

УДК 004.383.4

ПНЕВМАТИЧЕСКИЙ СЕНСОР ДЛЯ НЕПРЕРЫВНОГО НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

В. Е. Анциперов, Г.К. Мансуров

**Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН
125009, Москва, ул. Моховая 11, корп.7.**

Статья поступила в редакцию 16 декабря 2017 г.

Аннотация. В работе обсуждается разработанный авторами новый метод неинвазивного непрерывного измерения артериального давления, использующий принцип локальной компенсации давления. Практическая реализация этого метода стала возможной благодаря эффективному использованию современной радиоэлектронной элементной базы, ориентированной на малое энергопотребление, миниатюризацию габаритов и встроенные вычислительные и коммуникационные компоненты (микроконтроллеры). Использование миниатюрных датчиков давления, компоновка их вплотную к рабочей зоне и возможность обработки оцифрованных данных в режиме реального времени позволили осуществить уникальный способ компенсации давления на очень малых площадках (1 мм^2 и менее) эластичных поверхностей, таких, как поверхностные ткани тела человека. Обсуждению технической реализации метода в виде пневматического сенсора, особенностям режимов измерения артериального давления, полученным результатам и некоторым теоретическим рекомендациям, посвящены соответствующие разделы работы. Детально обсуждается проблема стабильности режимов измерений. Обсуждаются экспериментально обнаруженные причины нарушения стабильности и проведен их теоретический анализ с целью решения означенной проблемы. В заключении резюмированы результаты и намечены пути дальнейших исследований.

Ключевые слова: неинвазивное измерение артериального давления, метод локальной компенсации, пневматический сенсор, микроконтроллеры.

Abstract. The authors discuss a new method of noninvasive continuous measurement of arterial blood pressure, based on the principle of local pressure compensation. Practical implementation of this method became possible due to the effective use of modern radio-electronics, characterized by low power consumption, small sizes and built-in computing and communication components (microcontrollers). The use of miniaturized pressure sensors, their arrangement close to the working area and the possibility of processing measured data in real time, made it possible to implement a unique method of compensating the pressure on very small areas (1 mm² or less) of elastic surfaces, such as the skin of the human body. Discussion of the method technical implementation in the form of a pneumatic sensor, features of blood pressure measurement regimes, obtained results and some theoretical recommendations are devoted to the relevant sections of the work. The problem of stability of measurement regimes is discussed in detail. Experimentally discovered causes of an unstable work are discussed and their theoretical analysis is carried out in order to outline ways of solving the problem. The conclusion summarizes the results and outlines the ways of further research.

Key words: noninvasive arterial blood pressure measurement, local compensation method, pneumatic sensor, microcontrollers.

Введение.

Надежное и удобное неинвазивное измерение артериального давления (АД) крови является важным индикатором состояния пациентов в клинической диагностике и терапии, а также одним из главных показателей в фундаментальных исследованиях. Поскольку на сегодняшний день традиционных однократных замеров давления во многих случаях уже недостаточно, наблюдается рост интереса к инструментам, которые могли бы осуществлять непрерывный мониторинг АД (буквально от удара к удару сердца – beat-to-beat). Для этих целей были разработаны и уже используются в

клинической практике несколько типов таких приборов. Большинство из них основано на схожих, но технологически несколько различающихся методах измерения АД [1,2].

Известные методы непрерывного неинвазивного измерения АД в основном сводятся к управлению давлением в манжете или аппликаторе, сжимающих артерию вместе с конечностью. По измеряемым пульсациям давления в манжете или аппликаторе определяется соответствующее давление в артерии. Большинство технологических решений используют для этого принцип объемной компенсации, основанный на идее "разгрузки стенок сосудов", так как предполагается, что в "разгруженном" состоянии давление внутри сосудов (артерий) равно давлению вне их. В случае манжеты давление регулируется таким образом, чтобы поддерживать объем крови в сжимаемой конечности (пальце, кисти) постоянным во времени, равным объему, который при калибровке выбран как "разгружающий" сосуды. В других решениях аппликатор прижимает артерию к лучевой кости настолько, чтобы сжать ее в достаточной степени, сделать контакт с ее стенкой плоским ("уплосщить" артерию), но не пережать до окклюзии. На этом основан метод сфигмографии.

Недостатком перечисленных методов является то, что при разгрузке стенок артерий – при сжатии конечностей, в них неизбежен застой крови и периодически приходится прерывать измерения. Для того чтобы решить эти проблемы, мы разработали новый метод неинвазивного непрерывного измерения АД, использующий принцип *локальной* компенсации давления [3,4]. Технически этот метод реализован в виде пневматического сенсора [5]. Обсуждению конструкции пневматического сенсора, как технической реализации метода, особенностям режимов измерения АД пневматическим сенсором, полученным результатам и некоторым теоретическим рекомендациям, посвящена настоящая работа. Отметим, что обсуждаемые ниже результаты были бы невозможны без использования современной радиоэлектронной элементной базы, включая микроконтроллеры.

Метод локальной компенсации АД

Практическая реализация метода непрерывного измерения АД стала возможной благодаря разработанному способу компенсации давления на очень малых площадках эластичных поверхностей (1 мм^2 и менее), таких, как поверхностные ткани тела человека. Техническая реализация предложенного способа локальной компенсации была осуществлена в виде экспериментального образца пневматического сенсора [5].

Принцип измерения артериального давления методом локальной компенсации и принципиальная схема пневматического сенсора, реализующего этот метод измерений, представлены на Рис.1. На Рис.1, А) также показана схема протекания воздуха через измерительный элемент сенсора в процессе измерения давления в артерии $P_{\text{арт}}$.

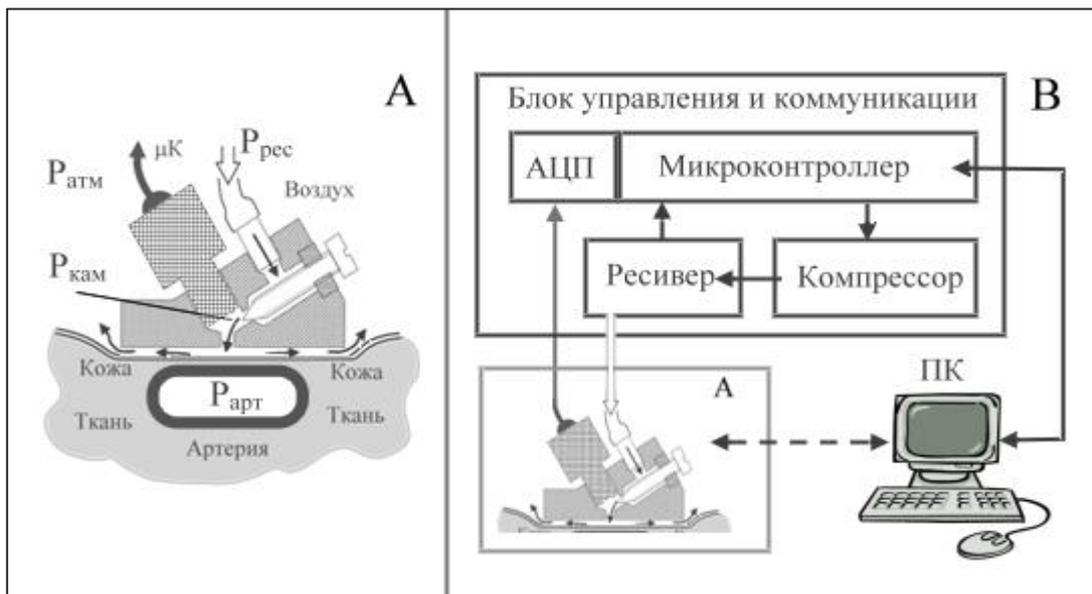


Рис. 1. А) Принцип измерения АД за счет локальной компенсации $P_{\text{арт}}$ давлением $P_{\text{кам}} = P_{\text{арт}}$ воздуха внутри рабочей камеры измерительного элемента сенсора; В) принципиальная схема пневматического сенсора с измерительным элементом (А) в петле обратной связи;

С помощью Рис.1, А) легко объяснить идею локальной компенсации. Именно, если в начальный момент давление в камере измерительного элемента $P_{\text{кам}}$ меньше давления в артерии $P_{\text{арт}}$, то покрывающие стенку артерии элементы кожи и ткани, находящиеся непосредственно под открытым к артерии

отверстием камеры, держат это отверстие закрытым. По мере притока воздуха от ресивера давление $P_{\text{кам}}$ возрастает вплоть до величины $P_{\text{арт}}$. Как только $P_{\text{кам}}$ достигает $P_{\text{арт}}$, отверстие приоткрывается и излишки воздуха уходят под прилегающую к коже плоскую поверхность измерительного элемента. Это не позволяет $P_{\text{кам}}$ превысить $P_{\text{арт}}$ и равенство $P_{\text{кам}} = P_{\text{арт}}$, продолжает оставаться выполненным на протяжении оставшегося времени (даже при квазистатически меняющемся АД). Отметим, что равенство давлений $P_{\text{кам}} = P_{\text{арт}}$ автоматически поддерживает “уплощенное” состояние стенки артерии в течении последующих измерений.

На первый взгляд принцип работы пневматического сенсора Рис.1 имеет сходство с принципом работы предохранительного клапана [6]. Однако, отличие состоит в том, что, если для клапана сброс давления является кратковременным, изолированным при нормальной работе системы событием, пневматический сенсор, наоборот, функционирует в условиях непрерывно меняющегося во времени уровня срабатывания (задаваемого уровнем давления крови в артерии), что обеспечивается практически непрерывным расходом воздуха в режиме постоянного сброса избыточного давления. Для обеспечения описанного режима работы была разработана специальная конструкция измерительного элемента сенсора, детально описанная патентом [5]. Ниже мы очень кратко, только в объеме необходимом для понимания работы сенсора, опишем эту конструкцию.

Конструкция измерительного элемента

Внешний вид и разработанная нами конструкция измерительного элемента пневматического сенсора представлены на Рис.2.

Измерительный элемент состоит из аппликатора (10), в корпусе которого выполнена рабочая камера (11), полость (12) которой сообщена с датчиком (20) давления. К выходу датчика (20) через АЦП подключен блок управления и коммуникации (30). Подача воздуха в рабочую камеру (11) измерительного

элемента осуществляется от воздушного насоса, выполненного в виде компрессора, подключенного к ресиверу и связанного посредством воздушной трубки (43) с камерой (44) высокого давления, образованной в корпусе аппликатора (10). Камера (44) связана с рабочей камерой (11) через регулировочный дроссель (45), который в простейшем случае представляет собой игольчатый вентиль.

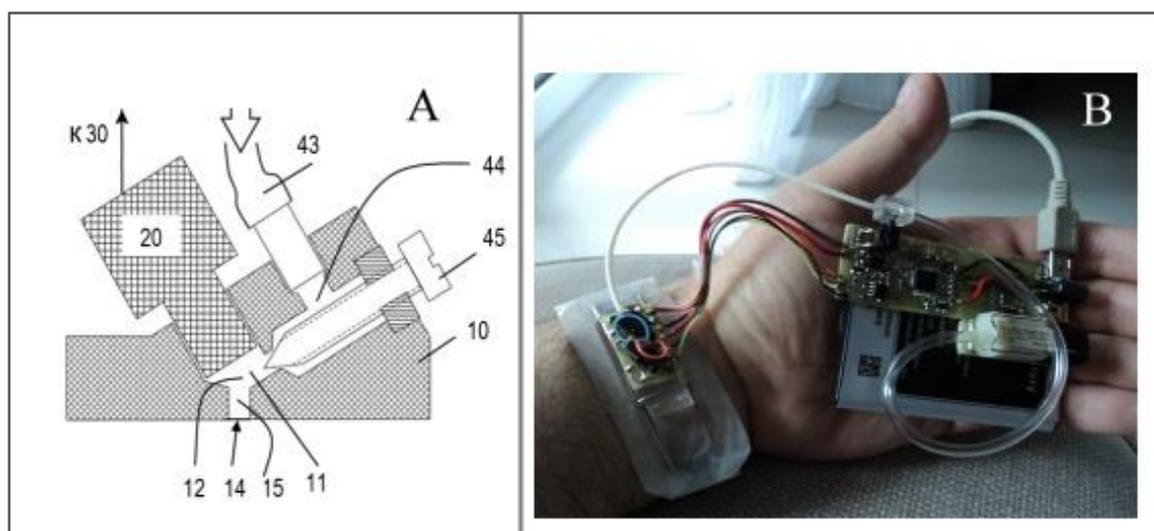


Рис. 2. А) Конструктивное исполнение измерительного элемента сенсора;
 В) внешний вид и расположение аппликатора (10) на запястье пациента при измерении АД; для иллюстративных целей в ладони размещен блок управления и коммуникации (30), показано его соединение с измерителем;

Аппликатор (10) имеет плоскую контактную площадку для установки на контролируемую зону над артерией (обычно на запястье, см. Рис. 2 В)). В центре площадки образовано отверстие, связанное сквозным каналом с полостью рабочей камеры. Через данное отверстие в процессе измерения происходит свободное протекание воздуха.

С помощью прямых измерений давления воздуха в рабочей камере разработанного экспериментального образца (Рис.2) пневматического сенсора удалось отслеживать динамику АД с постоянной времени менее одной миллисекунды. Это существенно меньше всех физиологических временных постоянных, связанных с динамикой АД. Типичные данные измерений АД представлены на Рис. 3.

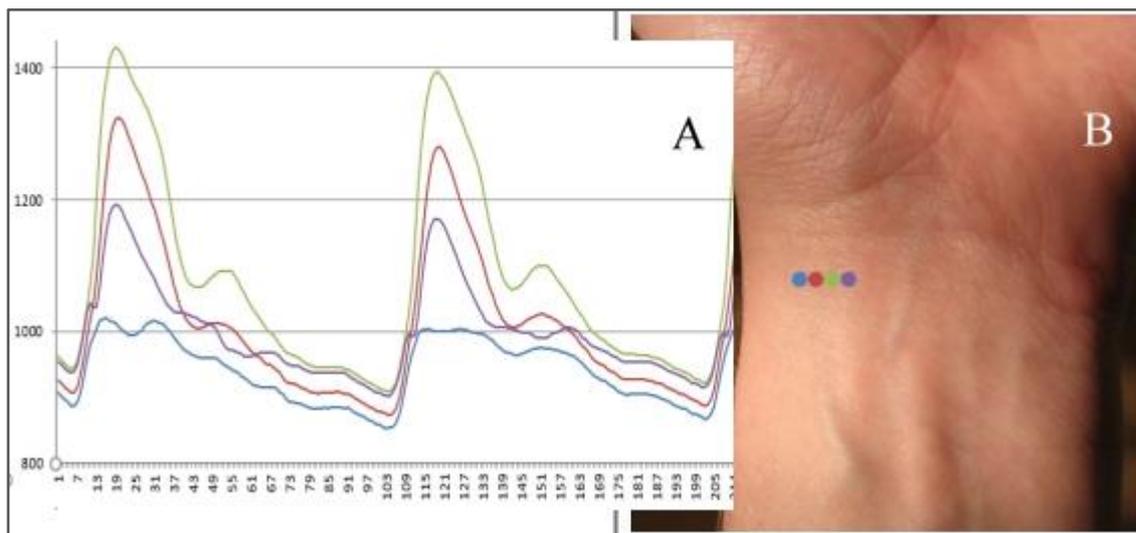


Рис. 3 А) характерный вид измеренной сенсором пульсовой волны АД в зависимости от В) расположения измерительного отверстия рабочей камеры ●, ●, ●, ● на запястье пациента;

Выбор режима измерения АД

Пульсовые волны АД (представляющие динамику непрерывно измеряемого артериального давления) Рис. 3 А) были получены в специально подобранном режиме работы пневматического сенсора, определяемым несколькими параметрами, включая давление в ресивере $P_{\text{рес}}$, расход воздуха, который помимо $P_{\text{рес}}$ определяется также размером входного отверстия (регулируемым дросселем) рабочей камеры, объемом рабочей камеры, размером ее выходного, расположенного над артерией отверстия и т.д. Проблема, вызвавшая необходимость подобной многопараметрической оптимизации сенсора и режима измерений, состоит в том, что изложенный выше метод локальной компенсации перестает стабильно работать при нарушении режима квазистационарности (на масштабах характерных для динамики АД времен) протекания воздуха.

К сожалению, отмеченная проблема не является формальной, она вполне реальна. Явление срыва стационарности хорошо известно, как в аэродинамике, так и в теории аэроэластичности, в частности. В работе [7] рассмотрено

несколько механизмов возможной неустойчивости аэродинамических систем с газовыми клапанами. Показано, что основной механизм возникновения нестационарности – бифуркации Хопфа обычно возникают в результате взаимодействия клапана и впускной трубы. Бифуркации могут приводить к разным видам аэродинамической нестационарности, начиная с изолированных перескоков в режимах течения до продолжительного дребезжания (*chatter*) или высокочастотных пульсаций (*clatter*) воздуха.

Обсуждаемый пневматический сенсор и представленный способ измерения АД также подвержены проявлениям срыва стационарности. В ранних экспериментах нами было эмпирически обнаружено, что в воздушном канале от выходного отверстия рабочей камеры до атмосферы, формирующегося под плоской поверхностью измерительного элемента, течение воздуха стабильно лишь при очень малых сечениях канала. Это накладывает ограничения на допустимый расход воздуха через измерительный элемент. На Рис. 4 приведен фрагмент стендового эксперимента, иллюстрирующий неустойчивость воздушного потока при недостаточном ограничении величины расхода воздуха.

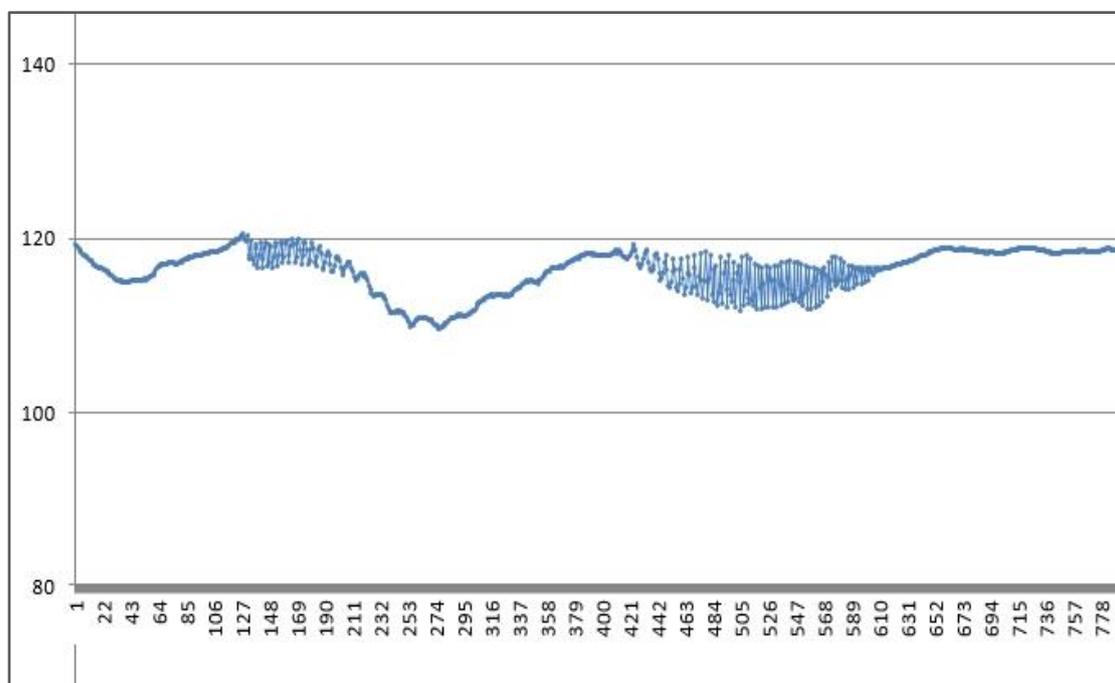


Рис. 4. Нарушение стационарности воздушного потока, проявляющееся в фрагментах высокочастотных пульсаций, “свиста” при измерениях давления.

Ввиду вышеописанных обстоятельств было бы желательно для целенаправленной оптимизации пневматического сенсора и компенсационного способа измерения АД помимо имеющихся эмпирических данных воспользоваться некоторыми теоретическими рекомендациями.

К сожалению, в литературе отсутствуют разработанные модели радиального протекания воздуха через плоские тонкие зазоры между твердыми и эластичными поверхностями, которое имеет место в обсуждаемой проблеме. По причине отсутствия проработанной теории, приведем правдоподобные, оценочного типа рассуждения, для определения узких мест рассматриваемой задачи и для выработки рекомендаций по ее оптимизации.

Анализ режимов измерения АД

Полагая, что имеет место квазистационарный режим течения воздуха, при котором $P_{\text{кам}} = P_{\text{арт}}$, оценим, как от медленно меняющегося АД $P_{\text{арт}}$ будут меняться другие параметры воздушного потока в измерителе, в частности, в каких пределах будут изменяться эти параметры при изменении АД от диастолического $P_{\text{дис}}$ до систолического $P_{\text{сис}}$ давлений.

Запишем уравнения сохранения расхода воздуха в потоке:

$$\rho_{\text{вх}} S_{\text{вх}} V_{\text{вх}} = \rho_{\text{атм}} S_{\text{вых}} V_{\text{вых}}, \quad (1)$$

или:

$$\frac{S_{\text{вых}}}{S_{\text{вх}}} = \frac{\rho_{\text{вх}} V_{\text{вх}}}{\rho_{\text{атм}} V_{\text{вых}}}, \quad (2)$$

где $\rho_{\text{вх}}$ – плотность воздуха в рабочей камере, $S_{\text{вх}}$ – площадь входного отверстия камеры, задаваемого регулировочным дросселем (см. Рис. 2), $V_{\text{вх}}$ – скорость потока воздуха, формируемого давлением ресивера $P_{\text{рес}}$ и поступающего через входное отверстие, $V_{\text{вых}}$ – скорость свободного вытекания воздуха в атмосферу, $S_{\text{вых}}$ – суммарная площадь щелей истечения воздуха в атмосферу и, соответственно, $\rho_{\text{атм}}$ – плотность воздуха в атмосфере, соответствующая атмосферному давлению $P_{\text{атм}}$.

Считая течение воздуха изоэнтропическим, во всем потоке будем иметь $P/\rho^k = const$ с $k = 1.4$ для воздуха. При этом (2) можно записать в виде:

$$\frac{S_{\text{ВЫХ}}}{S_{\text{ВХ}}} = \left(\frac{P_{\text{КАМ}}}{P_{\text{АТМ}}}\right)^{1/k} \frac{V_{\text{ВХ}}}{V_{\text{ВЫХ}}}. \quad (3)$$

Запишем уравнение Бернулли на входе камеры:

$$\frac{k}{k-1} \frac{P_{\text{КАМ}}}{\rho_{\text{ВХ}}} + \frac{1}{2} V_{\text{ВХ}}^2 = \frac{k}{k-1} \frac{P_{\text{РЕС}}}{\rho_{\text{РЕС}}}, \quad (4)$$

где $\rho_{\text{РЕС}}$ – плотность воздуха в ресивере. Из (4) следует выражение для квадрата скорости входящего потока:

$$V_{\text{ВХ}}^2 = \frac{2k}{k-1} \frac{P_{\text{КАМ}}}{\rho_{\text{ВХ}}} \left[\left(\frac{P_{\text{РЕС}}}{P_{\text{КАМ}}}\right)^{\frac{k-1}{k}} - 1 \right]. \quad (5)$$

Запишем уравнения Бернулли для оттока воздуха в атмосферу:

$$\frac{k}{k-1} \frac{P_{\text{АТМ}}}{\rho_{\text{АТМ}}} + \frac{1}{2} V_{\text{ВЫХ}}^2 = \frac{k}{k-1} \frac{P_{\text{КАМ}}}{\rho_{\text{ВХ}}}, \quad (6)$$

откуда также выразим квадрат скорости свободного истечения воздуха в атмосферу:

$$V_{\text{ВЫХ}}^2 = \frac{2k}{k-1} \frac{P_{\text{КАМ}}}{\rho_{\text{ВХ}}} \left[1 - \left(\frac{P_{\text{АТМ}}}{P_{\text{КАМ}}}\right)^{\frac{k-1}{k}} \right]. \quad (7)$$

Взяв отношение (5) к (7), и затем корень из результата, получим:

$$\frac{V_{\text{ВХ}}}{V_{\text{ВЫХ}}} = \sqrt{\frac{\left(\frac{P_{\text{РЕС}}}{P_{\text{КАМ}}}\right)^{\eta} - 1}{1 - \left(\frac{P_{\text{АТМ}}}{P_{\text{КАМ}}}\right)^{\eta}}}, \quad (8)$$

где введено обозначение $\eta = (k - 1)/k$.

Подставляя (8) в (3), получим выражение для отношения $S_{\text{ВЫХ}}/S_{\text{ВХ}}$:

$$\frac{S_{\text{ВЫХ}}}{S_{\text{ВХ}}} = \left(\frac{P_{\text{КАМ}}}{P_{\text{АТМ}}}\right)^{1-\eta} \frac{\sqrt{\left(\frac{P_{\text{РЕС}}}{P_{\text{КАМ}}}\right)^{\eta} - \left(\frac{P_{\text{КАМ}}}{P_{\text{КАМ}}}\right)^{\eta}}}{\sqrt{\left(\frac{P_{\text{КАМ}}}{P_{\text{КАМ}}}\right)^{\eta} - \left(\frac{P_{\text{АТМ}}}{P_{\text{КАМ}}}\right)^{\eta}}} \quad (9)$$

Вводя безразмерную переменную $p = P_{\text{КАМ}}/P_{\text{АТМ}}$, окончательно получим:

$$\frac{S_{\text{ВЫХ}}}{S_{\text{ВХ}}} = p^{1-\eta} \frac{\sqrt{\mathcal{P}^{\eta} - p^{\eta}}}{\sqrt{p^{\eta} - 1}} = p^{1-\eta} \frac{\sqrt{\mathcal{P}^{\eta} - 1}}{\sqrt{p^{\eta} - 1}}, \quad (10)$$

где введена безразмерная величина $\mathcal{P} = P_{\text{РЕС}}/P_{\text{АТМ}}$.

Поскольку предполагается квазистационарный режим $P_{\text{кам}} = P_{\text{арт}}$, переменную p можно рассматривать также как безразмерное артериальное давление $p = P_{\text{арт}}/P_{\text{атм}}$. На Рис.5 представлен, соответственно, вид зависимости (10) нормированной величины площади щелей истечения воздуха в атмосферу $s = S_{\text{вых}}/S_{\text{вх}}$ от безразмерного АД p . Изображенный на уровне $s_{\text{кр}} = S_{\text{вых}}^{\text{кр}}/S_{\text{вх}}$ порог отражает обсуждавшийся выше экспериментальный факт о переходе к нестабильному режиму истечения воздуха в атмосферу при больших $S_{\text{вых}} > S_{\text{вых}}^{\text{кр}}$. Пересечение кривой (10) с порогом $s_{\text{кр}}$ задает нижнюю границу $P_{\text{арт}}/P_{\text{атм}} > p_{\text{кр}}$ диапазона измерения АД пневматическим сенсором.

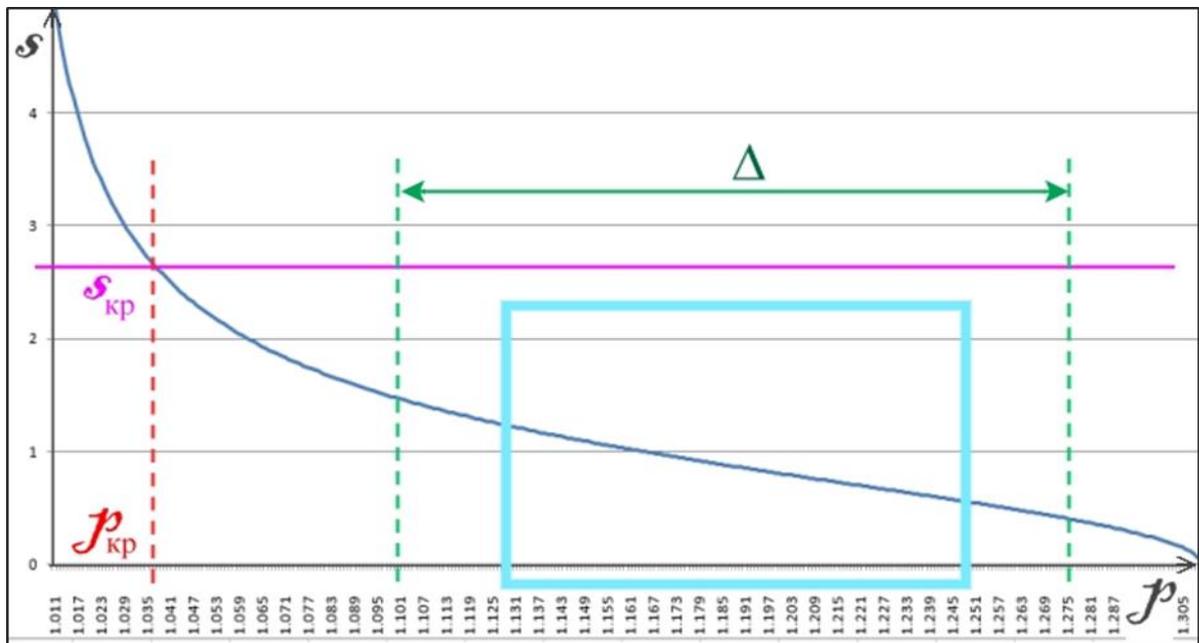


Рис. 5. Оценочная зависимость нормированной к $S_{\text{вх}}$ величины s суммарной площади щелей истечения воздуха в атмосферу от величины нормированного к атмосферному давлению АД $p = P_{\text{арт}}/P_{\text{атм}}$. Горизонтальной линией отмечен критический уровень $s_{\text{кр}}$, связанный с нестабильным режимом истечения.

Что касается верхней границы $p < P = P_{\text{рес}}/P_{\text{атм}}$, или $P_{\text{арт}} < P_{\text{рес}}$ то она, очевидно, определяется условием $P_{\text{кам}} < P_{\text{рес}}$ формирования потока воздуха от ресивера в рабочую камеру. Практика показала, что лучше брать $P_{\text{рес}}$ с некоторым запасом по отношению к $P_{\text{сис}}$, поскольку нелинейный вид зависимости (10) вблизи P приводит к нелинейным искажениям максимумов

пульсовой волны Рис. 3.

В целом рекомендации по заданию диапазона измерений $P_{арт}$ могут быть сформулированы в следующей форме – выбирать интервал p соответствующий приблизительно линейному участку зависимости $s(p)$ (10), обозначенному на Рис. 5 как Δ (прямоугольник в его границах – текущий диапазон ($P_{дис}, P_{сис}$)).

Практически выбор рекомендуемого диапазона осуществляется, во-первых, выбором $P_{рес}$ для задания верхней границы рабочего диапазона давлений, а, во-вторых, выбором площади $S_{вх}$, которая совместно с $P_{рес}$ определяют расход воздуха в формируемом измерителем потоке и, таким образом, определяет нижнюю границу диапазона. Именно, если зафиксировать в (10) $S_{вх}$ на уровне критического значения $S_{вх}^{кр}$, то нижняя граница $p_{кр}$ будет связана с $S_{вх}$ монотонно возрастающей зависимостью (см. также Рис.6):

$$\frac{S_{вх}}{S_{вх}^{кр}} = \frac{\sqrt{(p_{кр})^\eta - 1}}{(p_{кр})^{1-\eta} \sqrt{p^\eta - (p_{кр})^\eta}}, \quad (11)$$

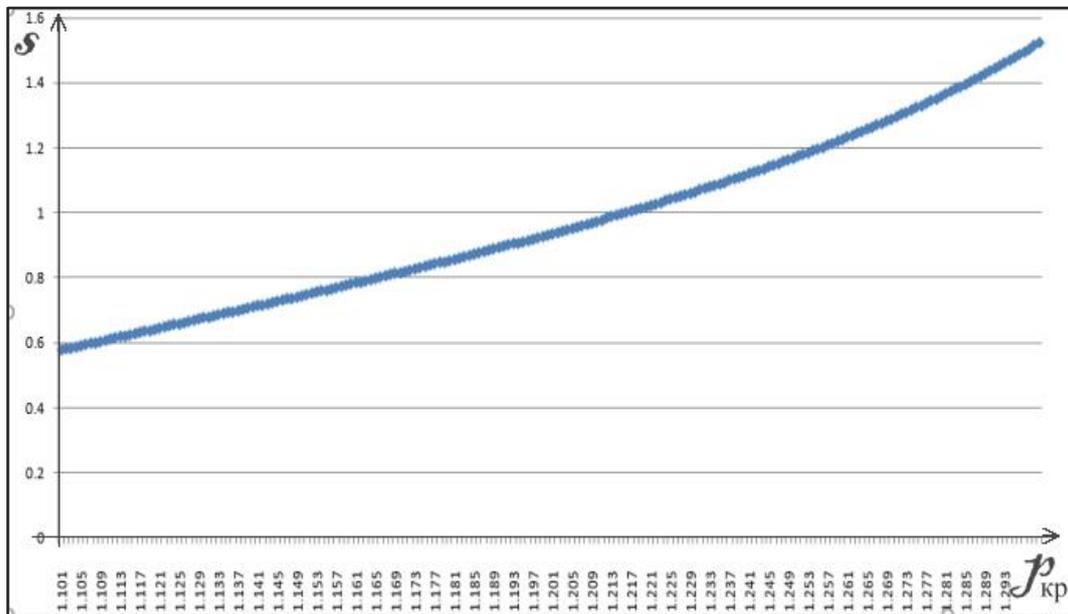


Рис. 6. Оценочная зависимость безразмерной величины площади задаваемого регулировочным дросселем входного отверстия камеры $s = S_{вх}/S_{вх}^{кр}$ и величины $p_{кр} = P_{кам}^{кр}/P_{атм}$ – нижней границы диапазона стабильного течения.

Из (11) и Рис. 6 следует, что для уменьшения нижней границы рабочего диапазона $\varphi_{кр}$ необходимо уменьшать размеры входного отверстия камеры $S_{вх}$. Экспериментально установлено, что снижение расхода воздуха до $Q = 0.1 \text{ см}^3/\text{с}$ не приводит к ухудшению динамических характеристик сенсора. При близких к рабочему режиму $P_{рес} = 1050 \text{ мм рт.ст.}$ и $P_{кам} = 900 \text{ мм рт.ст.}$ и плотности воздуха $\rho_{вх} \approx 1.5 \cdot 10^{-3} \text{ г/см}^3$ скорость потока воздуха на входе рабочей камеры $V_{вх}$ имеет, согласно (5), значение порядка 160 м/с . Отсюда площадь сечения входного дросселя при расходе воздуха $0.1 \text{ см}^3/\text{с}$ должна быть $S_{вх} = Q/V_{вх} \approx 6.25 \cdot 10^{-6} \text{ см}^2$, что для круглого отверстия соответствует диаметру $0,03 \text{ мм}$. Технология формирования дросселей с такими характеристиками является одним из know-how разрабатываемого сенсора.

Отметим, что, добившись существенного снижения расхода воздуха Q , можно оказаться перед лицом другой проблемы – проблемы инерционности рабочей камеры и неспособности сенсора отслеживать детальные изменения АД. Чтобы этого не происходило, нужно одновременно с уменьшением расхода воздуха уменьшать и объем камеры. Для того, чтобы оценить приемлемые объемы, продифференцируем использованное выше уравнение адиабаты $P U^k = const$: $\dot{P}/P = -k \dot{U}/U$, или $\dot{U} = -U \dot{P}/kP$, где посредством U обозначен объем камеры. Исходя из того, что \dot{U} по величине не должна превосходить расхода воздуха $|\dot{U}| < Q$, получаем необходимую оценку $U < kPQ/|\dot{P}|$. Если в качестве P взять среднее $(P_{сис} + P_{дис})/2$, а в качестве максимального значения $|\dot{P}|$ величину $P_{сис} - P_{дис}$ отнесенную ко времени нарастания фронта пульсовой волны $\sim 0.1 \text{ с}$ (см. Рис. 3 А)), то при диастолическом давлении $P_{дис} = 80 \text{ мм рт.ст.}$ и при систолическом $P_{сис} = 120 \text{ мм рт.ст.}$, получим $P = 100 \text{ мм рт.ст.}$ и $|\dot{P}| = 400 \text{ мм рт.ст./с}$. Отсюда оценка объема камеры ($Q = 0.1 \text{ см}^3/\text{с}$) $U < 35 \text{ мм}^3$. Величина в 35 мм^3 более чем на порядок выше технологических возможностей изготовления подобных

конструкций в лабораторных условиях, поэтому не представляет принципиальных затруднений (в нашем сенсоре она $\sim 2 \text{ мм}^3$).

Заключение

В работе предложен новый метод измерения АД, основанный на локальной компенсации давления. Показано что, идея локальной компенсации достаточно проста и отчасти напоминает принцип работы предохранительного клапана. Однако, в отличие от клапана, пневматический сенсор функционирует в режиме постоянного сброса избыточного давления и для обеспечения квазистационарности такого режима работы приходится обеспечивать условия стабильного протекания воздуха в канале, формирующемся под отверстием рабочей камеры и далее, под плоской поверхностью измерительного элемента. Для достижения условий стабильности необходимо, как это показано в аналитической части работы, обеспечить для некоторых деталей конструкции измерительного элемента, в частности, для входного отверстия рабочей камеры, очень малые размеры (десятки микрон). Эта непростая технологическая задача нами успешно решена, решение запатентовано [5]. В результате, с помощью экспериментального образца пневматического сенсора нами на сегодняшний день проведена масса непрерывных неинвазивных измерений артериального давления, их результаты очень хорошо согласуются с параллельно полученными известными методами результатами.

Особенности найденного нами решения конструкции измерительного элемента сделали возможным изготовление в одном блоке аппликатора до четырёх и более рабочих камер с линейным шагом от полутора до двух мм. Были проведены эксперименты с различными вариантами многокамерных сенсоров, по результатам оптимальным представляется вариант с тремя рабочими камерами. Мы полагаем, что это решение позволяет осуществить вариант сенсора с автоматическим позиционированием аппликатора над артерией, поскольку позиционирование, осуществляемое вручную, ограничивает применимость предложенного в работе метода мониторинга АД.

Благодарности

Авторы благодарны РФФИ, грант №17-07-00294 А, за финансовую поддержку.

Литература

1. Settels J.J. Non-invasive Arterial Pressure Monitoring. // *Monitoring Technologies in Acute Care Environments*, ed. Ehrenfeld J.M., Cannesson M. New York, Springer. 2014. pp .87-107.

2. Antsiperov V.E., Mansurov G.K. Arterial Blood Pressure Monitoring by Active Sensors Based on Heart Rate Estimation and Pulse Wave Pattern Prediction. // *Pattern Recognition and Image Analysis*. 2016. V. 26, N. 3. pp. 533–547.

3. Antsiperov V. E., Mansurov G. K. Continuous Noninvasive Arterial Blood Pressure Monitor with Active Sensor Architecture. // *International Journal on Advances in Life Sciences*. 2016. V. 8, N 3&4. ISSN 1942-2660. pp. 289-296. URL: http://www.iariajournals.org/life_sciences/.

4. Анциперов В.Е., Мансуров Г.К. и др. Устройство для непрерывного неинвазивного измерения кровяного давления. // Патент на изобретение RU 2626319 С2, приоритет от 22.12.2015 г. Опубликовано 25.07.2017. Бюллетень N 21.

5. Анциперов В.Е., Мансуров Г.К. и др. Пневматический сенсор для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления. *Заявка на изобретение RU 2016143578 А, приоритет от 07.11.2016 г.* Получено решение о выдаче патента 02.11.2017 г.

6. Crosby Pressure Relief Valve Engineering Handbook. // Technical Document N. TP-V300. May 1997. URL: <http://www.iceweb.com.au/PressRelief/CrosbyPSVEngHandbook.pdf>.

7. C. J. Hos, A. R. Champneys, etc. Dynamic behavior of direct spring loaded reasure relief valves in gas service: II reduced order modelling. // *Journal of Loss Prevention in the Process Industries*. 2015. V. 36. pp. 1–12.

Ссылка на статью:

В. Е. Анциперов, Г.К. Мансуров. Пневматический сенсор для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2017. №12. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/dec17/14/text.pdf>