

ПРОБЛЕМНЫЕ ВОПРОСЫ РАЗРАБОТКИ СИСТЕМЫ УДАЛЁННОГО МОНИТОРИНГА ЗДОРОВЬЯ

(перевод с англ.)

Моханад Абдулхамид¹

¹ Университет Аль-Хикма, Багдад, Ирак

Резюме. Цель исследования – разработать систему удаленного мониторинга здоровья пациента.

Методология исследования. Методология исследования включает три основные части: первая часть – обнаружение факта падения пациента; вторая часть – снятие электрокардиограммы – ЭКГ (обнаружение сердцебиения); третья часть – передача данных для их удалённого просмотра медицинским специалистом.

Результаты исследования и их анализ. Основная цель исследования была достигнута. Все три отдельных модуля – модуль обнаружения падения пациента, модуль обнаружения сердцебиения и модуль удалённого просмотра – дали запланированные результаты. Сделан вывод, что в дальнейшем все модули системы могут быть оптимизированы и доведены до конечной единой схемы.

Ключевые слова: модуль обнаружения падения пациента, модуль обнаружения сердцебиения, модуль удалённого просмотра, система удаленного мониторинга здоровья пациента

Для цитирования: Абдулхамид Моханад. Проблемные вопросы разработки системы удаленного мониторинга здоровья // Медицина катастроф. 2023. №4. С. 73-82 <https://doi.org/10.33266/2070-1004-2023-4-73-82>

PROBLEMATIC ISSUES OF DEVELOPMENT OF REMOTE HEALTH MONITORING SYSTEM

Mohanad Abdulhamid¹

¹ Al-Hikma University, Baghdad, Iraq

Summary. The aim of the study is to develop a remote patient health monitoring system.

The research methodology includes three main parts: the first part is detecting the fact that the patient has fallen; the second part is taking electrocardiogram – ECG (heartbeat detection); the third part is transmitting the data for its remote viewing by a medical professional.

Results of the study and their analysis. The main objective of the study was achieved. All three individual modules – patient fall detection module, heartbeat detection module and remote viewing module – gave the planned results. It is concluded that all the modules of the system can be further optimized and brought to a final unified scheme.

Key words: heartbeat detection module, remote patient health monitoring system, remote viewing module, patient fall detection module

For citation: Mohanad Abdulhamid. On the design of remote health monitoring system. *Meditsina Katastrof* = Disaster Medicine. 2023;4:73-82 (In Russ.). <https://doi.org/10.33266/2070-1004-2023-4-73-82>

Контактная информация:

Абдулхамид Моханад – доктор наук; научн. сотр.
Университета Аль-Хикма

Адрес: Ирак, Багдад, Заафарания

E-mail: moh1hamid@yahoo.com

Contact information:

Abdulhamid Mohanad – PHD; Researcher of the Al-Hikma
University

Address: Zaafarania, Baghdad, Iraq

E-mail: moh1hamid@yahoo.com

Введение

Система дистанционного мониторинга здоровья – это расширение больничной системы, в которой жизненно важные параметры состояния организма пациента могут контролироваться удалённо. Традиционные системы обнаружения факта падения пациента встречаются

только в больницах и характеризуются большими и сложными схемами, требующими высокого энергопотребления. Прогресс в области полупроводниковых технологий привел к созданию недорогих, меньших по размеру и имеющих низкое энергопотребление датчиков и микроконтроллеров [1].

В последние годы появилось несколько систем удалённого мониторинга здоровья, имеющих беспроводную систему обнаружения факта падения пациента и передающих информацию с датчиков на удалённый сервер по беспроводной связи. Некоторые из них применяются в быту, что требует внесения абонентской платы. В развивающихся странах это является препятствием, так как многие люди не могут позволить себе пользоваться указанными системами из-за их дороговизны. Существует также проблема подключения таких систем к интернету, поскольку для работы некоторых из них требуется качественный интернет для удалённого подключения в режиме реального времени [2].

Многие системы лучше всего применяются в развитых странах, где инфраструктура работает идеально. В развивающихся странах в большинстве случаев системы адаптируются. Чтобы удовлетворить основным минимальным условиям, имеющимся в настоящее время в развивающихся странах, необходимо подойти к проблеме разработки системы удалённого мониторинга здоровья с нуля.

Простой дизайн системы мониторинга здоровья пациента может соответствовать количеству параметров, которые она может обнаружить. В некоторых случаях, обнаружив один параметр, можно рассчитать несколько показаний. Для простоты определения параметров их можно разделить на одно- и многопараметрические [3].

Система удалённого мониторинга здоровья пациента может использоваться в домашних условиях. Она больше всего подходит для пожилых или хронически больных пациентов, стремящихся избежать длительного пребывания в больнице. Беспроводные датчики используются для сбора сигналов и их передачи, а процессор программируется для приема и автоматического анализа сигналов.

1. Цель исследования – выбрать датчики в зависимости от того, что мы хотим обнаружить, и разработать алгоритмы для реализации процесса обнаружения, например, датчики обнаружения падения пациента, датчики мониторинга сердечных сигналов, датчики мониторинга сигналов мозга – электроэнцефалографии (ЭЭГ) и ультразвукового исследования (УЗИ) в домашних условиях [4].

Используя систему мониторинга одного параметра, автор разработал подход к системе удалённого мониторинга здоровья, который расширяет сферу медицинского обслуживания – от традиционной клиники или больницы до дома пациента. Система должна собирать данные двух систем: системы обнаружения сердцебиения у пациента и системы обнаружения его падений. Данные двух систем мониторинга по одному параметру затем используются для их удалённого обнаружения.

2. Методология исследования

2.1. Проектирование системы обнаружения падений

Для обнаружения падения в качестве датчика выбран акселерометр. Существуют два распространенных типа акселерометров – двухосевой и трехосевой. Чувствительность акселерометра определяет его стоимость, наиболее чувствительный – стоит дорого.

2.1.1. Описание обнаружения падения

В данной работе выбран простой трехосевой акселерометр, который может определять три значения по осям X, Y и Z. С помощью микроконтроллера и подходящего алгоритма данные с акселерометра исполь-

зуются для обнаружения падения. Затем эти данные передаются по беспроводной связи для регистрации, чтобы их мог удалённо просмотреть медицинский специалист или лицо, заинтересованное в получении этих данных.

На основе данных оси акселерометра устанавливается пороговое значение. Используя точечное или перекрестное произведение данных осей и сравнивая их с пороговым значением, можно определить факт падения. Затем микроконтроллер передает данные по беспроводной связи в локальную базу данных, доступ к которой можно получить удалённо.

Важным фактором, который необходимо учитывать при использовании акселерометров для обнаружения падения, является то, что полученные показания могут быть ложными. Для предотвращения этого очень важно правильно расположить датчик падения. Используя различные данные выборочных испытаний, полученные в ходе проектирования, и основываясь на результатах предыдущих исследований, оптимальным местом размещения датчика является центральная часть тела, особенно – талия.

Важно отметить, что современный смартфон имеет в своей плате акселерометр. К акселерометру можно получить доступ через библиотеку и создать приложение для обнаружения и регистрации падения. Во время проектирования метод смартфона был исключен, так как телефон может быть поврежден во время падения. Выбранный нами метод является для пользователя недорогой и неинвазивной альтернативой. Поскольку устройство будет использоваться человеком, склонным к падениям, ожидается, что оно выдержит несколько падений и ударов.

2.1.2. Реализация

Разработка ведется с использованием акселерометра ADXL335, микроконтроллера ATmega328 и беспроводного приемопередатчика HC11 433 МГц только в режиме передачи сигнала.

Для обнаружения падения вдоль оси используется величина ускорения – AM. Это достигается с помощью вектора величины по формуле:

$$AM = \sqrt{ax^2 + ay^2 + az^2}, \quad (1)$$

где AM – величина ускорения.

Имея выходные данные акселерометра, изменение угла может быть также рассчитано с помощью точечного произведения. Для этого вводятся мгновенный и опорный векторы. Мгновенный вектор определяется по формуле:

$$a = (ax, ay, az) \quad (2)$$

Когда пользователь встает, эталонный вектор генерируется по формуле:

$$b = (bx, by, bz) \quad (3)$$

Использование мгновенного и опорного векторов осуществляется по формуле:

$$a \cdot b = |a| |b| \cos \theta \quad (4)$$

Угол падения рассчитывается по формуле:

$$\theta = \cos^{-1}(a \cdot b / |a| |b|) \quad (5)$$

Блок-схема алгоритма обнаружения падения, представленная на рис. 1, показывает следующие действия микроконтроллера:

- установление порогового значения;
- определение, что ускорение превышает пороговое значение;
- ожидание уменьшения ускорения и его возвращения к относительно нормальному значению;
- проверка ориентации пользователя;
- обнаружение падения, если пользователь находится параллельно земле.

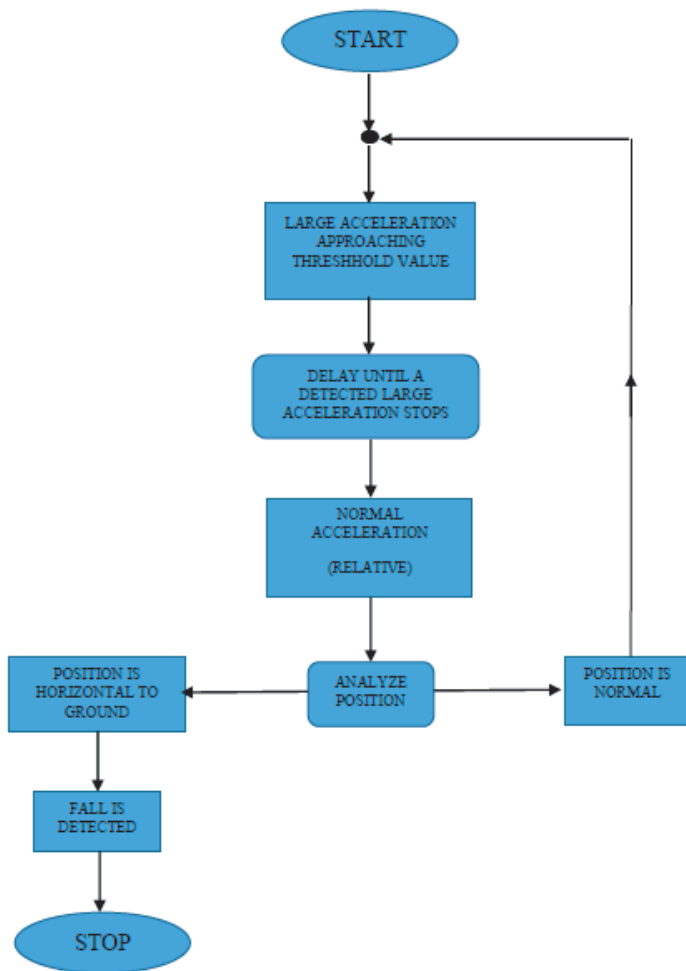


Рис. 1. Блок-схема алгоритма обнаружения падения
 Fig. 1. Flowchart for fall detection algorithm

Показания акселерометра преобразуются в цифровое значение с помощью аналого-цифрового преобразования (АЦП) в микроконтроллере. Базовое напряжение может составлять 3,3 или 5В. Если система разрабатывается с упором на энергосбережение, то 3,3В подойдет лучше всего. В табл. 1 приведена формула, используемая для калибровки осей X, Y и Z, где ADC_x, ADC_y и ADC_z для осей X, Y и Z соответственно – цифровые значения после того, как аналоговый сигнал от акселерометра был передан в АЦП микроконтроллера. Затем для обнаружения падения значение АМ сравнивается со значением АМ > 1,8g по формуле (1).

2.1.3. Микроконтроллер АТмега328

Плата АТмега328 очень популярна среди любителей и является предпочтительным микроконтроллером при создании небольших модельных проектов. В связи с этим существуют обширные учебные пособия и примеры с открытым исходным кодом, облегчающие обучение и знакомство с платой. В дополнение к этому мы выбрали эту плату из-за следующих характеристик.

Рабочее напряжение. Рабочее напряжение 5В с опцией 3,3В – подходит, поскольку наши платы датчиков и модуль Bluetooth работают при питании 5 или 3,3 В и выводят показания в диапазоне 0–5В.

Входное напряжение. Плата имеет встроенный регулятор напряжения, который обеспечивает входное напряжение в диапазоне 7–12В, что также подходит, поскольку мы планируем питать плату от батареи 9В.

Память. Флэш-память (32 КБ) подходит потому, что наши программы алгоритмов могут быть довольно длинными и требуют приличного объема памяти микроконтроллера для их хранения. Объем памяти Static Random Access Memory (SRAM) (2 КБ) немного маловат, но алгоритмы могут обойти это,

Калибровка осей X, Y и Z
 X, Y, and Z axes calibration

Таблица 1 /Table No.1

	5 volt	3.3 volt
X axis	$a_x = \frac{\left(\frac{ADC_x \times 5}{1024}\right) - 1.64}{0.5}$	$a_x = \frac{\left(\frac{ADC_x \times 3.3}{1024}\right) - 1.64}{0.33}$
Y axis	$a_y = \frac{\left(\frac{ADC_y \times 5}{1024}\right) - 1.63}{0.5}$	$a_y = \frac{\left(\frac{ADC_y \times 3.3}{1024}\right) - 1.63}{0.33}$
Z axis	$a_z = \frac{\left(\frac{ADC_z \times 5}{1024}\right) - 1.65}{0.5}$	$a_x = \frac{\left(\frac{ADC_z \times 3.3}{1024}\right) - 1.65}{0.33}$

не храня слишком много переменных, чтобы не исчерпать объем SRAM.

Специализированные контакты. Arduino Uno поставляется с контактами RX/TX, которые будут использоваться для последовательной связи с нашим модулем Bluetooth. Плата также оснащена I2C-совместимыми контактами, которые будут необходимы для взаимодействия с нашим цифровым акселерометром.

2.1.4. Датчик

Для соответствующего обнаружения падения мы выбираем акселерометр. Выбранная модель – трехкоординатный цифровой акселерометр ADXL345, имеющий широкий G-диапазон (до $\pm 16g$). Диапазон очень широк, учитывая, что некоторые сильные падения оцениваются в 8 gs. Поскольку это цифровой датчик, разрешение можно регулировать – меньше шумов напряжения и меньше калибровки. Так как ADXL345 предоставляет трехосные данные, требует минимум 3,3В питания и совместим с I2C, наша плата микроконтроллера может корректно с ним взаимодействовать.

Для беспроводной связи выбран беспроводной трансивер модели HC11 (433 МГц). Его технические характеристики включают передачу данных на расстояние до 1 км, поддержку последовательной связи RX/TX от 9600bps – 115200bps (бит в секунду, скорость передачи данных), что делает его полностью совместимым с микроконтроллером AtMega328. Для целей удаленного просмотра данные, полученные при обнаружении падения, обозначаются как DATA1.

2.2. Дизайн системы обнаружения сердечных сокращений

Детектор основан на методе, который является неинвазивным для пользователя. В результате был разработан метод с использованием инфракрасного света, основанный на принципе фотоплетизмографии (PPG). Изменение объема крови происходит в тканях организма по мере того, как кровь перекачивается сердцем. Эти изменения регистрируются источником света и детектором и могут быть использованы для расчета частоты сердечных сокращений (ЧСС). Существуют два метода использования PPG. К ним относятся:

- метод пропускания – инфракрасный свет передается через ткань тела в инфракрасный приемник на противоположной стороне. Полученный свет затем используется для обнаружения сердечбиения. Глубина проникновения света через ткань органа – ограничена, поэтому транзитный PPG применим к таким ограниченным частям тела, как палец или мочка уха;

- метод отражения зависит от отраженного света в приемнике. Именно этот метод выбран в данной работе.

2.2.1. Обнаружение сердечного сигнала с помощью метода отражения

Свет излучается в ткань пальца, а отраженный свет измеряется детектором. Свету не нужно проникать в тело – отраженный PPG может быть применен к любым частям человеческого тела. Объем крови в тканях отвечает за колебания поглощенного света.

Обнаруженный сигнал PPG имеет как переменную, так и постоянную составляющие. Пульсирующие изменения объема артериальной крови вызывают компонент переменного тока, который синхронизируется с сердцебиением и является источником интересующего нас сигнала. Постоянная составляющая обнаруженного сигнала PPG является результатом воздействия тканей и среднего объема крови. Компонент переменного тока накладывается на большой компонент постоянного тока. Чтобы получить форму сигнала переменного тока с высоким отношением сигнал/шум, необходимо удалить переменную составляющую из постоянной составляющей. Таким образом, для получения необходимого сигнала с информацией о сердцебиении производится усиление переменного тока.

2.2.2. Реализация с использованием метода отражения

Для получения интересующего сигнала сердцебиения выходной сигнал инфракрасного детектора подается через компаратор. Выходной сигнал детектора сначала фильтруется с помощью двухступенчатой схемы High Pass-Low Pass. Затем сигнал оцифровывается с помощью аналого-цифрового преобразователя. Оцифровка производится с помощью микроконтроллера. Используя алгоритм, цифровое значение сердцебиения может быть выведено на жидкокристаллический дисплей (LCD) – рис. 2.

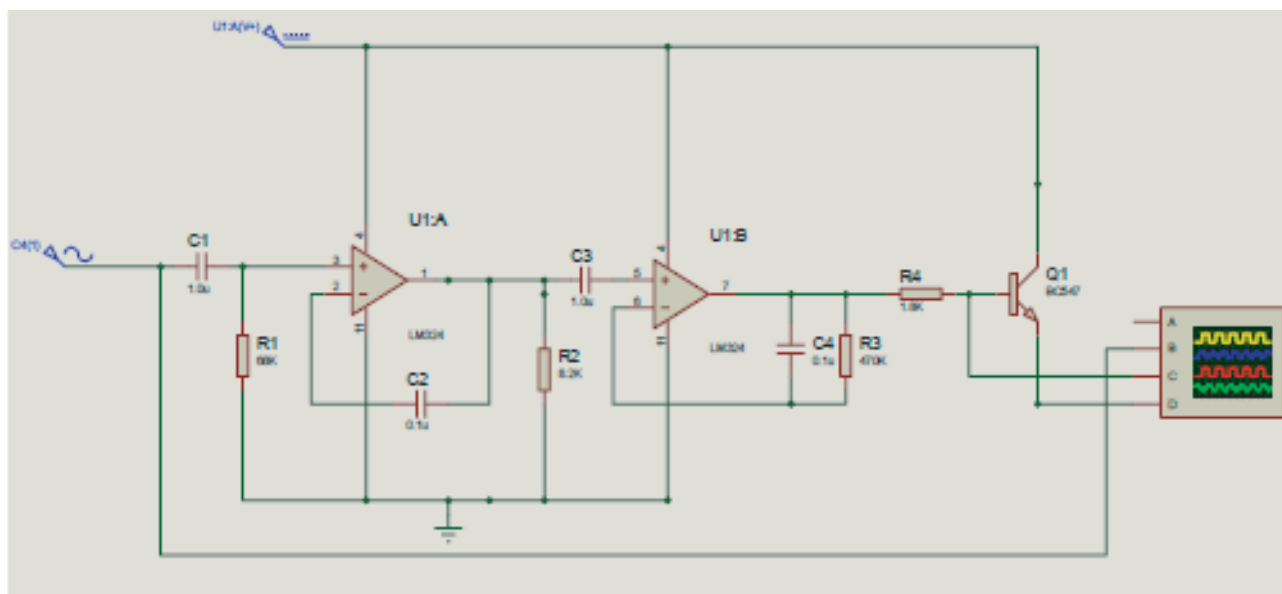


Рис. 2. Схема устройства обнаружения сердцебиения
Fig. 2. Circuit schematic for heartbeat detection

В качестве компаратора используется ОРАМР(LM324). Выход детектора сравнивается с пороговым напряжением. На первом этапе инвертирующие выводы ОРАМР подключаются к делителю напряжения, который устанавливается на пороговое напряжение.

Неинвертирующий вывод подключен к детектору через конденсатор емкостью 1 микрофарад. Когда ткань тела освещается, интенсивность света уменьшается. При уменьшении интенсивности света сопротивление увеличивается, что приводит к увеличению падения напряжения.

Данные, представленные на рис. 2, могут быть основой развития двух сценариев.

При высоком уровне падения напряжения на детекторе, подаваемое на неинвертирующий вход, превышает падение напряжения на инвертирующем входе. На выходе компаратора формируется логический высокий уровень, что полезно для обнаружения высокого пика в сердечном ритме – R на рис. 3.

Падение напряжения на детекторе меньше, чем на инвертирующем входе. На выходе получается серия импульсов, которые могут быть введены в микроконтроллер. Это поможет обнаружить любой небольшой пик между основными пиками сердцебиения – см. P, T, U на рис. 3.

На рис. 2 видно, что детектор пропускает больше тока, когда получает больше света, что, в свою очередь, вызывает падение напряжения в цепи усилителя. Два последовательных каскада операционных усилителей отфильтровывают шум и подчеркивают пики. ОРАМПС содержатся в одной IC и работают от одного источника питания в 5В постоянного тока. Фильтрация необходима для блокировки любых высокочастотных шумов, присутствующих в сигнале.

Конденсатор емкостью 1 микрофарад на входе каждого каскада необходим для блокировки составляющей постоянного тока в сигнале. Двухкаскадный усилитель/фильтр обеспечивает достаточный коэффициент усиления для слабого сигнала, поступающего от фотодатчика, и его преобразования в импульс.

Используя обозначение Beats Per Minute (уд./мин) – BPM (частота = $BPM/60$ с), интересующие нас частоты определяются как:

- нормальный сердечный ритм (нормальный синусовый ритм) – от 60 до 100 уд./мин;
- быстрый сердечный ритм – $BPM > 100$ BPM. Если ЧСС находится в этой области, это может указывать на заболевание сердца, известное как тахикардия;
- медленный сердечный ритм – менее 60 уд./мин. При таком ЧСС это может указывать на заболевание сердца, известное как брадикардия.

2.3. Проектирование системы дистанционного обнаружения

Данные с детектора падения (DATA1) и системы обнаружения сердцебиения (DATA2) передаются для удаленного просмотра. DATA1 передается через беспроводной передатчик от Atmega328 и принимается другим Atmega328. DATA1 и DATA2 последовательно передаются в Raspberry Pi (рис. 4).

В Raspberry Pi установлен чип Broadcom, на котором установлена уменьшенная версия ОС Linux (Raspbian Jessie). Это обеспечивает доступ к контактам ввода-вывода общего назначения (GPIO) для подключения к ним внешних схем. Для удаленного просмотра данных обнаружения падения (DATA1) и данных обнаружения сердцебиения (DATA2) Raspberry Pi выступает в качестве сервера. С помощью Raspberry Pi достигается главная цель нашего исследования – система удаленного обнаружения состояния здоровья.

3. Результаты исследования и их анализ

3.1. Результаты обнаружения падений

В табл. 2 показаны результаты, когда акселерометр находится в состоянии покоя на столе ($X=0, Y=0, Z=90$).

В табл. 3 показаны результаты, когда акселерометр находится в перевернутом положении при наклоне оси стола ($X=0, Y=180, Z=180$).

В табл. 4 показаны результаты, когда акселерометр на датчике наклона оси обращен к пользователю ($X=0, Y=+90, Z=+90$ (or 180)).

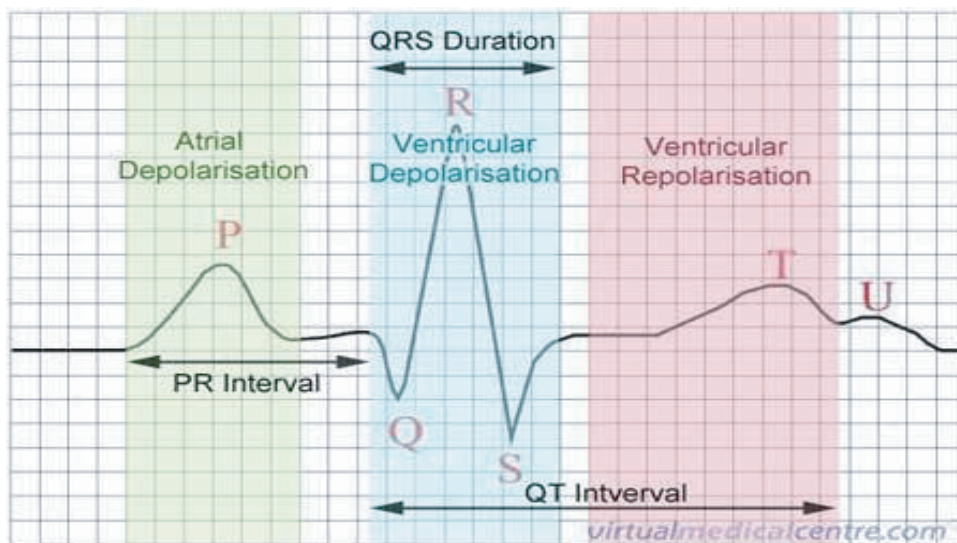


Рис. 3. Представление сердцебиения
Fig. 3. Representation of a heartbeat

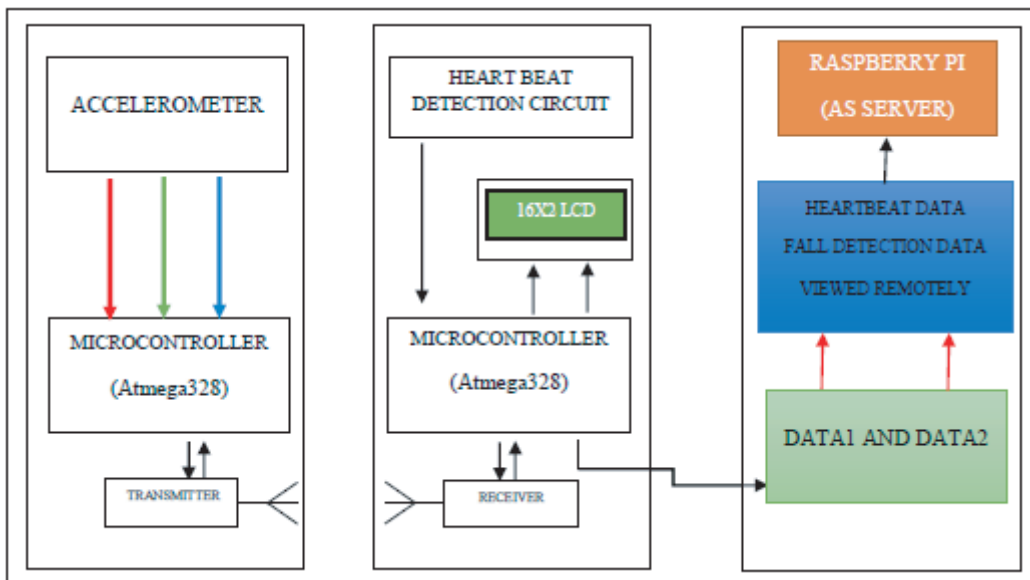


Рис. 4. Системный блок
Fig. 4. System block representation

Таблица 2 / Table No.2

Данные акселерометра, расположенного лицевой стороной вверх
Accelerometer resting face up

X = 331	Y= 335	Z= 406
X = 335	Y= 339	Z= 409
X = 331	Y= 335	Z= 406
X = 335	Y= 339	Z= 410
X = 331	Y= 335	Z= 406
X = 332	Y= 336	Z= 406
X = 332	Y= 335	Z= 406
X = 332	Y= 336	Z= 406
X = 331	Y= 335	Z= 406
X = 331	Y= 336	Z= 406
X = 335	Y= 339	Z= 408

Таблица 3 / Table No. 3

Данные акселерометра, когда он находится в перевернутом положении
Accelerometer upside down

X = 329	Y= 327	Z= 271
X = 330	Y= 327	Z= 271
X = 329	Y= 327	Z= 271
X = 330	Y= 326	Z= 271
X = 329	Y= 326	Z= 271
X = 329	Y= 326	Z= 271
X = 329	Y= 326	Z= 271
X = 329	Y= 326	Z= 271
X = 330	Y= 326	Z= 271
X = 329	Y= 326	Z= 271

Таблица 4 / Table No. 4

Данные акселерометра, когда его лицевая сторона обращена
к пользователю
Accelerometer facing user

X = 263	Y= 335	Z= 338
X = 263	Y= 335	Z= 337
X = 264	Y= 333	Z= 336
X = 263	Y= 333	Z= 336
X = 263	Y= 333	Z= 335
X = 264	Y= 333	Z= 337
X = 263	Y= 333	Z= 337
X = 264	Y= 333	Z= 337
X = 264	Y= 333	Z= 338
X = 263	Y= 333	Z= 339
X = 264	Y= 333	Z= 337

В табл. 5 показаны результаты, когда акселерометр на датчике наклона оси обращен к компьютеру (X=0, Y= -90, Z= -90(ор 0)).

В табл. 6 показаны результаты, когда акселерометр на датчике наклона оси направлен влево-вбок (X= +90, Y=0, Z= -90(ор 180)).

В табл. 7 показаны результаты, когда акселерометр на датчике наклона оси направлен вправо-вбок (X= -90, Y=0, Z=90 (ор 0)).

3.2. Результаты измерения сердечного сигнала

На рис. 5 показан результат первого каскада ОРАМР на выходе.

На рис. 6 показан результат второго каскада вывода ОУ.

На рис. 7 показан результат второго этапа выходного сигнала операционного усилителя с входом инфракрасного датчика.

На рис. 8 показан результат сравнения входного и выходного сигналов в виде потока.

На рис. 9 показан выходной сигнал в виде потока на осциллографе.

На рис. 10 показан скриншот доступа к GPIO терминала Linux.

На рис. 11 показана адресация локальной сети удаленного доступа (LAN).

Таблица 5 / Table No. 5

Данные акселерометра, когда его верхняя часть обращена от пользователя
Accelerometer top facing away from user

X = 266	Y = 329	Z = 341
X = 264	Y = 328	Z = 341
X = 264	Y = 328	Z = 342
X = 264	Y = 329	Z = 342
X = 264	Y = 328	Z = 341
X = 264	Y = 334	Z = 346
X = 264	Y = 331	Z = 342
X = 264	Y = 332	Z = 341
X = 264	Y = 332	Z = 341
X = 264	Y = 332	Z = 342
X = 264	Y = 332	Z = 341
X = 263	Y = 331	Z = 340

Таблица 6 / Table No. 6

Данные акселерометра при обнаружении наклона влево
Accelerometer left tilt detection

X = 398	Y = 328	Z = 339
X = 400	Y = 329	Z = 340
X = 398	Y = 328	Z = 340
X = 399	Y = 328	Z = 340
X = 399	Y = 328	Z = 339
X = 399	Y = 329	Z = 340
X = 398	Y = 328	Z = 340
X = 399	Y = 328	Z = 340
X = 399	Y = 329	Z = 341
X = 399	Y = 328	Z = 341
X = 400	Y = 329	Z = 341
X = 399	Y = 329	Z = 341

Таблица 7 / Table No. 7

Данные акселерометра при обнаружении наклона вправо
Accelerometer right tilt detection

X = 333	Y = 337	Z = 410
X = 264	Y = 336	Z = 358
X = 266	Y = 339	Z = 336
X = 266	Y = 336	Z = 338
X = 264	Y = 335	Z = 335
X = 264	Y = 334	Z = 333
X = 265	Y = 334	Z = 334
X = 265	Y = 333	Z = 334
X = 266	Y = 335	Z = 338
X = 265	Y = 334	Z = 335
X = 265	Y = 334	Z = 334
X = 265	Y = 333	Z = 334



Рис. 5. Первый этап выходного сигнала операционного усилителя (ОУ)
 Fig. 5. First stage of OPAMP output

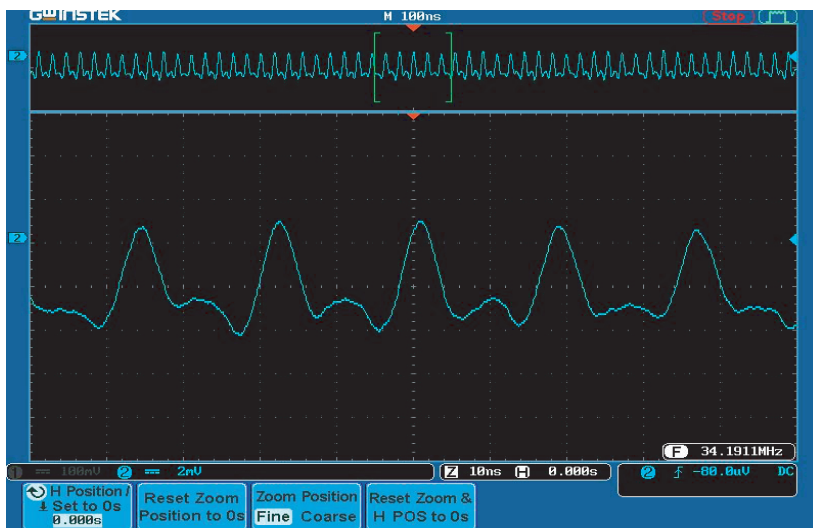


Рис. 6. Второй этап выходного сигнала ОУ
 Fig. 6. Second stage of OPAMP output

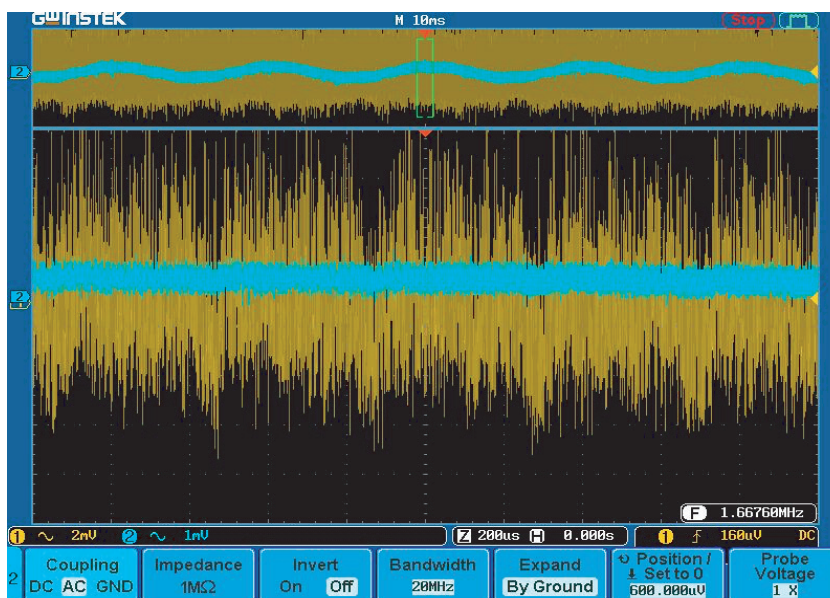


Рис. 7. Второй этап выходного сигнала ОУ с входом инфракрасного датчика
 Fig. 7. Second stage of OPAMP output with infrared sensor input

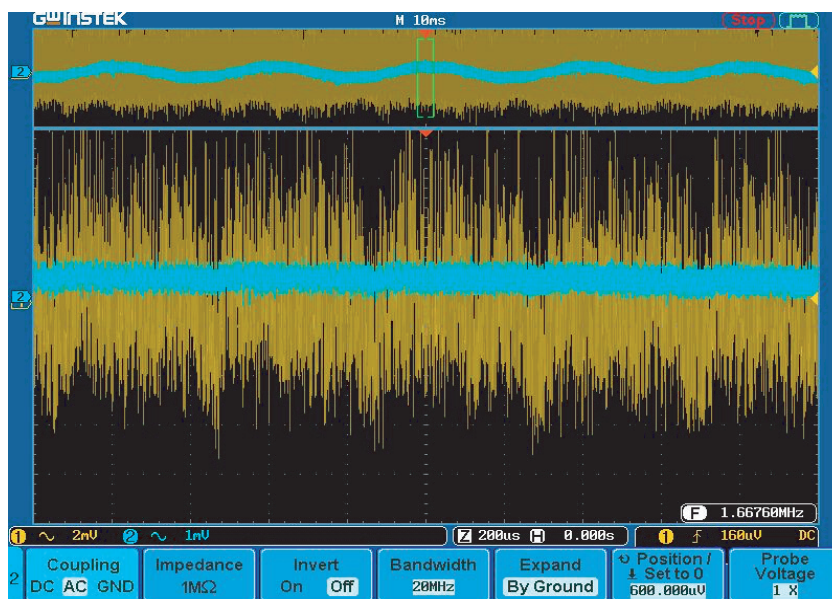


Рис. 8. Сравнение входного и выходного сигналов в виде потока
 Fig. 8. Comparison of input and output signals seen as a stream

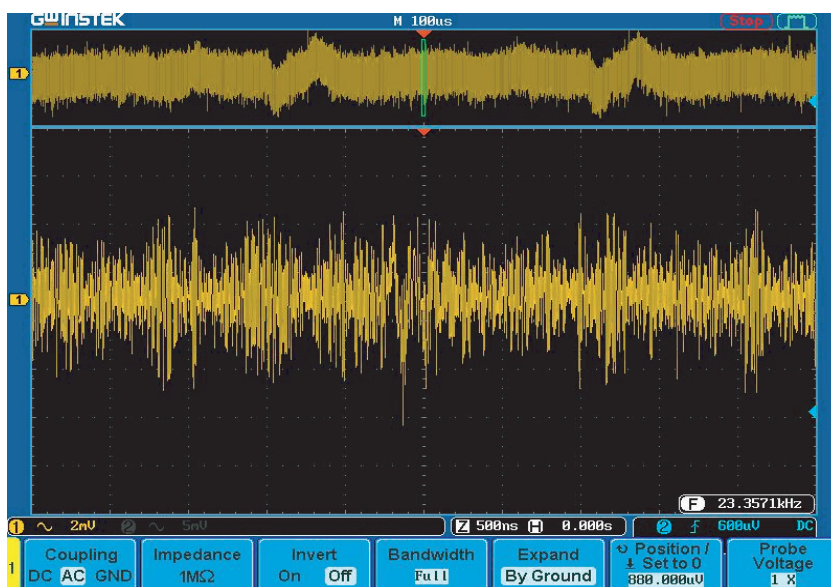


Рис. 9. Выходной сигнал в виде потока на осциллографе
 Fig. 9. Output signal seen as a stream on an oscilloscope

Заключение

Основная цель эксперимента была успешно достигнута. Все три отдельных модуля – модуль обнаружения сердцебиения, модуль обнаружения падения и модуль удалённого просмотра – дали запланированные результаты. Разработанные модули системы могут быть в дальнейшем оптимизированы и доведены до конечной единой схемы. Еще один важный факт, который выяснился во время проектирования, заключается в том, что все компоненты схемы, используемые в системе удалённого обнаружения состояния здоровья пациента – доступны. С развитием индустрии интегральных схем микроэлектромеханические системы (МЭМС) и микроконтроллеры стали доступными по цене, увеличили

скорость обработки данных, стали миниатюрными и энергоэффективными. Это привело к разработке встраиваемых систем, которые внедряются специалистами здравоохранения. Встраиваемые системы также нашли применение в технологии смартфонов. С проникновением интернета через мобильные телефоны в большинство развивающихся стран, такое его использование как интернет вещей (англ. IoT*) будет развиваться более быстрыми темпами. Система удалённого здравоохранения использует эти концепции для улучшения качества жизни людей.

* IoT – интернет вещей – сеть устройств, подключенных к интернету

```

pi@raspberrypi: ~/wiringPi-b0a60c3
File Edit Tabs Help

pi@raspberrypi:~/wiringPi-b0a60c3 $ gpio -v
gpio version: 2.32
Copyright (c) 2012-2015 Gordon Henderson
This is free software with ABSOLUTELY NO WARRANTY.
For details type: gpio -warranty

Raspberry Pi Details:
  Type: Model B+, Revision: 02, Memory: 512MB, Maker: Sony
  * Device tree is enabled.
  * This Raspberry Pi supports user-level GPIO access.
  -> See the man-page for more details
  -> ie. export WIRINGPI_GPIOMEM=1
pi@raspberrypi:~/wiringPi-b0a60c3 $ gpio readall
-----B Plus-----
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| BCM | wPi | Name | Mode | V | Physical | V | Mode | Name | wPi | BCM |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| 2 | 8 | 3.3v | | | 1 | 2 | | | 5v | | |
| 3 | 9 | SDA.1 | IN | 1 | 3 | 4 | | | 5V | | |
| 4 | 7 | SCL.1 | IN | 1 | 5 | 6 | | | 0v | | |
| 4 | 7 | GPIO.7 | IN | 1 | 7 | 8 | 1 | ALT0 | TxD | 15 | 14 |
| | | 0v | | | 9 | 10 | 1 | ALT0 | RxD | 16 | 15 |
| 17 | 0 | GPIO.0 | IN | 0 | 11 | 12 | 0 | IN | GPIO.1 | 1 | 18 |
| 27 | 2 | GPIO.2 | IN | 0 | 13 | 14 | 0 | IN | 0v | | |
| 22 | 3 | GPIO.3 | IN | 0 | 15 | 16 | 0 | IN | GPIO.4 | 4 | 23 |
| | | 3.3v | | | 17 | 18 | 0 | IN | GPIO.5 | 5 | 24 |
| 10 | 12 | MOSI | IN | 0 | 19 | 20 | 0 | IN | 0v | | |
| 9 | 13 | MISO | IN | 0 | 21 | 22 | 0 | IN | GPIO.6 | 6 | 25 |
| 11 | 14 | SCLK | IN | 0 | 23 | 24 | 1 | IN | CE0 | 10 | 8 |
| | | 0v | | | 25 | 26 | 1 | IN | CE1 | 11 | 7 |
| 0 | 30 | SDA.0 | IN | 1 | 27 | 28 | 1 | IN | SCL.0 | 31 | 1 |
| 5 | 21 | GPIO.21 | IN | 1 | 29 | 30 | 0 | IN | 0v | | |
| 6 | 22 | GPIO.22 | IN | 1 | 31 | 32 | 0 | IN | GPIO.26 | 26 | 12 |
| 13 | 23 | GPIO.23 | IN | 0 | 33 | 34 | 0 | IN | 0v | | |
| 19 | 24 | GPIO.24 | IN | 0 | 35 | 36 | 1 | OUT | GPIO.27 | 27 | 16 |
| 26 | 25 | GPIO.25 | IN | 0 | 37 | 38 | 0 | IN | GPIO.28 | 28 | 20 |
| | | 0v | | | 39 | 40 | 0 | IN | GPIO.29 | 29 | 21 |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| BCM | wPi | Name | Mode | V | Physical | V | Mode | Name | wPi | BCM |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+-----+

```

Рис. 10. Скриншот доступа к GPIO терминала Linux
 Fig. 10. Linux terminal GPIO access screenshot

```

wireless LAN adapter WiFi:

Connection-specific DNS Suffix . : 
Link-local IPv6 Address . . . . . : fe80::9def:d52c:3688:960b%21
IPv4 Address. . . . . : 192.168.43.7
Subnet Mask . . . . . : 255.255.255.0
Default Gateway . . . . . : 192.168.43.1

Tunnel adapter isatap.{E2DD59E4-D38B-482F-9FE5-00EF8ACEE6ED}:

Media State . . . . . : Media disconnected
Connection-specific DNS Suffix . : 

Tunnel adapter Teredo Tunneling Pseudo-Interface:

Media State . . . . . : Media disconnected
Connection-specific DNS Suffix . : 

```

Рис. 11. Адресация локальной сети удаленного доступа (LAN)
 Fig. 11. Remote access LAN Addressing

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Huang Y., Newman K. Improve Quality of Care with Remote Activity and Fall Detection Using Ultrasonic Sensors. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. USA, 2012.
 2. Gong S., Wang Y., Zhang M., Wang C. Design of Remote Elderly Health Monitoring System Based on MEMS Sensors. IEEE International Conference on Information and Automation. China, 2017.

3. Saranya M., Preethi R., Rupasri M., Veena S. A Survey on Health Monitoring System by Using IOT. International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology. 2018;6; Issue III:778-782.
 4. Malasinghe L., Ramzan N., Dahal K. Remote Patient Monitoring: a Comprehensive Study. Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing. 2019;10; Issue 1

Материал поступил в редакцию 27.06.23; статья принята после рецензирования 15.08.23; статья принята к публикации 30.11.23
 The material was received 27.06.23; the article after peer review procedure 15.08.23; the Editorial Board accepted the article for publication 30.11.23