

УДК 612.15

ИНТЕГРАЛЬНЫЙ ПОКАЗАТЕЛЬ ЭФФЕКТИВНОСТИ ДЛЯ СРАВНЕНИЯ ВАРИАНТОВ РЕАЛИЗАЦИИ УЛЬТРАЗВУКОВОГО МОБИЛЬНОГО МОНИТОРА СКОРОСТИ КРОВОТОКА В СОСУДАХ ЧЕЛОВЕКА

Рябоконе А.С.

Южный Федеральный Университет, г.Ростов-на-Дону, Россия

Рассматриваются вопросы сравнения вариантов реализации ультразвукового мобильного монитора скорости кровотока в сосудах человека. Предлагаются коэффициенты оптимальности для сравнения узлов приемника и передатчика, а также интегральный показатель эффективности – общий коэффициент оптимальности. С использованием разработанных коэффициентов оптимальности проведено сравнение эффективности вариантов реализации отдельных узлов и прибора в целом.

Введение

Сегодня доплеровские измерители скорости кровотока применяются повсеместно и реализованы в большинстве ультразвуковых аппаратов, однако требуют от оператора непрерывного участия на протяжении всего сеанса измерений. При рассмотрении же доплерографов в качестве носимых устройств – мобильных мониторов – когда участие оператора во время съема исключено, проявляется целый комплекс специфических проблем. И хотя мониторинг кровотока достаточно давно используется в функциональной диагностике, тем не менее, его применение ограничено, в основном, областью цереброваскулярных исследований, где оно осуществляется с использованием крупногабаритных стационарных приборов – транскраниальных мониторов, требующих от человека неподвижности в течении сеанса измерений и не способных выполнять мониторинг центрального и периферического кровотока при совершении человеком нормальных нагрузок. В связи с этим, а также по причине того, что оптимальное использование вычислительных средств и построение оптимальной архитектуры конкретного ультразвукового устройства представляет собой сложную научную и инженерную проблему [1, с.4], разработка мобильного монитора скорости кровотока и, в первую очередь, разработка принципов построения мобильного монитора скорости кровотока ММСК является актуальной научной задачей. Для сопоставления различных вариантов реализации узлов ММСК в отдельности и прибора в целом необходим совместный учет таких критериев, как параметры производительности, энергоэффективности и габаритов. С этой целью необходимо ввести интегральные показатели эффективности – коэффициенты оптимальности.

1 Разработка интегрального показателя эффективности

В УЗ медицинских приборах используются пьезоэлектрические датчики, определяющие его архитектуру. С учетом этого необходимо провести сравнение эффективности одноканальных и многоканальных приемных и передающих трактов.

Приемные тракты могут быть организованы с использованием компонентов разной степени интеграции, оптимизированных для различных вариантов приемного тракта: аналогового, цифрового с субдискретизацией или цифрового с передискретизацией. При этом, характеристики входных аналоговых компонентов являются ключевыми в определении производительности системы в целом [2]. Поэтому для увеличения входного динамического диапазона приемника наращивают число входных каналов. В то же время, для любого мобильного устройства критическим является обеспечение наименьших размеров и энергопотребления. Для общего сравнения вариантов реализации приемных трактов введем интегральный показатель – коэффициент оптимальности K_{ORX} , рассчитываемый по следующей формуле:

$$K_{ORX} = \frac{10^{\frac{SNR_I + 10 \cdot \lg(N_{RX})}{20}}}{P_{RX} \cdot S_{RX}}, \quad (1)$$

где SNR_I – входной динамический диапазон приемника, N_{RX} – число каналов приемника, P_{RX} – потребляемая мощность приемника, S_{RX} – площадь микросхем приемника.

Как правило, для возбуждения пьезодатчика применяются высокочастотные высоковольтные драйверы. Многоканальные передающие тракты необходимы для параллельного возбуждения многоэлементных датчиков, в том числе датчиков с ФАР. Увеличение числа каналов N_{TX} , а равно и числа активных пьезоэлементов датчика, улучшает угловое разрешение, снижая минимальный шаг угла Θ наклона УЗ луча ФАР [3], однако с ростом числа каналов в суммарном потреблении передатчика начинает доминировать вклад потерь мощности на перезарядку паразитных емкостей коммутатора. Поэтому с увеличением числа каналов должно быть снижено напряжение возбуждения. Для сравнения передающих трактов введем коэффициент оптимальности K_{OTX} :

$$K_{OTX} = \frac{1}{P_{TX} \cdot S_{TX} \cdot \Theta(N_{TX})};$$

$$\Theta(N_{TX}) = \arcsin\left(\frac{2}{N_{TX}}\right), \quad (2)$$

при $N_{TX} > 1$.

где P_{TX} – потребляемая мощность передатчика, S_{TX} – площадь микросхем передатчика, N_{TX} – число каналов передатчика.

С целью повышения коэффициента интеграции в ММСК организацию формирователя луча и демодулятора целесообразно выполнять на базе одного интегрального вычислительного устройства. В зависимости от варианта реализации приемного тракта требования к производительности вычислительных устройств в значительной степени отличаются. В случае организации цифрового приемного тракта большинство вычислительных функций может быть решено только с применением ПЛИС. ЦСП наряду с ПЛИС могут применяться при организации варианта приемного тракта в цифровом виде с субдискретизацией. МК на базе ядра ARM способны

выполнять функции формирователя луча, вычислительного и интерфейсного устройств в вариантах реализации с аналоговым приемным трактом и малым числом каналов, что повышает степень интеграции и общую энергоэффективность. В качестве источника питания в ММСК целесообразно использовать Li-ion аккумуляторы, номинальные напряжения которых составляет 3,6 В и 7,2 В. Для 3,6 В аккумуляторов целесообразно использовать дискретные высокоэффективные компоненты, а для 7,2 В аккумуляторов целесообразно использовать интегральные компоненты.

В любом случае, вклад перечисленных компонентов должен учитываться при интегральной оценке эффективности варианта реализации ММСК. При условии, что производительности применяемого вычислителя является достаточной для решения задач мониторинга ММСК, то его вклад, как и подсистемы питания, в интегральный показатель эффективности будет включать дополнительные потребление и площадь микросхем. Таким образом, интегральный показатель эффективности – общий коэффициент оптимальности КОТ, учитывающий соотношения (1) и (2), примет вид:

$$K_{OT} = \frac{10^{\frac{SNR_I + 10 \cdot \lg(N_{RX})}{20}}}{P_T \cdot S_T \cdot \Theta(N_{TX})}; \quad (3)$$

$$\Theta(N_{TX}) = \arcsin\left(\frac{2}{N_{TX}}\right),$$

при $N_{TX} > 1$.

где SNR_I – входной динамический диапазон приемника, N_{RX} – число каналов приемника, P_T – общая потребляемая мощность, S_T – общая площадь микросхем, N_{TX} – число каналов передатчика.

2 Сравнение интегральных показателей эффективности вариантов реализации ММСК

Сравнение коэффициентов оптимальности вариантов передающего тракта показало, что одноканальный вариант представляет собой наиболее оптимальную конфигурацию передающего тракта ММСК при условии, что на протяжении всего сеанса мониторинга исследуемый сосуд расположен в зоне фокуса датчика. Иначе, следует ориентироваться на 8-канальные варианты с пониженным напряжением возбуждения. Сравнение коэффициентов оптимальности вариантов приемного тракта показало, что в диапазоне числа каналов от 1 до 4 предпочтительнее использовать аналоговые приемные тракты или цифровые с субдискретизацией, а в восьмиканальных приемных трактах могут применяться также и цифровые приемные тракты с передискретизацией.

При сопоставлении итоговых вариантов реализации ММСК (рис. 1а) установлено, что вклад мощности возбуждения пьезодатчика в общее потребление играет значимую роль при числе каналов приемника менее двух и в большей степени для вариантов аналогового и цифрового приемного тракта с субдискретизацией. С ростом числа каналов приемника и/или передатчика все более значимым становится вклад потребления приемопередающей части прибора. Увеличение числа каналов приемника несколько повышает общий коэффициент оптимальности реализации ММСК за счет увеличения отношения

сигнал/шум приемника (рис. 1б). Однако, качественное изменение наблюдается при переходе к многоэлементному передатчику, обеспечивающему достаточное угловое разрешение при электронном управлении луча. Таким образом, коэффициенты оптимальности позволяют оценить эффективность применения вариантов реализации узлов в отдельности и прибора в целом. При этом, в выражении (3) учитывается итоговый прирост производительности на фоне общих затрат на энергопотребление и площадь. Наивысший коэффициент оптимальности характерен, преимущественно, для вариантов с аналоговым приемным трактом, поскольку для рассмотренного диапазона каналов они обладают наименьшим соотношением потребления и площади.

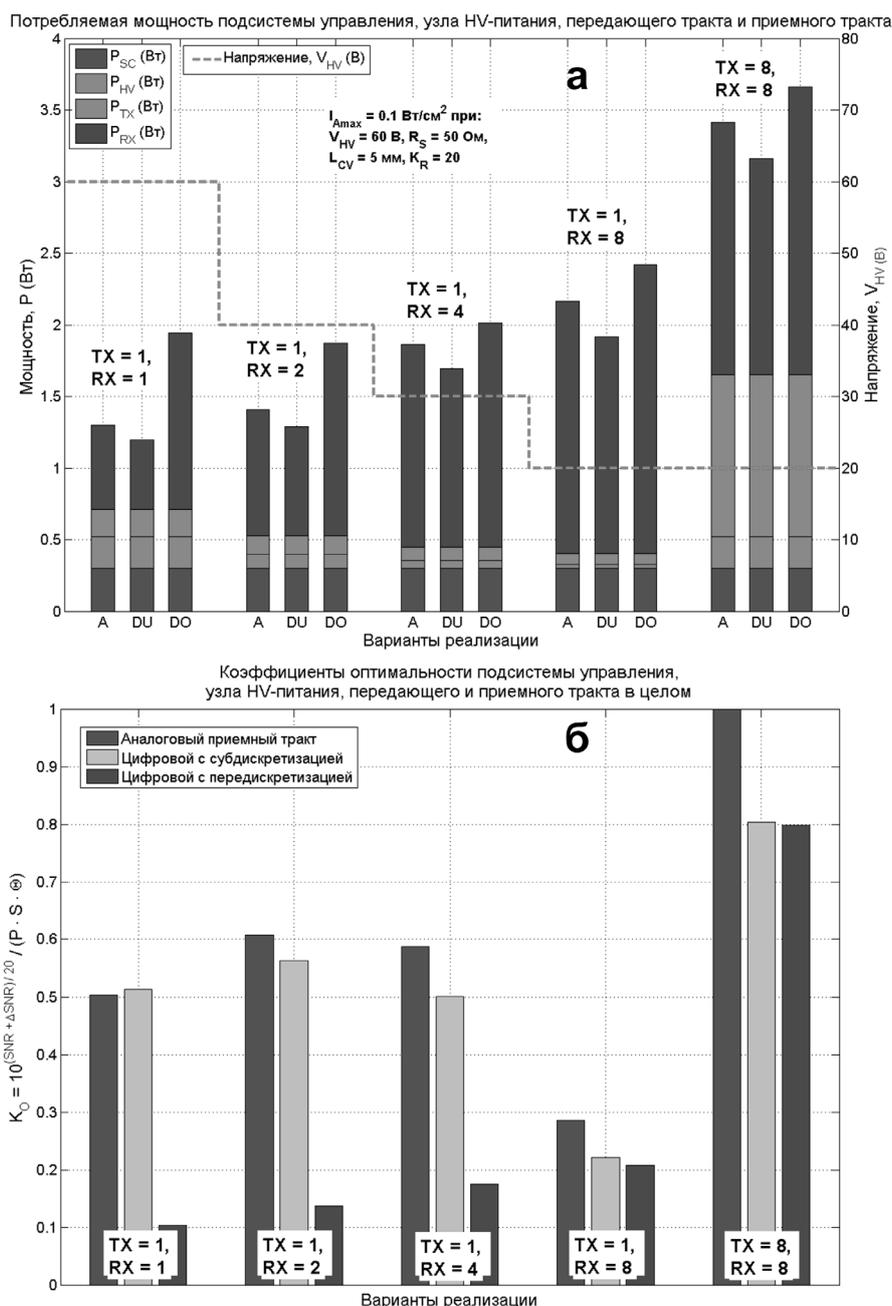


Рисунок 1. (а) общее потребление с учетом потреблений: подсистемы управления P_{SC} , питания пьезодатчика P_{HV} , передающего тракта P_{TX} , приемного тракта P_{RX} ; (б) коэффициенты оптимальности вариантов ММСК с: аналоговым А, цифровым с субдискретизацией DU, цифровым с передискретизацией приемниками DO



Поскольку, рассмотренные варианты реализации подсистемы питания (как с использованием интегральных компонентов высокой степени интеграции, так и дискретных источников питающих напряжений) обладают эффективностью порядка 83% для интегрального варианта и 86% для дискретного, то их вклад в общее потребление не учитывался.

3 Выводы

Разработаны критерии оптимальности основных узлов и интегральный показатель эффективности вариантов реализации прибора в целом, которые учитывают параметры производительности ключевых компонентов и узлов, а также затраты на энергопотребление и занимаемую площадь. Наибольший коэффициент оптимальности характерен для варианта реализации с восьмиканальным приемо-передатчиком и аналоговым приемным трактом. Исследования показали, что с увеличением числа приемных каналов и фиксированном числе передающих при соответствующем снижении мощности возбуждения пьезодатчика общее энергопотребление прибора увеличивается с ростом числа каналов. Прирост потребляемой мощности в случае 8-канального приемника по сравнению с 1-канальным составляет для вариантов с аналоговым, цифровым с субдискретизацией и цифровым с передискретизацией приемными трактами 61%, 54% и 22% соответственно. В случае 8-канального приемо-передатчика прирост потребляемой мощности по сравнению с 1-канальным составляет 153%, 154% и 85% соответственно.

Оптимальность применения в качестве вычислителей ПЛИС, ЦСП или МК зависит от количества пьезоэлементов ультразвукового датчика и варианта реализации приемного тракта (аналоговый, цифровой с субдискретизацией или цифровой с передискретизацией). При этом, организация формирователя луча и вычислительного ядра прибора может быть основана на базе МК общего назначения с ARM-архитектурой при условии использования одноканального передающего тракта совместно с аналоговым приемным трактом.

Литература

- [1] Ultrasound Imaging // Edited by Masayuki Tanabe – InTech Open Access Publisher, 2011. – P. 210.
- [2] Rob Reeder, Corey Petersen. 8-Channel, 12-Bit, 10-MSPS to 50-MSPS Front End: The AD9271 – A Revolutionary Solution for Portable Ultrasound // Analog Dialogue. 2007. V. 41-3. P. 10-12.
- [3] Richard L. Goldberg, Stephen W. Smith. Ultrasound. Transducers // The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. V. 1. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.