

## **РАЗРАБОТКА АВТОМАТИЧЕСКОГО РЕГИСТРАТОРА ЧАСТОТЫ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА**

***Аннотация:** данная статья посвящена разработке автоматического регистратора частоты дыхательных движений. Принцип, который положен в основу работы прибора базируется на явлении синусной респираторной аритмии. В статье описываются специально разработанный алгоритм измерения интервалов сердечных циклов повышенной точности по данным фотоплетизмографии. А также алгоритм вычисления частоты дыхательных движений в режиме реального времени по данным частоты сердечных сокращений.*

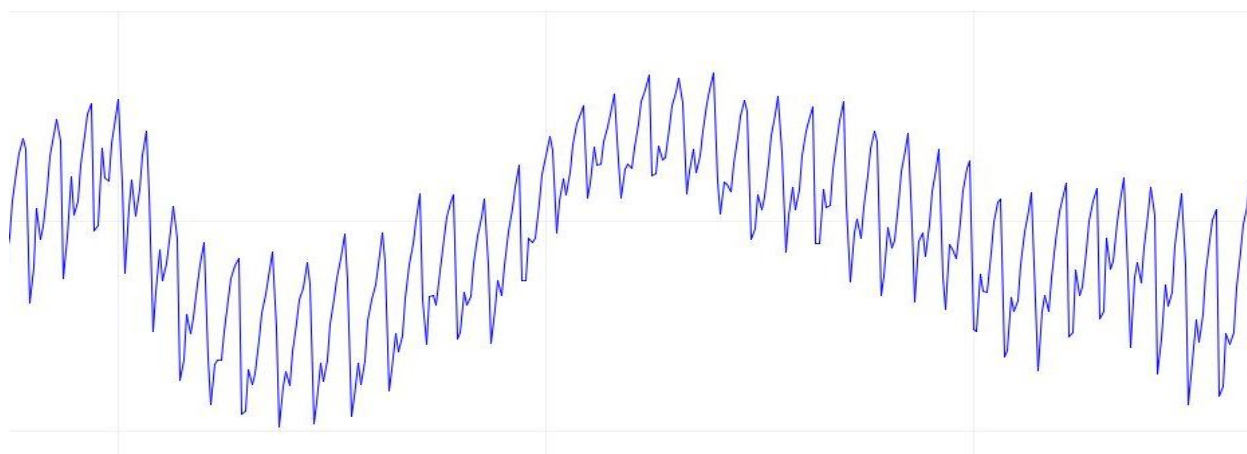
***Ключевые слова:** Arduino, фотоплетизмография, пульсоксиметрия, частота сердечных сокращений, синусная респираторная аритмии, частота дыхания.*

***Abstract:** this article is devoted to the development of an automatic respiratory rate recorder. The principle of operation of the device is based on the phenomenon of sinus respiratory arrhythmia. The article describes a specially developed algorithm for measuring intervals of cardiac cycles of increased accuracy according to photoplethysmography. Real-time breathing rate calculation algorithm based on heart rate data.*

***Key words:** Arduino, photoplethysmography, pulse oximetry, heart rate, sinus respiratory arrhythmia, respiratory rate.*

Возникшая потребность в регистрации частоты дыхательных движений в рамках исследования подвигла к поиску оптимального технического средства. Метод измерения частоты дыхательных движений, примененный при разработке прибора, в основе которого лежит явление синусной респираторной аритмии был выбран не случайно. Выбор был обоснован тем, что по техническим причинам именно на основе этого метода была возможность спроектировать наиболее компактный по габаритам и обладающим минимальной массой конечного изделия прибор. Такие требования по габаритам и массе диктовались спецификой проведения исследования, в рамках которого проводилась разработка прибора, описываемого в данной статье.

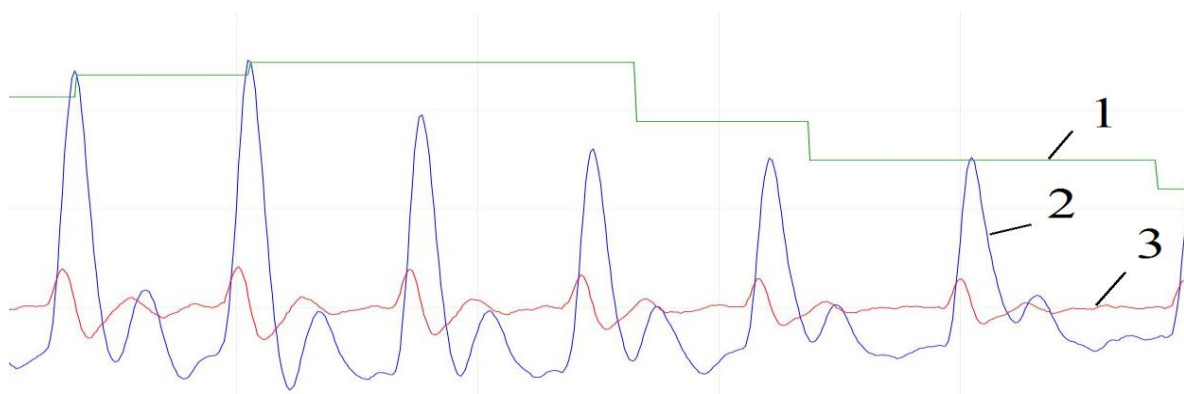
Основной проблемой при разработке прибора являлась необходимость поиска и реализации алгоритма, который смог бы обеспечить наиболее высокую времяразрешающую способность фиксации моментов сердечных сокращений по данным фотоплетизмографического датчика. Это необходимо потому что положенный в основу работы регистратора частоты дыхательных движений принцип основан на измерении разницы временных интервалов между соседними сокращениями сердца, обусловленной явлением синусной респираторной аритмии [1]. Решение этой проблемы было достигнуто путём разработки алгоритма, основанного на вычислении дискретной производной сигнала, приходящего с оптического датчика. Исходный, оцифрованный сигнал, приходящий с датчика имеет форму, представленную на рисунке 1.



***Рисунок 1. Форма сигнала, приходящая с фотозлектронного преобразователя, входящего в состав фотоплетизмографического датчика***

Как видно из рисунка, у этого сигнала есть постоянная составляющая и компонент высокочастотных помех, обусловленный, главным образом, погрешностью работы аналогово-цифрового преобразователя (АЦП) и рядом прочих факторов. Как постоянная составляющая, так и высокочастотная помеха являются нежелательными для последующей обработки сигнала с целью получения временных интервалов между соседними сокращениями сердечной мышцы. Поэтому для их отсечения был применен каскад фильтров, состоящий из алгоритма усреднения по среднему арифметическому и цифровой реализацией полосового фильтра Баттерворта первого порядка.

Также во время работы прибора алгоритм в режиме реального времени, помимо фильтрации, осуществляет вычисление дискретной производной отфильтрованного сигнала и поиск максимального значения амплитуды сигнала за последний период времени, равный двум интервалам сердечных сокращений. Так, на рисунке 2 можно видеть 3 линии, отражающие вычисляемые в режиме реального времени 3 величины, соответствующие изображенным на рисунке 2 линиям под номерами 1, 2 и 3. Под номером 1 линия, отражающая изменение во времени максимального значения амплитуды сигнала в течение промежутка времени, равного двум интервалам сокращения сердца. Под номером 2 изображена линия, отражающая изменение во времени амплитуды сигнала, прошедшего через каскад фильтров. А под номером 3 изображена линия, отражающая изменение во времени значения дискретной производной от отфильтрованного сигнала.



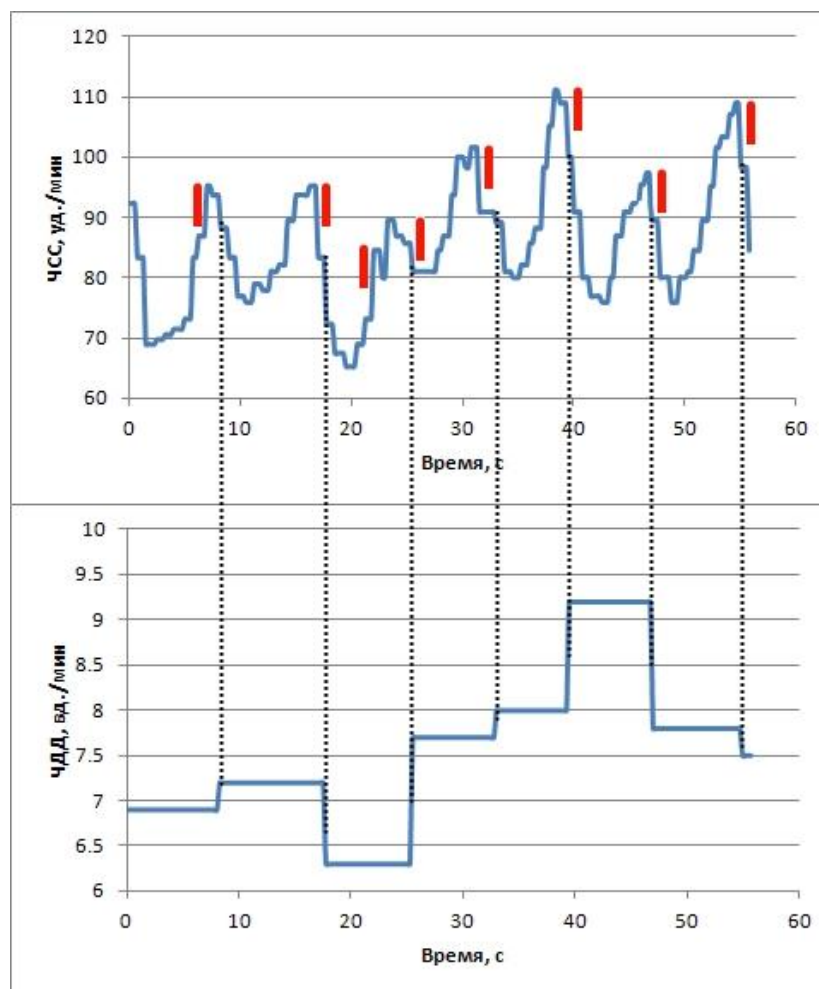
***Рисунок 2. Линии, отражающие изменение величин во времени во время работы прибора***

Метод фиксации момента сокращения сердечной мышцы заключается в том, что программа, выполняющая исполнение алгоритма во время своей работы производит определенное количество специальных проверок в секунду, задаваемое настройками режима работы фотоплетизмографического датчика. Эти проверки заключаются в следующем: программа во время очередной итерации может либо зафиксировать сокращение сердечной мышцы, либо нет. При этом фиксация происходит при выполнении одновременно нескольких условий. Во-первых, производная отфильтрованного сигнала должна быть равной нулю (в практической реализации приблизительно равной, учитывая дискретность получаемых значений и некоторую ненулевую их дисперсию) - это условие наличия экстремума в данной точке, как известно из математического анализа. Во-вторых, абсолютное значение отфильтрованного сигнала в этот момент времени должно превышать определённый порог, определяемый подобранной эмпирически долей от максимального значения за два последних периода сокращений сердца. В-третьих, получаемое значение временного интервала не должно отличаться от предыдущего более чем на 50%. Данное условие необходимо для того, чтобы не было ложных фиксаций в моменты возникновения так называемого "второго пика". В-четвертых, помимо всего прочего, отфильтрованное значение сигнала должно превышать определённый порог по абсолютной величине. Это необходимо для того, чтобы алгоритм не срабатывал на низкоамплитудный шум, который возникает при отсутствии контакта датчика и субъекта измерений. Имея данные моментов фиксируемых сокращений сердца, нетрудно производить расчет и непосредственно временных интервалов между соседними сокращениями.

Вычисление частоты дыхательных движений производится по данным частоты сердечных сокращений, которая изменяется во времени под действием различных факторов. Но постоянное присутствие гармонически изменяющейся составляющей, обусловленной явлением синусной респираторной аритмии посредством специальных алгоритмов даёт возможность выделить эту составляющую и по её частоте вычислить частоту дыхательных движений.

Выделение этой составляющей достигается за счет применения цифрового триггера Шмидта. Однако это не единственная польза от его применения.

Так, под действием явления синусной респираторной аритмии при вдохе частота сердечных сокращений возрастает и, соответственно, уменьшается при выдохе. Однако в силу различных факторов, влияющих на интервал сокращений сердечной мышцы, динамика роста или убывания временных промежутков не всегда монотонна. Благодаря применению цифрового триггера, иллюстрация работы которого приведена на рисунке 3, учитываются только те участки роста или убывания частоты, которые по амплитуде больше некоторого порога, определённого экспериментально. На рисунке амплитудная высота этого порога схематично изображена красными линиями.



*Рисунок 3. Иллюстрация работы цифрового триггера Шмидта*

Измеряя временной интервал между фронтами триггера одной направленности (восходящими или нисходящими), непосредственно и вычисляется частота дыхательных движений.

Программа прототипа разрабатываемого устройства, реализующая описанный алгоритм, была написана на языке C в интегрированной среде разработки AtmelAtudio 7. В качестве фотоплетизмографического сенсора был выбран интегрированный датчик МАХ30102. В качестве аппаратной платформы - Arduino Nano 2.0. Готовый прототип устройства регистрации частоты дыхания состоит из электронного блока и внешнего зонда с датчиком. Электронный блок подключается к персональному компьютеру посредством последовательного асинхронного интерфейса для передачи данных. А также в режиме реального времени измеряемые величины индицируются на жидкокристаллическом дисплее, входящем в состав электронного блока.

#### **Использованные источники:**

1. Evaluating the physiological significance of respiratory sinus arrhythmia: looking beyond ventilation–perfusion efficiency: сайт National Center for Biotechnology Information, U.S. National Library of Medicine. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3573317/> (дата обращения: 12.06.2020).