системе координат. Увеличивая количество линий сканирования можно улучшить качество синтезированного изображения (Рис 2с).

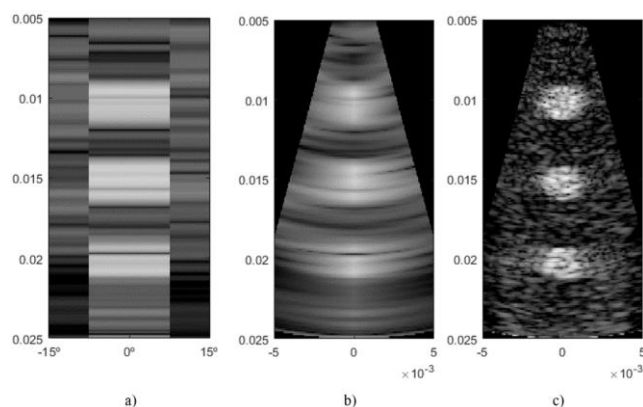


Рис. 2. Синтезированное УЗИ-изображение (a, b – три линии сканирования в угловых направлениях -15° , 0° и 15° , представленные в полярной и декартовой системах координат соответственно, и c – 60 линий сканирования).

Из рисунка 2 видно, что синтезированное УЗИ-изображений, действительно, соответствует исходной сцене.

Проанализировав ряд программных инструментариев (ПИ) [4, 5, 6, 7, 11], предназначенных для моделирования акустических полей и синтеза УЗИ-изображений было выявлено, что наиболее часто используется модель рассеивающей среды (объектов), состоящая из набора точечных рассеивателей. В этой связи в данной статье предлагается новый способ, позволяющий создавать рассеивающие среды с точечными рассеивателями.

4. Способ формирования акустических 3D-моделей областей сердца

В основу нового способа формирования моделей рассеивающих объектов была положена гипотеза о том, что можно создать адекватную 3D-акустическую модель сердца на основе использования каскадных геометрических 3D-моделей. Далее заполнить случайным образом некоторую область пространства правильной формы, заведомо большую отражающего объекта, и классифицировать точки по их принадлежности к соответствующим поверхностям каскадной геометрической 3D-модели, при этом точечные рассеиватели, не прошедшие классификацию считать лежащими вне границ сердца. В конечном итоге для каждого из точечных рассеивателей задать соответствующие значения акустических характеристик.

В процессе создания каскадной геометрической 3D-модели объекта требуется решать следующие задачи:

1. Импорт и экспорт модели и её отдельных частей в каком-либо стандартном формате 3D-моделей.
2. Замыкание контуров и поверхностей внутренних областей 3D-модели и проверка их на замкнутость.
3. Создание общих для нескольких фигур контуров и поверхностей, что требует наличия механизма ссылок на элементы 3D-модели.
4. Отображение сечений фигуры для возможности визуального контроля и представления результата синтеза каскадной геометрической 3D-модели объекта.

В соответствии с вышеуказанными требованиями нами был выбран редактор 3ds Max компании Autodesk, а для постобработки геометрической 3D-модели объекта, построенной в графическом редакторе 3ds Max, был выбран пакет MATLAB, имеющий необходимый инструментарий для работы с 3D-моделями.

Для проверки приведенной выше гипотезы была выбрана каркасная модель сердца [1], которая была сконвертирована в редакторе 3ds Max в тип Editable Poly.

Далее были выделены поверхности, представляющие из себя основные интересные объекты: клапаны легочного ствола и аорты, митральный клапан, правый предсердно-желудочковый клапан, внутренние поверхности, включающие левый и правый желудочки и предсердия, а также внешнюю поверхность границы сердца. Для последующей классификации точечных рассеивателей были выделены замкнутые объемы, состоящие из набора поверхностей исходной каркасной модели и дополнительных поверхностей, которые были добавлены для замыкания поверхностей некоторых отделов сердца. Наборы поверхностей, ограничивающих перечисленные выше отделы сердца, были выделены в отдельные слои (Layers). В том случае, когда замкнутые 3D-фигуры имели смежные поверхности, они выделялись в отдельные ссылочные поверхности (Reference) и для их идентификации использовался модификатор (Normal), задающий направление нормали внутрь соответствующей замкнутой 3D-фигуры. Для контроля замкнутости объемов был использован инструмент Open Edges. В результате был получен набор слоев, представляющих собой замкнутые объемы всех интересующих областей сердца.

На следующем этапе для визуализации соответствующих плоскостей сканирования 3D-модели сердца была произведена настройка дополнительного окна просмотра (Viewport), была добавлена камера (Camera) и проведена конфигурация параметров срезов по соответствующим осям. В предположении, что сканирование будет производиться в плоскости XoZ , а центр приемопередатчика будет расположен на оси oZ , модель была позиционирована и повернута относительно центра координат таким образом, чтобы получить четырехкамерную проекцию сердца вдоль главной оси. Сечение 3D-модели сердца с названиями рассеченных объемов представлено на рисунке 3.

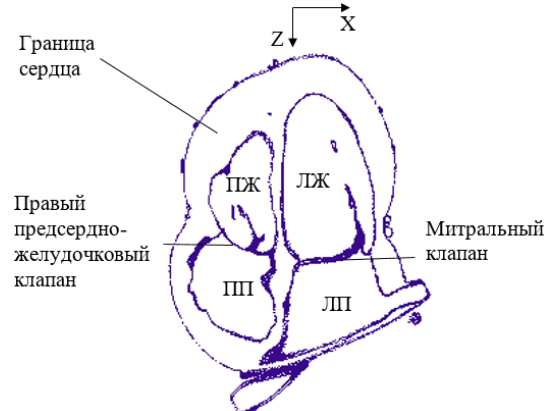


Рис. 3. Сечение геометрической 3D-модели сердца в плоскости $Y=0$ (проекция по главной оси): ПЖ – правый желудочек, ЛЖ – левый желудочек, ПП – правое предсердие, ЛП – левое предсердие.

Для обработки данных в MATLAB каждая из полученных 3D-областей была записана в отдельный файл стандартного графического формата .obj. Ввиду того, что встроенный механизм экспорта 3ds Max не позволяет выполнить экспорт выделенных объектов в отдельные файлы, для решения этой задачи был использован скриптовый язык MaxScript и авторами написан скрипт экспорта, код которого может быть найден в открытом доступе [16].

После загрузки геометрий 3D-моделей областей сердца в MATLAB были вычислены координаты описанного вокруг геометрий параллелепипеда. Далее были сгенерированы $0.4 \cdot 10^6$ 3D-координат рассеивателей в соответствии с равномерным случайным распределением внутри обсуждаемого параллелепипеда. При меньшем числе

рассеивателей качество синтезированного УЗИ-изображения по экспертным оценкам было признано не удовлетворительным. Априори понятно, что увеличение числа рассеивателей будет приводить к увеличению похожести реальных и синтезированных УЗИ-изображений при одновременном прямо пропорциональном увеличении времени расчетов, поэтому анализ синтезированных УЗИ-изображений при большем числе рассеивателей является направлением дальнейших исследований в ходе которых планируется оптимизировать используемые алгоритмы и применить более производительные вычислительные средства. Для проверки принадлежности каждого рассеивателя к одной из областей сердца была использована соответствующая m -функция, находящаяся в свободном доступе [12]. Также проводился специальный контроль за положением рассеивателей и их отнесения к соответствующей 3D-области, обусловленный тем, что некоторые из геометрических 3D-моделей перечисленных выше областей сердца оказываются вложенными друг в друга. Иллюстрация результатов выполненной классификации рассеивателей к митральному клапану и сухожильным хордам приведена на рисунке 4.

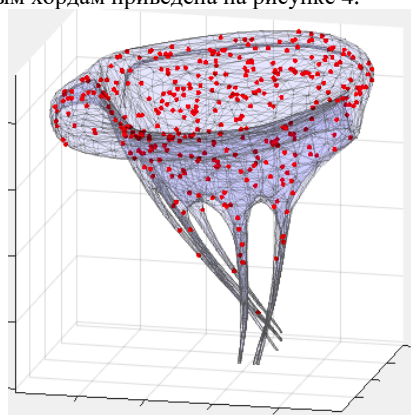


Рис. 4. Визуализация рассеивателей, отнесенных к митральному клапану и сухожильным хордам.

Отметим, что вследствие сложной структуры каркасной геометрической 3D-модели не удастся избежать нежелательных пересечений выделенных 3D-областей. Это, в свою очередь, может приводить к возникновению погрешности при идентификации рассеивателей. Однако, визуальные оценки количества некорректно классифицированных рассеивателей показали, что их число не превосходит 1%, а потому проблемой можно пренебречь.

Далее для каждого рассеивателя, отнесенного в результате классификации к какой-либо из областей сердца, были определены эмпирически диапазоны их коэффициентов рассеяния. Для этого проводился синтез УЗИ-изображений при различных диапазонах значений коэффициентов рассеяния выбранных областей сердца. Далее проводилась независимая экспертная оценка степени близости синтезированных УЗИ-изображений к реальным УЗИ-изображениям сердца. Диапазоны значений коэффициентов рассеяния для выбранного экспертами синтезированного УЗИ-изображения представлены в таблице 1.

Таблица 1. Расчетные формулы коэффициентов рассеяния для классифицированных в замкнутые объемы рассеивателей. Функция $rnd()$ – генератор случайных чисел в диапазоне $[0, 1]$

№	Название объема	Диапазоны значений коэффициентов рассеяния
1	Граница сердца	$[0.2, 0.9]$
2	Правый желудочек и предсердие	$[0.01, 0.04]$

3	Левый желудочек и предсердие	$[0.01, 0.04]$
4	Митральный клапан	$[0.2, 0.95]$
5	Клапан легочного ствола	$[0.2, 0.95]$
6	Клапан аорты	$[0.2, 1]$
7	Правый предсердно-желудочковый клапан	$[0.2, 1]$

Так в пакете MATLAB была создана акустическая 3D-модель, использованная для расчета акустических полей и синтеза УЗИ-изображения сердца с помощью Field II, которую можно также использовать и в других ПИ с аналогичным типом модели рассеивающей среды (Creauiis, FOCUS).

5. Результаты синтеза УЗИ-изображения сердца

Пример УЗИ-изображения, синтезированного в ПИ Field II представлен на рисунке 5. Параметры среды и используемого для синтеза секторного приемопередатчика, основанного на фазированной решетке, представлены в таблице 2.

Таблица 2. Параметры рассеивающей среды и конфигурация секторного приемопередатчика

Параметр	Значение	Описание
F_0	$5 \cdot 10^6$	Центральная частота, Hz
F_s	$100 \cdot 10^6$	Частота сэмпирования, Hz
C_0	1540	Скорость распространения звука, м/с
ρ_0	1000	Плотность биологической ткани, кг/м ³
E_w	$1.54 \cdot 10^{-4}$ $= C_0/F_0/2$	Ширина приемопередающего элемента, м
$Kerf$	$2.5 \cdot 10^{-6}$	Расстояние между элементами апертуры, м
E_h	0.007	Высота приемопередающего элемента, м
N_e	64	Количество приемопередающих элементов
$angle$	90	Размер сектора, °
N_l	121	Количество равноудаленных между собой линий сканирования

Из рисунка 5b видно, что синтезированное УЗИ-изображение оказывается подобным реальному УЗИ-кадру с изображением сердца в четырехкамерной проекции по главной оси (рис 5a). При этом формы и размеры областей сердца на синтезированном УЗИ-изображении оказываются близкими к соответствующим формам и размерам областей акустической 3D-модели, что можно наблюдать на рисунке 5b, где контуром отмечена граница пересечения 3D-модели с плоскостью, в которой производится сканирование и формируется синтезированный УЗИ-кадр. Различия же в изображениях связаны в основном с тем, что коэффициенты рассеяния точечных рассеивателей на синтезированном УЗИ-изображении выбраны условно постоянными (см. таблицу 2), тогда как в реальных биологических тканях сердца значения данной характеристики варьируются, по-видимому, в более широком диапазоне значений.

6. Заключение

Предложен способ создания акустических 3D-моделей рассеивающих сред и получены результаты, подтверждающие его работоспособность. Данный способ позволяет на основе геометрической 3D-модели, представленной в стандартном графическом формате,

создавать акустическую модель рассеивающей среды и, используя существующие программные инструментари для моделирования распределения акустических полей, синтезировать УЗИ-изображения.

Продемонстрирована возможность автоматизации процесса создания акустических 3D-моделей с помощью пакета MATLAB на основе использования результатов предварительной обработки геометрических 3D-моделей в графическом редакторе.

Дальнейшие направления развития данного подхода состоят в разработке алгоритмов постобработки синтезированных УЗИ-изображений с целью приведения их текстур к текстурам реальных УЗИ-снимков, а также использования более реалистичных (не «точечных», но «сплошных» – volumetric data models (VDM) [20]) акустических 3D-моделей рассеивающих объектов. Представляется возможным использовать для их создания данные МРТ или КТ сердца. Их анализ позволит создать VDM сердечной мышцы, в которых для каждой точек сердца можно будет задать их акустические свойства. Исследование данного подхода является предметом последующих публикаций.

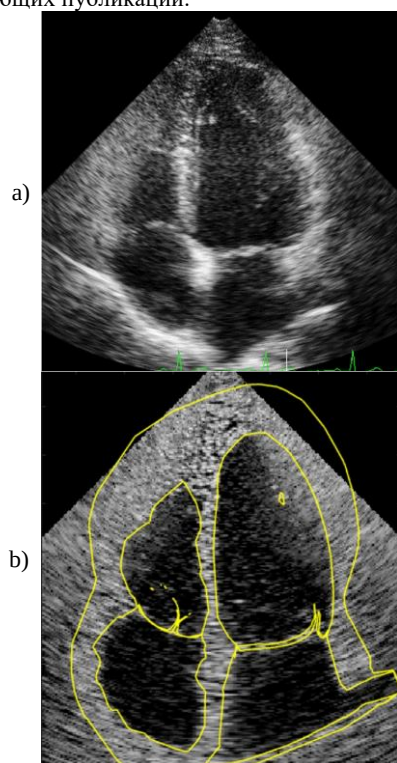


Рис. 5. Пример реального а) и синтезированного оконтуренного б) УЗИ-изображений сердца.

7. Литература

- [1] 3D model of the heart, <https://free3d.com/3d-model/human-heart-2-79840.html>
- [2] Bamber J.C. and Dickinson R.J. Ultrasonic B-scanning: a computer simulation, *Phys. Med. Biol.*, 25, 463-479, 1980.
- [3] Chernov L. A. Propagation of Waves in a Medium Having Random Inhomogeneities, M., Izd-vo AN SSSR., p. 156-157, 1958.
- [4] Comsol Multiphysics Acoustics module, <https://www.comsol.com/acoustics-module>
- [5] Creanuis software, <https://www.creatis.insa-lyon.fr/site7/fr/CREANUIS>
- [6] Field II software, <http://field-ii.dk/>
- [7] FOCUS software, <http://www.egr.msu.edu/~fultras-web/>
- [8] Gao H. et al. A fast convolution-based methodology to simulate 2-D/3-D cardiac ultrasound images, in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 56, no. 2, pp. 404-409, February 2009.
- [9] Gao T. and Hergum, H. Torp, and D'hooge J. Comparison of the performance of different tools for fast simulation of ultrasound data, *Ultrasonics*, vol. 52, no. 5, pp. 573-577, 2012.
- [10] Kuznetsov V. P., Equation of nonlinear acoustics, *Sov. Phys. Acoust.* – 1971. – T. 16. – №. 4. – P. 467-470.
- [11] k-Wave software, <http://www.k-wave.org/>
- [12] MATLAB function to check for 3D coordinates in a 3D object, <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/37856-inpolyhedron-are-points-inside-a-triangulated-volume->
- [13] Meunier J. and Bertrand M. Echographic image mean gray level changes with tissue dynamics: a system-based model study, in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 4, pp. 403-410, April 1995.
- [14] Meunier J., Bertrand M. and Mailloux G. A model for dynamic texture analysis in two-dimensional echocardiograms of the myocardium. In: *SPI 0768*, pp. 193-200, 1987.
- [15] Pinton G., Dahl J., Rosenzweig S. and Trahey G. A heterogeneous nonlinear attenuating full-wave model of ultrasound, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 56, no. 3, pp. 474-488, 2009.
- [16] Script for exporting layers to individual files, <https://github.com/golubyatnikov-tv/3dsMax/blob/master/ExportVolumes.ms>
- [17] Shiller N., Osipov M.A. Clinical echocardiography. – M.: Praktika, 2005.
- [18] Szabo T.L. Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, *Biomedical Engineering Series, Elsevier, Academic Press*, 2004.
- [19] Varray F. Simulation in nonlinear ultrasound : application to nonlinear parameter imaging in echo mode configuration, *Other. Universit'e Claude Bernard - Lyon I*, 2011.
- [20] Volumetric data visualization, <http://ps-medtech.com/volumetric-imaging/>
- [21] Zabolotskaya E. A, Khokhlov R. V. Quasi-plane waves in the nonlinear acoustics of confined beams, *Sov. Phys. Acoust.* – 1969. – T. 15. – №. 1. – C. 35-40.
- [22] Zyuzin V.V., Porshnev S.V. and Bobkova A.O., Contouring left ventricle from echocardiographic image sequence in long-axis view, *Proceedings of 2nd International Conference on Information and Communication Technologies and Applications (ICTA 2012)*, 2012. P. 213-216.
- [23] Zyuzin V.V., Porshnev S.V., Bobkova A.O. and Bobkov V.V., The method of semiautomatic contouring of the human heart left ventricle on echocardiographic images, *Fundamental studies №8 Academy of Natural Sciences*, 2013, P. 44-48.

Об авторах

Поршнева Сергей Владимирович, д.т.н., профессор института радиоэлектроники и информационных технологий Уральского федерального университета. Его e-mail s.v.porshnev@urfu.ru.

Клиорин Натан Иосифович, д.т.н., профессор университета им. Бен-Гуриона в Негеве. Его e-mail nat@bgu.ac.il.

Голубятников Тимофей Валерьевич, аспирант института радиоэлектроники и информационных технологий Уральского федерального университета. Его e-mail golubyatnikov.tv@gmail.com.