

О.М. ДАЦОК, канд. техн. наук, доц. ХНУРЭ,
Д.М. ГЛИБИЦКИЙ, студент ХНУ им. В.Н. Каразина

РАЗРАБОТКА ВИЗУАЛЬНОЙ СРЕДЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ БИОСИГНАЛОВ ДЛЯ МОБИЛЬНЫХ ПЛАТФОРМ

Рассмотрена задача расширения возможностей программного обеспечения, работающего с устройствами персонального контроля здоровья. Проанализированы способы решения рассмотренной задачи в сфере цифровой обработки сигналов. Разработан прототип реализации визуальной среды моделирования цифровой обработки биосигналов. Работа системы рассмотрена на примере выделения *R-R*-интервала электрокардиограммы. Ил.: 2. Библиогр.: 11 назв.

Ключевые слова: цифровая обработка сигналов, визуальная среда моделирования, выделение *R-R*-интервала, электрокардиограмма.

Постановка проблемы. Приборы для индивидуального контроля здоровья являются перспективной отраслью развития здравоохранения и телемедицины [1]. Многофункциональные системы, позволяющие производить измерение и обработку как минимум нескольких типов биосигналов, являются наиболее перспективными. Как было рассмотрено в [2], наиболее полно отвечающими потребностям массового рынка можно считать решения, представляющие собой аксессуары к мобильным телефонам и смартфонам. Подобные системы, помимо собственно измерительного блока, включают в себя программное обеспечение (ПО), исполняемое на мобильном устройстве пользователя, которое должно отвечать за управление измерительным блоком, основную часть обработки биосигналов, отображение результатов измерения и передачу данных по сети Интернет. Одним из существенных недостатков существующих систем [3] является отсутствие возможности для сторонних разработчиков (в том числе, и для самого пользователя) создавать не предусмотренные заранее схемы обработки и отображения биосигналов.

В связи с этим весьма актуальной является разработка системы, исполняемой на мобильном устройстве пользователя и предоставляющей ему возможность произвольной модификации процесса обработки сигналов. В простейшем случае такая система должна содержать измерительный блок с открытым протоколом обмена данными, а также ПО для мобильных устройств, которое бы позволило пользователям системы и сторонним разработчикам создавать собственные схемы обработки и отображения биосигналов.

Анализ литературы. Цифровая обработка биосигналов является частным случаем цифровой обработки сигналов (DSP) [4 – 6]. Она находит применение в следующих областях: изучение процессов, протекающих в различных

органах и тканях (в целях исследования, контроля состояния здоровья пациента или постановки диагноза); приложения с использованием биологической обратной связи, в которых работа технической системы адаптируется под психофизиологическое состояние оператора; приложения, основанные на технологии Brain-Computer Interface (интерфейс мозг – компьютер), которые позволяют оператору управлять технической системой посредством мыслительных процессов и др.

Алгоритмы обработки биосигналов, применяемые в подобных приложениях, могут быть реализованы одним из следующих способов: использование языка программирования общего назначения для осуществления требуемой обработки данных; использование специализированного языка для описания алгоритма [7]; использование визуального редактора для наглядного представления работы алгоритма. Поскольку одним из требований является возможность составления схем обработки на мобильных устройствах конечного пользователя, визуальный редактор является оптимальным вариантом построения такой системы.

Среди наиболее распространенных существующих систем, применимых для моделирования схем цифровой обработки сигналов, можно назвать следующие: Simulink (часть пакета Matlab), LabView, BioEra, BioExplorer (коммерческие); BrainBay, BioEra 1.0.9 (с открытым исходным кодом). Все они предоставляют функциональность во многих случаях достаточную для обработки биосигналов. Серьезным недостатком коммерческих систем является их высокая стоимость, а у систем с открытым кодом – слабая техническая поддержка и ориентация на специфический класс задач. Среди приведенных систем только в BioEra планируется поддержка PDA-платформ (Personal Digital Assistant, тип сверхлегкого миниатюрного ПК с ЖК-экраном, клавиатурой и/или рукописным вводом), однако на данный момент она не реализована.

Исходя из особенностей мобильных систем (ограниченная память и быстродействие, минимизация энергопотребления) было принято решение разработать систему DSP-моделирования самостоятельно.

Цель статьи – обоснование возможностей разработки и оптимизация параметров визуальной среды моделирования, и реализации схем цифровой обработки биосигналов на мобильных устройствах с целью повышения информативности медико-биологических исследований и персонального контроля здоровья.

Разрабатываемая система должна удовлетворять следующим критериям:

- последовательность и методы обработки сигнала должны задаваться посредством диаграмм потоков данных (dataflow diagram);

- система должна позволять быстрое добавление не предусмотренных заранее блоков (алгоритмов) обработки данных (все программные интерфейсы должны быть открытыми);

– создание новых блоков обработки должно требовать минимального объема исходного кода;

– система должна требовать от пользователя минимум информации для своей работы, а также предупреждать его о явных или потенциальных ошибках в схеме обработки данных;

– графический интерфейс и управление работой системы должны быть построены с учетом особенностей мобильных устройств (малый размер экрана, специфичная клавиатура, сенсорный экран);

– обработка составленной схемы должна быть организована таким образом, чтобы минимизировать затраты вычислительных ресурсов и памяти.

В качестве первого этапа создания визуальной среды была поставлена задача разработки прототипа системы, исполняемой на персональном компьютере, для быстрой проверки и отладки ее работы.

Реализация прототипа системы. Для реализации системы, удовлетворяющей заданным критериям, необходимо конкретизировать основные аспекты ее работы. В рамках данного этапа были использованы следующие решения:

– схема обработки сигналов представляет собой набор блоков (элементов обработки), размещаемых на плоскости, входы и выходы которых могут соединяться линиями передачи данных;

– каждый элемент, служащий источником сигнала или ресэмплером, генерирует сигналы со своей частотой выборки, а остальные элементы обрабатывают данные по мере их поступления;

– в качестве данных, передаваемых между блоками, могут использоваться скалярные или векторные отсчеты единичной или двойной точности;

– для хранения данных, поступающих на каждый вход, используется циклический буфер (для обеспечения работы в случае несинхронного прихода данных);

– в программном коде для всех элементов обработки используется один базовый класс, реализующий все стандартные части операций (создания и редактирования, сохранения и загрузки, отображения и обработки);

– режим обработки (измерения) заключается в последовательном вызове методов обработки всех активных блоков, и может быть прерван как по команде пользователя, так и по истечению некоторого времени;

– отображение сигналов выполняется непосредственно в элементах (например, "осциллограф" или "вольтметр"), что позволяет достичь большей наглядности схемы.

Для прототипирования системы в качестве языка программирования был выбран язык BlitzMax; для создания графического интерфейса была использована библиотека wxWidgets.

Апробация системы. Система была применена для тестирования алгоритма выделения $R-R$ -интервала из ЭКГ (электрокардиограммы).

Измерение R - R -интервалов [8] (время между двумя последовательными сердечными сокращениями) необходимо для определения variability сердечного ритма, что используется при оценке некоторых функций сердечной системы [9]. ЭКГ-сигнал в рассматриваемом случае представлял собой разность между наведенными потенциалами на двух электродах (подключенных к левой и правой руке соответственно), измеряемую прибором OpenEEG, либо модель такого сигнала [10].

На рис. 1 представлена схема тестового алгоритма для моделирования сигнала ЭКГ и измерения параметров R - R интервала. При моделировании ЭКГ использовался комбинированный сигнал U_{Σ} , состоящий из виртуальной кардиограммы U_{ECG} (с амплитудой R -зубца 1 мВ [8]), синусоидальной помехи 50 Гц U_{PL} [8] (амплитуда синфазной помехи, измеренная в жилом помещении – 30 мВ) и модельного миографического шума U_{MG} (белый шум с амплитудой 0,3 мВ [8], пропущенный через ФНЧ с граничной частотой 100 Гц [8]).

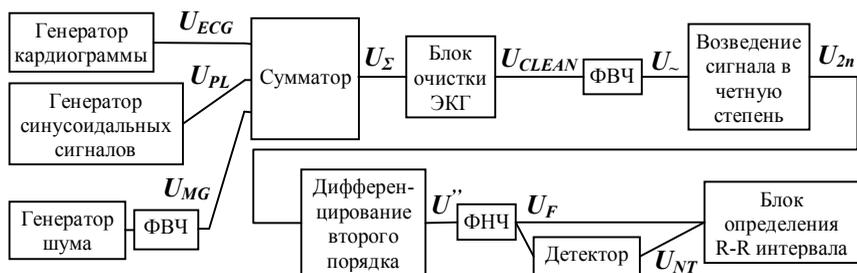


Рис. 1. Схема выделения RR -интервала в случае модельного сигнала

Этот комбинированный сигнал поступал на вход блока очистки ЭКГ (был использован метод очистки, описанный в [11]), к выходу которого подключены блоки, отвечающие за детектирование R - R -интервала. Для определения момента наступления очередного R -зубца использовалась следующая последовательность обработки:

- фильтрация частот выше нескольких десятых герца (для выравнивания изолинии), $U_{\sim} = \text{ФВЧ}(U_{CLEAN})$;
- возведение в четную степень: $U_{2n} = (U_{\sim})^{2n}$;
- дифференцирование второго порядка: $U'' = d^2 U_{2n} / dt^2$;
- фильтрация частот ниже нескольких десятков герц (для подавления шумов, появляющихся после дифференцирования): $U_F = \text{ФНЧ}(U'')$;
- использование детектора для получения сигнала U_{NT} , уровень которого меньше амплитуды в области R -волны, но не меньше уровня шума, который заполняет промежутки между R -пиками. Детектор, по аналогии с одноименным схемотехническим элементом, характеризуется временами "заряда" и "разряда" и позволяет получать огибающую сигнала.

Продетектированный U_{NT} ("порог шума") и не продетектированный U_F ("исходный") сигналы подаются на входы блока определения R - R -интервала. Его работа была построена следующим образом: когда U_F в несколько раз превышает уровень U_{NT} , блок переключается в режим ожидания пересечения сигнала U_F с нулевым уровнем. В момент, когда это происходит, вычисляется очередное значение ЧСС, а сам блок на 0,1 секунды становится неактивным для предотвращения ложных срабатываний в области R -пика. Графики, иллюстрирующие работу выделителя R - R -интервала, приведены на рис. 2 (вертикальный масштаб не соблюден).

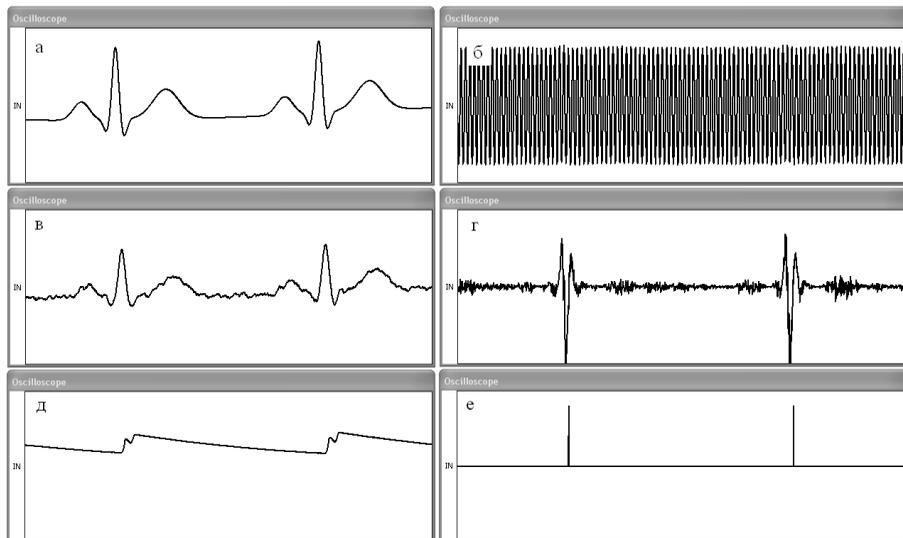


Рис. 2. Графики сигналов на различных этапах обработки: а) модельная ЭКГ; б) ЭКГ с наложенными на нее модельными сетевой помехой и миографическим шумом; в) очищенный от шума сигнал; г) вторая производная очищенного сигнала, возведенного в четную степень; д) продетектированный сигнал; е) результат работы выделителя R - R -интервала.

После отладки алгоритма на модельном сигнале его работа была проверена на сигнале реальной ЭКГ, поступающей с прибора OpenEEG. Аппаратная часть этого прибора содержит блок, выполняющий подавление синфазной помехи, поэтому очистка от сетевой помехи не требовалась. В дальнейшем рассмотренный алгоритм планируется применить при создании мобильной системы для персонального мониторинга биосигналов.

Выводы. Предложена среда визуального моделирования схем цифровой обработки сигналов, ориентированная на работу в мобильных устройствах. Результаты тестирования прототипа среды для задачи выделения

R-R-інтервала підтвердили работоспособність програмно-алгоритмічного забезпечення системи, що дозволить створити на її основі систему для мобільних пристроїв контролю стану здоров'я.

Список літератури: 1. Ehealth: report by the Secretariat // Fifty-Eighth World Health Assembly / World Health Organization. – 2005. – 7 April. 2. Глибицький Д.М. Аналіз можливостей портативних побутових біомоніторів / Д.М. Глибицький // Труды Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов "Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы" ("БИОМЕДСИСТЕМЫ-2008"). – Рязань, 2008. – С. 306-307. 3. Julio Abascal. Universal Access to Mobile Telephony as a Way to Enhance the Autonomy of Elderly People / Abascal Julio, Civit Anton / Proceedings of the Workshop on Universal Usability of Ubiquitous Computing. – ACM Press, New York. – 2001. 4. Айфичер Э.С. Цифровая обработка сигналов: практический подход / Э.С. Айфичер, Барри У. Джервис. – М.: Вильямс, 2004. – 992 с. 5. Гольденберг Л.М. Цифровая обработка сигналов: справочник / Л.М. Гольденберг, Б.Д. Матюшкин, М.Н. Поляк. – М.: Радио и связь, 1985. – 312 с. 6. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов / А.Б. Сергиенко. – СПб.: Питер, 2003. – 604 с. 7. Bianchi L. Introducing BF++: A C++ Framework for Cognitive Bio-Feedback Systems Design / L. Bianchi, F. Babiloni, F. Cincotti, S. Salinari, M.G. Marciani // Methods of Information in Medicine. – Schattauer. – 2003. – Vol. 42. – № 1. – P. 104-110 8. Gari D. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis / D. Gari Clifford, Francisco Azuaje, Patrick E. McSharry. – Boston; London: Artech house, 2006. – XV, 384 p. 9. Science of the Heart: Exploring the Role of the Heart in Human Performance. – Boulder Creek (California): Int of HeartMath, 2001. – 72 p. 10. McSharry Patrick E. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals / Patrick E. McSharry, Gari Clifford, Lionel Tarassenko, Leonard A. Smith // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2003. – Vol. 50. – № 3. – P. 289-294. 11. Levkov Chavdar Removal of power-line interference from the ECG: a review of the subtraction procedure / Chavdar Levkov, Georgy Mihov, Ratcho Ivanov etc. // BioMedical Engineering OnLine. – 2005. – Vol. 4. – P. 50-68.

УДК 004.4'236

Розробка візуального середовища моделювання цифрової обробки біосигналів для мобільних платформ / Дацок О.М., Глибицький Д.М. // Вісник НТУ "ХПІ". Тематичний випуск: Інформатика і моделювання. – Харків: НТУ "ХПІ". – 2010. – № 21. – С. 52 – 57.

Розглянуто проблему розширення можливостей програмного забезпечення, що працює з пристроями персонального контролю здоров'я. Проаналізовані засоби розв'язання розглянутої задачі у сфері цифрової обробки сигналів. Розроблено прототип реалізації візуального середовища моделювання цифрової обробки біосигналів. Роботу системи розглянуто на прикладі виділення *R-R*-інтервалу електрокардіограми. Іл.: 2. Бібліогр.: 11 назв.

Ключові слова: цифрова обробка сигналів, візуальне середовище моделювання, *R-R*-інтервал, електрокардіограма.

UDC 004.4'236

Development of visual modeling environment of digital biosignal processing / Datsok O.M., Glibitsky D.M. // Herald of the National Technical University "KhPI". Subject issue: Information Science and Modelling. – Kharkov: NTU "KhPI". – 2010. – № 21. – P. 52 – 57.

A problem of enhancement of software that works with personal healthcare devices is considered. Ways of solving this problem in the sphere of digital signal processing are analyzed. An implementation of visual modeling environment prototype for digital signal processing is proposed. Extraction of *R-R*-interval from electrocardiogram is considered as an example of the system's operation. Figs: 2. Refs: 11 titles.

Key words: digital signal processing, visual modeling environment, *R-R*-interval, electrocardiogram.

Поступила в редакцію 13.04.2010