

9. Jeong M., Kim H.J., Lim S.J., Moon Y.W., Park Y.S. Revision Total Hip Arthroplasty Using Tantalum Augment in Patients with Paprosky III or IV Acetabular Bone Defects: A Minimum 2-year Follow up Study // Hip and Pelvis. 2016. № 2. PP. 98-103.
10. Han G., Wang Y., Bi W. Reconstruction using massive allografts after resection of extremity osteosarcomas the study design: A retrospective cohort study // Int. J. Surg. 2015. № 21. PP. 108-111.
11. Lachiewicz P.F., Soileau E.S. Tantalum components in difficult acetabular revisions // Clin. Orthop. Relat Res. 2009. № 2. PP. 454-458.
12. Siegmeth A., Duncan C.P., Masri B.A., Kim W.Y., Garbuz D.S. Modular tantalum augments for acetabular defects in revision hip arthroplasty // Clin. Orthop. Relat. Res. 2008. № 1. PP. 199-205.
13. Новиков А.Е., Новиков А.В., Ковалдов К.А. Результаты применения костнозамещающего материала «Рекост» // Российский иммунологический журнал. 2016. № 2 (1). С. 590-592.
14. Faour O., Dimitriou R., Cousins C.A., Giannoudis P.V. The use of bone graft substitutes in large cancellous voids: Any specific needs? // Injury. 2011. № 42. PP. 87-90.
15. Gosal G.S., Boparai A., Makkar G.S. Long-Term Outcome of Endoprosthetic Replacement for Proximal Femur Giant Cell Tumor // Niger J. Surg. 2015. № 2. PP. 143-145.

Михаил Анатольевич Садовой,
д-р мед. наук, профессор, директор,
Виталий Викторович Павлов,
д-р мед. наук, зав. отделением
травматологии и ортопедии № 2,
Вячеслав Александрович Базлов,
врач травматолог-ортопед,
Тариэл Зурабович Мамуладзе,
врач травматолог-ортопед,

Максим Владимирович Ефименко,
врач травматолог-ортопед,
Валерий Михайлович Прохоренко,
д-р мед. наук, профессор,
гл. научный сотрудник,
ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна»
Минздрава России,
Екатерина Владимировна Мамонова,
канд. эконом. наук, генеральный директор,
АО «Инновационный
медико-технологический центр
(Медицинский технопарк),
Ирина Анатольевна Кирилова,
д-р мед. наук, зам. директора по научной работе,
ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна»
Минздрава России,
Анатолий Маркович Аронов,
д-р эконом. наук, зам. генерального директора
по инновационному развитию,
АО «Инновационный
медико-технологический центр
(Медицинский технопарк),
Андрей Александрович Панченко,
генеральный директор,
ООО «3D медицинские системы»,
Николай Гаврилович Фомичев,
д-р мед. наук, профессор,
гл. научный сотрудник,
ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна»
Минздрава России,
г. Новосибирск,
e-mail: sbazlov@yandex.ru

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

Трехмерное ультразвуковое исследование: технологии, тенденции развития

Аннотация

3D/4D-ультразвуковые технологии все глубже проникают во врачебную практику. Для эффективной работы с ними необходимо понимание основ формирования объемных изображений. В настоящей статье объяснены принципы получения трехмерных изображений в ультразвуковой медицинской визуализации. Рассмотрены физические основы, достоинства и недостатки методов объемного сканирования.

Введение

Наиболее распространенным методом ультразвуковых исследований (УЗИ) является получение акустических изображений плоского слоя биологических тканей. Поскольку в данном случае отображается срез исследуемых тканей, этот способ следует считать разновидностью томографии (от греч. *τομή* – сечение, *γραφω* – писать). Поэтому уместно сравнивать УЗИ с другими томографическими методами.

В компьютерной рентгеновской и магнитно-резонансной томографии уже с 1970-х годов научились получать послойное изображение, что в совокупности дает объемное, трехмерное представление и диагностическую информацию высокого качества. Перечислим основные преимущества трехмерного сканирования перед двумерным:

- получение более полной информации об объекте исследования;
- построение при последующей обработке произвольно ориентированных сечений объекта;

- создание наглядных объемных реконструкций объекта;
- хранение трехмерного цифрового массива, содержащего информацию об объекте, с возможностью последующей обработки и анализа.

Следствием перечисленного является увеличение диагностической информативности, повышение надежности диагностики, удобство получения информации, потенциальное уменьшение числа диагностических ошибок. Следует сказать, что вышеперечисленные преимущества «3D vs. 2D» относятся ко всем видам визуализации: как к КТ и МРТ, так и к УЗИ.

Из-за трудностей получения и обработки больших массивов данных в режиме «реального времени» ультразвуковые трехмерные технологии стали широко внедряться только с начала 2000-х годов [1]. УЗИ имеет бесспорное преимущество перед лучевыми методами в плане безопасности и мобильности. Даже с 3D-технологиями приборы УЗИ могут быть портативными [2]. Кроме того, существуют методики, позволяющие строить 3D-изображение быстрее «реального времени» [3]. Получают распространение в 3D и технологии, присущие толь-

ко ультразвуковой диагностике [3]-[8]: цветное доплеровское картирование кровотока, эластография и пр. В 3D-УЗИ сохраняются диагностически значимые артефакты [9]. Кроме того, ультразвуковое оборудование отличается невысокой стоимостью – самая современная ультразвуковая система обойдется примерно в 5 раз дешевле, чем простейший МР-томограф.

Прежде чем описывать основные принципы построения систем трехмерного УЗИ (рис. 1в) и отмечать преимущества и недостатки каждого решения, целесообразно ознакомиться с одномерным и двумерным УЗИ (рис. 1а, б).

Одномерное и двумерное УЗИ

Первые ультразвуковые диагностические приборы были одномерными. Они появились еще в 30-е годы прошлого века. Датчик такого прибора имел плоский пьезокерамический элемент. Приложив датчик к телу пациента, можно было получить информацию о слоях тканей в зоне визуализации по направлению излучения датчика. Такой режим называется А-режимом (от англ. amplitude). Результат исследования (А-линия) отображается на экране осциллографа (рис. 1а). Даже такие простые графики давали важные диагностические сведения [10]. А-режим впервые был применен в 1937 году Карлом Дусником при исследовании опухолевых образований в черепе [11], [12]. Сейчас этот режим является незаменимым инструментом в офтальмологии [13].

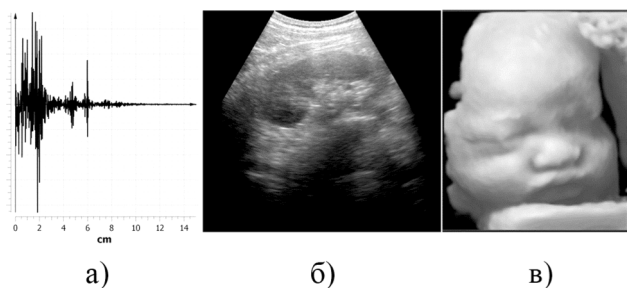


Рис. 1. Представление данных УЗИ:
а) А-режим; б) В-режим; в) 3D-изображение плода

В конце 60-х годов прошлого века в конструкцию датчика было внесено важное изменение [10]-[12]. Одноэлементный датчик закрепили на валу, теперь его можно было поворачивать или качать в пределах определенного угла с помощью электродвигателя. Первым прибором такого типа был «Vidoson» («Siemens Medical Systems», Германия). Вращение датчика происходило внутри камеры, заполненной жидкостью. Вращающийся датчик получал информацию с помощью последовательно перемещающихся веерообразно расходящихся лучей. Если полученные эхо-сигналы отобразить на экране монитора в виде яркостных отметок, то можно получить двумерное изображение тканей пациента, находящихся в одной плоскости (рис. 1б). Так появился В-режим (от англ. brightness), который позволяет врачу видеть на экране двумерный срез исследуемых тканей. На протяжении десятилетий он является одним из наиболее используемых в ультразвуковой медицинской диагностике.

К настоящему времени конструкция датчиков для двумерного УЗИ значительно усовершенствована [13]. Вместо перемещающегося одноэлементного датчика применяют многоэлементные датчики с так называемым электронным сканированием. Их внедрение привело к улучшению изображений и расширению использования ультразвуковых технологий в медицине [10]. Такой датчик состоит из нескольких десятков или сотен пьезокерамических элементов, образующих решетку; при этом каждый из элементов может работать на излучение и прием, а управление осуществляется подачей электрических импульсов на разные элементы решетки с соответствующими задержками.

На этом принципе работает большинство современных ультразвуковых приборов. Основные типы применяемых датчиков – линейный, конвексный, микроконвексный, секторный

фазированный – реализуют различные варианты электронного сканирования.

Переход к трехмерному УЗИ. Проблемы, общие для всех технологий

Если можно, вращая датчик или пользуясь решеткой, перемещать луч в пределах одной плоскости, то почему бы не сделать то же самое в перпендикулярном направлении? Это было сделано на рубеже 1990-х и 2000-х гг. и ознаменовало рождение 3D-УЗИ [14]. При этом разработчики ультразвуковых приборов столкнулись со значительными техническими трудностями.

Первой проблемой оказался малый темп обновления трехмерной информации. Если частота кадров, с которой работает сканер в В-режиме, составляет, например, 50 кадр/с, то на один кадр для получения изображения слоя тканей затрачивается 20 мс. При трехмерном сканировании для получения изображений 50 таких слоев требуется не менее 1 с. Столь большая длительность получения информации серьезно ограничила распространенность технологии.

Повышение темпа достигается уменьшением области сканирования и использованием многолучевого сканирования [15]. Можно достигнуть частоты обновления 20...50 объем/с, но только для небольшой области обзора или с определенными потерями в качестве изображения. При достижении столь высокого темпа принято говорить о 4D-визуализации [16], поскольку к трем привычным пространственным координатам добавляется четвертая – время.

Вторая проблема связана с усложнением конструкции датчика [15]-[22]. Особенности конструкции зависят от способа получения изображений.

Способы получения объемных изображений

Ручной способ

Может использоваться любой обычный датчик двумерного сканирования. Врач передвигает его в направлении, перпендикулярном плоскости сканирования [15]. Таким образом, электронное сканирование производится каждый раз в новой плоскости. В результате получается последовательность двумерных изображений, охватывающих некоторый объем исследуемой области. Полученные данные могут быть использованы для частичного восстановления информации о трехмерном объекте. Например, можно сделать объемную реконструкцию или выделить срезы в произвольных плоскостях [16].

Достоинство: простота реализации, так как не требуется аппаратных изменений в приборе, только программные опции.

Недостатки: медленный темп обзора, неприменимый при исследовании подвижных структур, например сердца; операторозависимость.

Ручной способ требует равномерного перемещения датчика. На практике достичь этого очень трудно, поэтому регулярно наблюдаются геометрические искажения. Для борьбы с искажениями применяют «корреляционную сшивку» последовательных кадров, аналогичную технологии слежения за спекл-шумом в эхокардиографии [1]. Другим способом устранения геометрических искажений служит использование дополнительной механической, акустической, оптической или электромагнитной системы позиционирования датчика, автоматически определяющей координаты датчика в процессе перемещения [17].

Электронно-механическое сканирование

Датчики этого типа легко отличить по внешнему виду: на них имеется буферная камера с жидкостью, внутри которой при помощи механического привода перемещается многоэлементная решетка (рис. 2а). В зависимости от типа электронной сканирующей решетки и механического привода (обеспечивающего линейное или угловое перемещение) получают различные форматы трехмерного сканирования [18]: линейно-сек-

торный, конвексно-секторный, микроконвексно-секторный, секторно-секторный и др.

Достоинства: темп обновления объемной информации выше, чем при ручном сканировании; принципиально более высокая точность позиционирования и снижение геометрических искажений [19].

Недостатки: темп сканирования недостаточно высок для исследования подвижных структур, когда требуется большая зона обзора (в частности в кардиологии); наличие «мертвой зоны» на малых глубинах из-за реверберационных переотражений в корпусе датчика, заполненного акустической жидкостью.

Общим недостатком ручного и электронно-механического способов является то, что качество изображения в сечениях по третьей координате ниже, чем в плоскости электронного сканирования датчика. Информация по третьей координате поступает в процессе механического сканирования или перемещения датчика в направлении, перпендикулярном или лежащем под некоторым углом к плоскости электронного сканирования. При двумерном сканировании фокусировка по толщине луча осуществляется с помощью акустической линзы одномерной решетки датчика только в одну точку [1]. Поэтому в ближней зоне датчика и в дальней зоне по глубине за пределами фокальной области линзы разрешающая способность по толщине снижается. Это обстоятельство приводит на малых и больших глубинах к ухудшению качества изображения, получаемого в сечениях, перпендикулярных плоскости электронного сканирования.

Датчики с электронно-механическим сканированием находят широкое применение в акушерстве, гинекологии, абдоминальных исследованиях, маммологии, урологии и, с рядом ограничений, в кардиологии [19]–[22].

Электронное сканирование с использованием матричных датчиков

Как уже говорилось выше, наиболее эффективным является электронное сканирование с помощью решеток. В В-режиме для электронного сканирования в одной плоскости используется одномерная решетка, состоящая из N элементов (N лежит в пределах 64...256). Чтобы, не перемещая решетку, сканировать еще в одной плоскости, понадобится создать M рядов в другом направлении (рис. 2б, в). В итоге получается «матрица» из $N \times M$ элементов, поэтому сама технология получила название «матричных датчиков» [23].

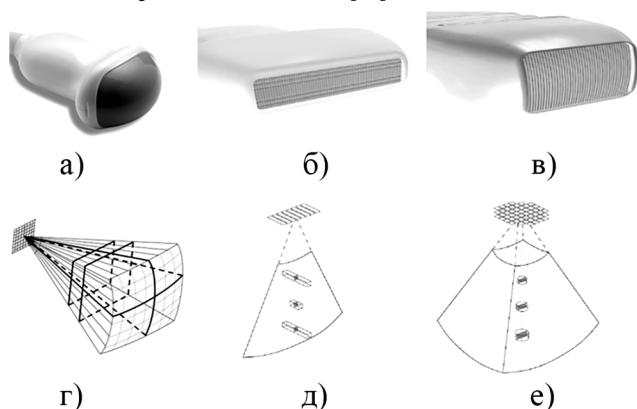


Рис. 2. Внешний вид датчиков и иллюстрации к получению данных: а) секторно-конвексный электронно-механический датчик («Medison», Южная Корея); б) 1.25D-датчик; в) 2.0D-датчик; г) получение объемного массива данных путем сканирования матричным датчиком с формированием луча за счет всей апертуры; д) три объемных элемента разрешения фазированного датчика с одномерной решеткой; е) элементы разрешения матричного датчика

Количество элементов в известных матричных датчиках варьируется в пределах от 300 до 10 000, и к каждому такому элементу нужно подвести отдельный кабель. Увеличение ка-

белей в общем жгуте требует уменьшения диаметра каждого кабеля, что влечет за собой увеличение его электрической емкости и, следовательно, возрастают проблемы электрического согласования пьезоэлемента с кабелем. С другой стороны, общий диаметр многожильного жгута не может быть увеличен по сравнению с традиционным привычным размером, так как толстый и тяжелый жгут вызывает неудобства для пользователя при манипулировании датчиком. Чтобы уменьшить количество кабелей, прибегают к «сжатию» информации [24]. Для этого непосредственно в датчик помещают специальный высокопроизводительный процессор. Этот процессор, как любое электронное устройство, при работе нагревается, и его приходится охлаждать [25]. Наиболее эффективна система водяного охлаждения, когда через специальную трубку в датчик подводится вода.

Подобные решения приводят к усложнению и удорожанию аппаратуры. При создании «бюджетного» прибора разработчики вынуждены идти на компромиссы, поэтому потенциальные преимущества многоэлементной решетки могут быть реализованы не полностью. Так, при конструировании матричного датчика можно уменьшить количество элементов по одному из направлений.

Матричные датчики условно принято делить на датчики с неполноразмерной и полноразмерной решеткой (рис. 2а, б) [26]. Полноразмерными называют такие датчики, в которых числа N и M близки друг к другу. Их также условно называют «2.0D-датчиками», поскольку полноценное электронное сканирование выполняется по двум координатам. В неполноразмерных матричных датчиках N существенно больше, чем M , например $N \times M = 128 \times 5$ или 96×7 . Условно их обозначают «1.25D, 1.5D» и т. д., в зависимости от соотношения числа элементов по горизонтали и вертикали апертуры датчика.

Матричные датчики позволяют управлять фокусировкой на передачу и прием в двух плоскостях. За счет этого достигается сужение луча на передачу и прием во всем диапазоне глубин по сравнению с линейной решеткой, где фокусировка луча по толщине обеспечивается с помощью линзы только в одной точке. Качество фокусировки по толщине для неполноразмерных (1.25D, 1.5D) датчиков уступает качеству фокусировки для 2.0D-датчика [26].

Объемное сканирование в полноразмерном матричном датчике осуществляется аналогично фазированному секторному сканированию с той разницей, что управление задержками при излучении и приеме сигналов проводится так, чтобы обеспечить перемещение луча не в одной плоскости, а по двум угловым координатам. Реализация этого способа требует не только изготовления двумерной матрицы с большим числом пьезоэлементов, но и сложного устройства электронного пространственного сканирования с большим количеством приемопередающих каналов [27]. Получение объемного массива данных путем сканирования матричным датчиком с формированием луча за счет всей апертуры многоэлементной матрицы позволяет при последующей обработке получать вертикальные, горизонтальные, фронтальные и любые произвольные сечения выделенного объема (рис. 2г).

Важнейшим преимуществом полноразмерных матричных датчиков является возможность получения высокого темпа трехмерного сканирования движущихся структур. Высокий темп достигается за счет одновременного формирования нескольких лучей, каждый из которых сканирует свою часть общей зоны обзора. Для этого вся апертура матричного датчика делится на субапертуры, каждая формирует свой луч, который осуществляет сканирование в одной части общей зоны сканирования [28].

Надо иметь в виду, что для получения высокого темпа объемного сканирования необходимо не только использовать одновременно несколько лучей, но приходится ограничиться лишь одним фокусом на передачу [29]. По этим причинам поперечная разрешающая способность прибора в 3D-режиме может уменьшаться по сравнению с В-изображением при обычном сканировании в одной плоскости (рис. 2д, е).

Ухудшение поперечной разрешающей способности (в плоскости сканирования) и разрешения в перпендикулярном направлении к плоскости сканирования (по толщине луча) тем заметнее, чем большее количество одновременно сканируемых лучей формируется на передачу, так как при этом уменьшаются размеры субапертур. Влияние этого отрицательного эффекта может быть несколько уменьшено за счет наложения субапертур при приеме эхо-сигналов, что позволит уменьшить ширину приемной диаграммы (условного «приемного луча»). Такая процедура требует усложнения обработки в режиме приема [14].

Дополнительным недостатком применения одновременно действующих лучей является снижение контрастности изображения (контрастной разрешающей способности) вследствие приема по боковым лепесткам в каждом из лучей отраженных сигналов, возникающих от других передающих лучей [1].

Достоинства технологии сканирования с матричными датчиками заключаются в отсутствии необходимости перемещения датчика для получения 3D-изображений и более высоком темпе обновления объемной информации, чем при ручном и электронно-механическом методах сканирования. В тех случаях, когда не требуется высокого темпа обзора, изображения получаются лучшего качества, чем при других способах трехмерного сканирования, за счет динамической фокусировки на прием в каждом из поперечных направлений.

Недостатки технологии: высокая стоимость датчиков и многоканальной приемопередающей системы; трудности передачи сигналов от множества элементов датчика к электронному блоку из-за технического ограничения на количество кабелей в жгуте [14]–[17]; возможность ухудшения пространственной и контрастной разрешающей способности при сканировании зон большого объема в «реальном времени».

При объемном сканировании статичных структур на малых глубинах и в ограниченной зоне влияние последнего из перечисленных недостатков снижается (например при внутриполостном объемном сканировании).

Технологии создания матричных датчиков непрерывно совершенствуются. Относительно недавно появилась возможность изготовления матричных датчиков очень малых размеров за счет принципиально нового способа конструирования на основе технологии MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems), использующей разработанные приемы производства в микроэлектронике с применением фотолитографии [30]–[35]. Разрабатываются CMUT (Capacitive) и PMUT (Piezoelectric Micromachined Ultrasound Transducer), в которых ультразвуковые преобразователи представляют собой весьма тонкие малоразмерные пластины [32], [33]. Малые размеры элементов позволяют создавать двумерные решетки, пригодные для трансназальных и катетерных высокочастотных датчиков. Вследствие малой глубины обзора можно реализовать режим «реального времени» при исследовании сердца и его элементов. Такой режим принято называть «4D-УЗИ» [34], [35].

Заключение

Трехмерная ультразвуковая визуализация (3D), а также трехмерная визуализация в режиме «реального времени» (4D) способны дать важную диагностическую информацию. Вместе с тем, ввиду большой сложности используемых технологий, существуют объективные причины, которые ограничивают их широкое применение. Чтобы работать с трехмерным УЗИ, приходится искать компромисс между быстродействием и качеством визуализации. Подобные решения не могут быть произвольными и должны быть четко обоснованы исходя из решаемых диагностических задач.

В настоящей статье мы ограничились знакомством с новой технологией и рассмотрением способов получения объемных данных. В дальнейшем мы предполагаем развить тему, рассмотрев в последующих публикациях существующие на сегодняшний день разнообразные методы представления 3D- и 4D-информации, а также возможности применения этих технологий в различных областях медицины.

Список литературы:

1. *Осипов Л.В.* Ультразвуковые диагностические приборы: режимы, методы и технологии. – М.: Изомед, 2011. 316 с.
2. *Tsakalakis M.* Design of a Novel Low-Cost, Portable, 3D Ultrasound System with Extended Imaging Capabilities for Point-of-Care Applications / PhD Dissertation. – Wright State University, 2015. 215 p.
3. *Yiu B.Y.S., Lai S.S.M., Yu A.C.H.* Vector projectile imaging: Time-resolved dynamic visualization of complex flow patterns // *Ultrasound Med. Biol.* 2014. Vol. 40. PP. 2295-2309.
4. *Correia M., Provost J., Tanter M., Pernot M.* 4D ultrafast ultrasound flow imaging: In vivo quantification of arterial volumetric flow rate in a single heartbeat // *Physics in Medicine and Biology*. 2016. Vol. 61. № 23. PP. L48-L61.
5. *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.
6. *Кульберг Н.С., Громов А.И., Леонов Д.В., Осипов Л.В., Усанов М.С., Морозов С.П.* Диагностический режим обнаружения кальцинатов и конкрементов при ультразвуковом исследовании // *Радиология-практика*. 2018. № 1. С. 37-49.
7. *Андреев В.Г., Демин И.Ю., Корольков З.А., Шанин А.В.* Движение сферических микрочастиц в вязкоупругой среде под действием акустической радиационной силы // *Известия РАН. Серия физическая*. 2016. Т. 80. № 10. С. 1321-1326.
8. *Huang Q., Xie B., Ye P., Chen Z.* 3-D ultrasonic strain imaging based on a linear scanning system // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 2015. Vol. 62. № 2. PP. 392-400.
9. *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.
10. *Seibert J.A.* One hundred years of medical diagnostic imaging technology // *Health Physics*. 1995. Vol. 69. Iss. 5. PP. 695-720.
11. *White D.N.* Neurosonology pioneers // *Ultrasound in Medicine & Biology*. 1988. Vol. 14. Iss. 7. PP. 541-561.
12. *Goldberg B.B., Gramiak R., Freimanis A.K.* Early History of Diagnostic Ultrasound: The Role of American Radiologists // *American Journal of Roentgenology*. 1993. Vol. 160. Iss. 1. PP. 189-194.
13. *Silverman R.H.* Focused ultrasound in ophthalmology // *Clinical Ophthalmology*. 2016. Vol. 10. PP. 1865-1875.
14. *Huang Q., Zeng Z.* A Review on Real-Time 3D Ultrasound Imaging Technology // *BioMed Research International*. 2017. Vol. 2017. PP. 1-20.
15. *Roh Y.* Ultrasonic transducers for medical volumetric imaging // *Japanese Journal of Applied Physics*. 2014. Vol. 53. Iss. 07KA01. PP. 1-6.
16. *Roh Y.* Ultrasonic Transducers for Medical Volumetric Imaging // *Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics*. 2013. Vol. 34. PP. 411-412.
17. *Fenster A., Parraga G., Bax J.* Three-dimensional ultrasound scanning // *Interface Focus*. 2011. Vol. 4. PP. 503-519.
18. *Genovese M.* Ultrasound Transducers // *Journal of Diagnostic Medical Sonography*. 2016. Vol. 32. PP. 48-53.
19. *Pfister K., Schierling W., Jung E.M., Apfelbeck H., Hennesperger C., Kasprzak P.M.* Standardized 2D ultrasound versus 3D/4D ultrasound and image fusion for measurement of aortic aneurysm diameter in follow-up after EVAR // *Clinical Hemorheology and Microcirculation*. 2016. Vol. 62. № 3. PP. 249-260.
20. *Woźniak M.M., Wieczorek A.P., Pawelec A. et al.* Two-dimensional, three-dimensional static and real-time contrast enhanced voiding urosonography versus voiding cystourethrography in children with vesicoureteral

- reflux // *European Journal of Radiology*. 2016. Vol. 85. № 6. PP. 1238-1245.
21. *Marinetti E., Uneri A., de Silva T., Reaungamornrat S., Zbijewski W., Sisniega 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.
 22. *Pedrosa J., Barbosa D., Almeida N., Bernard O., Bosch J., D'hooge J.* Cardiac chamber volumetric assessment using 3D ultrasound – A review // *Current Pharmaceutical Design*. 2016. Vol. 22. № 1. PP. 105-121.
 23. *Andreoni G., Mazzola M., Matteoli S., D'Onofrio S.D., Forzoni L.* Ultrasound System Typologies, user interfaces and probes design: A review // *Procedia Manufacturing*. 2015. Vol. 3. PP. 112-119.
 24. *Gao H., Huang Q., Xu X., Li X.* Wireless and sensorless 3D ultrasound imaging // *Neurocomputing*. 2016. Vol. 195. PP. 159-171.
 25. *Orandrou S.V., Roy J.C., Bailly Y., Poncet E., Girardot L., Ramel D.* Determination of the heat transfer coefficients for the combined natural and streaming convection on an ultrasonic transducer // *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2013. Vol. 62. PP. 402-410.
 26. *Grga I., Jarnjak F.* Advanced UT Techniques // *CrSNDT Journal*. 2013. Vol. 3. № 3. PP. 24-31.
 27. Invitation for Commercialization of DRDC's Real Time 3D(4D) Ultrasound Imaging Digital Technology / Public Works and Government Services. Canada, 2017. Tender W7719-185404/A.
 28. *Santos P., Haugen G.U., Lovstakken L., Samset E., D'hooge J.* Diverging Wave Volumetric Imaging Using Subaperture Beamforming // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 2016. Vol. 63. Iss. 12. PP. 2114-2124.
 29. *Santos P., Lovstakken L., Samset E., D'hooge J.* Volumetric imaging of fast mechanical waves in the heart using a clinical ultrasound system / *IEEE International Ultrasonics Symposium*. 2017. PP. 1-5.
 30. *Zhang D.* Advanced Mechatronics and MEMS Devices. – NY: Springer, 2013.
 31. *Zhang D., Wei B.* Advanced Mechatronics and MEMS Devices II. – NY: Springer, 2017.
 32. *Tsai J.M.L., Daneman M.* Integrated piezoelectric microelectromechanical ultrasound transducer (pmut) on integrated circuit (ic) for fingerprint sensing / *US14829404*. 2014.
 33. *Chen A.I.H., Wong L.P., Na S., Li Z., Macecek M., Yeow J.T.W.* Fabrication of a Curved Row-Column Addressed Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer Array // *MEMS Journal*. 2016. Vol. 25. PP. 675-682.
 34. *Lu Y., Heidari A., Shelton S., Guedes A., Horsley D.A.* High frequency piezoelectric micromachined ultrasonic transducer array for intravascular ultrasound imaging / *IEEE 27th International Conference on MEMS*. 2014. PP. 745-748.
 35. *Choi A., McPherson D.D., Kim H.* Visualization of plaque distribution in a curved artery: Three-dimensional intravascular ultrasound imaging // *Computer Assisted Surgery*. 2017. Vol. 22. PP. 120-126.

Лев Васильевич Осипов,
д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник,
Николай Сергеевич Кульберг,
канд. физ.-мат. наук, руководитель отдела,
Денис Владимирович Леонов,
научный сотрудник,
Сергей Павлович Морозов,
д-р мед. наук, директор,
ГБУЗ «Научно-практический центр
медицинской радиологии ДЗМ»,
г. Москва,
e-mail: strat89@mail.ru

О.В. Горский

Перспективные методы энергообеспечения имплантируемых устройств

Аннотация

В данном обзоре рассмотрены вопросы специфики энергообеспечения имплантируемых устройств (ИУ), среди которых: срок службы элементов питания и уровень энергопотребления современных устройств, допустимые массогабаритные характеристики ИУ, приоритетные области имплантации. Сравниваются известные способы передачи и преобразования энергии, для которых определены диапазоны возможных значений удельной мощности: беспроводная передача энергии – 0,1...100 мВт/см², преобразование энергии специфических для биологического объекта источников – 0,0001...0,1 мВт/см², изотопные источники питания – ниже 0,0001 мВт/см².

Введение

Взаимосвязь между выбором схемы энергообеспечения ИУ и его функциональной нагрузкой не имеет однозначного описания. Существуют две причины замены батарейного питания в пользу беспроводной передачи энергии (БПЭ) или преобразования собственной энергии тела биологического объекта (далее – преобразователи энергии специфических источников, ПЭСИ): а) необходимость уменьшения габаритов ИУ; б) необходимость увеличения его функциональной нагрузки. В связи с этим было предложено рассмотреть следующие аспекты: энергопотребление современных ИУ, особенности замены перезаряжаемых источников питания на перезаряжаемые; допустимые массогабаритные характерис-

тики ИУ, ограничивающие размеры приемных модулей преобразования энергии; приоритетные значения глубины имплантации устройств, накладывающие ограничения на БПЭ; достигнутые значения удельной выходной мощности и эффективности БПЭ, ПЭСИ и радиоизотопных источников. Среди способов БПЭ рассмотрены принципы индуктивной или емкостной связи, преобразования энергии микроволнового, инфракрасного или ультразвукового излучений. Среди ПЭСИ: преобразователи кинетической, термоэлектрической энергий, излучений видимого и инфракрасного диапазонов, потенциалов БО, биотопливные ячейки. Данные способы рассмотрены на примере тех исследовательских материалов, которые позиционировались для применения в биологическом объекте (БО).