

Модульная система динамического мониторинга кардиореспираторной системы человека

Аннотация

Рассматриваются основные параметры и структурное построение модульной системы динамического мониторинга кардиореспираторной системы в условиях повседневной деятельности человека. Разработаны структурные схемы измерительных каналов электрокардиосигнала и респираторного сигнала.

Введение

Одним из ведущих трендов развития современной медицины является создание систем длительного персонального мониторинга состояния человека в условиях естественного поведения. Подобные системы, уменьшая нагрузку на медицинские учреждения и снижая стоимость медицинских услуг, потенциально позволяют оценивать риски возникновения заболеваний на донозологической стадии, вероятность осложнения хронических заболеваний и эффективность проводимого лечения [1], [2].

По данным Всемирной организации здравоохранения в настоящее время сердечно-сосудистые и респираторные заболевания являются доминирующей причиной смертности в мире. Эффективное лечение подобного рода патологий невозможно без разработки достоверных методов контроля динамики их развития. В связи с этим приобретает особую актуальность задача создания эффективных аппаратно-программных средств, позволяющих вести динамический мониторинг состояния пациента в естественных условиях в течение длительного времени. Наибольший интерес представляют средства дистанционного мониторинга, предназначенные для пациентов с сердечной аритмией, сердечной недостаточностью, синдромом апноэ во сне и хроническими обструктивными заболеваниями легких [3]-[5].

Проведенный анализ в области разработанных методов и подходов к реализации эффективной диагностики кардиореспираторной системы человека [1]-[9] показал, что для контроля широкого круга заболеваний сердца, артериальных сосудов и дыхательной системы необходимо регистрировать электрокардиосигнал, кривую дыхания и двигательную активность пациента. Регистрация этих параметров должна обеспечиваться в реальном масштабе времени в течение длительного периода наблюдения.

Материалы и методы

Эффективное решение задачи динамического мониторинга пациентов с кардиореспираторными патологиями возможно путем создания сети персональных носимых приборов пациента и объединенных в кластер базовых станций обработки данных с соответствующим программным обеспечением. Для обеспечения взаимодействия между персональными приборами пациента и сервером обработки данных можно использовать стандартное мобильное устройство. Такой подход дает возможность снизить стоимость системы, а также улучшить ее эксплуатационные характеристики.

На рис. 1 представлена структурная схема модульной системы динамического мониторинга кардиореспираторной системы человека, на которой обозначены: ПКП – персональный комплект пациента, состоящий из персонального прибора регистрации биосигналов и мобильного устройства пациента; ССД – сервер сбора данных; РСВ – рабочая станция врача.

Персональный прибор пациента (ППП) в режиме реального времени передает информацию в стандарте Bluetooth на смартфон или планшетный компьютер для сбора информации с датчиков биосигналов и передачи по сетям мобильной связи на сервер, функционирующий на основе облачных технологий.

Рабочие станции врача имеют доступ через сеть Интернет к необходимым данным пациентов, хранящимся на сервере сбора данных.

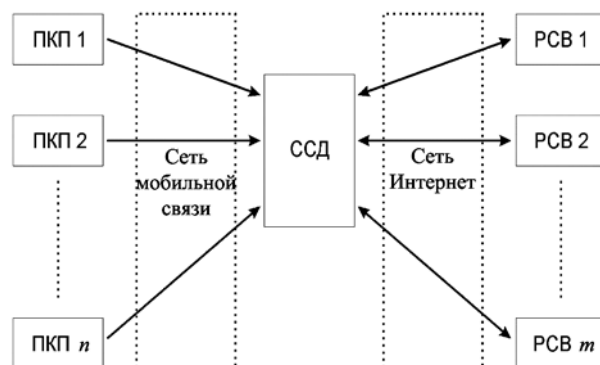


Рис. 1. Структурная схема модульной системы динамического мониторинга кардиореспираторной системы человека (пояснения в тексте)

На рис. 2 представлена структурная схема ПКП, состоящего из двух основных модулей, на которой обозначены: ПП ЭКС – первичный преобразователь электрокардиосигнала; ПП РС – первичный преобразователь респираторного сигнала; ДДА – датчик двигательной активности; МК – микроконтроллер; МБС – модуль беспроводной связи; АБП – аккумуляторный блок питания; МУП – мобильное устройство пациента.

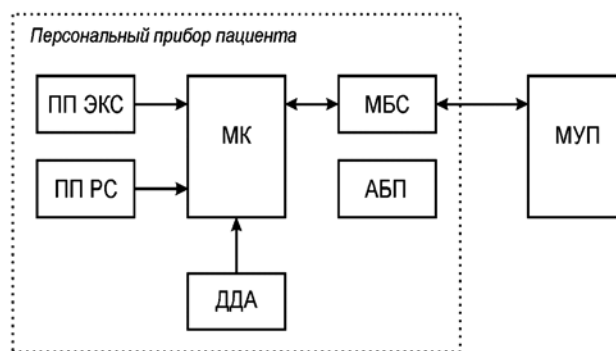


Рис. 2. Структурная схема ПКП (пояснения в тексте)

Малогабаритные датчики электрокардиосигнала, дыхания, двигательной активности пациента интегрированы в единый функциональный блок ППП. С помощью МБС оцифрованные биосигналы передаются на носимое МУП, где происходят их первичная обработка и передача по каналам связи на сервер сбора данных. ППП снабжается аккумуляторным блоком питания, который может подзаряжаться как от мобильного устройства, так и от внешних сетей питания.

Результаты

Аппаратным ядром ППП являются измерительные преобразователи (ИП) биомедицинских сигналов, предназначенные

для регистрации физиологических параметров и сигналов и их преобразования в электрический сигнал. Рассмотрим подробно структурное построение ИП биосигналов персонального прибора пациента. На *рис. 3* представлена структурная схема ИП ЭКС (НЭ – нейтральный электрод; Э1, Э2 – электроды; ИУ – инструментальный усилитель; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер).

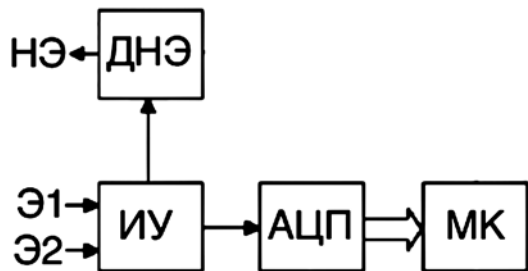


Рис. 3. Структурная схема ИП ЭКС (пояснения в тексте)

Сигнал биоэлектрической активности сердца поступает с электродов, размещенных на теле пациента, на ИУ, обеспечивающий подавление синфазной составляющей помехи, а также предварительное усиление биосигнала. Синфазная составляющая помехи подается на ДНЭ и далее, в противофазе, – на НЭ, что позволяет существенно снизить помеху от сети переменного тока. Сигнал с выхода ИУ поступает на АЦП высокой разрядности, построенный на основе сигма-дельта преобразования, и далее в цифровом виде передается в оперативную память МК.

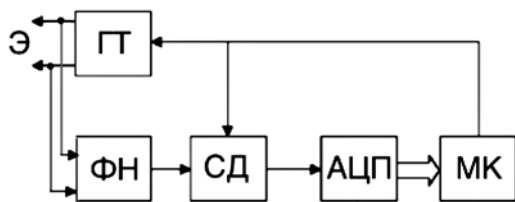


Рис. 4. Структурная схема ИП респираторного сигнала (пояснения в тексте)

На *рис. 4* представлен предлагаемый вариант структурного построения ИП респираторного сигнала (Э – электроды; ГТ – генератор тока; ФН – формирователь напряжения; СД – синхронный демодулятор).

Для формирования высокочастотного электрического тока прямоугольной формы используется ГТ, управляемый с помощью МК. На исследуемый участок тела электрический ток поступает через кожные поверхностные электроды. Возникающее в результате прохождения через биологическую ткань электрического тока падение напряжения регистрируется с помощью тех же электродов и формирователя напряжения.

Сформированный сигнал напряжения поступает на СД для получения огибающей амплитудно-импульсного модулированного сигнала, пропорциональной кривой дыхания. Выходной сигнал СД поступает на вход АЦП, и далее оцифрованные отсчеты биосигнала передаются в оперативную память МК.

В основу проектирования аппаратной части ППП было положено построение схемы с использованием возможностей сигма-дельта АЦП высокой разрядности, что позволило отказаться от дополнительных усилителей переменного напряжения, инерционных фильтров верхних частот и таким образом исключить негативное влияние переходных процессов в их частотно-зависимых цепях, решить проблему широкого динамического диапазона регистрируемых биосигналов и высокой постоянной неинформативной составляющей электрофизиологических сигналов.

Для неинвазивной регистрации кривой дыхания в разрабатываемой системе мониторинга использовался метод импедансной плетизмографии, суть которого заключается в регистрации изменений электрического сопротивления грудной

клетки, обусловленных циклами вдоха и выдоха исследуемого пациента.

Ключевым ядром разработанного ППП является комбинированная аналого-цифровая микросхема ADS1292R, содержащая два конфигурируемых усилительных тракта, оптимизированных для работы с ЭКС и респираторными сигналами, и двухканальный 24-разрядный дельта-сигма АЦП. Схема экспериментального образца предусматривает установку двух ADS1292R, что обеспечивает четыре канала регистрации биосигналов. Один из каналов сконфигурирован для работы в качестве ИП респираторного сигнала, остальные три – как трехканальный ИП ЭКС, позволяющий после обработки оцифрованного сигнала получить шесть отведений ЭКС с электродов на конечностях (I, II, III, aVR, aVL, aVF) и одно грудное отведение. В случаях, когда требуется регистрировать ЭКС лишь с одного отведения, что является достаточным для решения задач мониторинга, одна из микросхем может не устанавливаться.

С электродов через защитные резисторы ЭКС поступает на входы ADS1292R, где проходит через фильтр защиты от радиочастотных помех и инструментальный усилитель с программируемым коэффициентом усиления, после чего оцифровывается дельта-сигма модулятором. Полученный поток данных децимируется цифровым фильтром, на выходе которого формируются значения выборок в 24-разрядном формате, сохраняемые в выходных буферных регистрах АЦП.

Основные параметры ИП программируются путем записи соответствующих кодов во внутренние регистры конфигурации ADS1292R. В данном случае коэффициент передачи ИУ задан равным 6, полоса пропускания усилителей ограничена внешними конденсаторами и составляет по уровню –3 дБ, 120 Гц. Среднеквадратическое значение шума АЦП, приведенное ко входу, не превышает 1 мкВ.

Первый канал микросхемы ADS1292R сконфигурирован для регистрации реографического сигнала дыхания. Микросхема содержит встроенный генератор противофазных прямоугольных импульсов частотой 32 кГц, амплитуда импульсов тока составляет около 1 мА. Выделение дыхательной волны из реографического сигнала производится при последующей цифровой обработке полученных данных. Высокая разрядность и низкий уровень шума АЦП позволяют сделать это без потери полезной информации.

В состав экспериментального образца ППП входит также датчик двигательной активности пациента на основе трехосевого акселерометра LIS352AR. Диапазон регистрируемых ускорений $\pm 2g$, выходной сигнал аналоговый, для оцифровки результатов измерений используется 12-разрядный АЦП.

Для беспроводной передачи данных на мобильное устройство пациента, служащее для пользователя средством управления, индикации и временного хранения данных, применен интегрированный модуль LMX9838, работающий в стандарте Bluetooth 2.0. Модуль содержит приемопередатчик диапазона 2,4 ГГц, антенну, кварцевый генератор и прочие необходимые компоненты, управляемые специализированным контроллером. Встроенное программное обеспечение модуля поддерживает автоматический поиск и установление соединения с другими устройствами с последующим переходом в режим виртуального последовательного порта. Прием и передача команд и данных между модулем и микроконтроллером производятся посредством асинхронного последовательного интерфейса UART.

Электропитание ППП осуществляется от литий-полимерного аккумулятора емкостью 750 мА·ч. Заряд аккумулятора производится от внешнего стабилизированного блока питания напряжением 5 В. Процесс заряда контролируется специализированной микросхемой STC4054, осуществляющей защиту от перезаряда, превышения заданного тока заряда и перегрева.

На *рис. 5* представлена фотография внешнего вида ППП для многоканальной регистрации биосигналов с кабелем отведений и планшетным компьютером (диагональ экрана планшета 7 дюймов) в качестве мобильного устройства пациента.

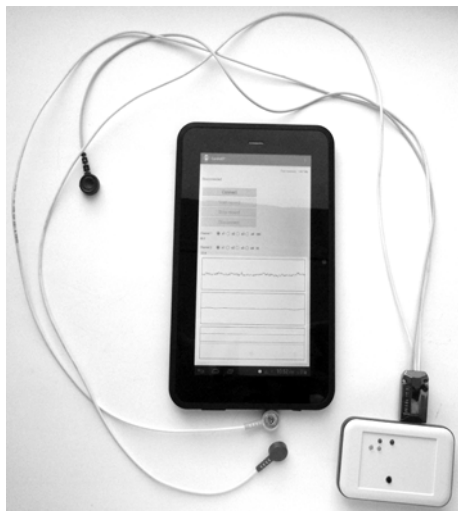


Рис. 5. Внешний вид персонального прибора пациента

Заключение

В заключение приведем основные технические характеристики разработанной системы динамического мониторинга кардиореспираторной системы человека.

Параметры канала регистрации ЭКС:

- число каналов регистрации электрокардиосигнала: 3;
- диапазон изменения амплитуд входного сигнала ЭКС, мВ: 0,03...5;
- ширина полосы пропускания канала ЭКС (по уровню -3 дБ), Гц: 0,05...100;
- максимальный электродный потенциал, мВ: ± 300 ;
- частота дискретизации ЭКС, Гц: 250.

Параметры канала регистрации кривой дыхания:

- метод регистрации респираторной активности: электроимпедансный;
- ширина полосы пропускания респираторного канала, Гц: 0...3.

Параметры канала регистрации двигательной активности:

- метод регистрации двигательной активности: трехканальный акселерометр;
- диапазон определяемых ускорений в каналах акселерометра, м/с^2 : ± 20 ;
- диапазон частот регистрируемого сигнала двигательной активности, Гц: 0...5.

Параметры электропитания:

- электропитание прибора – от встроенного аккумулятора;
- время непрерывной работы персонального блока пациента: не менее 24 ч в максимальной конфигурации.

Экспериментальный образец системы персонального мониторинга обеспечивает:

- регистрацию ЭКС, дыхательной кривой, двигательной активности пациента одновременно или в произвольных сочетаниях в зависимости от требований разрабатываемых методик применения;
- возможность комфортного и безопасного длительного (до 24 ч) ношения персонального прибора пациента с закрепленными на теле датчиками;
- возможность запоминания биосигналов в коммуникаторе;
- возможность передачи биосигналов в реальном времени или отсроченно на базовую станцию по сетям Интернет как со стационарных точек доступа, так и через сети GSM;
- возможность накопления и анализа информации, передаваемой не менее чем от 500 пациентов, на одной базовой станции.

Конкурентные преимущества предлагаемой системы динамического наблюдения за состоянием хронических больных заключаются:

- в возможности непрерывного длительного, в том числе круглосуточного, наблюдения за контролируемыми физиологическими параметрами;
- в использовании модульного принципа построения, позволяющего снизить цену конечного продукта при учете индивидуальных особенностей конкретного человека;
- в наличии расширенного круга регистрируемых физиологических параметров;
- в относительной простоте технической реализации аппаратной части системы и переносе основной функциональности на программное обеспечение.

Список литературы:

1. Ekeland A.G. et al. Effectiveness of telemedicine: A systematic review of reviews // International Journal of Medical Informatics. 2010. Vol. 79. № 11. PP. 736-771.
2. Pare G. et al. Comparing the costs of home telemonitoring and usual care of chronic obstructive pulmonary disease patients: A randomized controlled trial // European Research in Telemedicine. 2013. Vol. 2. № 2. PP. 35-47.
3. Hunninghake D.P. Cardiovascular disease in chronic obstructive pulmonary disease // Proceedings of the American Thoracic Society. 2005. Vol. 2. PP. 44-49.
4. Chau J.P. A feasibility study to investigate the acceptability and potential effectiveness of a telecare service for older people with chronic obstructive pulmonary disease // International Journal of Medical Informatics. 2012. Vol. 81. № 10. PP. 674-682.
5. Winkler S. et al. A new telemonitoring system intended for chronic heart failure patients using mobile telephone technology // International Journal of Cardiology. 2011. Vol. 153. № 1. PP. 55-58.
6. Wen Ch. et al. Real-time ECG telemonitoring system design with mobile phone platform // Measurement. 2008. Vol. 41. № 4. PP. 463-470.
7. Bruyneel M. et al. Real-time attended home polysomnography with telematic data transmission // International Journal of Medical Informatics. 2013. Vol. 82. № 8. PP. 696-701.
8. Chen W.L. et al. Hypoxemia and autonomic nervous dysfunction in patients with chronic obstructive pulmonary disease // Respiratory Medicine. 2006. Vol. 100. № 9. PP. 1547-1553.
9. Reis M.C.M. et al. Ventricular arrhythmias are not a short-term reproducible phenomenon – Why long recording monitoring is necessary // Journal of Electrocardiology. 2014. Vol. 47. № 3. PP. 335-341.

Александр Александрович Федотов,

канд. техн. наук, доцент,

Анна Сергеевна Акулова,

аспирант,

Сергей Анатольевич Акулов,

канд. техн. наук, доцент,

кафедра лазерных

и биотехнических систем,

ФГАОУ ВО «Самарский национальный

исследовательский университет

им. акад. С.П. Королева»,

г. Самара,

e-mail: fedoaleks@yandex.ru