

## ОПТИЧЕСКИЙ МЕТОД НЕИНВАЗИВНОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

В последнее десятилетие в развитых странах наблюдается повышенный интерес к инструментальным методам бескровного (неинвазивного) и бескомпрессионного измерения артериального давления человека.

В настоящее время в арсенале медицины имеются разнообразные методы и аппаратура, с помощью которых проводятся исследования состояния периферического кровообращения в тканях. Фотоплетизмографический метод наиболее полно отвечает указанным целям. Он основан на измерении интенсивности оптического излучения, прошедшего через биологические ткани или отраженного от них.

Данный метод позволяет разработать и применять бесконтактные датчики, что исключает сдавливание сосудов и предотвращает нарушение кровообращения в исследуемом участке тканей. Кроме того, фотоплетизмографический метод позволяет проводить исследования бесконтактным методом как в проходящем, так и в отраженном свете, поэтому применение его в практике перспективно.

В основе оптических (фотометрических) датчиков лежит принцип оптической денситометрии – измерения фотоэлектрическим преобразователем интенсивности отраженного от конечности или прошедшего через нее рассеянного света [1]. Интенсивность света пропорциональна изменению объема крови в исследуемой ткани при условии стабильности прочих параметров, таких как давление, уровень сахара в крови и др. Селективность датчика относительно артериальной крови обеспечена использованием инфракрасного излучения с длиной волны, соответствующей спектральным зонам поглощения гемоглобина крови.

В данной работе предлагается применить фотоплетизмографический метод для определения артериального давления человека.

В основу предлагаемого метода положено измерение параметров пульсовой волны – ее амплитуды и скорости распространения. Пульсовой волной называют явление периодических колебаний диаметра артериальных сосудов, возникающее вследствие повышения давления в аорте в момент изгнания крови из левого желудочка сердца [2]. Так как артериальная система состоит из связанных эластичных резервуаров, возникший в аорте скачок давления передается последовательно, подобно волне, по артериальному руслу от аорты до артерий и капилляров, увеличивая их диаметр. При этом, в процессе движения пульсовой волны по сосудистому руслу, ее величина постепенно угасает. Скорость распространения пульсовой волны можно найти, зная расстояние, которое проходит скачок давления от одной точки сосуда к другой, и время его движения.

Поглощение оптического излучения, прошедшего через участок тела человека подчиняется закону Бугера – Ламберта. Для этого случая запишем его в виде

$$I = I_m e^{-kd}, \quad (1)$$

где  $I$  – интенсивность излучения, прошедшего через участок тела;  $I_m$  – интенсивность излучения, прошедшего через участок тела, за исключением артерии;  $k$  – коэффициент поглощения артериальной крови;  $d$  – диаметр артерии.

Очевидно, что диаметр артерии меняется при прохождении пульсовой волны, объем артериальной крови в момент прохождения увеличивается в данной точке (точке измерений), и, следовательно, увеличивается поглощение света артериальной кровью. Таким образом,

непрерывно измеряя интенсивность оптического излучения, прошедшего через участок тела (например, через руку), можно определять изменения диаметра артерии. При этом будем считать поглощение света другими тканями постоянным в точке измерений ( $I_m = const$ ).

С другой стороны, величина изменения диаметра артерии зависит от эластических свойств стенок артерии и давления крови в ней. Эта зависимость описывается законом Гука, и для длинных эластичных сосудов ее можно выразить формулой

$$P = E \frac{d - d_0}{d_0}, \quad (2)$$

где  $P$  – измеряемое артериальное давление;  $E$  – модуль упругости (модуль Юнга) стенок артерии;  $d_0$  – начальный диаметр артерии – диаметр артерии в случае, когда полное давление крови в ней равно атмосферному.

Для нахождения модуля упругости стенок артерии используем хорошо известное выражение для скорости распространения пульсовой волны, называемое формулой Моенса – Кортвега [3]

$$V = \sqrt{\frac{hE}{d\rho}}, \quad (3)$$

где  $h$  – толщина стенок сосуда;  $d$  – его диаметр;  $\rho$  – плотность крови.

Используя соотношения (1), (2), запишем выражения для максимального (систолического) и минимального (диастолического) артериальных давлений:

$$P_c = E \frac{\ln \frac{I_c}{I_m} - \ln \frac{I_0}{I_m}}{\ln \frac{I_0}{I_m}}, \quad (4)$$

$$P_\partial = E \frac{\ln \frac{I_\partial}{I_m} - \ln \frac{I_0}{I_m}}{\ln \frac{I_0}{I_m}}, \quad (5)$$

где индекс "c" обозначает величины, соответствующие максимальному давлению; индекс "∂" – минимальному, индекс "0" – начальному. Следует отметить, что понятие начального состояния артерии в рассматриваемой модели является условным и лишь обозначает точку отсчета.

В формулах (4), (5) измеряемые величины – это интенсивности излучения, прошедшего участок тела при максимальном давлении  $I_c$  и при минимальном  $I_\partial$ , а также модуль упругости  $E$ , определяемый формулой (3).

В рассматриваемом методе предлагается неизвестные величины  $I_m$  и  $I_0$  определять из данных калибровки. Для этого проведем независимые измерения артериального давления и модуля упругости и найдем калибровочные коэффициенты  $k_1 = \ln \frac{I_0}{I_m}$  и  $k_2 = \ln I_m$  из формул, полученных с использованием (4), (5):

$$k_1 = \frac{E_k \ln \frac{I_{СК}}{I_{ДК}}}{P_{СК} - P_{ДК}}, \quad (6)$$

$$k_2 = \frac{(P_{СК} + E_k) \ln I_{ДК} - (P_{ДК} + E_k) \ln I_{СК}}{P_{СК} - P_{ДК}}. \quad (7)$$

Здесь индекс "к" обозначает величины, измеренные при калибровке. Калибровка проводится следующим образом. Измеряются величины систолического и диастолического давлений (например, осциллометрическим методом). Затем измеряются интенсивности света, прошедшего через участок тела (запястье) в момент систолы и диастолы, а также измеряется скорость пульсовой волны и определяется модуль упругости артерии по формуле

$$E_k = V_k^2 \rho \frac{d}{h}. \quad (8)$$

Отметим, что для каждого человека калибровка должна проводиться отдельно, так как эластические свойства артерий различны у каждого человека. После калибровки можно проводить измерения давления, для чего измеряются интенсивности прошедшего оптического излучения и скорость пульсовой волны, а затем давления определяются по формулам (4), (5) с использованием формулы (8) для определения модуля упругости.

Для апробации предлагаемого метода в ООО "Царский подарок – Украина" был создан макет измерительной системы, состоящей из двух оптопар, работающих в инфракрасном диапазоне оптического излучения. Одна оптопара работала на просвет, другая – на отражении, информация от которой использовалась только для определения скорости пульсовой волны. Также было разработано программное обеспечение, позволяющее получать и обрабатывать информацию об интенсивностях оптического излучения, обрабатывать ее и вычислять артериальное давление.

На рис. 1 показан график, описывающий величины измеренной интенсивности света первой и второй оптопарой в зависимости от времени. Оптопары разнесены вдоль руки на расстояние 50 см. Верхняя кривая соответствует пульсовой волне, форма которой получена в отраженном свете, причем оптопара, которой соответствует верхняя кривая находится ближе к сердцу вдоль артерии. Нижняя кривая получена в прошедшем через руку излучении, и на основе данных этой кривой определялась амплитуда пульсовой волны. На рис. 2 приведено увеличенное изображение части кривых пульсовых волн, где видна фазовая задержка нижней кривой относительно верхней, по которой можно определить скорость пульсовой волны.

В программе время задержки определялось с помощью корреляционного анализа двух волн, а временные отсчеты – от таймера компьютера (частота ~2,6МГц) с точностью  $3,8 \cdot 10^{-7}$  с. Скорость обмена по последовательному порту USB составила 921600 бит в секунду, что позволило получить частоту опросов датчиков приблизительно 2 мс.

К сожалению, на практике получить высокую точность определения давления не удалось по двум причинам. Во-первых, оцифровка аналогового сигнала была выполнена не достаточно плотно (10 бит), а расстояние между двумя парами датчиков оказалось малым для указанной частоты опроса. Однако, несмотря на указанные недостатки, удалось измерять артериальное давление с относительной погрешностью, не превышающей 10%. Очевидно, что эти недостатки несложно устранить – например, для измерения скорости пульсовой волны можно привязываться не к оптической паре на руке, а к R-зубцу электрокардиограммы, тем самым увеличив расстояние более, чем в два раза.

Несмотря на некоторые трудности в реализации, предлагаемый метод оптического измерения артериального давления имеет очевидные преимущества. Он позволяет осуществлять непрерывный мониторинг артериального давления, что важно во многих

случаях лечения. Кроме того, помимо измерения давления, непрерывная визуализация пульсовой волны позволяет получить дополнительные данные для диагностики, так как форма пульсовой волны несет информацию о различных параметрах работы сердечно-сосудистой системы.

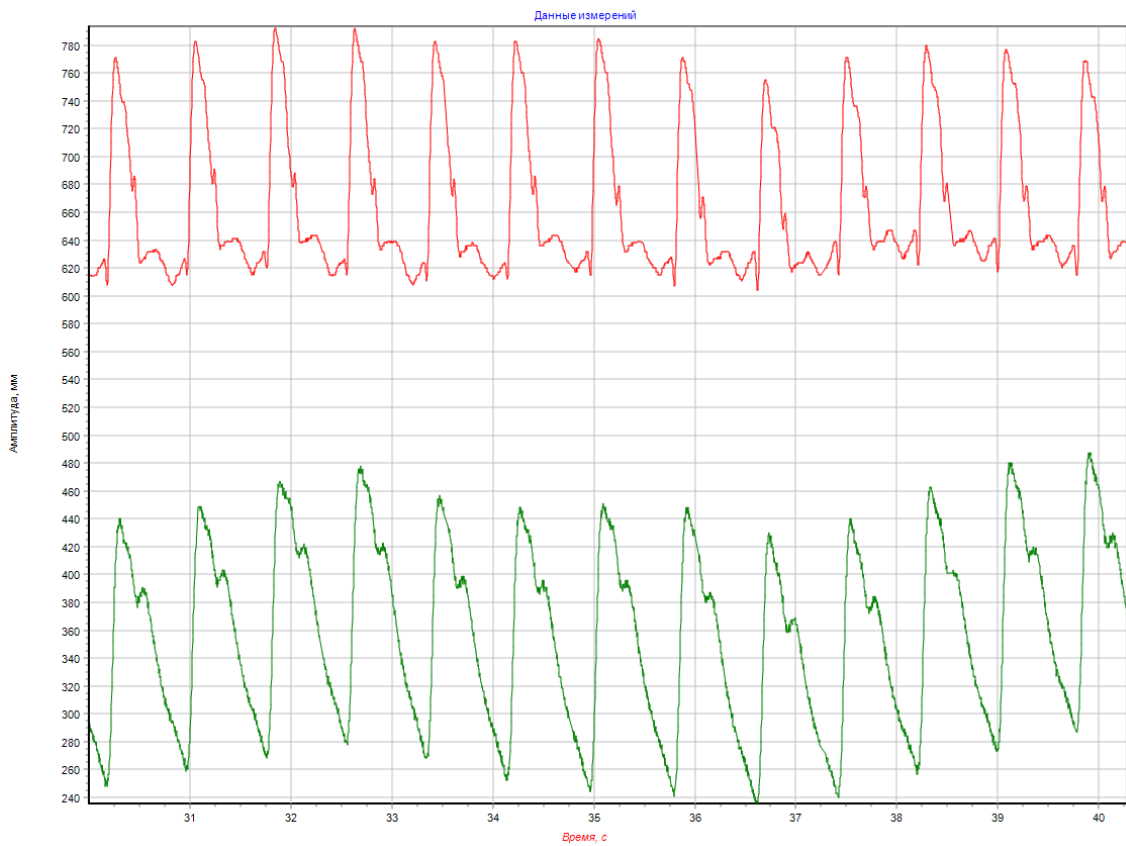


Рис. 1. Кривые пульсовых волн

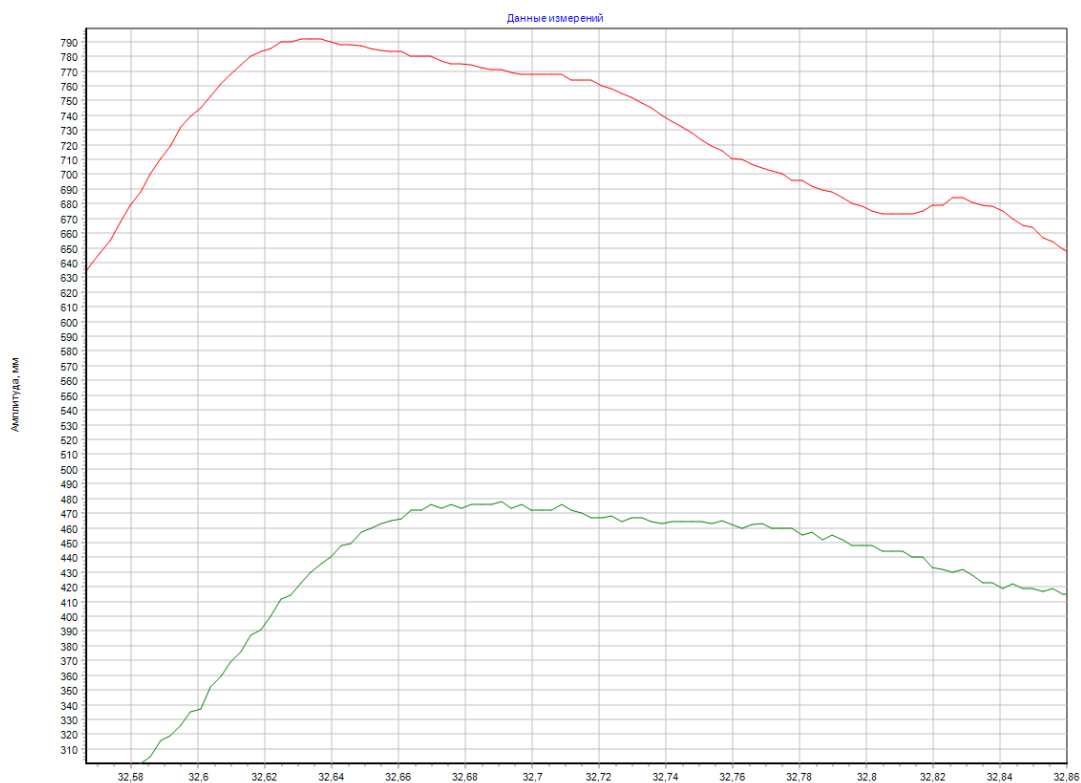


Рис. 2. Увеличенный фрагмент

В заключение отметим, что, хотя известно несколько способов получения кривых пульсовой волны, для обеспечения корректного использования формул (4), (5) при измерении давления можно использовать лишь оптический метод, причем работающий в прошедшем свете.

**Список литературы:** 1. Парфёнов, А.С. Экспресс-диагностика сердечно-сосудистых заболеваний // Мир измерений. – 2008. – № 6. – С. 74–82. 2. Дорофеюк, А.А., Десова, А.А., Гучук, В.В., Дорофеюк, Ю.А. Измерение, преобразование и обработка пульсового сигнала лучевой артерии в задачах медицинской диагностики // Мир измерений. – 2009. – № 1. – С. 4-10. 3. Каро, К., Педли, Т., Шротер, Р., Сид, У. Механика кровообращения. – М. : Мир, 1982. – 624 с.

*Харьковский национальный  
университет радиоэлектроники*

*Поступила в редколлегию 17.09.2016*