

**МЕДИЦИНСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ  
ИЗМЕРЕНИЯ**

УДК 681.5.08

*А. П. Писарев, М. А. Писарев***МЕТОД ПОВЫШЕНИЯ УРОВНЯ ВЫХОДНОГО СИГНАЛА  
ДАТЧИКА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ***A. P. Pisarev, M. A. Pisarev***METHOD FOR INCREASING LEVEL  
OF THE PULSE WAVE SENSOR OUTPUT SIGNAL**

**А н н о т а ц и я.** *Актуальность и цели.* Определены задачи по снижению случаев смертности в результате заболеваний сердечно-сосудистой системы. Сформулирована задача о необходимости разработки эффективных систем неинвазивного мониторингового контроля состояния сердечно-сосудистой системы с использованием гидроманжеты. *Материалы и методы.* Рассмотрен способ увеличения амплитуды сигнала на выходе датчика давления, воспринимающего пульсовые колебания через камеру с жидкостью, помещенную между манжетой и участком мягких тканей конечности. Конструкция измерителя дополняется камерой с жидкостью, через которую датчик воспринимает изменения давления в мягких тканях. *Результаты.* Повышение точности обеспечивается за счет увеличения отношения сигнал/шум, благодаря чему можно более точно оценить состояние состояния сердечно-сосудистой системы. Кроме того, полностью снимается проблема позиционирования датчика относительно артерии. Предложен алгоритм вычисления значений артериального давления косвенно через значения давления пульсовых колебаний. Преимущество алгоритма перед известным состоит в том, что отпадает необходимость автоматического регулирования силы прижатия датчика к артерии. *Выводы.* Сделан вывод о возможности косвенного измерения артериального давления путем его вычисления из уравнения по измеренному значению давления в мягких тканях.

**A b s t r a c t.** *Background.* Considered tasks to reduce mortality cases due cardiovascular system diseases. Proposed problem of development effective systems for non-invasively CAS monitors with liquid cuff. *Materials and methods.* Considered method of increasing amplitude of pressure sensor output signal. The sensor is used to determine pulse oscillation through the liquid chamber interposed between the cuff and the portion. The design of the meter is supplemented with the liquid chamber, through which the sensor senses pressure changes in the soft tissues. Improved accuracy is ensured by increasing the signal / noise ratio, so you can more accurately assess the state of the CVS. In addition, completely eliminated the problem of positioning the sensor relative to an artery. *Results.* Proposed an algorithm for computing values of blood pressure indirectly through the pressure pulse fluctuations. The advantage over the know algorithms is eliminated necessity for automatic control of the sensor's pressing force to the artery. *Conclusions.* Made conclusion about the possibility of measuring blood pressure indirectly by its calculation from equation of the measured soft tissues pressure value.

**К л ю ч е в ы е с л о в а:** мониторинг, сердечно-сосудистая система (ССС), датчик, артериальное давление, пульсовые колебания, повышение точности измерения.

**К e y w o r d s:** monitoring, cardiovascular system (CVS), sensor, blood pressure, pulse oscillation, improving the accuracy of measurement.

Заболевания сердечно-сосудистой системы (ССС) остаются ведущей причиной смертности. По статистике, в большинстве экономически развитых стран заболевания сердечно-сосудистой системы занимают первое место среди причин смертности. В Европе ежегодно умирают от сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) приблизительно 3 млн человек, в США – 1 млн, в России с 2000 г. ежегодно от ССЗ умирает 2,3 млн человек [1]. Половина тех, кто умирает от болезней сердца, это люди активного и трудоспособного возраста. В последнее время наметилась крайне опасная тенденция, когда сердечно-сосудистые болезни поражают россиян в возрасте от 20 лет. Кроме того, обращает на себя внимание тот факт, что показатели смертности от этих заболеваний в странах Европы составляют в разы меньше, чем в России. Показатель смертности только от ишемической болезни сердца у нас составляет 112 человек на 100 тысяч, а в странах Европы – не более 30 человек на те же 100 тысяч [2].

Основная причина ССЗ – это атеросклероз сосудов и гиперхолестеримия, которые приводят к развитию ишемической болезни сердца, инфарктам и инсультам с летальным исходом. Все это на ранней стадии поддается лечению, состояние больных стабилизируется, в итоге это позволяет увеличить продолжительность жизни и активное физическое состояние. Для своевременного диагностирования перечисленных заболеваний необходим мониторинг показателей сердечно-сосудистой системы.

В медицине критических состояний диагностика функционирования этой системы занимает одно из главных мест, так как деятельность сердечно-сосудистой системы во многом определяет эффективность протекания процессов метаболизма, переноса кислорода и углекислого газа, терморегуляции.

Оценка деятельности сердечно-сосудистой системы при мониторинге осуществляется путем регистрации механических, акустических и биоэлектрических проявлений сердечной деятельности, наиболее доступных для регистрации. Среди показателей центральной и периферической гемодинамики наибольшую ценность представляют параметры сердечного ритма, артериального и венозного давления крови, сердечного выброса.

Важно своевременно выявить критические состояния у лиц, страдающих ССЗ, т.е. необходима разработка новых и совершенствование существующих методов мониторинга состояния ССС. Сейчас эффективный мониторинг состояния ССС возможен лишь для больных, находящихся в стационарных условиях под постоянным врачебным контролем.

Современным эффективным методом мониторинга является осциллометрический метод измерения формы пульсовой волны [3]. Форма пульсовой волны регистрируется с помощью пневматического датчика давления, подключенного к окклюзионной манжете. При проведении измерений манжета накладывается на конечность пациента и накачивается до необходимого давления. Сигнал пульсовой волны регистрируется под манжетой, что вносит значительную погрешность в результат измерений его формы.

Таким образом, актуальной задачей совершенствования медицинской техники является создание эффективных систем неинвазивного мониторинга состояния ССС. Отсутствие таких систем делает практически неразрешимой задачу получения профиля изменения артериального давления (АД) и состояния ССС у больного в процессе диагностического или терапевтического воздействия.

Основным препятствием, возникающим при попытке использовать для мониторинга состояния ССС существующие измерители, является наличие у них окклюзионной манжеты.

Настоятельная необходимость в безманжетных средствах для мониторинга неинвазивного состояния ССС стимулирует непрекращающиеся попытки создания подобной аппаратуры. В основе опытных разработок этого направления лежат исследования возможностей использования тех или иных функциональных зависимостей, которые могли бы связывать величину АД с каким-либо физиологическим параметром, регистрируемым неинвазивно. Таким параметром является давление выходящей близко к поверхности кожи артерии, воспринимаемое датчиком давления. Большим недостатком этого метода является высокая «критичность» к точности расположения тонометрического датчика по отношению к артерии, в связи с чем использование его требует профессионального навыка. Один из возможных путей создания прибора, реализующего данный метод – использование гидроманжеты. Схематично предлагаемая конструкция показана на рис. 1. Особенность конструкции в том, что под манжетой помещена камера, представляющая собой полость, заполненную жидкостью [4]. Через камеру датчик воспринимает давление, возникающее в мягких тканях конечности под действием пульсирующей артерии. За счет манжеты в мягких тканях создается некоторое началь-

ное давление, которое будем обозначать через  $P_{\text{мт0}}$ . Поскольку манжета прижимает камеру к мягким тканям, то начальное давление в камере также равно  $P_{\text{мт0}}$ .

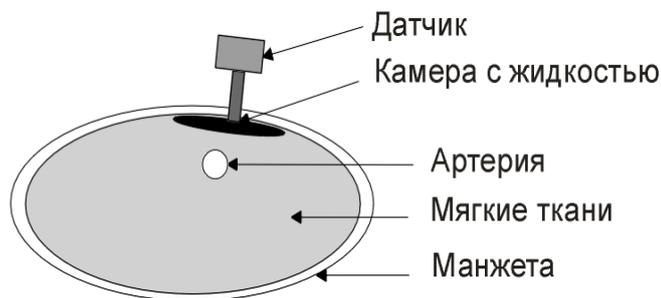


Рис. 1. Использование гидроманжеты

К камере подключен датчик. Камера и конечность охвачены окклюзионной манжетой. Рассмотрим поведение системы относительно свойства сжимаемости мягких тканей.

Первое условие:

$$P_{\text{мт0}} = P_{\text{ан}} \quad (1)$$

Мягкие ткани несжимаемы (такое предположение не соответствует свойству мягких тканей, но оно полезно для понимания процессов, происходящих при сдавливании мягких тканей манжетой).

В этом случае датчик давления воспринимает давление, развиваемое в мягких тканях.

Для того чтобы понять, как изменяется давление мягких тканей при изменении артериального давления, посмотрим на график зависимости объема артерии от избыточного давления внутри ее рис. 2 [5]. При артериальном давлении  $P_a(t) = P_{\text{ан}}$  объем артерии  $V_a = V_{a0}$ . Данному значению объема артерии соответствует точка на кривой объемного расширения, соответствующая избыточному давлению:

$$\Delta P = P_a(t) - P_{\text{мт}}(t) = P_a(t) - P_{\text{мт0}} = P_{\text{ан}} - P_{\text{ан}} = 0;$$

при возрастании артериального давления имеем

$$P_{\text{мт}}(t) = P_a(t). \quad (2)$$

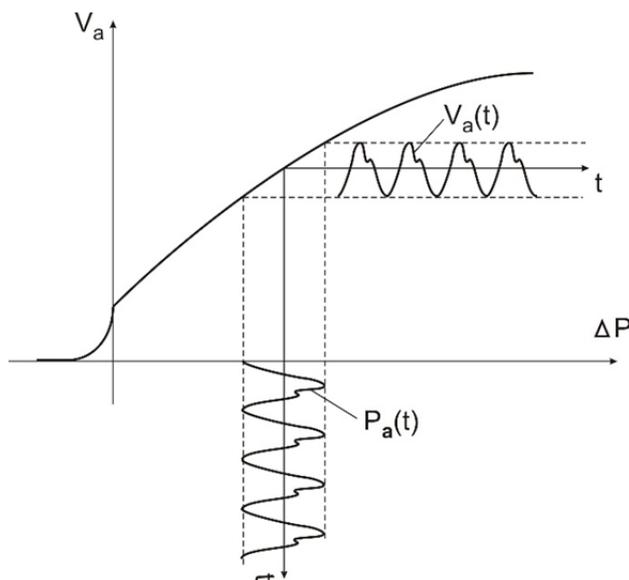


Рис. 2. График зависимости объема артерии от избыточного давления

Поскольку объем манжеты не меняется, мягкие ткани, по предположению, не сжимаются, а стенки артерии не напряжены, то, если под манжету поместить полость с жидкостью, с которой сообщается датчик, артериальное давление можно измерять непосредственно датчиком.

Второе условие:

$$P_{\text{мт}0} < P_{\text{ан}} \quad (3)$$

В предположении, что мягкие ткани не сжимаются, имеем результат, как при первом условии.

Третье условие:

$$P_{\text{мт}0} > P_{\text{ан}} \quad (4)$$

Здесь в предположении о несжимаемости мягких тканей картина изменения давления мягких тканей будет соответствовать рис. 3. Когда артериальное давление  $P_a(t)$  выше начального значения  $P_{\text{мт}0}$  давления мягких тканей (заданного начальным сжатием манжеты), давление мягких тканей повторяет артериальное давление. На участках, где  $P_a(t) < P_{\text{мт}0}$ , артерия схлопывается, и давление мягких тканей под манжетой падает до атмосферного давления (так как суммарный объем трех сред – мягких тканей, артерии и полости с жидкостью – становится меньше объема манжеты). Таким образом, если бы мягкие ткани конечности действительно были бы несжимаемы, то при условии

$$P_{\text{мт}0} \leq P_{\text{ан}} \quad (5)$$

будет возможно прямое измерение артериального давления с помощью датчика, воспринимающего давление от полости с жидкостью, помещенной под манжету, с учетом реальных свойств мягких тканей, т.е. с учетом того, что часть мягких тканей вытесняется из-под манжеты при повышении давления, что определяется конструкцией манжеты. Это позволит повысить точность измерения формы пульсовой волны при реализации традиционного способа. При этом конструкция измерителя дополняется камерой с жидкостью, через которую датчик воспринимает изменения давления в мягких тканях [6]. Повышение точности обеспечивается за счет увеличения отношения сигнал/шум, благодаря чему можно более точно оценить состояние ССС. Кроме того, полностью снимается проблема позиционирования датчика относительно артерии.

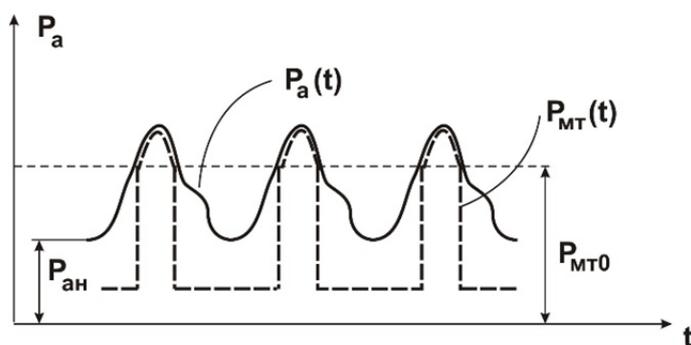


Рис. 3. Картина изменения давления мягких тканей

Для устранения необходимости автоматически регулировать силу прижатия датчика к артерии предлагается алгоритм тонометрического измерения АД, позволяющий определять величину систолического и диастолического значений АД при произвольном значении силы прижатия датчика к артерии.

На рис. 1 была представлена рассмотренная нами схема измерителя, где камера с жидкостью воспринимает давление мягких тканей конечности. Рассмотрим осциллограммы процессов, происходящих в системе «артерия – мягкие ткани конечности – камера – манжета» и представленных на рис. 4, где изображены кривые изменения артериального давления и давления в мягких тканях конечности при двух значениях внешнего компенсирующего давления, создаваемого окклюзионной манжетой. Обратимся к верхней осциллограмме, где показаны соответствующие кривые для случая, когда внешнее компенсирующее давление существенно меньше нижнего значения артериального давления. Справа показана кривая зависимости объема артерии  $V_a$  от избыточного давления  $P_a - P_{\text{мт}}$ .

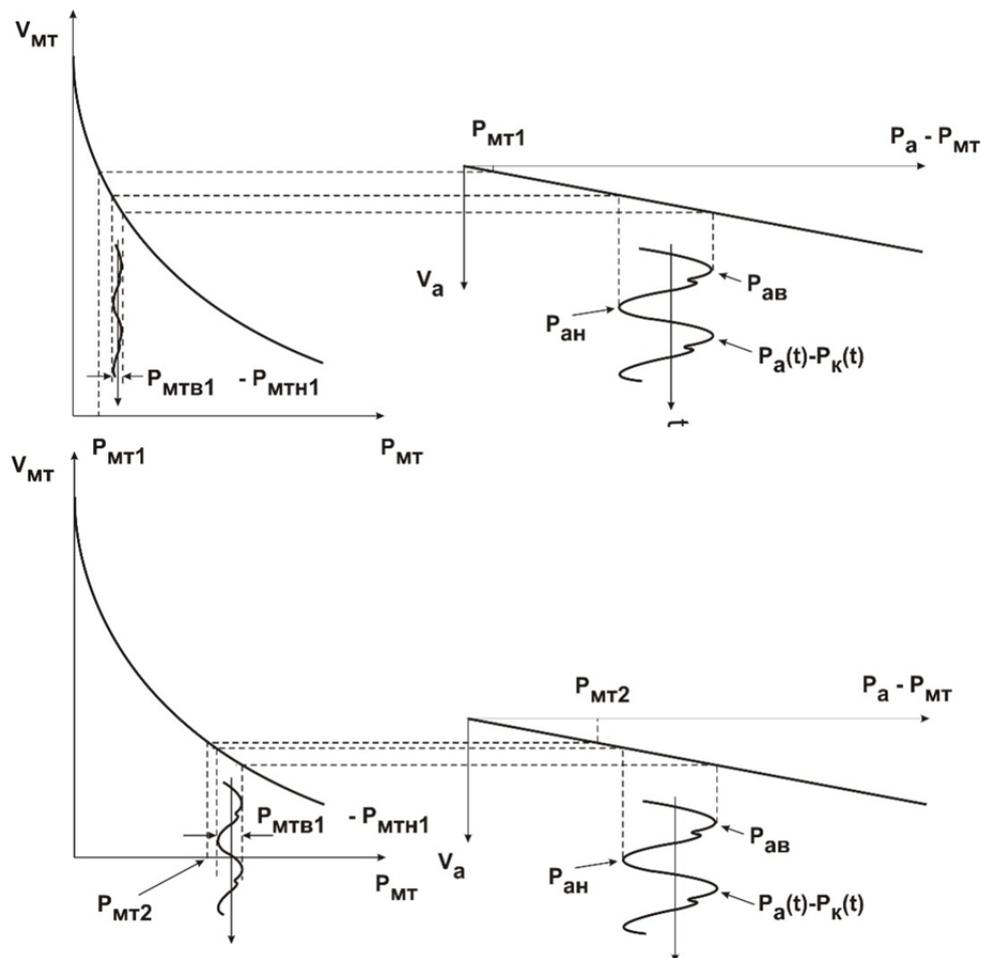


Рис. 4. Кривые изменения артериального давления и давления в мягких тканях

Зависимость в действительности носит более сложный характер [7], но поскольку нас в данном случае интересует только область положительных значений избыточного давления, то с достаточно хорошим приближением к реальной кривой в данной области значений избыточного давления зависимость может рассматриваться как линейная. Как видно из рис. 4, изменение артериального давления приводит к соответствующему изменению объема артерии, причем в силу принятого предположения о линейности зависимости  $V_a = F_a (P_a - P_{MT})$  амплитуда изменения объема артерии остается неизменной при любом значении внешнего компенсирующего давления в пределах от 0 до  $P_{ан}$ , где  $P_{ан}$  – нижнее значение артериального давления.

Изменение объема артерии приводит к соответствующему изменению объема мягких тканей конечности, так как предполагается, что манжета изготовлена из материала, не подверженного растяжению, т.е. при каждом данном значении  $P_{ki}$  внешнего компенсирующего давления соблюдается соотношение

$$V_{MT} + V_a = V_{mi} = \text{const}, \quad (6)$$

где  $V_{mi}$  – объем пространства под манжетой при  $i$ -м значении  $P_{ki}$  компенсирующего давления. Из выражения (6) и следует справедливость сказанного:

$$V_{MT} = V_{mi} - V_a. \quad (7)$$

Слева на верхней осциллограмме на рис. 4. приведена зависимость объема мягких тканей конечности от давления их сжатия манжетой. Как показали экспериментальные исследования [8], эта зависимость носит нелинейный характер, причем, очевидно, что изменение объема мягких тканей под действием сжимающего давления объясняется не столько свойством их сжимаемости, сколько эффектом вытеснения части мягких тканей из-под манжеты. Согласно выражению (7) изменение артериального давления приводит к изменению объема мягких тканей при каждом значении внешнего компенсирующего давления. В конечном итоге изменение артери-

ального давления приводит к соответствующему изменению давления мягких тканей, которое собственно и воспринимается датчиком давления, подключенным к камере с жидкостью [9].

С учетом зависимости объема мягких тканей от воздействующего на них давления обратную зависимость в общем виде можно записать в следующем виде:

$$P_{\text{MT}} = F_{\text{MT}}(V_{\text{MT}}). \quad (8)$$

Подставим выражение (7) в (8):

$$P_{\text{MT}} = F_{\text{MT}}(V_{\text{Mi}} - V_{\text{a}}). \quad (9)$$

С учетом принятого предположения о характере кривой объемного расширения артерии можем записать:

$$V_{\text{a}} = m(P_{\text{a}} - P_{\text{MT}}), \quad (10)$$

где  $m$  – некоторый коэффициент (постоянный для каждого конкретного индивидуума).

Подставим выражение (10) в выражение (9):

$$P_{\text{MT}} = F_{\text{MT}}(V_{\text{Mi}} - m(P_{\text{a}} - P_{\text{MT}})). \quad (11)$$

Выражение (11) представляет собой уравнение, из которого следует однозначная связь давления в мягких тканях и артериального давления. Следовательно, существует принципиальная возможность косвенного измерения артериального давления путем его вычисления из уравнения по измеренному значению давления в мягких тканях. Преимущество алгоритма в том, что отпадает необходимость автоматического регулирования силы прижатия датчика к артерии [10]. Это упрощает схему и конструкцию измерителя, в результате открывается перспектива существенного усовершенствования тонометрического метода измерения.

#### Список литературы

1. URL: <http://apps.who.int/gho/data/node.main.PROJNUMWORLD?lang=en>
2. Физиология человека : учебник / под ред. В. М. Покровского, Г. Ф. Коротько. – 2-е изд., перераб. и доп. – М. : Медицина, 2003. – 656 с.
3. Писарев, М. А. Метод повышения уровня выходного сигнала датчика давления / М. А. Писарев // Вычислительные системы и технологии обработки информации : межвуз. сб. науч. тр. – Пенза : Инф.-изд. центр ПГУ, 2010. – С. 126–133.
4. Физиология человека : учебник / под ред. В. М. Покровского, Г. Ф. Коротько. – 2-е изд., перераб. и доп. – М. : Медицина, 2003. – 656 с.
5. Рогоза, А. Н. К вопросу о точности измерения АД автоматическими приборами / А. Н. Рогоза // Функциональная диагностика. – 2003. – № 1. – С. 2–10.
6. Шахов, Э. К. Моделирование процесса измерения артериального давления / Э. К. Шахов, А. И. Сухов // Вычислительные системы и технологии обработки информации : межвуз. сб. науч. тр. – Вып. 2 (28). – Пенза : Инф.-изд. центр ПГУ, 2003. – С. 18–29.
7. Геращенко, М. С. Гидроманжетный тонометр / М. С. Геращенко // Труды Международного симпозиума Надежность и качество. – 2011. – Т. 1. – С. 308–309.
8. Шахов, Э. К. Простейшая модель тонометра / Э. К. Шахов, А. И. Сухов // Вычислительные системы и технологии обработки информации : межвуз. сб. науч. тр. – Вып. 2 (28). – Пенза : Инф.-изд. центр ПГУ, 2003. – С. 30–37.
9. Патент 104437 Российская Федерация, МПК А61В. Тонометр Геращенко / Геращенко М. С. – Оpubл. 20.05.2011. – URL: <http://bankpatentov.ru/node/78436> (дата обращения 05.05.2015).
10. Абросимова, О. В. Разработка информационно-измерительного устройства регистрации артериального давления с использованием манжеты с автоматическим запястным контуром / О. В. Абросимова, А. Ю. Тычков, П. П. Чураков // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. – 2013. – № 4 (28). – С. 119–127.

#### Писарев Аркадий Петрович

кандидат технических наук, доцент,  
кафедра информационно-вычислительных систем,  
Пензенский государственный университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: [pisarev602@mail.ru](mailto:pisarev602@mail.ru)

#### Pisarev Arkadiy Petrovich

candidate of technical sciences, associate professor,  
sub-department of information computer systems,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

*Писарев Максим Аркадьевич*

аспирант,  
Пензенский государственный университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: Pisarevmx@gmail.ru

*Pisarev Maksim Arkad'evich*

postgraduate student,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

---

УДК 681.5.08

**Писарев, А. П.**

**Метод повышения уровня выходного сигнала датчика пульсовой волны / А. П. Писарев,  
М. А. Писарев // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2016. – № 2 (16). – С. 124–130.**