



О.В. Пономарева, В.Ю. Пономарева, Д.Н. Марков

МЕТОД ВИЗУАЛИЗАЦИИ ОБЪЕКТОВ В МЕДИЦИНСКИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИБОРАХ В ПЛОСКОСТИ СКАНИРОВАНИЯ

(Ижевский государственный технический университет им. М. Т. Калашникова)

Среди методов интроскопии, применяемых в медицине для визуализации внутренних объектов и структур, важную роль играют методы, основанные на свойствах ультразвуковых волн (УЗ волн) (акустических волн с частотой выше 20 кГц) [1]. Это связано с рядом достоинств УЗ методов [2], среди которых отметим их высокую информативность при оценке состояния биологических тканей, неинвазивность и относительная безвредность для участников медицинского обследования.

В медицинских ультразвуковых диагностических приборах (МУЗДП) выбор используемых длин УЗ волн (частот импульсного УЗ сигнала) и числа каналов проводят исходя из следующих физико-технических характеристик:

- средней скорости УЗ волн в мягких биологических тканях;
- снижения энергии УЗ волн (затухания УЗ волн); как функции их частоты по мере их проникновения вглубь мягкой биологической ткани за счет отражения, рассеяния, поглощения и расходимости УЗ луча (затухания УЗ волн);
- требуемой разрешающей способности (поперечной и продольной) МУЗДП (возможности УЗ прибора визуализировать мелкие детали исследуемых объектов и структур в В-режиме).

Учитывая, что в результате многочисленных экспериментальных исследований скорости распространения УЗ волн в различных биологических средах установлены (таблица 1) [2], а разрешающей способности диагностического УЗ прибора соизмерима с длиной волны его импульсного сигнала, в МУЗДП наиболее часто применяются следующие длины волн [2]:

$$\begin{aligned} \lambda = 0,44 \text{ м} & \Leftrightarrow f = 3,5 \text{ МГц} ; & \lambda = 0,31 \text{ м} & \Leftrightarrow f = 5,0 \text{ МГц} ; \\ \lambda = 0,21 \text{ м} & \Leftrightarrow f = 7,5 \text{ МГц} & \lambda = 0,15 \text{ м} & \Leftrightarrow f = 10 \text{ МГц} . \end{aligned}$$

МУЗДП по техническому уровню принято делить на 4 класса, характеристики которых приведены в таблице 2 [2].

Общей проблемой визуализации в МУЗДП является проблема «**зернистости изображений**» исследуемых объектов и структур, вытекающая непосредственно из природы визуализации объектов в УЗ диапазоне, или другими словами, – из природы поперечной и продольной разрешающей способности МУЗДП.



Таблица 1. Скорость УЗ волн в различных средах

Среда	Скорость звука м./ с
Воздух (при нормальных условиях)	342
Дистиллированная вода(при + 20 ⁰ С	1480
Легкие	400 – 1200
Жировая ткань	1350 – 1470
Мозг	1520 – 1580
Кровь	1540 – 1600
Печень	1550 – 1610
Мышечная ткань	1560 – 1620
Почка	1560
Мягкие ткани (среднее значение)	1540
Костная ткань	2500 – 4300
Камни печени	1400 – 2200

Таблица 2. Разделение МУЗДП на классы по техническому уровню

Класс прибора	Число каналов (лучей) приемопередатчика	Число элементов пьезопреобразователя
Простые МУЗДП	16	80
МУЗДП среднего класса	32 или 48	96 или 112
МУЗДП повышенного класса	64	128
МУЗДП высокого класса	128 – 512 (1024)	128 – 512 (1024)

Напомним, что под *продольной разрешающей способностью МУЗДП* понимается разрешение огибающих импульсных УЗ эхо-сигналов от двух близко расположенных точечных отражателей вдоль оси УЗ луча. Учитывая, что импульс УЗ сигнала должен содержать не менее 1-2 периодов высокочастотного колебания нетрудно понять, что продольная разрешающая способность МУЗДП падает с уменьшением частоты УЗ импульсного сигнала, а максимальная глубина проведения УЗ исследования растет. Под *поперечной разрешающей способностью МУЗДП* понимается разрешение огибающих импульсных УЗ эхо-сигналов от двух близко расположенных точечных отражателей перпендикулярно оси УЗ луча.

Подчеркнем, что в том и другом случае речь идет, по сути, *о потере информации об объекте исследования* из-за дискретности ее получения. В пер-



вом случае, вдоль УЗ луча, в силу длительности импульса УЗ сигнала, а во втором случае, поперек оси УЗ луча, в силу ограниченности числа используемых УЗ каналов (УЗ лучей).

В настоящее время для решения проблемы зернистости при всех видах электронного сканирования [2]: линейном, конвексном, микроконвексном, фазированном секторном и векторном применяется линейная интерполяция [1, 2]. Серьезным недостатком такого вида интерполяции является ее «*локальность*», поскольку при этом совершенно не учитывается поведение УЗ эхосигнала за пределами одного отсчета.

Для устранения указанного недостатка визуализации объектов в МУЗДП, повышения их функциональных возможностей предлагается выполнять соответствующую интерполяцию УЗ эхосигнала рядом Котельникова, с помощью алгоритма быстрого параметрического дискретного преобразования Фурье (БПФ-П) [3-15], что позволяет учитывать поведение всего УЗ эхо сигнала в плоскости сканирования [3-15].

В настоящее время благодаря целому ряду преимуществ цифровой обработки сигналов (ЦОС) перед аналоговой обработкой при реализации МУЗДП различного класса наблюдается интенсивный переход на цифровые технологии, что позволяет, опираясь на методы и алгоритмы основанных на БПФ-П, эффективно (т.е. с получением новых результатов) реализовать предложенный метод.

Литература

1. Ультразвук в медицине. Физические основы применения/ Под ред. Хилла К. и др. Пер. с англ. – М. ФИЗМАТЛИТ, 2008. – 544с.
2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. — М.: Видар, 1999. – 256 с.
3. Пономарева О.В., Пономарев А.В. Восстановление значений непрерывных частотных спектров дискретных сигналов методом параметрического дискретного преобразования Фурье// Вестник Ижевского Государственного Технического Университета. 2015.- №3.(67). -С. 88-91.
4. Пономарев В.А., Пономарева О.В. Пономарев А.В. Метод эффективного измерения скользящего параметрического спектра Фурье// Автометрия. 2014. Т.50.-№2.-С.31-38.
5. Пономарев В.А., Пономарева О.В., Пономарев А.В., Пономарева Н.В. Обобщение алгоритмов Герцеля и скользящего параметрического дискретного преобразования Фурье // Цифровая обработка сигналов. 2014. -№ 1. - С. 3-11.
6. Пономарева О.В., Алексеев В.А., Пономарев А.В. Цифровой периодограммный анализ и проблемы его практического применения // Вестник Ижевского Государственного Технического Университета. 2013.- №2.(58). -С. 130-133.
7. Пономарева О.В. Быстрое параметрическое дискретное преобразование Фурье действительных последовательностей// Цифровая обработка сигналов. 2012.-№ 2.- С.2-5.



8. Пономарева О.В., Алексеев В.А., Пономарев А.В. Быстрый алгоритм измерения спектра действительных сигналов методом аperiodического дискретного преобразования Фурье // Вестник Ижевского Государственного Технического Университета имени М.Т.Калашникова. 2014.- №2.(62). -С. 106-109.
9. Пономарева О.В. Измерение спектров комплексных сигналов на конечных интервалах методом аperiodического дискретного преобразования Фурье// Интеллектуальные системы в производстве. 2014.- №1 (23).- С. 100-107.
10. Пономарева О.В., Пономарев А.В., Пономарева Н.В. Метод быстрого вычисления дискретного преобразования Фурье действительных последовательностей// Цифровая обработка сигналов. 2013. -№ 2. -С. 10-15.
11. Пономарева О.В., Пономарева Н.В. Модификация фильтра на основе частотной выборки для решения задач цифровой обработки случайных процессов со скрытыми периодичностями //Интеллектуальные системы в производстве. 2012.- №2 (20). -С. 122-129.
12. Пономарева О.В. Вероятностные свойства спектральных оценок, полученных методом параметрического дискретного преобразования Фурье //Интеллектуальные системы в производстве. 2010. -№2 (16).- С.36-41.
13. Алексеев В.А., Пономарев В.А., Пономарева О.В. Методология определения погрешностей измерения вероятностных характеристик случайных процессов, реализуемых процессорными измерительными средствами //Интеллектуальные системы в производстве. 2010.- №2 (16). -С. 91-99.
14. Пономарев В.А., Пономарева О.В. Модификация дискретного преобразования Фурье для решения задач интерполяции и свертки функций // Радиотехника и электроника. 1984.- Т.29.- №8.-С. 1561-1570.
15. Пономарев В.А., Пономарева О.В. Временные окна при оценке энергетических спектров методом параметрического дискретного преобразования Фурье // Автометрия. 1983.-№4.-С.39-45.

М.А. Петровский, А.В. Кузьмин

ОСОБЕННОСТИ ОРГАНИЗАЦИИ ПРОГРАММНОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ В ЭКГ-СЕНСОРЕ НА ОСНОВЕ SOC

(Пензенский государственный университет)

Одним из важнейших элементов мобильных систем мониторинга состояния сердца является ЭКГ-сенсор. Для реализации ЭКГ-сенсора используются интегральные схемы, которые объединяют в себе как аналоговые, так и цифровые элементы, так называемые «системы-на-кристалле» (System-on-chip, SoC). В линейке продукции ведущих мировых производителей электронных компонентов присутствуют SoC для различных медицинских устройств, в частности для регистрации физиологических сигналов человека, в.т.ч. ЭКГ.