

Разработка и исследование аппаратно-программной Wi-Fi-системы для приема-передачи биомедицинских сигналов

Ю. В. Герасимова, В. П. Ивель, С. С. Молдахметов, И. А. Герасимов

Северо-Казахстанский университет имени Манаши Козыбаева
Казахстан, г. Петропавловск

julyvic@mail.ru

Аннотация. В статье рассмотрены принципы построения беспроводной системы приема-передачи биомедицинских сигналов с использованием Wi-Fi-модуля ESP32 с двухъядерным процессором. Предложен измерительно-отладочный комплекс по визуализации входных и выходных биосигналов, предназначенный для настройки, отладки и оптимизации рабочих алгоритмов системы.

Ключевые слова: биомедицинский сигнал, компьютерное моделирование, система MatLab, Wi-Fi приемопередатчик, платформа Arduino

I. ВВЕДЕНИЕ

В последнее время в лечебной медицине большое распространение получают беспроводные сети передачи биомедицинской информации, в том числе биомедицинских сигналов. Создание автономных беспроводных систем приема-передачи биомедицинских сигналов достаточно актуальная задача в области создания устройств длительного мониторинга состояния пациента.

Наиболее распространённой процедурой длительной регистрации биосигналов является Холтеровское суточное мониторирование [1]. Холтеровский мониторинг представляет собой запись электрокардиограммы (ЭКГ) в течение длительного времени чаще всего суток на специальное устройство. Только после окончания проведения записи ЭКГ анализируется врачом. Применение беспроводной системы позволит осуществлять передачу ЭКГ от пациентов на общий сервер в режиме реального времени для мониторинга состояния пациента и своевременного выявления патологических состояний [2].

При организации беспроводной системы мониторинга, прежде всего, обращают внимание на скорость передачи биосигналов, помехоустойчивость системы, продолжительность непрерывной регистрации. И в зависимости от начальных требований к данным показателям осуществляют выбор типа беспроводной сети.

Анализ существующих беспроводных сетей показывает, что стандарты Zigbee и Bluetooth [3, 4] имеют такие недостатки, как невысокую скорость передачи данных и для стандарта Bluetooth ограниченное число абонентов. Сеть Wi-Fi не имеет этих недостатков, но для нее характерен высокий уровень

энергопотребления. Данный недостаток можно устранить благодаря использованию специальных Wi-Fi-модулей ESP32, которые имеют два микропроцессора Xtensa 32-bit с ультранизким энергопотреблением и позволяют управлять двумя процессами одновременно.

Далее будут представлены схематические решения и алгоритмы, позволяющие разработать Wi-Fi-систему приема-передачи биосигналов на примере Холтеровского мониторинга.

Выбор Холтеровского мониторинга объясняется тем обстоятельством, что амплитудно-частотные и временные характеристики, а также методы интерпретации ЭКГ позволяют полученные результаты распространить на другие виды биосигналов.

II. РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ СИСТЕМЫ

На рис. 1 представлена структурная схема двенадцатиканальной системы беспроводного мониторирования ЭКГ, дополненная измерительно-отладочным комплексом (ИОК).

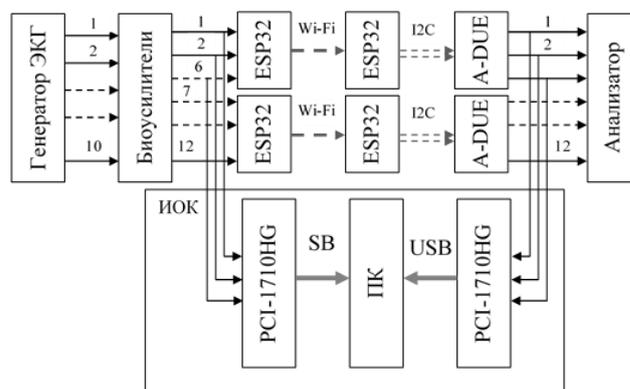


Рис. 1. Структурная схема системы

В состав автономной передающей части системы входят следующие компоненты.

- Генератор ЭКГ-сигналов, представляющий собой симулятор биосигналов (6 грудных и 4 от конечностей).
- Блок биоусилителей, содержащий двенадцать микросхем AD8232, обеспечивает формирование двенадцати отведений. Микросхема AD8232 предназначена для усиления и фильтрации слабых биопотенциальных сигналов в условиях сильных помех [5].

- Два Wi-Fi передатчика на микросхеме DOIT ESP32 DEVKIT V1. В состав микросхемы входят двухъядерный процессор Xtensa Dual-Core 32-bit LX6 с тактовой частотой до 240 MHz и скоростью до 600 DMIPS, а также восемнадцать 12-разрядных АЦП. В каждом передатчике используется шесть рабочих АЦП.
- Кроме того, в состав системы входят, непоказанные на схеме, два аккумулятора Li-ion 18650, обеспечивающие электропитание элементов (без учета генератора ЭКГ-сигналов).

Основные компоненты принимающей части системы.

1. Два Wi-Fi приемника, реализованные также на микросхеме DOIT ESP32 DEVKIT V1, которые принимают ЭКГ-информацию от передаваемой стороны.
2. Два комплекта модулей Arduino Due. Каждый комплект включает три модуля Arduino Due, построенных на 32-х битных микроконтроллерах AT91SAM3X8E фирмы Atmel семейства ARM архитектуры Cortex-M3, работающих на частоте 84 МГц. Полезная особенность модуля – наличие двух 12-битных ЦАП и интерфейса I2C.
3. Компьютерный анализатор с функцией интерпретатора электрокардиограммы.

Дополнительно в состав системы беспроводного мониторинга ЭКГ входит измерительно-отладочный комплекс (ИОК), который включает следующие элементы.

1. Две многофункциональные платы ввода-вывода PCI-1710HG. Каждая имеет по восемь дифференциальных или шестнадцать однополярных АЦП-входов.
2. Персональный компьютер, подключенный к платам PCI-1710HG по интерфейсу PCI.
3. Клеммный адаптер Advantech ADAM-3968 с соединительным кабелем.

III. АЛГОРИТМ ВЫПОЛНЕНИЯ ПРОГРАММЫ

Алгоритм выполнения программы Wi-Fi передатчика показан на рис. 2. При написании программы использовалась среда ESP-IDF. Для сокращения потребления электроэнергии аккумулятором при установке тактовой частоты было выбрано значение 80 МГц.

Благодаря наличию двухъядерного процессора в модуле ESP32, стало возможным выполнять процессы обработки и передачи информации параллельно. Так процесс записи измеренных биоэлектрических потенциалов сердца с двенадцати отведений и формирование пакета информации осуществляется на ядре 1, а процесс беспроводной передачи данных – на ядре 0.

На рис. 2 введены следующие обозначения: $X1...X12$ – информация об ЭКГ-сигнале, полученная в отведениях, с помощью АЦП передатчиков; $M1$, $M2$ – массивы данных; b – флаг проверки.

Процесс измерения всех отведений происходит практически одновременно. На каждое из двенадцати отведений приходится 1500 измерений. Запись

отведения $X1$ осуществляется в диапазоне $i=0\div1500$, отведения $X2$ – в диапазоне $i=1501\div3000$, отведения $X3$ – в диапазоне $i=3001\div4500$ т. д. Общий объем измерений для двенадцати отведений составит 18000 байт. Причем измеренные сигналы имеет двухбайтовый размер. Так как информация по интерфейсу Wi-Fi передается в виде байтов, то сначала происходит преобразование двухбайтовых данных в отдельные байты, а затем осуществляется их запись в массив $M1$. После того, как общий объем измерений достигнет значения 18000 байт, осуществляется перенос информации из массива $M1$ в массив $M2$. Затем массив $M1$ устанавливается в нулевое состояние, а флаг b – в единичное. Перемещение данных из массива $M1$ в массив $M2$ необходимо осуществить для того, чтобы записанные ЭКГ-данные сохранялись на время следующего цикла измерений.

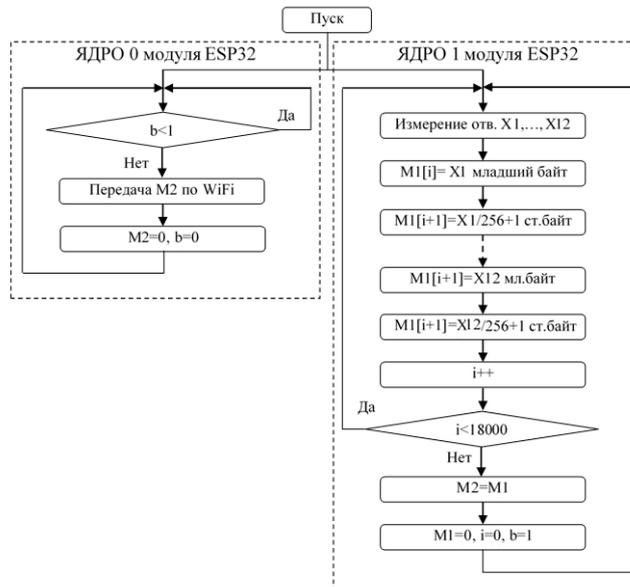


Рис. 2. Алгоритм выполнения программы Wi-Fi передатчика

На ядре 0 осуществляется постоянная проверка состояния флага b . Как только его значение становится равным единице, запускается Wi-Fi передача данных. Продолжительность передачи составляет не более 5 мс. После чего значение массива $M2$ и флага b устанавливаются в ноль. Таким образом, происходит организация независимой работы двух ядер, причем измерение и передача данных происходит одновременно.

Согласно структурной схеме (рис. 1) прием данных осуществляет Wi-Fi приемник, построенный также на двух модулях ESP-32. С выхода модулей данные по интерфейсу I2C поступают на модули Arduino Due с последующим выводом информации на компьютерный анализатор.

Запись информации в Wi-Fi передатчик осуществляется в параллельном режиме, а вывод измерений всех двенадцати отведений в последовательном. Реальное время этих процессов должно быть одинаково. При этом для достоверности сохранения информации происходит сжатие ЭКГ-данных. В дальнейшем компьютерный анализатор переводит ЭКГ-данные в реальный масштаб времени, а затем уже осуществляет анализ.

Для действующего образца разрабатываемой Wi-Fi-системы целесообразнее в качестве компьютера-

анализатора применить миникомпьютер класса Raspberry [6], поскольку функциональные возможности миникомпьютера позволяют ему выполнять задачи анализа и интерпретации для любого класса биосигналов. Кроме того, в состав миникомпьютера этого класса входит I2C интерфейс, что позволяет отказаться от ЦАП преобразования, т. е. исключить из состава комплекса модули Arduino Due.

IV. РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПЫТАНИЙ

Функция измерительно-отладочного комплекса (ИОК на рис. 1) заключается в настройке и отладке всей системы и в оценке соответствия параметров ЭКГ на выходе модулей Arduino Due с входными параметрами ЭКГ, измеренными на входе Wi-Fi передатчиков. Процедура реализуется в среде Matlab с помощью пакета Simulink Desktop Real-Time и интерфейсных плат класса PCI-1710HG, установленных в PCI-интерфейс компьютера.

Возможности программной среды Matlab позволяют оценить качество работы аппаратно-программной Wi-Fi-системы приема-передачи биосигналов и принять соответствующие программные и аппаратные решения, повышающие ее точность и помехоустойчивость.

На рис. 3 представлена Simulink-модель измерительно-отладочного комплекса, включающего шесть аналоговых входов платы PCI-1710HG (три на передающую и три на приемную части системы), шесть низкочастотных фильтров (ФНЧ) и два виртуальных осциллографа (ВО).

Модель, представленная на рис. 3, не использует все возможности структурной схемы на рис. 1 (задействованы только три основных отведения из двенадцати), но она наглядно отражает механизм функционирования всей системы.

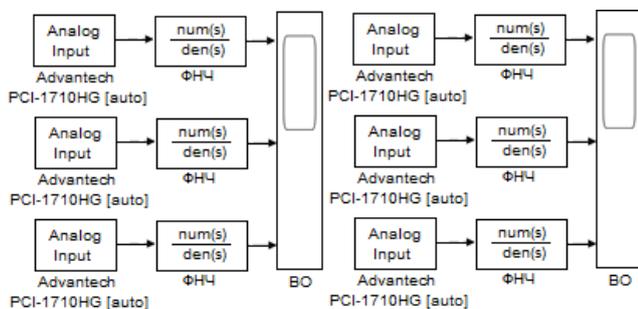


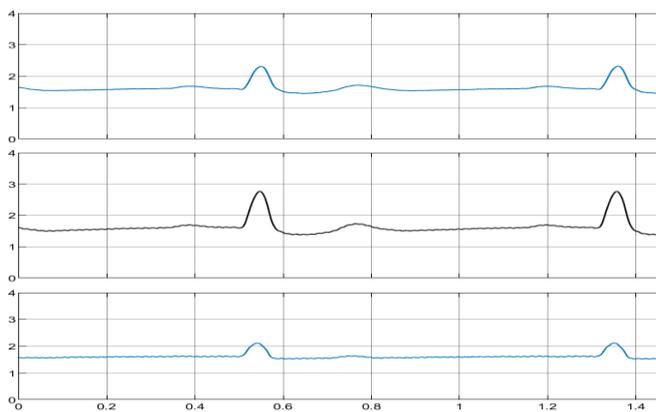
Рис. 3. Simulink-модель измерительно-отладочного комплекса

На рис. 4 представлены графики входных (рис. 4а) и выходных (рис. 4б) ЭКГ-сигналов.

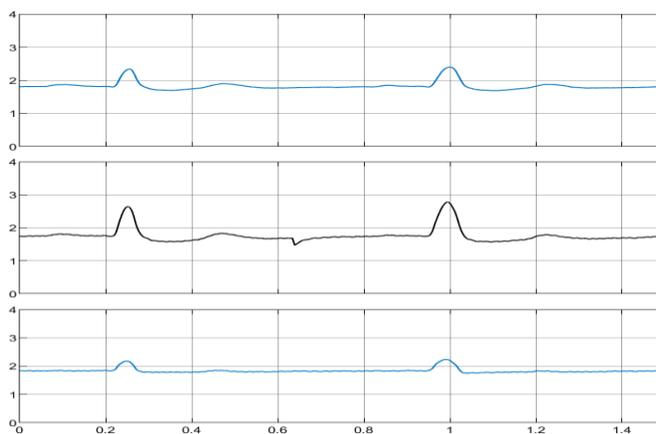
Визуальный сравнительный анализ входных и выходных биосигналов показывает незначительные формологические расхождения, не влияющие на анализ и интерпретацию полученных ЭКГ, их появление можно объяснить несовершенством временных коммуникационных соединений (проводников) между отдельными блоками системы.

Измерение потребления электроэнергии передающей части системы показало, что запаса электроэнергии при использовании двух аккумуляторов Li-ion 18650 (при записи 12-ти отведений) хватит как минимум на 24 часа.

Временная задержка между входными и выходными ЭКГ-сигналами составляет не более пяти сердечных циклов.



а)



б)

Рис. 4. ЭКГ I, II и III отведений

V. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, в работе была представлена структурная схема беспроводной системы мониторинга ЭКГ, обеспечивающая измерение двенадцати отведений ЭКГ, формирование и передачу пакетов ЭКГ-данных на приемную часть системы. Продемонстрирован измерительно-отладочный комплекс по визуализации входных и выходных ЭКГ-сигналов, предоставляющий широкий набор программно-аппаратных инструментов, включая специализированные пакеты системы Matlab для настройки, отладки и оптимизации рабочих алгоритмов реальной системы длительного мониторинга биосигналов любых функциональных систем организма человека.

Предложены схмотехнические решения применения двухъядерного процессора передающего Wi-Fi-устройства, обеспечивающего параллельное выполнение программы: измерение и обработку информации на одном ядре процессора и пакетную передачу информации на другом.

Анализ результатов экспериментов и полученных графиков реальных ЭКГ показывает, что использование Wi-Fi передатчика нового поколения, построенного на двухъядерном процессоре, а также других оригинальных схмотехнических и программных решений, направленных на повышение достоверности

передаваемой биоинформации и минимизацию энергопотребления автономного Wi-Fi передатчика, позволяет создать эффективную и экономичную систему мониторинга биосигналов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Холтеровское мониторирование ЭКГ: возможности, трудности, ошибки / А.С. Аксельрод, П.Ш. Чомахидзе, А.Л. Сыркин; под ред. А.Л. Сыркина. 4-е изд., испр. и доп. М.: Медицинское информационное агентство, 2021. 208 с.
- [2] Применение систем дистанционной регистрации и централизованного анализа ЭКГ в условиях крупного стационара и медицинских учреждений сельской местности: метод. пособие / Г.В. Рябыкина [и др.]. М.: Минздрав соцразвития России, 2012. 60 с.
- [3] V. Auteri, L. Roffia and T. Salomon Cinotti. ZigBee-nased wireless ECG monitor. // 2007 Computers in Cardiology, 133-136.
- [4] A. Juarez-Carrascoand, J.E. Chong-Quero, "Design and Development of a Holter Prototype with Bluetooth Transmission," // Proc. 2011 Pan American Health Care Exchanges, 2011, P. 323-327.
- [5] Кахаров С., Джураев Ш.С. Мониторинг кардиосигналов // Экономика и социум. 2019. №12 (67).
- [6] URL: chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcgclefindmkaj/https://www.iupr.ru/_files/ugd/b06fdc_2278eca9a5b0456eb58bd7516942442a.pdf?index=true (дата обращения: 25.02.2024).
- [7] Viktor Ivel, Yuliya Gerasimova, Sayat Moldakhmetov and Pavel Petrov. Methods of ECG-signal transmission system development // ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences (1819-6608), Vol. 13 (24), 2018. P. 9657-9661.