

#### **Список цитированных источников**

1. Chen W. Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 38, 2000. – pp. 569-574.
2. Костюк Д.А., Латий О.О. Оценка состояния пользователя с помощью платформы Arduino // Информационные технологии и системы 2014 (ИТС 2014): материалы международной научной конференции. Минск, БГУИР, 29 октября 2014 г. – С. 57–58.
3. Латий О.О., Шитиков А.В., Костюк Д.А. Средства измерения нагрузки, воздействующей на пользователей программного продукта, с помощью платформы Arduino // Современные информационные технологии в образовании и научных исследованиях (СИТОНИ-2013). Материалы IV-й международной НТК студентов и молодых ученых. Донецк: ДонНТУ, 2013. – С. 56–63.

УДК 004.514.62

*Латий О.О., БрГТУ, г. Брест*

*Научный руководитель: Костюк Д.А., к.т.н., доцент*

### **УСТРОЙСТВО КОМПЬЮТЕРНОГО МОНИТОРИНГА ПУЛЬСА ДЛЯ МИКРОКОНТРОЛЛЕРНОЙ ПЛАТФОРМЫ ARDUINO**

Пульс человека - это толчкообразные колебания стенок сосудов, вызванные движением крови, выбрасываемой сердцем. Ритмично выбрасываемая в аорту левым желудочком кровь создает колебания внутри артериального русла и приводит к эластичному растяжению и спаданию стенок артерий. Является одним из основных и старейших биомаркеров. Свойства пульса определяются его частотой, напряжением, наполнением и ритмом. Частота пульса в норме колеблется от 60 до 80 ударов в минуту, но может варьироваться в широких пределах в зависимости от возраста, пола, температуры тела и окружающей среды, физиологического состояния, а также физического напряжения. Чем интенсивнее мышечная работа, тем чаще пульс. Напряжение пульса определяется силой, которую нужно применить при надавливании на стенки артерий, чтобы прекратить пульсацию. По степени напряжения пульса можно приблизительно судить о величине максимального давления: оно тем выше, чем напряженнее пульс [1].

Наполнение пульса определяется количеством крови, образующей пульсовую волну, и зависит от систолического объема сердца. При хорошем наполнении пульса можно нащупать пальцами высокую пульсовую волну, а при плохом, слабом пульсе, когда пульсовые волны малы, они плохо различимы. Едва ощутимый пульс называется нитевидным.

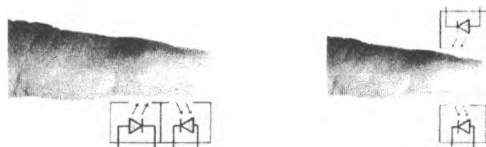
В норме пульсовые волны следуют друг за другом через равные промежутки времени. Ритм определяется деятельностью сердца. У лиц с заболеваниями сердца правильный ритм нарушается, и это называется аритмией.

Наиболее простой и распространенный метод автоматического измерения пульса основан на принципе фотоплетизмографии [2]. Фотоплетизмография – неинвазивный метод непрерывного измерения изменений объема крови, отражающий динамику кровенаполнения сосудов исследуемых органов, части тела, основанного на измерении оптической плотности с помощью источника света и фотодетектора. Поскольку изменение объема крови синхронно с биением сердца, метод может использоваться для расчета частоты сердечных сокращений.

Существует два основных типа фотоплетизмографии: один основан на пропускании света, другой на отражении. В первом случае световой пучок пропускается сквозь часть тела человека (например, через палец или мочку

62

уха), а фотодетектор определяет результирующую интенсивность света, поэтому источник излучения и приемник располагаются напротив друг друга. Во втором случае источник света и фотоприемник располагаются на одной стороне, и информация о пульсе несет отраженный сигнал (см. рис. 1). При любом методе измерений в интенсивности света, отраженного от объекта или прошедшего через часть тела, будут обнаружены флуктуации в соответствии с пульсирующим потоком крови, вызванных биением сердца.

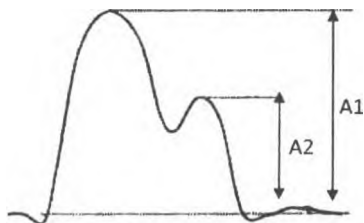


**Рисунок 1 – Схематическое изображение датчиков для получения информации о пульсе от пальца человека**

На рисунке 1 схематически изображена конструкция соответствующего датчика. ИК-диод используется для освещения пальца субъекта. В зависимости от объема крови в пальце поглощается больше или меньше света. Следовательно, меняется интенсивность отраженного света. Графическое представление зависимости изменений сигнала во времени и есть сигнал фотоплетизмографии.

Исследуемая концевая фаланга пальца кисти или стопы просвечивается обычным некогерентным светом, который после рассеивания в ней поступает на фотоприемник. Интенсивность света, рассеянного участком исследуемой ткани, отражает количество содержащейся в ней крови в реальный отрезок времени, регистрируя количественную и качественную динамику последовательных изменений объема крови в изучаемом участке ткани в период каждого сердечного цикла на протяжении всего процесса измерений.

Фотоплетизмограмма имеет несколько составляющих: она регистрирует волны первого, второго, третьего и четвертого порядка. Волны второго, третьего и четвертого порядка относятся к медленным колебаниям (их можно назвать постоянной составляющей). Волны 1-го порядка относятся к быстрым колебаниям и соотносятся с пульсом (можно назвать переменной составляющей). Они отражают движение объема крови в измеряемой точке во время систолы и диастолы и могут использоваться в качестве источника информации о пульсе.

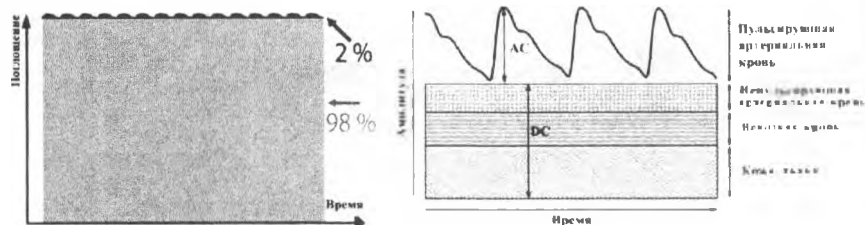


**Рисунок 2 – Вид пульсовой волны**

Пульсовая волна (рис. 2) состоит из двух компонентов — анакротической и дикротической фазы. Первый пик пульсовой волны, соответствующий анакротическому периоду ( $A_1$ ), образуется в период систолы. Амплитудное значение

анакротической фазы носит также название амплитуды пульсовой волны и соответствует ударному объему крови при сердечной выбросе, предоставляя таким образом косвенные сведения о степени инотропного эффекта.

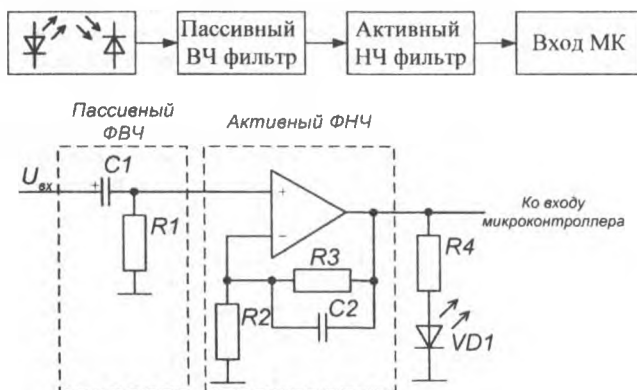
Второй пик пульсовой волны, соответствующий диастолическому периоду пульсовой волны (A2). Диастолическая фаза предоставляет информацию о тоне сосудов.



**Рисунок 3 – Вид необработанного ФПГ-сигнала (слева), а также вид и составляющие обработанного ФПГ-сигнала (справа)**

Вершина пульсовой волны соответствует наибольшему объему крови, а ее противоположная часть — наименьшему объему крови в исследуемом участке ткани. Характер пульсовой волны зависит от эластичности сосудистой стенки, частоты пульса, объема исследуемого участка ткани, ширины просвета сосудов.

Регистрация пульса при таком исходном сигнале, как изображенный на рисунке 3 слева, является трудной задачей: полезный сигнал представляет собой пульсовую волну, в свою очередь составляющую только 2% от общей амплитуды. Поэтому, для получения обработанного ФПГ-сигнала, представленного на рисунке 3 справа, пользуются схемами фильтрации и усиления (см. рисунок 4).



**Рисунок 4 – Структурная и электрическая принципиальная схемы измерения пульса**

В качестве основы для микроконтроллерного измерительного модуля, выполняющего мониторинг пульса, нами выбрана популярная платформа Arduino, распространяемая с полным комплектом документации и благодаря открытой архитектуре имеющая широкий спектр опубликованных наработок [2]. Плата

Arduino включает микроконтроллер ATmega, а также стандартные элементы обвязки для программирования и интеграции с другими блоками. Поскольку в микроконтроллере предварительно прошит загрузчик, программирование и обмен данными с ПК выполняется через USB-обертку последовательного интерфейса.

Для реализации оптимальной схемы потребуется оптопара, элементы фильтрации и усиления, показанные на рисунке 4. В качестве оптопары используется пара ИК-диод – фотодиод. Длина волны ИК-излучения обеспечивает наиболее высокий уровень модуляции сигнала из-за особенностей поглощения света гемоглобином крови [2].

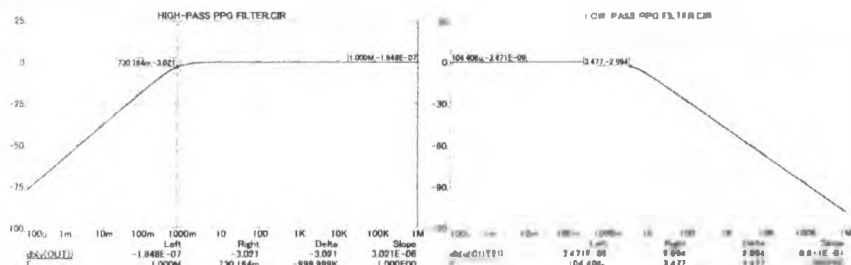
Электрическую схему измерения пульса условно можно разделить на 2 части. Первая часть включает в себя инфракрасный диод и фотодиод. С выхода фотодиода снимается периодический сигнал, связанный с изменением интенсивности отраженного ИК-излучения. Вторая часть обеспечивает этап преобразования сигнала – его фильтрацию и усиление. Здесь происходит подавление достаточно больших медленных волн (постоянной составляющей) и повышение слабых быстрых волн (переменной составляющей), которые несут информацию о пульсе (рисунок 4).

При проектировании полосового фильтра будем считать, что частота пульса изменяется в пределах от 40 до 200 ударов в минуту ( $f_{n\text{min}} = 40 / 60 = 0.7 \text{ Гц}$ ,  $f_{n\text{max}} = 200 / 60 = 3.3 \text{ Гц}$ ). На схеме (рис. 4) видно, что сигнал с ИК-сенсора сначала проходит через пассивный фильтр верхних частот (ФВЧ), чтобы избавиться от постоянной составляющей. Частота среза фильтра ( $f_c$ ) равна 0.7 Гц. Далее сигнал проходит через активный фильтр нижних частот (ФНЧ), выполненный на операционном усилителе. Частота среза ФНЧ составляет 3.3 Гц. Такое решение позволяет устранить нежелательный сигнал постоянной составляющей и высокочастотные шумы, в том числе, наводку сети переменного тока 50 Гц, и усилить нужный сигнал, несущий информацию о пульсе.

Рассчитаем номиналы RC-элементов для фильтра верхних частот таким образом, чтобы частота среза равнялась  $f_{\text{среза}} = 0.7 \text{ Гц}$ . Пусть сопротивление R1 будет равно 47кОм, тогда емкость конденсатора C1:

$$C1 = \frac{1}{2\pi \cdot R1 \cdot f_{\text{среза}}} = \frac{1}{2\pi \cdot 47 \cdot 10^3 \cdot 0.7} = 4.7 \text{ мкФ}$$

Результат моделирования ФВЧ представлен в левой части рис 5 (как можно видеть, частота среза составляет 730.184мГц, что приблизительно равно требуемому параметру).



**Рисунок 5 – Амплитудно-частотная характеристика ФВЧ (слева) и ФНЧ (справа)**

Рассчитаем номиналы RC-элементов для фильтра нижних частот таким образом, чтобы частота среза равнялась  $f_{\text{среза}} = 3.3 \text{ Гц}$ . Пусть сопротивление R3 будет равно 680кОм, тогда емкость конденсатора C2:

$$C2 = \frac{1}{2\pi R3 f_{\text{с(вч)}}} = \frac{1}{2\pi \cdot 430 \cdot 10^3 \cdot 3.3} = 100 \text{ нФ}$$

Правая часть рисунка 5 иллюстрирует результат моделирования рассчитанного ФНЧ. Как можно заметить, частота среза в этом случае составляет 3.477 Гц, что также удовлетворяет поставленным условиям.

После фильтрации и усиления аналоговый сигнал поступает на 10-битный АЦП, входящий в состав используемого микроконтроллера. В качестве периода получения данных в микроконтроллере выбрано значение 2 мс. Задачей программы, выполняемой на микроконтроллере, является поиск пиков и определение временного интервала между ними, с последующим пересчетом в количество ударов в минуту. Вычисленное значение передается по шине USB принимающей программе, запущенной на ПК, которая в свою очередь осуществляет усреднение, необходимое для исключения ошибок измерений, а также визуализацию данных.

#### Список цитированных источников

1. Martini F., Bartholomew E. *Essentials of Anatomy & Physiology*. / San Francisco: Benjamin Cummings, 2003. - P. 267

2. Костюк Д.А., Латий О.О. Оценка состояния пользователя с помощью платформы Arduino // Информационные технологии и системы 2014 (ИТС 2014): материалы международной научной конференции. Минск, БГУИР, 29 октября 2014 г. – С. 57–58.

УДК 681.3

*Медведский К.И.*

*Научный руководитель: проф. Муравьев Г.Л.*

### РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ, МОДЕЛЕЙ, СРЕДСТВ ПОСТРОЕНИЯ ОПИСАНИЙ СИСТЕМ

**Введение. Постановка задачи.** В практике инженерной деятельности широко используется моделирование (имитационное, аналитическое), реализуемое на базе описания систем в терминах q-схем, стохастических сетевых моделей (ССМ), сетей массового обслуживания (СМО) [1, 2]. Вместе с тем существует широкий спектр универсальных систем, средств имитационного моделирования, избыточных для решения задач конкретного класса.

Здесь рассматриваются проблемы, связанные с автоматизацией получения модельных спецификаций по формальному описанию систем, то есть кодов имитационных моделей (ИМ) на входных языках систем моделирования. Также проблема автоматической генерации сетевых спецификаций (параметров архитектуры), согласованных с требованиями к их сложности и режиму функционирования, и тестовых спецификаций, включающих эталонные значения характеристик функционирования сети.

Возможные области применения: - имитационное моделирование стохастических сетей, специализация возможностей существующих систем моделирования за счет "обертывания" дружественным интерфейсом. Поддержка тести-