

ляет индикатор ПИП. Регулируя резистор  $R_2$ , добиваются минимальных уровней сигналов, регистрируемых индикатором.

2. Компенсируются помехи на выходе  $См1$ , возникающие в соответствии с (7) при настройке ПИП на частоты  $f_{н1} = 1,0$  ГГц,  $f_{н2} = 1,3$  ГГц. При выполнении этой операции переключатель  $П1$  остается в положении 1, а  $П2$  переводится в положение 2. Регистрация уровней помех при частотах настройки  $f_{н1}$ ,  $f_{н2}$  осуществляется индикатором ПИП. Регулируя резистор  $R_3$ , добиваются минимального уровня регистрируемых прибором помех.

3. Калибруется чувствительность ОКП ПИП. При этом переключатели  $П1$ ,  $П2$  остаются в тех же положениях. Калибровка чувствительности проводится по показаниям индикатора ПИП на частотах  $f_{01}$ ,  $f_{02}$  с использованием известных данных об уровнях двух сигналов с выхода ДЧК.

После калибровки переключатели  $П1$ ,  $П2$  переводятся в положение 2, прибор готов к измерениям. Если при выполнении п. 2 калибровки удастся добиться ослабления регистрируемых индикатором помех на 35 дБ или более, то динамический диапазон по комбинационным каналам приема у

панорамного измерительного приемника (с высокой первой промежуточной частотой и с неперестраиваемым широкополосным входным фильтром) превышает 100 дБ.

#### Л и т е р а т у р а

1. Михайлов А. С. Измерение параметров ЭМС РЭС. М.: Связь, 1980.
2. Сивоконь И. П., Синельников С. А. Ограничение динамического диапазона анализатора спектра из-за нелинейных процессов в смесителе // Измерительная техника. 2008. № 7. С. 57—59.
3. Царьков Н. М. Электромагнитная совместимость РЭС и систем. М.: Радио и связь, 1985.
4. Гоноровский И. С. Радиотехнические цепи и сигналы. М.: Сов. радио, 1967.
5. Власов В. Ф. Электронные и ионные приборы. М.: Связьиздат, 1960.

Дата принятия 02.12.2014 г.

## МЕДИЦИНСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

621.3.088

### Разработка в среде LabView виртуального прибора для неинвазивного измерения артериального давления

А. Ю. ТЫЧКОВ, О. В. АБРОСИМОВА, А. В. КУЗЬМИН

Пензенский государственный университет, Пенза, Россия,  
e-mail: tychkov-a@mail.ru, flickerlight@inbox.ru

*Рассмотрено виртуальное устройство, имитирующее работу неинвазивного измерителя артериального давления. Используются новые методики обработки сигнала пульсовой волны и средства взаимодействия с пользователем. Обеспечена возможность загрузки в прибор сигналов любого вида, записанных с помощью специального устройства.*

**Ключевые слова:** артериальное давление, виртуальный прибор, обработка сигналов, среда LabView.

*The virtual device imitating the operation of non-invasive arterial pressure measuring instrument is developed on the base of LabView environment. The advantages of the proposed solution are the new pulse wave signal processing algorithms, means of interaction with users and the loading capabilities for different types of signals registered by means of a special device.*

**Key words:** blood pressure, virtual instrument, signal processing, LabView environment.

В настоящее время большое распространение получили системы для самостоятельного мониторинга состояния здоровья, включающие функции базовых устройств измерения и передачи значений основных физиологических параметров человека [1]. Также активно разрабатываются элементы информационно-измерительных систем для обработки различных видов кардиографической информации: сигналов

пульсовой волны, электрокардиографических сигналов [2], флюорографических и эхокардиографических снимков сердца, применяемых как автономно, так и комплексно [3].

Практически все современные автоматические неинвазивные измерители артериального давления (НИАД) оснащены цифровыми датчиками и микропроцессорами для обработки измерительной информации. Их точность и эф-

фективность во многом зависят от алгоритмов обработки сигналов, поступающих с датчиков. Анализ и совершенствование алгоритмов позволит улучшить измерительные устройства без существенного изменения их элементной базы и структуры. Для исследований этих алгоритмов можно применять виртуальные приборы (ВП). Для создания более совершенного НИАД необходим эффективный алгоритм, который можно реализовать в конкретном устройстве.

Широко используемые на данный момент схемотехнические решения для НИАД анализировали с помощью среды LabView, включающей все необходимые средства для автоматизации измерений, обработки и визуализации данных, создания контрольно-измерительных систем на базе различных аппаратных платформ и приборов [4, 5]. На основе каждого известного решения разрабатывали ВП для измерения артериального давления (АД) [6, 7].

Обобщенная структурная схема НИАД состоит из следующих блоков: загрузки сигнала; фильтрации нижних частот (очистка сигнала от помех); определения информативных параметров; составления отчета по результатам и анализа полученных данных.

Рассмотрим схемотехническое решение ВП в среде LabView, основанное на использовании фильтров нижних частот (НЧ) [8]. В схему входят блоки генерации эталонной функции пульсовой волны, фильтрации и вывода результатов измерений. Работает схема следующим образом. Сигнал давления считывают с датчика, запоминают, обрабатывают для удаления шума с помощью фильтра НЧ. Отфильтрованный сигнал используют для построения пульсовой волны, по которой вычисляют пики сигнала АД, проходящие обработку сглаживающим фильтром. Полученные данные записывают в массив. Значения систолического и диастолического давлений после вычисления выводят в специальные блоки на лицевой панели. Недостаток данной схемы состоит в невозможности оценки результатов измерения АД в отсутствие специального сигнала пульсовой волны, генерируемого реальным НИАД.

В другой схеме, построенной с использованием элементов библиотеки Biomedical Toolkit, включающей специализированные средства для работы с биомедицинскими данными в среде LabView, пульсовая волна выбирается из набора сигналов определенных типов, затем вычисляется спектр, проводится пульсовая фильтрация и определяются параметры пульсовой волны. Изображение выбранного типа сигнала выводится на лицевую панель ВП. Сигнал поступает на эллиптический фильтр НЧ для фильтрации шумов и далее попадает на блок обработки, где вычисляются значения АД [8]. К недостаткам этой схемы относятся: использование только трех типов сигнала АД (нормального, гипертонии, гипотонии); отсутствие индикации о норме давления; построение графика АД на основе непосредственно загруженного сигнала, а не отфильтрованного; отсутствие структуры «While Loop», позволяющей останавливать программу в нужный момент времени.

В целом, функции и назначение рассматриваемой схемы аналогичны предыдущей, но источник данных сигнала АД из состава Biomedical Toolkit служит для целей тестирования и проверки работоспособности разработанных виртуальных приборов и позволяет выбирать сигнал из набора определенных типов, что несколько ограничивает функциональность.

**Разработка НИАД.** Чтобы устранить недостатки известных схемотехнических решений виртуальных НИАД, предложено реализовать новую схему, которая могла бы загружать любые типы сигнала АД (записанного с помощью специального устройства), строить график АД на основе отфильтрованного сигнала и выдавать индикацию о норме давления [9]. Благодаря перечисленным особенностям можно увеличить точность измерений.

Схема ВП построена с использованием элементов библиотеки Biomedical Toolkit и состоит из блоков:

While Loop — циклическая структура с возможностью остановки по внешней команде (так называемый «внешний стоп»), позволяет в процессе работы в любой момент остановить работу ВП и просмотреть состояние каждого его элемента.

File Dialog на поле True структуры Case — открывает диалог для выбора файла данных;

Read Biosignal — загружает сигнал АД из файла формата tdms (записанного с помощью специального устройства DAQmx) и подает его на схему обработки;

Push Button — переключает режимы работы схемы;

Simulate NIBP — задает параметры сигнала АД для моделируемого сигнала;

Filtered signal — фильтрует сигнал;

Waveform Graph — выводит график сигнала АД на лицевую панель ВП;

NIBP Analysis — обрабатывает сигнал и выделяет из него информативные параметры;

XY Graphs — окно для просмотра графиков;

Numeric Control — устанавливает пороговые значения систолического и диастолического давлений в процессе работы схемы;

Numeric — выводит числовые значения систолического, диастолического и среднего АД;

Numeric Indicator — индикаторы, сигнализирующие о результатах обработки (давление в норме или нет).

Схема работает следующим образом. Сначала выбирают источник сигнала АД, т. е. файл данных формата tdms, записанный с помощью устройства сбора данных. Загруженный сигнал поступает на эллиптический фильтр НЧ третьего порядка, с помощью которого фильтруются шумы, присутствующие в сигнале (рис. 1). Затем сигнал подается на блок обработки, в котором выделяют информативные параметры исследуемого сигнала — два уровня АД, среднее давление и пульс; все данные отображаются на лицевой панели в виде графика с указанными на нем уровнями давления (рис. 2). Полученные значения АД сравнивают с нормами: 90—140 мм рт. ст. (для систолического) и 70—110 мм рт. ст.



Рис. 1. Схема фильтрации сигнала в виртуальном приборе

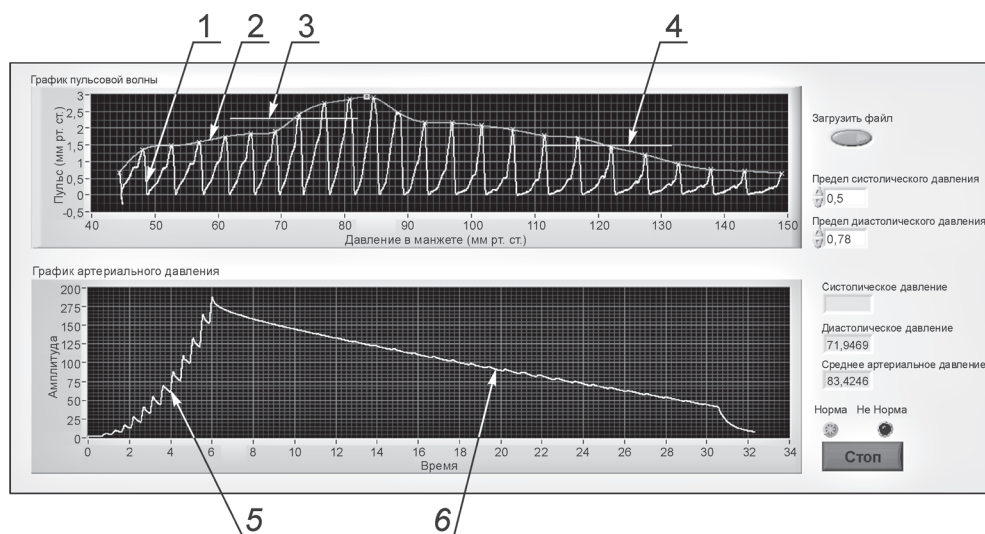


Рис. 2. Вид лицевой панели разработанного виртуального НИАД — окна вывода пульсовой волны и графика изменения давления в манжете при накачке/сравливании:

1, 2 — графики пульсовой волны человека и ее интерполяции по максимальным значениям; 3, 4 — соответственно верхний и нижний пороговые уровни; 5, 6 — участки накачки в манжету воздуха и его сравливания, соответственно

(для диастолического). Если оба измеренных значения находятся в пределах нормы, то загорается зеленый индикатор. Если хотя бы одно из значений выходит за пределы нормы, то загорается красный индикатор.

На лицевой панели разработанного ВП (см. рис. 2) находятся: окна вывода пульсовой волны и значений артериального давления; два окна для задания пределов систолического и диастолического давлений и три окна для вывода числовых значений систолического, диастолического и среднего АД; кнопки для загрузки файла с нужным сигналом АД и остановки процесса измерения (в любое время); индикаторы, сигнализирующие о результатах обработки (давление в норме или не в норме).

Преимуществами рассмотренной схемы являются: возможность выбора сигналов АД, записанных с помощью специального устройства; индикация о норме давления; построение графика АД по отфильтрованному сигналу пульсовой волны, что повышает точность измерений.

**Выводы.** Разработанное виртуальное устройство предназначено для анализа алгоритмов обработки сигнала пульсовой волны, а также для обучения студентов медико-технических профилей и специальностей, связанных с измерительной техникой и приборостроением.

На базе предложенного виртуального устройства можно построить реальный прибор для измерения АД и предусмотреть в нем функции, облегчающие работу пользователей-неспециалистов, что расширит круг потенциальных потребителей.

Работа выполнена при поддержке регионального центра технологий National Instruments кафедры «Радиотехника и радиоэлектронные системы» Пензенского государственного университета в рамках государственного задания в сфере научной деятельности (№ 2014/151 за 2014 г.).

## Литература

1. **Тычков А. Ю.** Перспективы создания персональных медицинских приборов // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: Сб. статей Всерос. науч.-техн. конф. молодых ученых и специалистов «Биомедсистемы-2007». Рязань: РГРТУ, 2007. С. 18—19.
2. **Mitrokhina N. Yu., Kuzmin A. V., Petrunina E. V.** Analysis of electrical activity of the heart with the use of geometrical parameters // Biomed. Eng. 2014. V. 47. N. 6. P. 319—322.
3. **Бодин О. Н., Чураков П. П., Тычков А. Ю., Кузьмин А. В., Давыдова А. А.** Информационно-измерительная система для предварительной обработки флюорографических снимков // Измерительная техника. 2011. № 4. С. 41—44.
4. **Суранов А. Я.** LabVIEW 7: Справочник по функциям. М.: ДМК Пресс, 2005.
5. **National Instruments.** LabView: Руководство пользователя. [Электрон. ресурс] <http://sine.ni.com/ind-app/app/ind/p/id/ind-3/lang/ru/> (дата обращения 09.12.2014 г.)
6. **Сойко А. И., Гогин В. А., Ключкин И. В., Каратаев Р. Н.** Проверка современных аппаратов измерения артериального давления и частоты пульса // Казанский медицинский журнал. 2006. Т. 87. № 4. С. 316—317.
7. **National Instruments.** Медицина и биотехнологии. [Электрон. ресурс] <http://sine.ni.com/ind-app/app/ind/p/id/ind-3/lang/ru/> (дата обращения 09.12.2014 г.)
8. **Национальный открытый университет.** Активные акустические сенсоры: тонометры, эхолоты, гидролокаторы [Электрон. ресурс] <http://www.intuit.ru/studies/courses/590/446/lecture/5586/> (дата обращения 28.12.2014 г.)
9. **Абросимова О. В., Тычков А. Ю., Кузьмин А. В.** Разработка устройства регистрации артериального давления // Перспективные информационные технологии (ПИТ 2014): Труды Междунар. науч.-техн. конф.: Самара: Изд-во Самарского научного центра РАН. 2014. С. 256—258.

Дата принятия 20.01.2015 г.