

Таблица 3 – Испытание макета

№	Параметр / условия	Испытуемый 1		Испытуемый 2	
1	Пол	женский		мужской	
2	Возраст	57		24	
3	Состояние организма	пониженное давление		нормальное давление	
4	АД прибором OMRON в покое	115/63	114/65	130/74	129/70
5	АД прибором OMRON под нагрузкой	error	error	error	error
6	Измерение АД экс. макетом в покое чел.	111,74/72,91 123,62/67,34		127,29/66,81 129,08/64,78	
7	Измерение АД макетом под нагрузкой	133,49/72,91 158,83/66,21		176,32/68,84 191,18/63,39	

Выводы

Разработано и исследовано устройство, способное измерять мгновенные значения АД с погрешность, которая не превышает 5%. Ряд экспериментов доказали работоспособность и простоту применения устройства.

ство Пенз. гос. техн. ун-та, 1993. — Вып. 18. — С. 115-118.

- Мордашкин, В. К. Малогабаритный прибор для измерения артериального давления/ В. К. Мордашкин, О. Л. Гусев // Межвуз. сб. науч. тр. — Пенза: Издательство Пенз. гос. техн. ун-та, 1997. — Вып. 3. — С. 22-25.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Селиванов, Е. П. Прибор для определения параметров артериального давления косвенным методом / Е. П. Селиванов, Р. Ш. Халиков // Межвуз. сб. науч. тр. — Пенза: Издатель-

Ассистент **Шкляр Е.И.**, доцент **Миляев Д.В.**, — каф. Информационно-измерительной техники Национального исследовательского Томского политехнического университета, тел.(3822)-41-89-11, webmaster@iit.b10.tpu.edu.ru

УДК 612.15

РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО МОНИТОРА СКОРОСТИ КРОВотоКА В СОСУДАХ ЧЕЛОВЕКА

А.С. Рябоконт

Рассматриваются основные подходы и технические особенности при проектировании мобильного ультразвукового монитора скорости кровотока в сосудах человека. На основании анализа области применения прибора формулируются исходные функционально-технические требования. Проводится сравнительный анализ возможных вариантов реализации подсистем прибора и оценка требований к вычислительному устройству. Приводятся результаты экспериментов разработанного макета прибора.

Ключевые слова: мобильный ультразвуковой монитор скорости кровотока; основные подходы; разработка макета

Введение

Исследование процессов функционирования сердечнососудистой системы человека может представлять интерес как в целях построения гемодинамических моделей [1], так и в целях определения состояния водителя автотранспортного средства. Мониторирование подразумевает накопление значительно объема измеренных данных в течение длительного исследования (до нескольких часов), когда человек совершает нормальные нагрузки: движется и выполняет обычные действия. При этом, мониторинг кровотока в функциональной диагностике, осуществляемое на основе эффекта Допплера при ультразвуковом облучении, преимущественно применяется в цереброваскулярных исследованиях [2].

Целью разработки мобильного ультразвукового монитора скорости кровотока

ММСК является создание аппарата для длительных неинвазивных исследований кровотока крупных магистральных сосудов человека, таких как общая сонная артерия ОСА. Исходя из этого, основными техническими требованиями к прибору являются: малые масса и габариты как, например, у современных мобильных телефонов время непрерывной работы от Li-pol аккумулятора 4-6 часов, запись результатов исследований на карту памяти MicroSD, наличие дисплея и минимум органов управления. Требования, предъявляемые на основе анализа объекта [3,4] исследования и исходя из физики ультразвука [5], приведены в таблице 1.

Разработка мобильного ультразвукового монитора

Возбуждение УЗ сигнала осуществляется при помощи пьезодатчиков. Как правило,

РАЗДЕЛ VI. ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЬ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

конкретный производитель УЗ оборудования использует уникальный датчик, при этом для согласования датчика со схемой возбуждения в зависимости от ситуации могут применяться различные схемотехнические решения, например, трансформаторное согласование. Кроме того, могут применяться схемы активного демпинга.

Таблица 1 – Технические требования к ММСК

Параметр	Значение
частота УЗ	4-5 МГц
режим	импульсный Допплер
частота повторения	15 кГц, 30 кГц
Контролируемые параметры	линейная скорость, диаметр сосуда
контрольный объем	1-11 мм
диаметр сосуда	4-10 мм
скорость кровотока	0,1-2,0 м/с
максимальная частота Допплера	7,4 кГц при 4 МГц 9,3 кГц при 5 МГц
частота измерений скорости кровотока	20-25 Гц

Как отмечается в [6], на практике выбирают добротность датчика в диапазоне от 5 до 15. Традиционно, схемы возбуждения УЗ конструируются на базе ПЛИС, как, например, показано в [7]. Напряжение возбуждения формируется высоковольтным преобразователем напряжения питания, как правило, 50-100 В. Использование повышающего высоко-частотного трансформатора типа push-pull позволяет снизить величину напряжения возбуждения датчика.

Все многообразие УЗ доплеровских приборов можно разделить на две категории: с аналоговой подсистемой выделения доплеровских частот и цифровой. Аналоговые подсистемы выполняют функцию переноса доплеровских частот из области несущей частоты УЗ в область нулевой или, реже, промежуточной частоты. В отличие от непрерывно-волновых систем, где зачастую используются схемы прямого умножения аналоговых сигналов, в импульсно-волновых системах используют синхронное детектирование, при котором огибающая с частотой F_d вызвана движением отражателей УЗ со скоростью V_d [8]:

$$\Delta\varphi = \frac{4\pi V_d \Delta t}{\lambda} = 2\pi F_d \Delta t.$$

Существуют различные методы коррекции угла инсонации для многолучевых, например, как в [9], и однолучевых систем. В однолучевых системах коррекция угла инсонации основывается на учете зависимости параметров доплеровского спектра от угла

инсонации [10]. Как правило, отраженный от форменных частиц крови УЗ сигнал имеет амплитуду порядка единиц милливольт, поэтому при усилении входного логарифмического усилителя 40 дБ наименьшая амплитуда выходного доплеровского сигнала может составлять порядка 100 мВ. Поскольку для спектрального анализа сигнала с использованием метода дискретного преобразования Фурье ДПФ достаточным является 8 битное разрешение АЦП, то в данном случае при апертуре сигнала $V_A = 200$ мВ, опорном напряжении АЦП $V_{REF} = 3$ В и разрешении АЦП $N = 12$ бит эффективное разрешение НЕ аналого-цифрового преобразования должно быть не хуже:

$$N_E = \left\lceil \log_2 \left(\frac{V_A 2^N}{V_{REF}} \right) \right\rceil = 8 \text{ бит}.$$

В цифровых подсистемах выполняется прямое сэмпирование усиленного УЗ сигнала в цифровой код на частоте дискретизации порядка 40-60 МГц и последующая реализация преобразования, фильтрации и вычисления спектра в цифровом сигнальном процессоре ЦСП. Это налагает повышенные требования к производительности ЦСП, что влечет за собой снижение общей энергоэффективности в ММСК. Цифровые системы оправдывают себя при большом количестве УЗ каналов и датчиках с ФАР.

Исходя из данных таблицы 1, частота АЦП $F_s = 15$ кГц является минимальной для преобразования доплеровского сигнала. Тогда максимальная размерность отрезка сигнала для проведения спектра по методу БПФ при частоте измерений $F_{кр} = 25$ Гц составит:

$$N_{БПФ} = \left\lceil \frac{F_s}{F_{кр}} \right\rceil_{\text{округление по } 2^n} = 512.$$

При $N = 512$ и частоте УЗ 4 МГц разрешение по скорости составляет 0,008 м/с. Оценка производительности микроконтроллеров на базе ядра Cortex-M3/4 показывает, что их аппаратные средства позволяют оцифровывать доплеровские сигналы и выполнять вычисление спектра доплеровских частот за время не более 5 мс, т.е. в реальном времени при частоте измерений 25 Гц. При этом они обладают достаточно низким потреблением при рабочих частотах порядка 100 МГц, а также широким набором периферийных устройств (см. таблицу 2).

Сравнительный анализ функциональных свойств вычислителей для задач ММСК показал, что для обеспечения низкого энергопотребления, массы и габаритов и высокой ин-

РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО МОНИТОРА СКОРОСТИ КРОВотоКА В СОСУДАХ ЧЕЛОВЕКА

теграции целесообразно использовать МК с аналоговой подсистемой выделения доплеровской частоты. Кроме того, модуль ШИМ МК позволяет сформировать сигналы возбуждения УЗ, исключая необходимость использования дополнительной ПЛИС.

Таблица 2 – Характеристики вычислительных устройств ЦСП и МК

Функция	TMS320C6411	TMS320C5501	ADSP-BF527	LM3S5B91	LM4F230
Потребление, Вт при МГц	1,1 300	0,5 300	0,3 133	0,2 80	0,1 80
Speed, MIPS	2400	600	600	100	100
FLASH	-	-	-	+	+
АЦП	-	-	-	+	+
ШИМ	-	-	-	1	2

Экспериментальное сравнение МК LM3S8962 и STM32F103 выявило: возможности PWM МК STM32 не позволяют сформировать сигналы возбуждения УЗ, а МК LM3S – позволяют с привлечением 2 аппаратных таймеров. Анализ свойств модулей PWM других Cortex-M3/4 микроконтроллеров фирм Freescale, NXP, Atmel, Energy Micro и Toshiba говорит о невозможности их применения для формирования сигнала возбуждения УЗ. Из отличительных особенностей МК STM32 следует отметить наличие интерфейса SDIO и встроенного ЦАП разрешением 12 бит и быстродействием 1 МГц. Поскольку трафик составляет $T = (N \cdot 2 + 32) \cdot F_{KP} = 27 \text{ кБ/с}$, то запись на карту может быть организована по интерфейсу SPI, обеспечивающему скорость 66 кБ/с при частоте 12,5 МГц и размере кластера 16 кБ. Параметры ЦАП управления логарифмического усилителя, например, AD8331, рассчитываются исходя из величины усиления $G = 40 \text{ дБ}$, ошибки $G_{ERR} = 0,5 \text{ дБ}$, скорости звука $CS = 1540 \text{ м/с}$ и глубины зондирования $L = 5 \text{ см}$:

$$N_{DAC} = \left\lceil \log_2 \left(\frac{2,5 \cdot G}{G_{ERR}} \right) \right\rceil_{\text{округление по } 2^n} = 8 \text{ бит},$$

$$F_{DAC} = \frac{2,5 \cdot G \cdot C_s}{G_{ERR} \cdot 2L} = 3,08 \text{ МГц}.$$

Заключение

В ходе работ был разработан макет приемо-передающего тракта ММСК и тестовое ПО управляющего МК (рисунок 1).

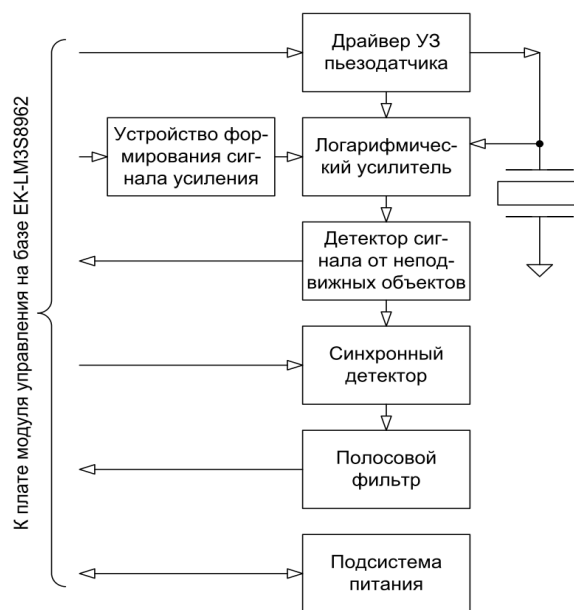


Рисунок 1 – Структура макета приемо-передающего тракта ММСК

Обеспечивается формирование сигнала возбуждения с частотой 4,17 МГц (рисунок 2).

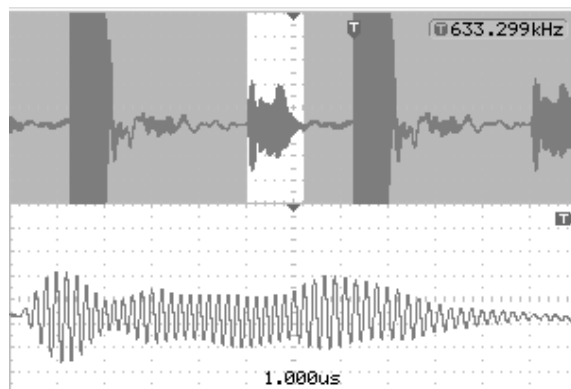


Рисунок 2 – Осциллограмма принятого УЗ сигнала

При подаче тестового УЗ сигнала со смещением на УЗ вход схема аналогового тракта корректно выполняет выделение доплеровского сигнала. В ПО МК реализован пользовательский интерфейс и запись на карту памяти. Следующим этапом работ является исследование функционирования ММСК с экспериментальным датчиком, разработанным в НКТБ "Пьезобрибор" г. Ростов-на-Дону.

Результаты исследований изложенные в данной статье получены при финансовой поддержке Минобрнауки РФ в рамках реализации проекта "Создание высокотехнологичного производства по изготовлению информационно-телекоммуникационных комплексов спутниковой навигации ГЛОНАСС/

РАЗДЕЛ VI. ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЬ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

GPS/Galileo" по постановлению правительства №218 от 09.04.2010

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Рябоконь, А.С. Перспективы применения неинвазивных методов при построении гемодинамических моделей// Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск: "Компьютерные и информационные технологии в науке, инженерии и управлении". – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2011. № 5. – С. 129-130.
2. Ультразвуковая доплеровская диагностика в клинике [Текст] / Под ред. Ю.М. Никитина, А.И. Труханова. – Иваново: Издательство МИК, 2004. 496 с.: ил. – С. 182.
3. Фундаментальная и клиническая физиология / Под ред. А.Г. Камкина и А.А. Каменского. – М.: Академия, 2004. – С. 513-702.
4. Лелюк, В.Г. Ультразвуковая ангиология: 2-е изд., доп. и перераб. / В.Г. Лелюк, С.Э. Лелюк – М.: Реальное время, 2003. – с. 9-44, 83-145.
5. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ. / Под ред. К.Хилла. – М.: Мир, 1989. – 568 с, ил.
6. Ревенко, С.В. Медицинские приборы: Разработка и применение [Текст] Пер. с англ. / С.В. Ревенко – М.: Медицинская книга, 2004. – 720 с., ил. – С.366.
7. Ultrasound Imaging / Edited by Masayuki Tanabe – InTech, 2011. – р. 210 – Р. 10.
8. Белоцерковский, Г.Б. Основы радиолокации и радиолокационные устройства. / Г.Б. Белоцерковский – М.: Сов. радио, 1975 – 336 с, ил. – С. 113-118.
9. Патент 5454372 США. МКИ6 А61В 9/00 – Angle independent Doppler in ultrasound imaging [Текст] / Zoran B. Banjanin; Siemens Medical Systems, Inc. – № 261506; Заявл. 17.06.1994; Оpubл. 03.10.1995; НКИ 128/66108.
10. Патент 5928153 США. МКИ2 А61В 8/00 – Ultrasound flow velocity and Doppler angle measurement method and system [Текст] / Hui-Hua Chiang (Taiwan) – № 09/198348; Заявл. 24.11.1998; Оpubл. 27.07.1999; НКИ 600/454.

Аспирант **Рябоконь А.С.** тел. 8-928-957-20-80, chiptagan@mail.ru - каф. Информационно-измерительных технологий Южного федерального университета, г. Таганрог

УДК 616.314-089-073.75:616.716.1-003.4:615.847

ВИЗУАЛИЗАЦИЯ КЛИНИКО-ЛАБОРАТОРНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ В ОЦЕНКЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ЭЛЕКТРОЦИСТЭКТОМИИ РАДИКУЛЯРНЫХ КИСТ В ОБЛАСТИ ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

В.И. Семенников, Н.В. Семенникова, М. Тактак

Представлены результаты новой методики лечения радикулярных кист, локализующихся в области верхней челюсти. Данные клинического исследования подтверждены высоко объективными показателями мультисрезовой компьютерной томографии и указывают на высокую эффективность электроцистэктомии.

Ключевые слова: электроцистэктомия, радикулярная киста, верхняя челюсть, визуализация

Для профилактики различных осложнений [1,3,5,10] при лечении одонтогенных кист в области верхней челюсти нами был разработан способ электроцистэктомии [4]. Основопологающим этапом операции является коагуляция оболочки кисты в области прорастания ее дна пазухи. Ее коагулированная часть не позволяет нарушить целостность верхнечелюстной пазухи и предупреждает развитие одонтогенного синусита.

Цель работы – изучение эффективности электроцистэктомии в лечении радикулярных кист верхней челюсти с визуализацией доказательной базы клинко-лабораторных показателей.

Материал и методы

Предложенная методика применена у 33 пациентов в соответствии с нормами этиче-

ского протокола и их информированным согласием. Из них 21 лиц женского пола, 12 – мужского. Возраст пациентов от 28 до 57 лет, средний возрастной показатель – $37.7 \pm 1,6$ лет. Критериями эффективности электроцистэктомии явились: а). состояние мукоцилиарного клиренса слизистой полости носа и верхнечелюстных пазух с использованием сахаринового теста, проводившегося до- и на 14 сутки после операции; б). наличие осложнений во время и после проведения операции; в). процесс заживления раны, контролируемый электротермометрией десны [2,4], проводимой до- и на 7, 14, 21 сутки после операции; г). изменение плотности костного дефекта до- и через 6, 12 месяцев после оперативного лечения, прослеженное методом мультисрезовой спиральной компьютерной томографии, («Light Speed 16», Simmens) **ПОЛЗУНОВСКИЙ ВЕСТНИК № 2/1, 2012**