

УДК 681.3

## АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПО ДАННЫМ ОСЦИЛЛОМЕТРИИ

Шевцов В.В.<sup>1</sup>, Шилько С.В.<sup>2</sup>, Борисенко М.В.<sup>1</sup>, Кузьминский Ю.Г.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Белорусский университет транспорта, г. Гомель, Республика Беларусь

<sup>2</sup> Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАН Беларуси  
г. Гомель, Республика Беларусь

*Изложены аппаратные требования и предварительные результаты разработки специализированного программно-аппаратного средства «СПАС» диагностики сердца и сосудов методом осциллометрии. Дана оценка возможностей реализации аппаратной части на базе микроконтроллера PIC16f870i/sp. (E-mail: shilko\_mpri@mail.ru)*

**Ключевые слова:** биомеханическая диагностика, гемодинамика, осциллометрия, профиль пульсового давления, микроконтроллер.

### Введение

В настоящее время в области здравоохранения, физкультуры и спорта активно разрабатываются средства диагностики и мониторинга, телекоммуникаций, экспертных и других информационных систем [1, 2]. Ввиду распространенности кардиозаболеваний населения, риска летальных исходов в спорте высших достижений, важности определения адаптационных возможностей организма при первичном контроле трудоспособности и т. д. особенно актуальной является разработка приборного и программного обеспечения диагностики сердца и сосудов. При наличии большого ассортимента медицинских тонометров для регистрации основных параметров гемодинамики (артериального давления и частоты пульса) ощущается потребность в аппаратных средствах расширенной диагностики и мониторинга. Такие специализированные тонометры востребованы для быстрого выявления кардиопатологий и функциональных расстройств сердечно-сосудистой системы при массовом обследовании (скрининге) населения. Они также могут стать важным компонентом адаптивных тренажеров и средств индивидуальной реабилитации для спортивных клубов и национальных команд в различных видах спорта.

Авторами разрабатывается специализированное программно-аппаратное средство «СПАС» [3],

основой которого является биомеханическая модель системы кровообращения, реализованная в программном обеспечении «БИОДИС» [4]. Его достоинством является быстрое определение большой группы параметров состояния сердца и сосудов, в том числе обобщенных показателей (индексов) гемодинамики, широко используемых в практике физической подготовки и при оценке адаптационных возможностей спортсменов. Источником данных для расчета гемодинамических параметров является процедура осциллометрии.

Целью настоящей публикации является изложение вопросов аппаратной реализации метода осциллометрии на примере специализированного программно-аппаратного средства «СПАС» в развитие работы авторов [5].

### Метод осциллометрии и его аппаратная реализация

Метод осциллометрии, предложенный французским физиологом Мари в 1885 г. (ранее метода Короткова), не сразу нашел широкое применение, однако в настоящее время является наиболее используемым в автоматических тонометрах. Метод осциллометрии, описанный, в частности, в работах [6–8], заключается в том, что при размещении руки пациента в камере, в которой создано повышенное давление, возникают флуктуации этого давления, коррелирую-

щие по частоте и амплитуде с пульсовым давлением в артерии указанной конечности. Эти давления соответствуют состоянию окклюзии (смыканию стенок) артерии и, таким образом, могут быть использованы для регистрации артериального давления.

В соответствии с методом осциллометрии, аппаратная часть разрабатываемого средства СПАС включает следующие функциональные блоки (рисунок 1). В блоке 1 источником первичного сигнала является окклюзионная манжета, размещаемая на предплечье обследуемого. Ручным способом или при помощи микрокомпрессора полуавтоматического или автоматического тонометра в манжете создается давление, при котором происходит окклюзия (закрытие) артерии, необходимое для реализации процедуры осциллометрии. Для регистрации давления служит емкостный датчик, включенный в цепь генератора, формирующего последовательность сигналов для дальнейшего анализа. При изменении давления в манжете изменяется емкость датчика и пропорционально частота задающего генератора. Данный способ получения первичной информации применяется в большинстве приборов для измерения давления неинвазивным способом. К его достоинствам относятся низкая стоимость, возможность быстрого определения давления и

высокая надежность. Недостатком является чувствительность к внешним помехам, что требует экранирования либо применения мостовых схем. При использовании указанных датчиков обычно декларируется погрешность измерения 3–5 мм рт. ст., что соответствует примерно 1 % от диапазона измерения давления 0–300 мм рт. ст.

Как показано на рисунке 1, параметром выходного сигнала датчика является частота модуляции. При преобразовании сигнала на выходе блока формирования кодовой последовательности каждому значению частоты модуляции соответствует шестнадцатеричный код. Если давление в манжете отсутствует, сигнал характеризуется максимальной частотой  $f_{MM}$ , которой соответствует код  $d_{16MM}$ . При ненулевом давлении в манжете происходит уменьшение частоты сигнала датчика до  $f_{MO}$  с соответствующим кодом  $d_{16MO}$ . Преобразование сигнала в блоке 2 заключается в разбиении промежутка измерения  $t_{изм}$  на отдельные временные интервалы (рисунок 2), длительность которых зависит от параметров генератора и датчика. В данном случае оптимальная продолжительность, найденная в серии экспериментов, составила 2 мс. Частота сигнала датчика  $f_y$  определяется числом импульсов на заданном участке  $N_{и}$ , исходя из соотношения  $f_y \sim N_{и}$ .

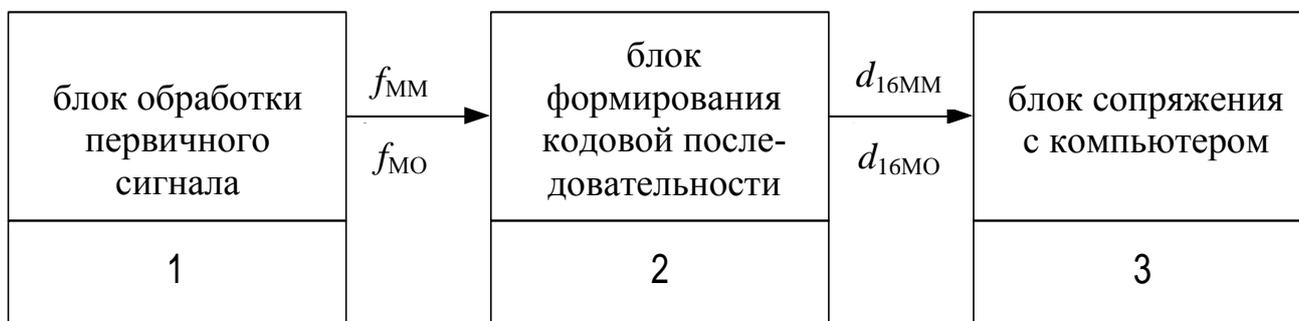


Рисунок 1 – Функциональные блоки аппаратной части «СПАС»:  $f_{MM}$ ,  $d_{16MM}$  – частота сигнала датчика и соответствующий ей шестнадцатеричный код при отсутствии давления в манжете;  $f_{MO}$ ,  $d_{16MO}$  – частота сигнала датчика и соответствующий ей шестнадцатеричный код при ненулевом давлении

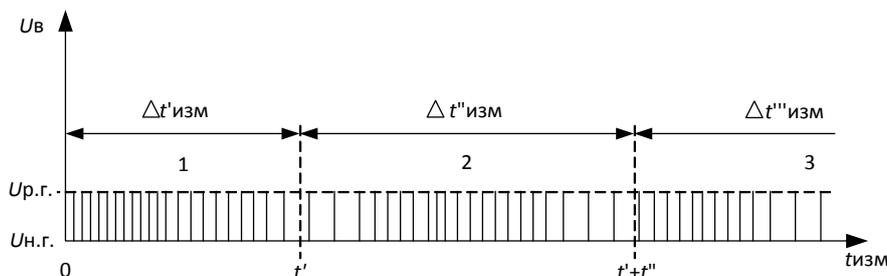


Рисунок 2 – Последовательность сигналов во времени с разбиением промежутка измерения  $t_{изм}$  на отдельные временные интервалы ( $\Delta t_{изм}$  – длина временного интервала)

В связи с тем, что разрабатываемое диагностическое средство предназначено для работы в режиме реального времени, важно оптимизировать его работу по критериям точности и эффективности. Точность измерений повышается с увеличением длительности измерения, но при этом снижается результативность, которая понимается как объем информации, пропорциональный числу измерений в единицу времени. При максимальной результативности, соответствующей периоду измерений  $1/f_{ген}$ , где  $f_{ген}$  – частота генератора, точность стремится к нулю (рисунок 3).

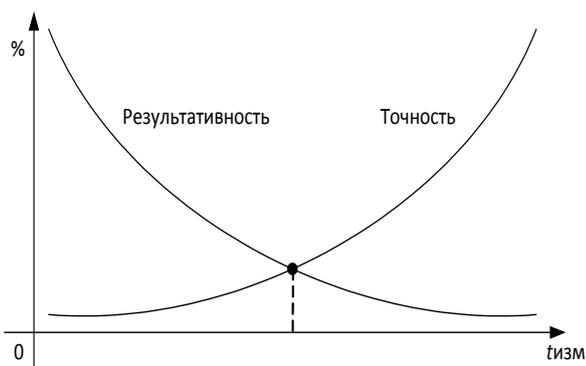


Рисунок 3 – Соотношение результативности и точности в зависимости от длительности измерений

При изготовлении экспериментального образца прибора, в качестве основного компонента блока сопряжения, выполняющего функцию формирования числового массива для последовательного интерфейса, был выбран микроконтроллер PIC16f870i/sp исходя из его умеренной стоимости и наличия программатора pickit2. Иные варианты, например, ARM – контроллеры типа TMS570LS3137 (Advanced RISC Machine), CPLD-матрицы и готовые приборные решения на базе NI Compact RIO (National Instruments) при повышенных характеристиках, имели либо более высокую цену, либо менее доступный программатор.

В качестве входной информации используются данные с входного генератора. Микроконтроллер с помощью внутренней программы производит математическую обработку изменяющихся частотных параметров для получения массива данных с целью формирования пакетов передачи в модуле USART (использована операционная система Ubuntu).

При объединении расчетных промежутков формируется общая временная зависимость давления в манжете. Далее посредством интерфейсного преобразователя ft232bl система согласуется с персональным компьютером. Программное обеспечение персонального компьютера определяет прибор и считывает данные в последовательном коде.

Для выбора оптимальной частоты генератора производилось тестирование датчика, применяемого в тонометрах типа Omron (Япония) при варьировании частоты. Было установлено, что при частоте около 1,5 МГц в АЧХ указанного датчика имеется резкий спад сопротивления, в результате чего генерация сигналов невозможна. Ограничение частотного диапазона снизу обусловлено тем, что при низкой частоте заметно снижается точность измерения.

Для верхней и нижней границы давления экспериментально были найдены значения частоты 1 МГц и 1,3 МГц соответственно; таким образом, ширина частотного диапазона составила 0,3 МГц. Исходя из вышесказанного, была выбрана частота внешнего генератора  $f_{mm} = 1,3$  МГц. Длительность периода, определяемая соотношением  $T_k = 1/f_{ген}$ , составляет 770 нс. Следовательно, при длине измерительного интервала 500 мс число счетных импульсов на всем измерительном диапазоне равно 650000 (фактическая точность будет меньше в 2 раза). Результат замеров усредняется, т.е. на фиксированном промежутке времени будет определяться среднее значение частоты следования импульсов. Как видно из рисунка 2, интервал между одиночными импульсами может изменяться в течение цикла измерения, но при разной длительности импульсов и равном их числе на промежутках  $\Delta t'$  и  $\Delta t''$  частота будет одинаковой, несмотря на отклонения во всем интервале измерений.

Данные, полученные на измерительных интервалах, в минимальной степени влияют на проведение диагностики в целом ввиду малой длительности измерения.

Осуществление обработки сигнала в микроконтроллере устанавливает весьма жесткие требования к его техническим характеристикам. Учитывая относительно высокую частоту работы генератора, для микроконтроллера установлен режим работы с внешней частотой тактирования 20 МГц, что является предельным для данного типа микросхем. Работа микроконтроллера с пе-

риферийным устройством ПК осуществлено через модуль универсальный синхронно-асинхронного приемопередатчика USART.

Алгоритм работы приемопередатчика заключается в следующем: приборный комплекс периодически посылает сигнал готовности на ПК, после запуска программной части комплекса производится формирование ответных сигналов со стороны ПК, после чего производится синхронизация работы систем. Управление запуском и контроль возлагается на ПК; все управление сводится к пересылке команд управления прибором. Соответственно, работа с приборным комплексом в данном случае предусматривает управление пользователем через ПК после согласования работы прибора и компьютера, и дальнейшей передаче данных по USB-каналу в виде потока шестнадцатеричных данных. Данные формируются в массив программной оболочкой и записываются в файл типа \*.dat.

Сформированный файл имеет относительно небольшой размер и достаточный объем данных для дальнейшего комплексного анализа состояния сердечно-сосудистой системы. Из полученных данных формируется профиль пульсового давления (пульсовой вол-

ны; рисунок 4), который в дальнейшем анализируется с помощью программного обеспечения комплекса «СПАС».

На рисунке 5 показана экранная форма программного обеспечения средства «СПАС» с результатами анализа профиля пульсового давления, состоящая из нескольких полей. В поле «Аппроксимация» кривая 1 отображает изменение давления в манжете в интервале времени измерения; 2 – аппроксимирующая прямая. В поле «Данные тонометра» показано изменение давления в манжете в кардиоинтервале (периоде одного сокращения сердца) до процедуры сглаживания. В поле «Профиль» кривая 3 показывает изменение артериального давления во времени после процедур сглаживания и масштабирования, линия 4 состоит из отрезков, соединяющих ключевые точки кардиоинтервала, соответствующие началу и концу кардиоинтервала, а также систолическому максимуму.

Полученные при диагностике гемодинамические показатели интерпретируются с использованием базы данных комплекса «СПАС», в которой содержится информация об основных функциональных отклонениях и кардиопатологиях.

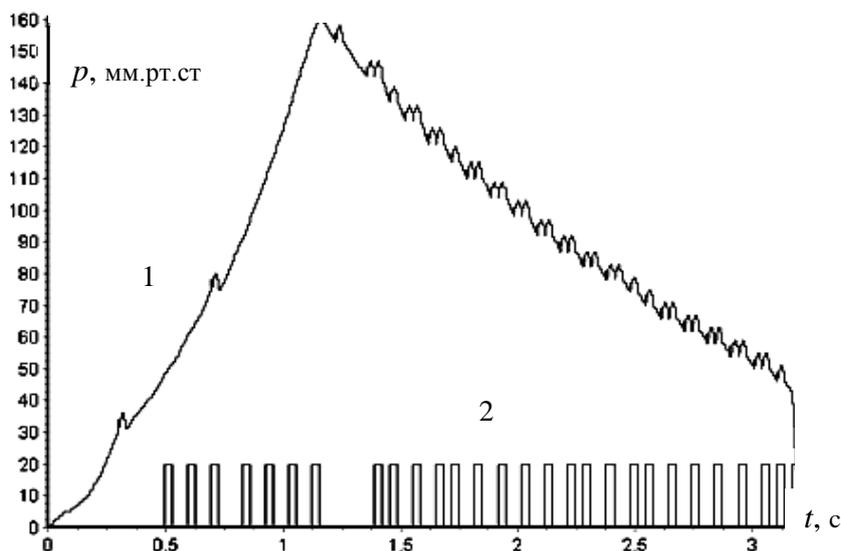


Рисунок 4 – Результаты измерения давления  $p$  при осциллометрии: 1 – давление в манжете; 2 – пульсовые колебания давления

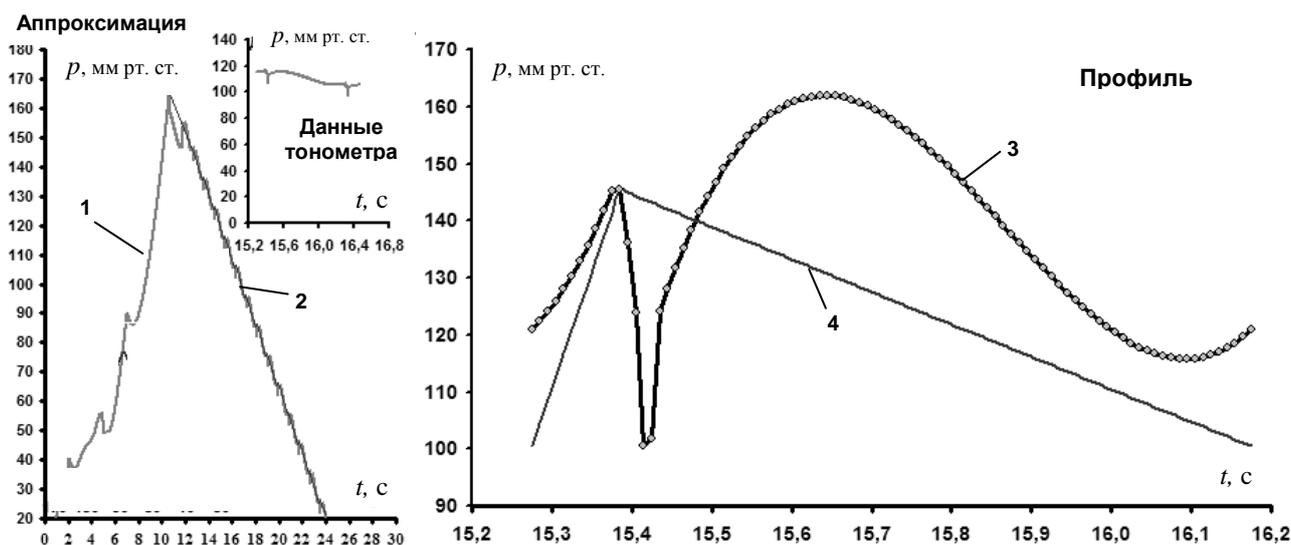


Рисунок 5 – Результаты анализа результатов осциллометрии при использовании программного обеспечения комплекса средства «СПАС». Поле «Аппроксимация»: 1 – изменение давления в манжете; 2 – аппроксимирующая прямая. Поле «Профиль»: 3 – изменение артериального давления в кардиоинтервале после процедур сглаживания и масштабирования, 4 – отрезки, соединяющие ключевые точки кардиоинтервала

## Заключение

Показано, что метод осциллометрии, реализованный на базе микроконтроллера PIC16f870i/sp, позволяет получить важную гемодинамическую характеристику в виде профиля пульсовой волны.

Биомеханический анализ и сопоставление указанного профиля с данными, соответствующими распространенным функциональным отклонениям и кардиопатологиям, обеспечивает раннюю и неинвазивную диагностику состояния сердца и сосудов при оценке адаптационных возможностей спортсменов и оптимизации режима спортивных тренировок, а также при первичном контроле трудоспособности.

## Список использованных источников

1. Фокин, В.А. Системный подход к интегральной оценке состояния биосистем // Современные методы представления и обработки биомедицинской информации / В.А. Фокин ; под ред. Ю.В. Кистенева, Я.С. Пеккера. – Томск : Изд-во ТПУ, 2004. – С. 51–123.
2. Яблучанский, Н.К. Основы практического применения неинвазивной технологии исследования регуляторных систем человека / Н.К. Яблучанский, А.В. Мартыненко, А.С. Исаева. – Харьков : Основа, 2000. – 88 с.
3. Шилько, С.В. Биомеханика – кардиологии: сделано в Беларуси / С.В. Шилько // Наука и инновации. – 2012. – № 2. – С. 22–23.
4. Свид. №166 от 05.05.2010 о регистрации компьютерной программы БИОДИС V2.2 / Ю.Г. Кузьминский, С.В. Шилько // Заявка С20100043 от 23.04.2010 // Реестр зарег. комп. программ / Нац. центр інтелектуал. уласнаці. – 2010.
5. Шилько, С.В. Программно-аппаратный комплекс для мониторинга сердечно-сосудистой системы на основе тонометрии / С.В. Шилько, В.В. Шевцов // Приборы и методы измерений. – 2011. – № 2(3). – С. 53–60.
6. Дегтярев, В.А. Возможности комплексного исследования системы кровообращения у населения методом объемной компрессионной осциллометрии / В.А. Дегтярев // Российские медицинские вести. – 2003. – № 4. – С. 18–28.
7. Иванов, С.Ю. Точность измерения артериального давления по тонам Короткова в сравнении с осциллометрическим методом / С.Ю. Иванов, Н.И. Лившиц // Вестник аритмологии. – 2005. – № 40. – С. 55–58.
8. Парашин, В.Б. Технично-метрологические аспекты измерения артериального давления осциллометрическим методом / В.Б. Парашин, М.Н. Симоненко // Медицинская техника. – 2010. – № 1. – С. 22–26.

---

Shevtsov V.V., Shilko S.V., Borisenko M.V., Kuzminsky Yu.G.

**Apparatus realization of biomechanical diagnostics of cardiovascular system based on oscillometry**

The apparatus requirements and preliminary results of development of special program and apparatus system «SPAS» for heart and blood vessels diagnostics by oscillometry method have been described. The estimation of apparatus realization using *PIC16f870i/sp* controller have been given.

**Key words:** biomechanical diagnostics, hemodynamics, oscillometry, pulse wave profile, microcontroller.

*Поступила в редакцию 03.10.2012.*