

## ОПЫТ И ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ БЫСТРОДЕЙСТВУЮЩИХ МОДУЛЕЙ ЦОС ЗАО ИНСИС В МЕДИЦИНСКИХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ УСТРОЙСТВАХ

Белянкин Р.В., Риман В.В., Селянин А.И., Фин В.А., Чечина И.Н.

ФГУП НИИ точных приборов Федерального Космического Агентства

Основными достоинствами медицинских ультразвуковых диагностических устройств (УЗДУ), построенных на принципах работы медицинского УЗ локатора с синтезированием апертуры (МУЛСА), являются простота аппаратных средств и независимость поперечной разрешающей способности от глубины зондирования. К вычислительным системам (ВС) МУЛСА предъявляются очень высокие требования по производительности и памяти для реализации синтеза УЗ изображений и выполнения других вычислительных процедур в реальном масштабе времени (РМВ).

В ВС МУЛСА, разрабатываемых в НИИ точных приборов Федерального Космического Агентства, используются модули ЦОС ЗАО ИНСИС (Москва). ВС МУЛСА предыдущих поколений реализованы на модулях ЦОС типа ADP6201. Это позволило синтезировать УЗ изображения в РМВ статичных и малоподвижных органов с разрешением порядка 1 мм и частотой кадров 25 Гц. В НИИТП было разработано, прошло клинические испытания и сертифицировано соответствующее УЗДУ. Для того чтобы можно было получать УЗ изображения сердца и кровеносных сосудов с высокой разрешающей способностью (доли мм) с одновременным измерением и картированием скорости кровотока, требуются ВС с существенно большими вычислительными ресурсами. Большие вычислительные ресурсы требуются также для ВС другой аппаратуры (связной, радиолокационных станций с синтезированием апертуры (РСА), для УЗ дефектоскопов, обработки изображений и др.). В соответствии с этой потребностью в ЗАО ИНСИС разработаны модули ЦОС типа ADP64Z1 - ADP64Z3 для создания семейства стационарных и мобильных медицинских УЗДУ и другой аппаратуры, требующей использования ВС очень большой производительности и по возможности унифицированной с УЗДУ. С целью существенного повышения производительности ВС реализован целый комплекс архитектурных решений. Мультипроцессорный цифровой сигнальный процессор (МЦСП) типа TMS320C6201 заменён на существенно более мощный МЦСП типа TMS320C6415, оптимизированный под задачи ЦОС и обработки изображений. Так, например, "бабочка" БПФ выполняется этим МЦСП за один машинный такт. Далее, добавлен специальный периферийный процессор типа TMS320C54, который позволяет МЦСП TMS320C6415, служащему для обработки эхосигналов, не отвлекаться на операции обмена с периферийными устройствами во время реализации программных конвейеров ресурсоёмких алгоритмов. Ко всем шинам ЦСП подключены ОЗУ большой ёмкости. Добавлена ПЛИС типа Virtex2 фирмы Xilinx ёмкостью до 8 МГб, предназначенная для предварительной фильтрации эхосигналов, синтеза двумерных УЗ изображений и управления оборудованием; выходные ЦАП подсоединены к этой ПЛИС. Все эти меры позволили получить суммарную производительность новых модулей ЦОС 12,5 млрд. оп./с.

Принципиальной особенностью модуля ADP64Z3, отличающей его от других модулей ЦОС фирмы ИНСИС, является наличие многоканального интерфейса ввода/вывода, содержащего более 300 линий TTL-уровня. Эти линии соединены с ПЛИС. Многоканальный интерфейс позволяет объединять модули ЦОС для создания ВС с практически неограниченной производительностью и имитировать различные компьютерные интерфейсы (шины PCI, контроллера винчестера и др.). Это открывает возможности экономично решать в РМВ широкий круг задач, практически нереализуемых при использовании других модулей ЦОС. Например, можно создавать системы компьютерного зрения, автоматического распознавания и классификации образов, многоабонентских связных станций и пр., а также автономные системы (без персонального компьютера или ноутбука).

Рассмотрим принцип работы модуля ЦОС ADP64Z3. В общем виде процесс любых измерений состоит из этапов ввода входных данных (отсчетов эхосигналов), их обработки (для медицинских УЗДУ это - синтез изображений, доплеровские измерения скорости кровотока и др.) и вывода УЗ-изображений и информации о васкуляризации (кровоснабжении) обследуемых внутренних органов (спектрограмм и карт кровотока). В соответствии с этой процедурой согласованная с ней структура ВС должна включать в себя три процессора: ввода данных, их обработки и вывода УЗ изображений и карт кровотока на экран монитора и три соответствующих ОЗУ. Структура модулей ЦОС представляет собой два концентрических кольца, причем внутреннее кольцо может поворачиваться относительно внешнего по часовой стрелке в дискретные моменты времени, соответствующие моментам начала синтеза очередного i-ого кадра УЗ изображения (рис. 1). Образуется макроконвейер.

Сначала происходит переходный процесс установления работы макроконвейера. В i-ом установившемся состоянии этого макроконвейера производится ввод данных, например, в ОЗУ 1, обработка данных i-1 кадра, находящихся в ОЗУ 2, и вывод синтезированного УЗ изображения из ОЗУ 3. Несколько ВС с архитектурой по рис.1 могут быть уложены в стопку для параллельного синтеза УЗ изображений различных полосок дальности.

На рис. 1 структура ВС изображена в абстрактном виде. В реальных ВС МУЛСА на плате модуля ЦОС типа ADP64Z3 фирмы ИНСИС в качестве процессора обработки используется ЦСП типа

TMS320C6415, а в качестве процессоров ввода и вывода – ПЛИС типа Virtex2 фирмы Xilinx. Архитектура ЦСП типа TMS320C6414, в свою очередь, оптимизирована для задач корреляционной обработки и БПФ, на которых базируется синтез УЗ изображений и спектральный анализ доплеровских сигналов для определения скорости кровотока соответственно. В случае необходимости этап обработки может быть разбит на несколько фаз с соответствующим добавлением сигнальных процессоров и ОЗУ.

Предлагаемая структура реализует потенциально возможную максимальную производительность (при фиксированной элементной базе) и значительную универсальность применения.

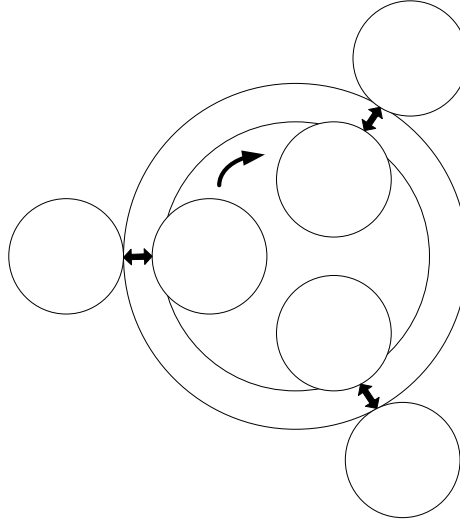


Рис.1. Кольцевая структура модуля ЦОС

Разработанные УЗДУ построены по одноканальной схеме (в смысле применения одного АЦП) (рис. 2). По такой схеме обычно строятся РСА. Приёмо-передающий модуль (ППМ) (см. рис. 2) - аналоговый. Так как используется УЗ датчик в виде решётки пьезоэлементов, необходим коммутатор пьезоэлементов. Для повышения отношения сигнал/шум УЗ изображений используется метод виртуальных источников [1]. Разработанный прибор использовался в нескольких клиниках для диагностики заболеваний внутренних органов; в настоящее время прибор находится в Институте онкологии и применяется, в частности, для наглядной 3D-визуализации в процессе планирования операций.

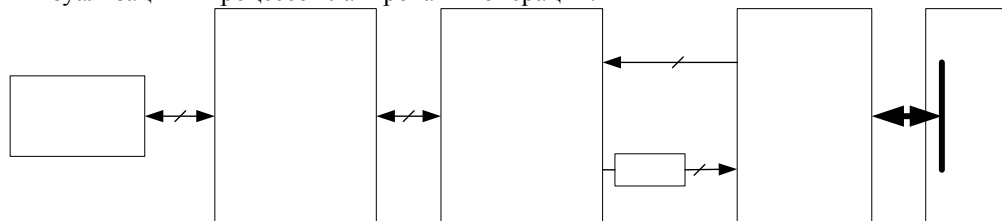


Рис. 2. Структура одноканального УЗДУ

Однако, одноканальные УЗДУ, являясь наиболее простыми и дешёвыми, имеют принципиальное ограничение: практическую невозможность визуализации сердца в РМВ. Это ограничение обусловливается не только и не столько недостаточным быстродействием используемой ВС, сколько большим временем УЗ съёмки. Даже если предположить, что производительность ВС настолько высокая, что вся обработка эхосигналов выполняется практически мгновенно, одноканальное построение УЗДУ не позволит качественно визуализировать сердце в РМВ.

Проиллюстрируем это на численном примере. Пусть частота сердечных сокращений (ЧСС) составляет 120 ударов в мин. (2 уд/с), т.е. длительность одного сердечного цикла составляет 500 мс. Чтобы достоверно показать работу сердца в динамике, желательно визуализировать не менее 16 фаз сердечного цикла. При этом длительность одной фазы составит  $\tau_{\phi} = 500 \text{ мс}/16 \approx 30 \text{ мс}$ .

Как известно, скорость распространения ультразвука в биологической среде составляет 1540 м/с = 1,54 мм/мкс. При глубине зондирования, равной 180 мм, путь ультразвука в обоих направлениях составит 360 мм. Поэтому минимальный период повторения зондирующих импульсов должен равняться  $T_{\Pi} = 360 \text{ мм}:1,54 \text{ мм/мкс} = 233 \text{ мкс}$ . Для используемого нами голографического синтеза УЗ изображений по отсчётам 128 импульсов время зондирования будет составлять  $T_{\text{зонд}} = 233 \cdot 128 \approx 30 \text{ мс}$ .

Таким образом, величина времени зондирования примерно совпала с длительностью фазы сердечного цикла и периодом повторения кадров УЗ-изображений одноканального УЗДУ. Это говорит о том, что возможности одноканального варианта потенциально близки к требованиям визуализации сердца в

РМВ. Однако, эти возможности всё же недостаточны, так как кроме визуализации требуется ещё производить доплеровские измерения скорости кровотока, визуализировать УЗ изображения и карты кровотока, выполнять некогерентное суммирование УЗ изображений, реализовывать другие режимы работы и медицинские методики. Для качественного изображения фазы сердечного цикла необходимо, чтобы соответствующее время УЗ съёмки не превышало хотя бы  $0,3 \tau_{\text{ф}}$ .

Разработка современных УЗДУ стоит очень дорого. Нужно объединять разработку УЗДУ с другими разработками, для чего необходима унификация.

Всё сказанное выше обуславливает:

- необходимость разработки многоканального УЗДУ, вытекающую из потребностей медицинской практики;
- включение в состав УЗДУ очень мощной вычислительной системы;
- необходимость программируемости УЗДУ, чтобы можно было просто модернизировать его, статически и динамически реконфигурировать и обеспечить длительный жизненный цикл;
- сделать конструкцию модульной, чтобы можно было варьировать количество приёмо-передающих каналов в зависимости от области применения и стоимости;
- увеличивать величину показателя "функциональные возможности/цена" посредством, в частности, уменьшения себестоимости УЗДУ, включая стоимость ВС, и стоимости разработки, затраты на которую неизбежно включаются в стоимость приборов.

Именно эта концепция положена в основу разработки семейства перспективных УЗДУ.

Новая структура УЗДУ (рис. 3) - многоканальная, модульная (может быть 16; 32 или 64 канала). ПППМ будет в максимальной степени цифровым. Предусматривается возможность программной реализации различных режимов работы (одним пьезоэлементом, с виртуальными источниками, с цифровой фокусировкой и др.) и различными формами УЗ-луча. Доплеровские измерения будут выполняться посредством тех же УЗ датчиков, что и для формирования УЗ-изображений.

При времени формирования на ПЛИС одного внутреннего кадра УЗ изображения за 400 мкс и частоте выходных кадров 20 Гц, т.е. периоде повторения 50 мс, на один выходной кадр приходится 125 внутренних. Такая производительность гарантирует возможность выполнения в РМВ таких упомянутых выше сложных процедур ЦОС как синтез УЗ изображений, доплеровская фильтрация, а также некогерентное накопление, требуемое для уменьшения спекл-шума (зернистости) УЗ изображений, интерполяцию, нормировку и др.

Конструктивно прибор выполняется на трёх платах стандарта 6U.

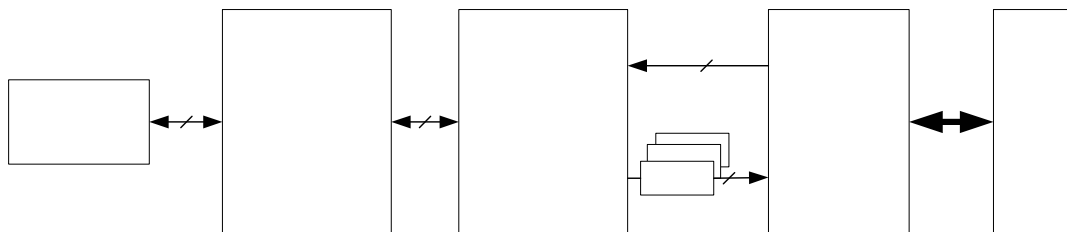


Рис. 3. Структура многоканального УЗДУ

Работа выполнена на средства гранта ОАО МКНТ.

#### Литература

1. Белянкин Р.В., Риман В.В., Селянин А.И., Фин В.А., Чечина И.Н. Принципы построения, аппаратная и программная реализация медицинского ультразвукового локатора с синтезированием апертуры (МУЛСА). Тезисы доклада на юбилейной научной сессии МЭИ(ТУ), посвящённой 95-летию акад. В.А.Котельникова. 2003.

