

ки водителей будут использоваться для оценки улично-дорожной сети города по модели Германа-Пригожина.

Серверная часть системы будет представлять собой приложение с базой данных в которой будут храниться данные, собранные клиентскими приложениями с водителей либо пешеходов. Серверное приложение будет иметь возможность отображать информацию пользователям в виде карты, на которой будут нанесены все опасные участки дороги как с точки зрения пешеходов, так и с точки зрения водителей с возможностью переключения режима.

Модель Германа-Пригожина представляет из себя двухжиткостную модель транспортного потока, которая позволяет количественно измерить чувствительность условий движения к повышению загрузки сети. Данная модель строит по данным натурных наблюдений, а  $\eta$  и  $T_{\min}$  считаются функциями от подгоночных параметров модели ( $k$  и  $b$ ):

$$\ln(RT) = k \cdot \ln(TT) + b$$

При этом  $\eta = k/(1-k)$ ,  $T_{\min} = \exp(b \cdot (\eta + 1))$ ,

где  $\eta$  – индикатор Германа-Пригожина, который показывает чувствительность скорости сообщения к увеличению загрузки участка улично-дорожной сети,

$T_{\min}$  – среднее минимальное время поездки.

Таким образом для оценки УДС необходимо собрать данные с пользователей системы, обработать их – рассчитать время простоя и время движения транспортных средств, решить линейную регрессию и найти параметры  $T_{\min}$  и  $\eta$ . Далее можно составить таблицу для сравнения различных по организации участков дорог.

Такие исследования могут проводиться регулярно, для отслеживания состояния дорог в динамике. В дальнейшем результаты могут использоваться полномочными органами для выявления неудовлетворительных участков дорог.

Описанная в данной статье система призвана улучшить ситуацию на дорогах города. Она проста в использовании и не требует особых навыков от пользователя. Главная функция системы – это предупредить участников дорожного движения об опасности на дороге.

УДК 004.514.62

*Латий О.О., БрГТУ, г. Брест*

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

## **ПОДХОД К АВТОМАТИЗИРОВАННОМУ МОНИТОРИНГУ КРОВЯНОГО ДАВЛЕНИЯ ПОЛЬЗОВАТЕЛЯ ЭВМ**

Кровяное давление (превышение давления жидкости в кровеносной системе над атмосферным) является одним из главных показателей здоровья человека, а также одним из индикаторов его психологического состояния (например, стресса). Традиционные средства измерения давления предполагают участие в процессе измерения специально обученного персонала. В то же

время современное развитие микропроцессорной техники позволяют легко автоматизировать подобные процедуры. Однако массовые изделия для измерения давления, присутствующие на рынке, во многом повторяют конструкцию традиционных тонометров со всеми присущими им недостатками – в первую очередь крайне ограниченной пригодностью для длительного непрерывного снятия показателей.

В данной работе представлен анализ методов измерения давления с целью выбора наиболее подходящего для реализации в микроконтроллерном устройстве непрерывного мониторинга.

Наиболее часто под кровяным давлением подразумевают артериальное давление (АД) – давление, которое создает циркулирующая кровь на стенки кровеносных сосудов (артерий). Во время каждого сердечного сокращения артериальное давление колеблется от максимального (систолического) до минимального (диастолического). Среднее АД (через накачивание сердца и сопротивление потока в кровеносных сосудах) уменьшается в пределах одного цикла, поскольку циркулирующая кровь движется от сердца через артерии. Кровяное давление падает быстрее тогда, когда кровь проходит через мелкие артерии и артериолы, и продолжает уменьшаться, когда кровь проходит через капилляры и обратно к сердцу через вены. На величину давления также могут влиять наличие клапанов в венах, ритмические сокращения скелетных мышц, а также гравитация.

Методы измерения кровяного давления по принципу регистрации можно разделить на инвазивные методы (прямые) и неинвазивные.

Инвазивный (прямой) метод подразумевает измерение артериального давления, которое осуществляется путем размещения иглы в артерии. Катетер подключается к стерильной, заполненной жидкостью системе, основу которой составляет датчик давления. Достоинства метода – высокая точность и возможность непрерывного измерения, т.е. регистрация величины АД при каждом ударе сердца. Однако за пациентами, которым осуществляют инвазивный артериальный мониторинг, необходим строгий врачебный контроль, а также этот метод требует преодоления определенного психологического барьера у пациента, что безусловно ограничивает его сферу применения.

Неинвазивные методы измерения (например, аускультаторный и осциллометрический), являются гораздо более простыми и быстрыми, требуют меньше опыта и практически не приводят к осложнениям, менее неприятны и менее болезненны для пациента. Однако точность неинвазивных методов несколько ниже, и при осуществлении многочисленных измерений могут быть различия в показателях. Однако неинвазивные методы измерения используются чаще для рутинных исследований и мониторинга.

При аускультаторном методе (метод Короткова) используется стетоскоп, манометр и надувной манжет (Рива-Роччи), который закрепляют вокруг предплечья примерно на той же высоте, где расположено сердце. Процедура измерения данным методом включает следующие шаги:

- манжет подходящего размера устанавливается ровно и плотно закрепляется вокруг предплечья;

- далее резиновая груша сжимается вручную несколько раз (до тех пор, пока поток крови в сосудах не будет почти полностью заблокирован) и манжет надувается;

- прослушивая через стетоскоп плечевую артерию в локте, человек, который измеряет давление, начинает медленно выпускать давление в манжете;

– как только кровь снова начинает течь в артериях, то этот турбулентный поток создает своеобразный «свист» или стук (первый звук Короткова). Давление, при котором этот звук человек слышит впервые – это систолическое артериальное давление;

– после этого необходимо продолжить выпускать давление в манжете до тех пор, пока звук не исчезнет, и именно тогда определяется значение диастолического АД.

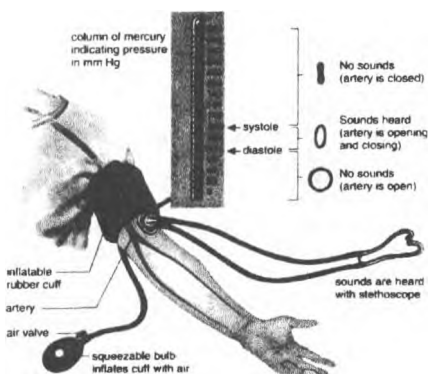
Осциллометрический метод включает в себя наблюдение за колебаниями давления в манжете сфигмоманометра, вызванных колебаниями кровотока, т.е. импульсом крови. Электронная версия этого метода иногда используется при долгосрочных измерениях и в общей практике. Сфигмоманометрический манжет похож на тот, который применяется при аускультаторном методе, и содержит электронный датчик давления, с помощью которого можно оценить колебания давления в манжете. Датчик давления должен периодически калиброваться для поддержки точности.

Измерение давления с помощью осциллометрического метода менее критично к тренированности оператора, проводящего измерение, чем использование аускультаторного метода, а потому может применяться даже неквалифицированным персоналом, а также использоваться для автоматизированного мониторинга артериального давления пациентов в домашних условиях.

Процедура измерения артериального давления при осциллометрическом методе:

– манжет, сначала накачивается для измерения систолического артериального давления;

– затем давление уменьшается для измерения нижнего уровня диастолического давления (период измерения давления составляет примерно 30 секунд).



**Рисунок 1 – Традиционный подход к измерению давления**

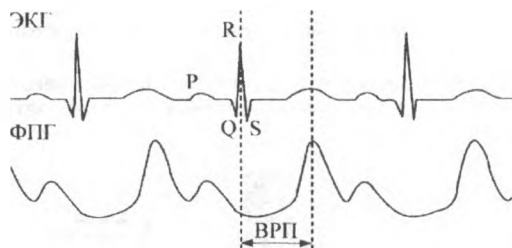
Следует отметить, что вследствие родства методов Короткова и осциллометрического, значения систолического и диастолического давления, получаемые этими методами, тесно коррелируют между собой, однако нередко отличаются от значений, полученных прямым (инвазивным) методом. Глубинная причина этого явления заключается в том, что инвазивный метод измерения

ет истинное, так называемое боковое артериальное давление, которое кровь оказывает на стенки сосудов. При осциллометрическом методе и методе Короткова измеряется сумма бокового артериального давления и давления гидродинамического удара потока крови. Оба метода используют манжету Рива-Роччи (рис. 1).

Использование манжеты сказывается на комфорте пациента. Также для данных методов характерна невозможность отслеживания мгновенных значений изменения давления и невозможность продолжительного измерения давления, т.к. пауза между измерениями должна быть не менее 1-2 минут.

Альтернативой им являются метод определения времени распространения пульса (ВРП) и скорости распространения пульсовой волны (СРПВ).

ВРП обычно определяется как время, затрачиваемое кровью для преодоления расстояния от сердца, с момента ее выброса, до какой-либо точки (обычно пальца или мочки уха). ВРП имеет некоторое количество достоинств по сравнению с традиционными методами, но самым главным преимуществом является отсутствие манжеты при проведении измерений. Для определения двух временных точек должны совместно использоваться такие физиологические показатели, как кривая ЭКГ (R-пик, т.е. момент сокращения желудочков сердца) и кривая фотоплетизмографа. Из рисунка 2 видно, что ВРП – это временной интервал от R-пика на ЭКГ до пика на ФПГ-сигнале. ВРП подсчитывается с каждым ударом сердца.



**Рисунок 2 – Принцип определения ВРП**

Обязательным является условие правильной синхронизации ЭКГ и ФПГ. Существуют некоторые ФПГ датчики, которые имеют встроенные фильтры, отличающиеся от ЭКГ-фильтров. Эти фильтры часто бывают адаптивными и производят искусственный фазовый сдвиг между ЭКГ и ФПГ. Это изменяет длину ВРП, что приводит к неправильным расчетам.

Интервал ВРП соответствует времени прохождения возбуждения по предсердиям и атриовентрикулярному узлу до миокарда желудочков. Интервал, обозначенный на рис. 2 как PQ, зависит от возраста; массы тела; частоты сердечного ритма. Значение данной задержки – незначительное по сравнению с фактическим ВРП.

Учитывая особенности реализации метода определения ВРП (от пика ЭКГ), подход является трудным для создания носимого программно-аппаратного комплекса мониторинга. Более перспективным с конструктивной точки зрения можно признать подход к оценке ВРП, основанный на вычислении интервала между разными точками регистрации ФПГ-сигнала (например парой точек запястья – палец, лежащих на одном и том же артериальном пути).

Зависимость между кровяным давлением и ВРП впервые была упомянута в 2000 году У. Ченом [1]. Чен отнес кровяное давление к параметру, известному как скорость распространения пульсовой волны (СРПВ). СРПВ зависит от таких параметров артерии, как эластичность  $E$ , толщина стенок артерии  $t$ , диаметр артерии  $d$  и плотность крови  $\rho$ . Данная зависимость определяется соотношением Моенса - Кортвейга:

$$СРПВ = \sqrt{\frac{gtE}{\rho d}},$$

где  $g$  – гравитационная постоянная.

Допущением в данном уравнении является неизменность за короткий промежуток времени эластичности, толщины стенок артерии, диаметра артерии. ВРП можно сопоставить с СРПВ следующим образом:

$$СРПВ = \frac{K}{ВРП},$$

где  $K$  – пропорциональный коэффициент, оценивающий расстояние между двумя частями артерии. В результате ряда подстановок кровяное давление можно определить как:

$$P = P_0 - \frac{2}{\gamma ВРП_n} \Delta ВРП$$

где  $P_0$  – основной уровень кровяного давления,  $ВРП_n$  – значение ВРП, соответствующее давлению  $P_0$ ,  $\Delta ВРП$  – изменение ВРП.



**Рисунок 3 – Места крепления ФПГ-датчиков на запястье и пальце, а также ФПГ-сигналы с запястья и пальца**

Таким образом, скорость распространения пульсовой волны можно определить, как

$$СРПВ = \frac{L_n}{t_{зад}}$$

где  $L_n$  – расстояние от датчика на запястье до датчика на пальце, а  $t_{зад}$  – время задержки пульса.

Учитывая все вышесказанное, для реализации устройства, решающего задачу определения изменения давления, метод СРПВ можно признать безальтернативным вариантом. Для устрнойства мониторинга потребуются два датчика пульса с фотоплетизмографическим принципом действия [2, 3]. Зная время задержки между пиками на графиках пульса или скорость нарастания пульса, можно оценить изменение кровяного давления.

#### **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