

ных состояний человека-оператора в когнитивных интеллектуальных системах управления. В силу специфичной природы эмоций и невозможности построения математической модели для обеспечения робастности ИСУ был выбран интеллектуальный инструментальный, основанный на применении СНС совместно с ОБЗ на мягких вычислениях.

Список литературы:

1. Петров Б.Н., Уланов Г.М., Ульянов С.В., Хазен Э.М. Информационно-семантические проблемы в процессах управления и организации. – М.: Наука, 1977. С. 452.
2. Noor A. Potential of cognitive computing and cognitive systems // Open Eng. 2015. № 5. PP. 75-88.
3. Chie Hieida, Takato Horii, Takayuki Nagai Deep emotion: A computational model of emotion using deep neural networks [electronic resource] / CoRR 2018. <http://arxiv.org/abs/1808.08447>.
4. Bazgir O., Mohammadi Z., Habibi S. Emotion recognition with machine learning using EEG signals [Electronic resource] / CoRR 2019. <http://arxiv.org/abs/1903.0727>.
5. Amirova E.K., Ulyanov S.V. Expert system for selecting lower-extremity (thigh) prostheses and diagnosis of the quality of artificial replacement. Part 1 // J. of Biomedical Engineering. 1991. № 3. PP. 26-31. Part 2. 1991. № 6. PP. 5-12.
6. Лунина И.В., Слепченко А.Н., Ульянов С.В. Гибридная экспертная система с глубинным представлением знаний для проектирования и диагностики биотехнических изделий // Изв. АН СССР. Техническая кибернетика. 1991. № 5. С. 152-175.
7. Rakhmanova Z.B., Ulyanov S.V. Expert medical diagnostic system // J. of Biomedical Engineering. 1988. Vol. 22. № 6.
8. Ульянов С.В., Литвинцева Л.В. и др. Интеллектуальное робастное управление: технологии мягких вычислений. – М.: ВНИИГеосистем, 2011. С. 406.
9. Kaynak O., Zadeh L.A., Turksen B., Rudas I.J. Computational intelligence: Soft computing and fuzzy-neuro integration with applications. – Berlin: Springer-Verlag (NATO ASI Series, Series F), 1998. Vol. 162.
10. Ulyanov S.V., Litvintseva L.V. Quantum information and quantum computational intelligence: Quantum optimal control and quantum filtering – Stability, robustness, and self-organization models in nanotechnologies // Journal of Computer and Systems Sciences International. 2009. Vol. 48. № 6. P. 96.
11. Ульянов С.В., Литвинцева Л.В., Добрынин В.Н., Мишин А.А. Интеллектуальное робастное управление: технология мягких вычислений / Учебное пособие для студентов вузов. Международный университет природы, общества и человека «Дубна» (Институт системного анализа и управления); PronetLabs; под общ. ред. С.В. Ульянова. – М.: ВНИИГеосистем, 2011.
12. Fretzka E., Bauer H., Leodolter M., Leodolter U. Loss of control and negative emotions: A cortical slow potential topography study // International Journal of Psychophysiology. 1999. № 33. PP. 127-141.
13. Ulyanov S.V. System for soft computing simulation / US Patent № 2006,0218 A1. Sept. 2006.
14. Ulyanov S.V. Soft computing optimizer of intelligent control system structures / US Patent № 7,219,087B2. May 15, 2007.

Сергей Викторович Ульянов,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
Алла Александровна Мамаева,
аспирант,

Андрей Владимирович Шевченко,
аспирант,

кафедра системного анализа и управления,

ГБОУ ВО МО «Университет «Дубна»,

Институт системного анализа и управления,

г. Дубна, Московская обл.,

e-mail: allamamaeva.d@gmail.com

Л.В. Осипов, Н.С. Кульберг, Д.В. Леонов, С.П. Морозов

Трехмерное ультразвуковое исследование: особенности визуализации объемных данных

Аннотация

Статья продолжает опубликованный ранее обзор «Трехмерное ультразвуковое исследование: технологии, тенденции развития», являющийся первой работой из цикла, посвященного ультразвуковым технологиям 3D/4D. В первой работе объяснены основные принципы получения трехмерных изображений в ультразвуковой медицинской визуализации и рассмотрены физические основы, достоинства и недостатки применяемых датчиков и основных методов объемного сканирования. Цель данной статьи состоит в том, чтобы дать сведения об основных особенностях визуального представления данных трехмерного сканирования, доступных в современных ультразвуковых диагностических приборах.

Введение

В результате объемного сканирования любым из описанных в статье [1] способов в памяти ультразвукового прибора формируется трехмерный массив данных, являющийся образом исследуемого объема тканей. Но чтобы эти данные были правильно поняты врачом ультразвуковой диагностики, их необходимо подвергнуть ряду преобразований и отобразить на экране прибора. *Цель настоящей статьи* – в доступной для широкой аудитории форме описать основные особенности визуализации данных трехмерного сканирования, доступные в современных ультразвуковых диагностических приборах.

Подготовительные операции

Прежде чем говорить о способах собственно визуализации, необходимо описать некоторые вспомогательные операции, без которых отображение получаемых при сканировании массивов теряет смысл.

В процессе объемного сканирования из оцифрованной информации об эхо-сигналах формируется трехмерный массив чисел, каждое из которых соответствует отражающей способности некоторой точки в исследуемом объеме. На рис. 1а показана схема получения данных на примере конвексно-механического способа получения изображения (плоскость меха-

нического сканирования 2 для наглядности «развернута» на 90%). Если полученные в результате такого сканирования данные отобразить на мониторе прибора, то изображение будет сильно искажено (рис. 1б). Можно видеть, что объекты, расположенные ближе к датчику, вытянуты по горизонтали; кроме того, прямые линии оказались изогнутыми. Это вызвано тем, что данный массив, состоящий из записей отдельных «лучей», формируется в различных (подчас весьма экзотических) криволинейных системах координат. Поэтому в обязательном порядке выполняется переход к привычной для наблюдателя декартовой системе координат, или *скан-конвертирование* [1], [2]. Образующиеся при этом «пустоты» между расходящимися лучами заполняются методами интерполяции.

На рис. 1б заметно искажение яркости изображения: из всего многообразия исследуемых объектов различимыми остались только самые яркие. Это обусловлено уже физическими отражающими свойствами среды: яркий объект (например, стенка сосуда или сухожилие) отражает ультразвук в сотни раз более интенсивно, чем диффузные отражающие объекты (такие как паренхима печени или почки). Чтобы сделать эти объекты различимыми на фоне друг друга, диапазон яркостей подвергается так называемому сжатию (обычно для этого применяется логарифмирование).

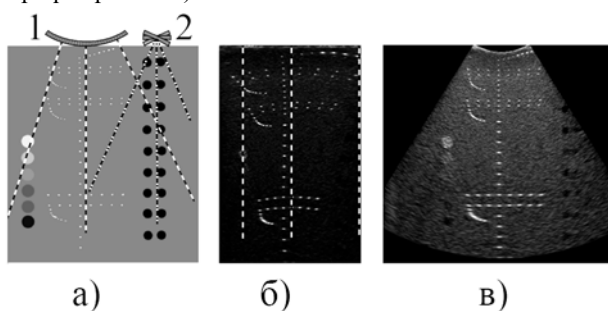


Рис. 1. Преобразование координат при конвективно-механическом сканировании: а) схема отражателей тканеэквивалентного фантома и порядок получения лучей по электронному (1) и механическому (2) направлениям сканирования; штриховыми линиями показаны возможные направления лучей; б) пример «сырого изображения» без преобразования координат по координате электронного сканирования и без сжатия диапазона яркостей; в) изображение после преобразования координат

Все перечисленные действия являются общими для двумерной и трехмерной ультразвуковой визуализации. Однако построение трехмерного массива представляет собой значительно более сложную вычислительную задачу, что легко проиллюстрировать простым расчетом. Так, типичный объем памяти для двумерного В-изображения в обычном сканере определяется матрицей 512 x 512 плоских элементов изображения (пикселей) с 256 градациями серой шкалы. Для трехмерного изображения объем данных увеличивается, по крайней мере, в число раз, равное числу полученных слоев изображения (например, 64). Это накладывает жесткие требования на производительность вычислительных систем, используемых для трехмерной визуализации, и, как следствие, заметно повышает их стоимость.

Основные проблемы отображения трехмерной информации

Полученный массив состоит из объемных элементов изображения, называемых вокселями. Этот массив состоит из срезов, подобных представленному на рис. 1в. Теперь эти данные необходимо донести до пользователя. Однако наглядное представление изображений на экране оказывается непростой задачей. Дело в том, что человеческое зрение принципиально неспособно к восприятию полноценной объемной информации. Привычные для нас «объемные» изображения формируются по паре плоских картинок, формируемых сетчаткой. Большинство объектов, которые мы воспринимаем зрительно, – это двумерные поверхности трехмерных объектов. Так называемое

объемное стереоскопическое зрение позволяет оценивать расстояние до объектов, но не дает возможности, например, увидеть один объект за другим. В случае наблюдения реально объемных данных (например, при наложении полупрозрачных объектов) далеко не всегда удается идентифицировать изображение одного на фоне другого.

В силу этого перед разработчиками стоит задача «упрощения» полученного трехмерного массива до такого состояния, при котором человек способен его полноценно воспринять. Для этого применяются различные способы представления трехмерного изображения на плоском экране, основные из которых рассмотрим подробнее.

Псевдообъемная визуализация

Этот способ включает в себя средства, максимально приближенные к естественному способу объемного зрения человека. Специализированные алгоритмы дают возможность выделять в трехмерных массивах поверхности объектов, которые по своим акустическим характеристикам заметно отличаются от прилегающих к ним структур и тканей. Таким образом строится *псевдообъемное изображение поверхностей*. Например, в акушерстве, где методы 3D УЗИ начали разрабатывать еще три десятилетия назад [3], при помощи псевдообъемного представления можно получать изображение наружной поверхности плода (рис. 2а). Такие изображения дают возможность врачу оценить аномалии развития лица и тела плода [4], [5]. При этом часто используют методы шумоподавления и сглаживания для улучшения качества визуализации [6], [7].

Показ трехмерной информации осуществляется в подавляющем большинстве случаев на мониторах двумерного изображения, поэтому исследователь вынужден довольствоваться плоским изображением объемного объекта. Здесь используются приемы, широко применяемые в изобразительном искусстве. Программные средства дают возможность подчеркнуть объемный характер деталей изображений выделенных поверхностей посредством нанесения псевдотеней на плоскую отображаемую картину, как если бы рельеф поверхности был подсвечен с определенного ракурса. Этот прием называется *отрисовкой* [8]. Ориентацию наблюдаемой поверхности можно менять, поворачивая объект для визуализации под требуемым углом. Чаще всего способ используется в акушерстве и перинатологии для изображения плода и отдельных его органов (рис. 2а-в) [9].

Распространено представление объемного объекта с применением *цветового окрашивания для отображения глубины* (рис. 2з). При этом участки поверхности, расположенные ближе к датчику, окрашиваются в светлые тона, например желтого цвета. Участки, располагаемые глубже, окрашиваются все в более темные тона, иногда с постепенным переходом в голубые и синие. Обычно такое представление применяется в эхокардиографии для исследования работы сердечных клапанов с использованием эндоскопического датчика, погружаемого через трахею или пищевод [6], [10], [11].

При исследовании сосудистого русла и кровотока применяется представление реконструированного трехмерного изображения сосудов (рис. 2д, е). Используется такой четкий признак для дифференциации сосуда, как наличие кровотока [12]-[14]. При получении трехмерного изображения сосудов с использованием доплеровских режимов всегда наблюдается значительное снижение частоты кадров.

Компанией «Toshiba» (Япония) разработана новая технология, названная *Fly Thru* и дающая представление внутренней поверхности полых органов и сосудов. Такое представление еще называют виртуальной эндоскопией. Оно позволяет в трехмерном виде воспроизвести внутреннюю поверхность каналов и полых органов, как если бы наблюдатель находился внутри [15], [16].

Полупрозрачное представление

Получил широкое распространение режим *полупрозрачного представления* исследуемых структур. При помощи специ-

альных фильтров в трехмерном изображении выделяются акустически мягкие (гипоэхогенные) или плотные (гиперэхогенные) структуры. При этом одни объекты или структуры могут как бы просвечивать через другие (рис. 2ж, з).

В зависимости от настройки фильтров в этом режиме возможно различное представление структур на картине. В некоторых случаях «полупрозрачный» режим представления поверхностных мягких тканей и более четкого отображения костных структур подобен рентгеновскому снимку. Его модификации названы *X-ray transparency mode*, *Maximum transparency mode*, *Crystal Vue* и т. д. Исследования показывают, что 3D УЗИ с такими режимами дает более полную информацию о развитии костных структур плода, позволяет лучше оценить их контур, толщину и минерализацию, чем обычное 2D УЗИ-исследование [21], [22].

Посрезовое представление

Получаемые в этих режимах изображения внешне напоминают В-сканы, получаемые при традиционном двумерном УЗИ. Может возникнуть ложное впечатление, что данный способ визуализации представляет собой «шаг назад» по сравнению с псевдообъемными и полупрозрачными режимами, однако это далеко не так.

Режим отображения на экране *нескольких произвольно ориентированных срезов* объемного объекта позволяет врачу выбрать для анализа наиболее информативный срез (рис. 3а-в) [23]. На рис. 3в представлен пример применения посрезового изображения для выявления злокачественных образований при маммографии. Так, на представленных поперечных срезах отчетливо видны гипоэхогенная область и акустическая тень, что с высокой вероятностью подтверждает наличие потенциально опасного новообразования.

Другой режим, названный *Multi-Slice View*, дает томографическое представление на экране множества, как правило, равноудаленных срезов [24]-[26]. В перинатологии, например, просмотр ряда срезов толщины шейной складки плода позволяет определить ее более точный размер (рис. 3е) [18].

Существенные преимущества посрезового отображения перед обычным двумерным сканированием – это возможность выбора нужного среза при ретроспективном анализе, когда съем данных уже завершен, и возможность получения проекций, недостижимых при обычном двумерном сканировании. Существенным преимуществом посрезового отображения по сравнению с псевдообъемной визуализацией является более точная детализация конкретного среза.

Возможно изометрическое представление трехмерного объекта с возможными вырезами при помощи основных сечений на различных глубинах или уровнях, объединяющее на-

глядность псевдообъемной визуализации и точность посрезового представления (рис. 3д).

Доплеровские режимы объемной визуализации реального времени

Получение 4D массива данных в режиме доплеровского цветового картирования сопряжено с большими трудностями вследствие того, что это ресурсоемкий и времязатратный режим. Однако при небольших размерах исследуемого объекта, например сердца плода или отдельного сердечного клапана, можно получить полезную диагностическую информацию в режиме *Color STIC* [28]. При этом строится динамическая картина трехмерного изображения кровотока с возможностью последовательного изменения ракурса наблюдения. На рис. 4а представлены изображения трех сечений сердца плода, полученные в режиме *Real Time 4D* с использованием цветового доплера картирования кровотока. По изображениям диагностируется недостаточность митрального клапана. Режим *Color STIC* применяет картирование кровотока для исследования гемодинамики сердца плода и оценки пороков его развития [18].

Дальнейшим развитием технологии явилась программа реконструкции 3D УЗИ сердца плода с динамическим цветовым отображением кровотока одновременно в 9 стандартных плоскостях для последующей диагностики [29], [30]. Программа названа «5D Fetal Heart Color» [31]-[34]. Исходными для «5D Fetal Heart Color» являются четырехмерные данные *STIC*. Оператору необходимо последовательно указать ориентиры на дисплее, после этого программа автоматически отобразит сердце плода в 9 стандартных плоскостях (рис. 4б).

Трехмерное исследование в эхокардиографии находит все более широкое применение, поскольку способно дать дополнительную диагностическую информацию [35]. Одним из направлений является обработка 3D/4D данных с целью получения количественных оценок динамики работы сердца и прежде всего левого желудочка [1], [23]. Эта задача обуславливает специальный вид представления изображений камер сердца и использование диагностического режима отображения диаграмм динамики работы органа, позволяющих получить требуемую информацию (рис. 4в).

Заключение

3D/4D-ультразвуковая визуализация неизменно привлекает внимание исследователей и разработчиков медицинских приборов. Но несмотря на непрекращающийся интерес, до сих пор не решены многие ключевые вопросы, из-за чего во многих областях медицины технологии объемного УЗИ продолжают быть необязательным инструментом. По-прежнему рас-

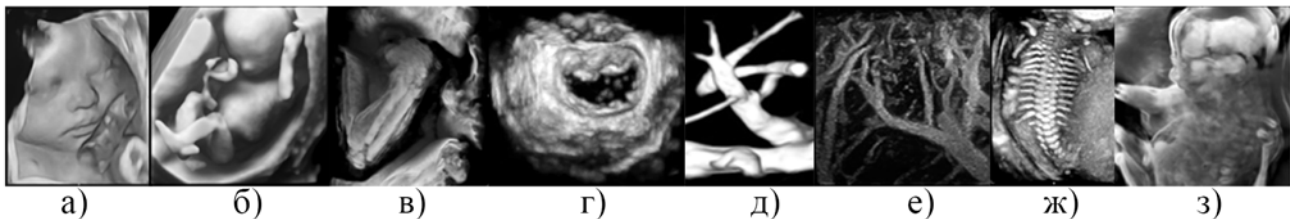


Рис. 2. Псевдообъемная и полупрозрачная визуализации: а) лицо плода [17]; б) плод на 14-й неделе [18]; в) локтевая и лучевая кости плода [18]; г) поверхность митрального клапана [10], [19]; д) и е) сосуды в режиме энергетического доплера [20]; ж) и з) полупрозрачное представление: скелет (ж), тело плода (з) [18]

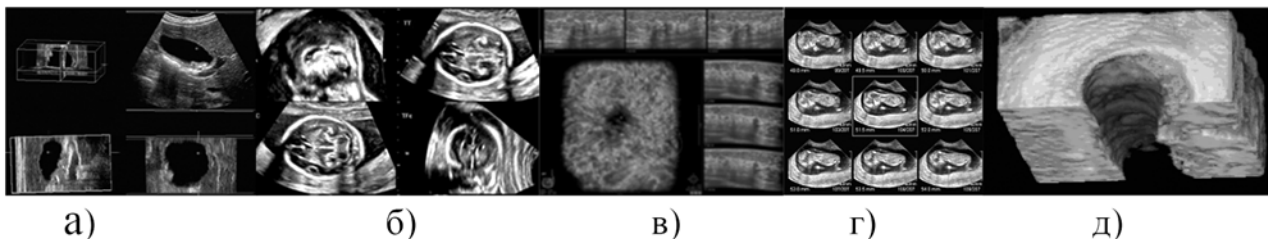


Рис. 3. Посрезовое представление: а) желчный пузырь [20]; б) головной мозг плода [18]; в) молочная железа [27]; г) сочетание двумерных срезов и псевдообъемной реконструкции; д) просвет сосуда [18]

пространено мнение, что эти технологии не дают новых диагностических данных опытным врачам, отлично справляющимся с 2D УЗИ. В то же время данные технологии привлекают значительное внимание пациентов (например, беременных женщин), поскольку объемные изображения зрелищны и легко воспринимаются непрофессионалами.

Легкость восприятия данных 3D/4D УЗИ (в особенности стереоскопического представления анатомических структур) придает этим технологиям педагогическую ценность при обучении студентов-медиков [36], [37]. Известно, что для начинающих двумерные ультразвуковые изображения труднее поддаются восприятию, чем снимки, получаемые при магниторезонансной и компьютерной томографии. Использование трехмерных технологий в ходе обучения может облегчить начинающим врачам понимание принципов УЗИ.

При проведении хирургических операций применяется режим совместного представления снимков [38]. При этом карту запланированных разрезов, подготовленную по КТ или МРТ до операции, необходимо сопоставить с изображениями УЗИ, получаемыми в ходе операции. Контроль в реальном времени важен, так как органы могут смещаться и деформироваться. Стандартно для контроля хода операции в реальном времени используют 2D УЗИ. Известны работы, описывающие подобный режим с использованием 3D УЗИ, но потенциал этих исследований пока только начинает раскрываться [39]-[42].

Еще одним перспективным направлением является разработка режима картирования минеральных включений. Подобные разработки ведутся различными коллективами [43]-[47]. Режим предназначен для обнаружения почечных камней, микрокальцинатов молочных желез и прочих объектов, по плотности отличных от окружающих тканей и жидкостей полых органов. За счет объемного представления 3D УЗИ может дать как дополнительную информацию о морфологии отдельного минерального включения, так и помочь провести более точную оценку формы скоплений.

Одними из преград на пути распространения 3D/4D УЗИ являются частая смена пользовательского интерфейса и большие отличия элементов управления между производителями. Стабильность интерфейса избавила бы врачей от необходимости постоянного переобучения.

Работа поддержана грантом РФФИ № 17-01-00601.

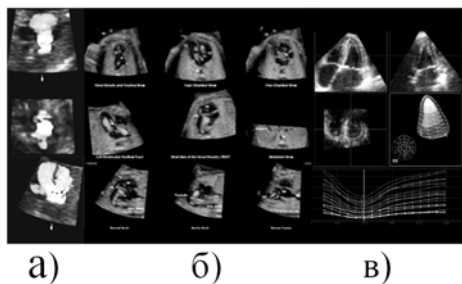


Рис. 4. Сердце в реальном времени: а) три сечения с использованием Color STIC [18]; б) с отображением кровотока в 9 стандартных плоскостях [29]; в) левый желудочек с выделенными сегментами, изменения размеров которых во времени отображаются на нижнем графике

Список литературы:

1. Осипов Л.В., Кульберг Н.С., Леонов Д.В., Морозов С.П. Трехмерное ультразвуковое исследование: технологии, тенденции развития // Медицинская техника. 2018. № 3 (309). С. 39-43.
2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: режимы, методы и технологии. – М.: Изомед, 2011. 316 с.
3. Baba K., Satoh K., Sakamoto S., Okai T., Ishii S. Development of an ultrasonic system for three-dimensional reconstruction of the fetus // J. Perinat. Med. 1989. Vol. 17. № 1. PP. 19-24.

4. Werner H., Marcondes M., Daltro P., Fazecas T., Ribeiro B.G., Nogueira R., Araujo Junior E. Three-dimensional reconstruction of fetal abnormalities using ultrasonography and magnetic resonance imaging // J. Matern. Fetal Neonatal Med. 2018 / <https://doi.org/10.1080/14767058.2018.1465558> (дата доступа: 2019.03.15).
5. Dall'Asta A., Schievano S., Bruse J.L., Paramasivam G., Kaihura C. T., Dunaway D., Lees C.C. Quantitative analysis of fetal facial morphology using 3D ultrasound and statistical shape modeling: A feasibility study // Am. J. Obstet. Gynecol. 2017. Vol. 217. № 1. PP. 76.e1-76.e8.
6. Birkeland Å., Solteszova V., Honigmann D., Gilja O.H., Brekke S., Ropinski T., Viola I. The Ultrasound Visualization Pipeline – A Survey / ArXiv e-prints. 2012. arXiv:1206.3975 (Дата доступа: 2019.03.15).
7. Кульберг Н.С., Яковлева Т.В., Камалов Ю.П., Сандриков В.А., Осипов Л.В., Белов П.А. Разработка и испытания нового метода улучшения качества изображений в ультразвуковой медицинской диагностике // Акустический журнал. 2009. Т. 55. № 4-5. С. 526-535.
8. Huang Q., Zeng Z. A Review on Real-Time 3D Ultrasound Imaging Technology // BioMed Research Int. 2017. Article ID 6027029.
9. Singh K., Malhotra N. Step by Step: 3D/4D Ultrasound in Obstetrics, Gynecology and Infertility / 2nd Edition. – Jaypee Brothers Medical Pub, 2013. 133 p.
10. Takahiro S. Role of modern 3D echocardiography in valvular heart disease // The Korean Journal of Internal Medicine. 2014. Vol. 29. № 6. PP. 685-702.
11. Takahiro S. 3D Echocardiography: The Present and the Future // Journal of Cardiology. 2008. Vol. 52. Iss. 3. PP. 169-185.
12. Насникова И.Ю., Харлан С.И. Ультразвуковая объемная пространственная визуализация и возможности ее использования в офтальмологии // Медицинская визуализация. 2003. № 3. С. 49-58.
13. Pelz J.O., Weinreich A., Karlas T., Saur D. Evaluation of Freehand B-Mode and Power-Mode 3D Ultrasound for Visualisation and Grading of Internal Carotid Artery Stenosis // PLoS One. 2017. Vol. 12. № 1. PP. 1-11.
14. Caresio C., Caballo M., Deandrea M., Garberoglio R., Mormile A., Rossetto R., Limone P., Molinari F. Quantitative analysis of thyroid tumors vascularity: A comparison between 3-D contrast-enhanced ultrasound and 3-D Power Doppler on benign and malignant thyroid nodules // Med. Phys. 2018. Vol. 45. № 7. PP. 3173-3184.
15. Grant E.G. Advanced Techniques in 4D Ultrasound: Fly Thru. Toshiba. ULWP12028US [электронный ресурс] / http://www.mttechnica.ru/UserFiles/File/Whit_Pap_Fly_Thru_11_2012_MWPUL0019RUC_Final_NEWSIZE.pdf (дата доступа: 2019.03.15).
16. Tesarik J., Mendoza-Tesarik R., Mendozaet N. Virtual Sonographic Embryoscopy: A New Tool for Evaluation of Early Pregnancy // EC Gynaecology. 2017. Vol. 5. № 2. PP. 69-71.
17. Mindray [электронный ресурс] / <http://mindrayultrasound.net> (дата доступа: 2019.03.15).
18. Samsung Medison [электронный ресурс] / <https://www.samsungmedison.com> (дата доступа: 2019.03.15).
19. Philips [электронный ресурс] / <https://www.philips.ru/healthcare> (дата доступа: 2019.03.15).
20. GE Healthcare [электронный ресурс] / <https://www.gehealthcare.com> (дата доступа: 2019.03.15).
21. Achiron R., Gindes L., Zalel Y., Lipitz S., Weisz B. Three- and four-dimensional ultrasound: New methods for evaluating fetal thoracic anomalies // Ultrasound Obstet. Gynecol. 2008. Vol. 32. Iss. 1. PP. 36-43.
22. Dall'Asta A., Paramasivam G., Lees C.C. Crystal Vue technique for imaging fetal spine and ribs // Ultrasound Obstet. Gynecol. 2016. Vol. 47. № 3. PP. 383-384.

23. *Simpson J.M., Miller O.* Three-dimensional echocardiography in congenital heart disease // Archives of Cardiovascular Disease. 2011. Vol. 104. PP. 45-56.
24. *Alcazar J.L., Pascual M.A., Ajossa S., de Lorenzo C., Piras A., Hereter L., Juez L., Fabbri P., Graupera B., Guerriero S.* Reproducibility of the International Endometrial Analysis Group Color Score for Assigning the Amount of Flow Within the Endometrium Using Stored 3-Dimensional Volumes // J. Ultrasound Med. 2017. № 36. PP. 1347-1354.
25. *Cariello L., Montaguti E., Cataneo I., Dodaro G., Margarito E., Rizzo N., Youssef A.* The levator-urethral gap measurement: Tomographic ultrasound imaging (TUI) versus Omniview-volume contrast imaging (VCI) // Ultrasound Obstet. Gynecol. 2017. Vol. 50. Suppl. 1. P. 141.
26. *Fukuda H., Numata K., Hara K., Nozaki A., Kondo M., Chuma M., Nakano M., Nakawa A., Maeda S., Tanaka K.* Comparison of vascularity observed using contrast-enhanced 3D ultrasonography and pathological changes in patients with hepatocellular carcinoma after sorafenib treatment // Journal of Cancer. 2018. Vol. 9. № 13. PP. 2408-2414.
27. *Shin H.J., Kim H.H., Cha J.H.* Current status of automated breast ultrasonography // Ultrasonography. 2015. Vol. 34. № 3. PP. 165-172.
28. *Araujo E., Tonni G., Bravo-Valenzuela N.J., Da Silva Costa F., Meagher S.* Assessment of Fetal Congenital Heart Diseases by 4-Dimensional Ultrasound Using Spatiotemporal Image Correlation: Pictorial Review // Ultrasound Quarterly. 2018. Vol. 34. Iss. 1. PP. 11-17.
29. *Yeo L., Romero R.* Fetal intelligent navigation echocardiography (FINE): A novel method for rapid, simple, and automatic examination of the fetal heart // Ultrasound Obstet. Gynecol. 2013. Vol. 42. № 3. PP. 268-284.
30. *Dall'Asta A., Paramasivam G., Lees C.C.* Qualitative evaluation of Crystal Vue rendering technology in assessment of fetal lip and palate // Ultrasound Obstet. Gynecol. 2017. Vol. 49. № 4. PP. 549-552.
31. 5D Heart Color: Automatic examination of the fetal heart based on Intelligent Navigation Technology // Samsung Medison. 2015. Article ID CL201510-5DHeartColor.
32. *Yeo L., Luewan S., Romero R.* Fetal Intelligent Navigation Echocardiography (FINE) Detects 98 % of Congenital Heart Disease // J. Ultrasound Med. 2018. March 30.
33. *Yeo L., Romero R.* Color and power Doppler combined with Fetal Intelligent Navigation Echocardiography (FINE) to evaluate the fetal heart // Ultrasound Obstet. Gynecol. 2017. Vol. 50. № 4. PP. 476-491.
34. *Veronese P., Bogana G., Cerutti A., Yeo L., Romero R., Gervasi M. T.* A Prospective Study of the Use of Fetal Intelligent Navigation Echocardiography (FINE) to Obtain Standard Fetal Echocardiography Views // Fetal Diagn. Ther. 2017. Vol. 41. № 2. PP. 89-99.
35. *Kozlowski P., Urheimz S., Samset E.* Evaluation of a multi-view autostereoscopic real-time 3D ultrasound system for minimally invasive cardiac surgery guidance / IEEE 14th Intl Symposium on Biomedical Imaging. 2017. PP. 604-407.
36. *Remmele M., Schmidt E., Lingenfelder M., Martens A.* The impact of stereoscopic imagery and motion on anatomical structure recognition and visual attention performance // Amer. Sc. Educ. 2017. Vol. 11. Iss. 1. PP. 15-24.
37. *Hackett M., Proctor M.* Three-Dimensional Display Technologies for Anatomical Education: A Literature Review // J. Sc. Educ. Technol. 2016. № 25. PP. 641-654.
38. *Леонов Д.В., Фин В.А., Гукасов В.М.* Современное состояние и тенденции развития ультразвуковых медицинских диагностических устройств // Медицина и высокие технологии. 2014. № 3. С. 8-13.
39. *Lange T., Papenberg N., Heldmann S., Modersitzki J., Fischer B., Lamecker H., Schlag P.M.* 3D ultrasound-CT registration of the liver using combined landmark-intensity information // International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. 2009. Vol. 4. Iss. 1. PP. 79-88.
40. *Simpson A.L., Kingham T.P.* Current Evidence in Image-Guided Liver Surgery // Journal of Gastrointestinal Surgery. 2016. Vol. 20. Iss. 6. PP. 1265-1269.
41. *Clements L.W., Collins J.A., Weis J.A., Simpson A.L., Adams L.B., Jarnagin W.R., Miga M.I.* Evaluation of model-based deformation correction in image-guided liver surgery via tracked intraoperative ultrasound // J. Med. Imaging. 2016. Vol. 3. № 1. PP. 015003-1-015003-10.
42. *Marinetti E., Uneri A., De Silva T., Reaungamornrat S., Zbijewski W., Sisiyie A., Vogt S., Kleinszig G., Pascau J., Siewerdsen J.H.* Integration of free-hand 3D ultrasound and mobile C-arm cone-beam CT: Feasibility and characterization for real-time guidance of needle insertion // Computerized Medical Imaging and Graphics. 2017. Vol. 58. PP. 13-22.
43. *Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Морозов С.П., Ким С.Ю.* Исследование причин возникновения мерцающего артефакта в доплеровских режимах ультразвукового медицинского диагностического устройства // Акустический журнал. 2018. № 1. С. 100-111.
44. *Кульберг Н.С., Громов А.И., Леонов Д.В., Оситов Л.В., Усанов М.С., Морозов С.П.* Диагностический режим обнаружения кальцинатов и конкрементов при ультразвуковом исследовании // Радиология-практика. 2018. № 1. С. 37-49.
45. *Leonov D., Kulberg N., Gromov A., Fin V., Usanov M., Kovbas V., Sergunova K., Strelkov N., Vladimirovskiy A., Morozov S.* Ultrasound Stone Detection: Discovery and Analysis of Two Stone-Related Components in Reflected Signal and Their Role in Etiology of Twinkling Artifact // International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. 2018. Vol. 13. Suppl. 1. PP. 10-11.
46. *Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Морозов С.П., Владимирский А.В.* Режим обнаружения твердых минеральных включений при медицинской акустической визуализации // Акустический журнал. 2018. № 5. С. 618-631.
47. *Tsujimoto F.* Microcalcifications in the breast detected by a color Doppler method using twinkling artifacts: some important discussions based on clinical cases and experiments with a new ultrasound modality called multidetector-ultrasonography // J. Med. Ultrasonics. 2014. Vol. 41. Iss. 1. PP. 99-108.

Лев Васильевич Оситов,
 д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник,
Николай Сергеевич Кульберг,
 канд. физ.-мат. наук, руководитель отдела,
Денис Владимирович Леонов,
 канд. техн. наук, научный сотрудник,
Сергей Павлович Морозов,
 д-р мед. наук, директор,
 ГБУЗ «Научно-практический клинический
 центр диагностики и телемедицинских
 технологий ДЗМ»,
 г. Москва,
 e-mail: d.leonov@nrcmr.ru