

УДК 004.383.3

## ТЕХНОЛОГИЯ НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ПО ДАННЫМ РЕГИСТРАЦИИ СИГНАЛА ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ТРЕХКАНАЛЬНЫМ ДАТЧИКОМ НОВОГО ТИПА

В. Е. Анциперов, М. В. Данилычев, Г. К. Мансуров

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

Статья поступила в редакцию 13 февраля 2019 г.

**Аннотация.** В работе рассматривается новый тип датчика для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления. В основу его работы положен принцип локальной компенсации давления. Позиционирование датчика на теле осуществляется на основе метода дифференциальной обработки данных трехканальной регистрации сигнала пульсовой волны, аналогичного применяемому в радиолокации методу наведения на цель. Миниатюрность измерительного элемента датчика и возможность его точного позиционирования непосредственно в зоне измерения на малых и очень малых (1 мм или менее) площадках упругих поверхностей, таких как кожа и прилегающие ткани человеческого тела, позволяет обеспечить повышенное качество измерения артериального давления на выбранных участках человеческого тела, непрерывность измерения параметров и минимизацию уровня сторонних возмущений. В статье приводятся примеры полученных данных для случая лучевой и сонной артерий.

**Ключевые слова:** артериальное давление, неинвазивные методы измерения, гемодинамика, пульсовая волна, пневматический датчик, позиционирование.

**Abstract.** Cardiovascular and cerebrovascular diseases presented in official statistics as circulatory system diseases (BSC) are the leading causes of mortality in developed countries. In the diagnosis and treatment of these diseases, information is actively used on the state of the circulatory system and its individual organs. Such information, in particular, comes from the analysis of data obtained from measuring

blood pressure (BP) in the accessible parts of the human body. A new type of sensor for continuous non-invasive blood pressure measurement is being considered here. Its work is based on the principle of local pressure compensation. The positioning of the sensor is carried out on the basis of the method of differential data processing of a three-channel recording of a pulse wave signal, similar to the method used for radar guidance on the target. This approach, combined with the small size of the sensor, allows high-quality blood pressure measurements on various arteries available for palpation. The article provides examples of the data obtained for the case of the radial and carotid arteries. The developed sensor can serve as the basis for the technology of continuous non-invasive monitoring of the state of the cardiovascular system.

**Key words:** blood pressure, non-invasive measurement methods, hemodynamics, pulse wave, pneumatic sensor, positioning.

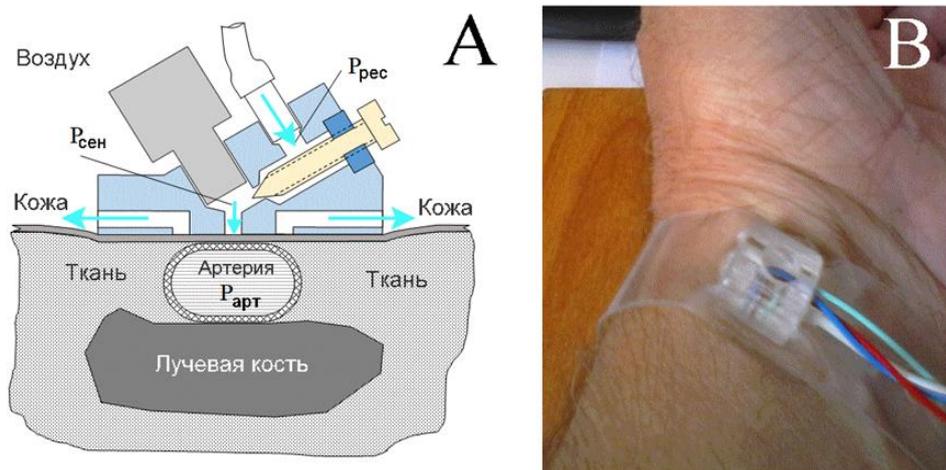
## **Введение**

Сердечно-сосудистые и цереброваскулярные заболевания, представленные в официальной статистике, как болезни системы кровообращения (БСК) являются ведущими причинами смертности населения в Российской Федерации, на их долю в числе умерших от всех причин приходится более 55% смертей [1]. При диагностике и лечении этих заболеваний активно используется информация о состоянии системы кровообращения и отдельных ее органов, которая получается из анализа данных, полученных при измерении артериального давления (АД) в доступных для этого участках человеческого тела. Инвазивный способ измерения артериального давления (АД) является наиболее точным и достоверным. Однако, в силу повышенной травматичности самого метода и жестких профессиональных требований к персоналу, этот способ используется только при острой необходимости проведения именно такого вида исследования, в стационарных условиях, под непрерывным контролем квалифицированного и сертифицированного медперсонала. Данный метод заведомо не позволяет вести непрерывный мониторинг состояния

пациента в его повседневной деятельности, отслеживать реальную гемодинамику и текущее состояние сердечно-сосудистой системы.

Большинство современных методов неинвазивного измерения артериального давления основаны на манипуляции контрдавлением в манжете или аппликаторе, сжимающих эту артерию (обычно вместе с конечностью). Цель этих манипуляций состоит в том, чтобы максимально нивелировать дополнительное давление, обусловленное в первую очередь упругими стенками артерии [2]. Так, например, при мониторинге АД по методу Пенъяза для этих целей используют принцип объемной компенсации, эксплуатирующий идею динамической “разгрузки (unloading) стенок сосудов” [3]. Недостатком этих методов является то, что при сжатии конечности в ней неизбежен застой крови и периодически приходится либо расслаблять манжету, либо ослаблять прижим аппликатора, что нарушает режим непрерывного измерения и вносит дополнительные возмущения в суммарную волновую картину. Кроме этого весьма затруднительным представляется организация непрерывной записи сигнала пульсовой волны в течение многих сердечных циклов при динамически изменяющейся реальной нагрузке и в разных местах человеческого тела. С технической точки зрения не представляет принципиальной трудности использование для обработки уже записанного сигнала вновь разрабатываемых или же уже существующих стандартных программных пакетов, а также передача такого сигнала радиотехническими средствами. Вместе с тем само получение такого сигнала с минимумом артефактов и максимумом достоверности остается значительной проблемой.

Для преодоления этой проблемы был разработан принципиально новый метод непрерывного измерения АД, в основе которого лежит принцип локальной компенсации давления, представленный на рис.1. Практическая реализация этого метода стала возможной благодаря разработанному ранее уникальному способу компенсационного измерения давления на очень малых площадках ( $1\text{мм}^2$  и менее) [4].



**Рис. 1.** Принцип измерения АД за счет локальной компенсации давления в артерии  $P_{арт}$  давлением  $P_{сен}$  в измерительном элементе пневматического датчика (А) и внешний вид элемента на запястье пациента (В).

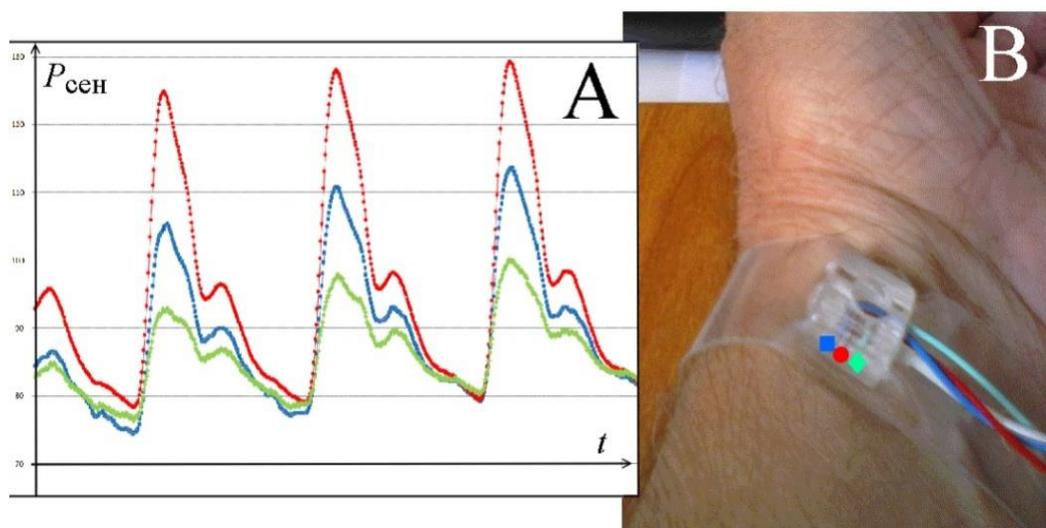
### 1. Принцип локальной компенсации давления

Идея принципа локальной компенсации при измерении давления в недоступных объемах газа или жидкости достаточно проста – если внешним воздействием удастся сделать форму поверхности, ограничивающей объем эластичной оболочки, локально плоской, то внешнее давление, ввиду отсутствия продольного упругого напряжения в оболочке, будет равно внутреннему. Этот принцип реализован, в частности, в методе аппланационной тонометрии для измерения внутриглазного давления [5-7]. Для неинвазивного измерения давления в недоступном объеме артерии этот принцип проиллюстрирован на рис.1. Именно, если в некоторый начальный момент давление  $P_{сен}$  в камере измерительного элемента датчика меньше, чем давление в артерии  $P_{арт}$ , то ткань и кожа непосредственно над артерией прижаты к воздушному каналу элемента, запирая его. Как только  $P_{сен}$  достигает  $P_{арт}$ , выход канала открывается и избыток воздуха выходит под плоскую поверхность измерительного элемента, прижатого к коже. Если приток воздуха в камеру подобран правильно (выбором давления в ресивере  $P_{рес}$  и положением винта дросселя), то ламинарное истечение воздуха из камеры будет удерживать поверхность кожи в плоском, минимально открытом состоянии, автоматически поддерживая баланс  $P_{сен} \approx P_{арт}$  (даже при переменном АД). Другими словами, в

разработанном нами пневматическом датчике принцип локальной компенсации давления реализуется на основе работы своеобразного клапана давления для камеры с постоянным притоком воздуха извне (из ресивера).

## 2. Проблема позиционирования

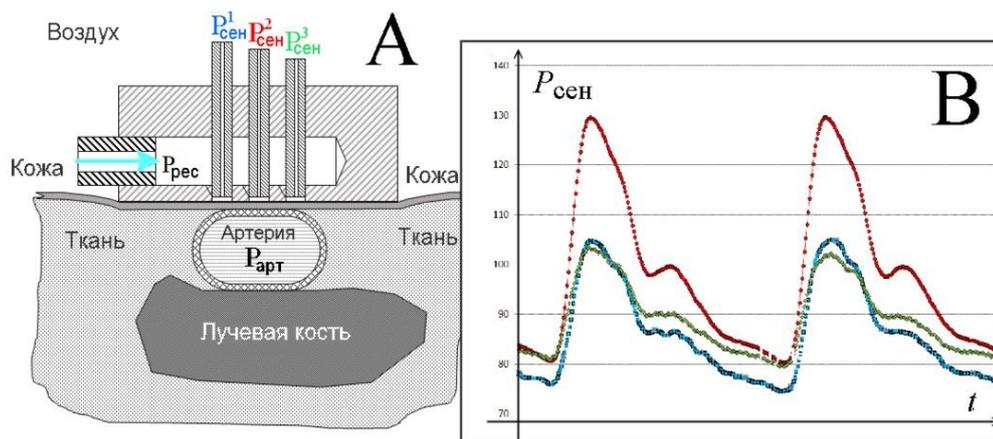
Однако за преимущества локально–компенсационного измерения АД пришлось заплатить новыми, возникшими здесь проблемами позиционирования измерительного элемента датчика. Именно ввиду того, что контактная площадка (выходное отверстие канала) измерительного элемента имеет размеры существенно меньшие размеров артерии, измеряемое давление  $P_{сен}$  совпадает с  $P_{арт}$  (см. рис.1) только в том случае, когда площадка расположена точно над артерией. Проблемы искажения измерений АД, связанные с позиционированием измерительного элемента, проиллюстрированы на рисунке 2.



**Рис. 2.** Характерный вид измеренной датчиком пульсовой волны АД (А) в зависимости от положения измерительного элемента датчика: ● – контактная площадка точно над лучевой артерией, ■, ◆ – контактная площадка смещена влево, вправо от центра лучевой артерии.

Отчетливо виден тот факт, что при смещении датчика влево или вправо от плоскости симметрии уменьшается измеряемое значение АД и искажается соотношение различных элементов кривой (см. рис.2). Детальное исследование проблемы позиционирования показало следующее. В положении точно над

артерией сигнал АД имеет наибольший размах между основными максимумами и минимумами и при этом сами экстремумы оказываются более острыми. В симметричных же относительно артерии позициях графики пульсовой волны практически повторяют друг друга, хотя и могут иметь, как это хорошо видно из рис.3, определенные индивидуальные отличия. Эти отличия проявляются наиболее ярко в стадии диастолы (см. рис.3).



**Рис. 3.** Локально-компенсационное измерение АД датчиком с трехкамерным измерительным элементом (А), реализующим трехканальные синхронные измерения пульсовой волны (В).

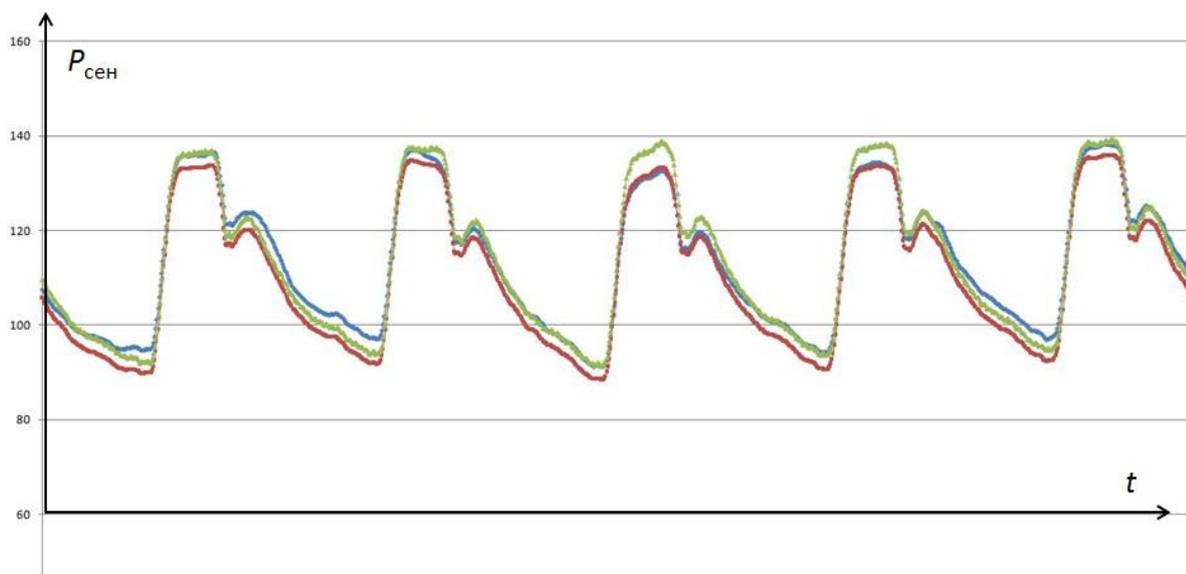
### 3. Метод позиционирования датчика

Сделанное наблюдение, по аналогии с применяемым в радиолокации методом наведения на цель, привело нас к конструкции пневматического датчика мониторинга АД, содержащего измерительный элемент с тремя камерами локально-компенсационного измерения давления (каждая со своим независимым измерителем давления), расположенными в ряд в поперечном к артерии направлении. При этом в определенных позициях измерительного элемента контактные площадки камер одновременно находятся в области регистрации АД над артерией. Схематический вид датчика и результат одновременного трехканального измерения пульсовой волны при расположении измерительного элемента над артерией представлены на рисунке 3. Детали технической реализации датчика отражены в поданной авторами заявке на патент [6].

В заявленной конструкции трёхкамерного пневматического датчика измерения АД основная задача крайних камер состоит в контроле позиционирования измерительного элемента. Именно, правильному расположению измерителя соответствует максимальное совпадение величин нормированных сигналов по боковым каналам (см. рис.3) или же разница этих величин близкая к нулю. При этом не существенно то, что в этих каналах не удастся добиться полной “разгрузки” боковых стенок артерии и поэтому сигнал АД в них существенно искажен. Важно, что при совпадении величин этих сигналов центральная камера находится точно над артерией и в этом положении ее сигнал будет неискаженным повторением давления в артерии.

Методология измерения АД трехкамерным пневматическим датчиком тесно связана с описанными особенностями его конструкции. Именно, непосредственно перед измерением при помощи пальпации (нащупывания пульса) на запястье пациента находится ориентировочное место расположения артерии. Затем к этому месту прикладывается измерительный элемент так, чтобы измерительные площадки были расположены в ряд в поперечном к артерии направлении (см. рис.2 и 3). Далее, перемещая вручную измеритель в этом же, поперечном к артерии направлении, отыскивается такая его позиция, в которой сигналы боковых каналов были бы максимально совмещены друг с другом. После этого осуществляется прижатие измерителя к руке в такой степени, чтобы сделать контакт центральной площадки со стенкой артерии по возможности максимально плоским, но не пережать артерию до окклюзии (принцип аппланации). Экспериментально найден критерий наилучшего прижатия для случая лучевой артерии – максимальный размах сигнала центрального канала должен вдвое превосходить размах симметричных сигналов в боковых каналах.

Датчик данного типа можно использовать для измерения параметров АД не только лучевой, но и других доступных для пальпации артерий (сонной, височной, локтевой, плечевой, бедренной, подколенной и т.д.).



**Рис.4.** Вид измеренной датчиком пульсовой волны АД для случая сонной артерии в зависимости от положения измерительного элемента датчика: ● — контактная площадка точно над сонной артерией, ■, ◆ — контактная площадка смещена влево, вправо от центральной оси сонной артерии.

На рисунке 4 приведен пример измерения параметров АД для случая сонной артерии того же пациента и тем же датчиком, как и на рис.2-3. В этом случае динамика поведения АД отражает, в частности, состояние аорты и характеризует уровень кровоснабжения мозга. Из сравнения с рис.2 и 3 следует наличие характерных для каждого случая выбора исследуемой артерии индивидуальных особенностей регистрируемой в данном месте человеческого тела параметров пульсовой волны (см. рис.2-4). Кроме этого, в данном примере, очевидное влияние на соотношение уровня центрального и боковых сигналов оказывает существенно больший, чем в случае лучевой, размер сечения сонной артерии. Порядок измерения, интерпретации и использования такой информации в дальнейшем требует согласованной работы разработчиков аппаратуры и кардиологов, а также набора соответствующей предварительной статистики.

## Выводы

Результаты тестирования разработанной методики калибровки и позиционирования трёхкамерного пневматического датчика с встроенными каналами синхронного измерения АД показали: 1) существенное улучшение

точности измерения систолического, диастолического и пульсового показателей АД за счет калибровки и правильного позиционирования каналов измерительного датчика; 2) возможность непрерывного измерения АД внутри сердечных циклов сокращения/расслабления в течение длительного времени (большого числа циклов); 3) принципиальная возможность измерения одним набором аппаратуры с постоянным или переменным шагом каналов параметров АД в различных доступных для контакта артериях (сонной, височной, лучевой, плечевой, бедренной, подколенной, задней большеберцовой артерии, тыльной артерии стопы и т.д.); 4) потенциальные возможности качественного измерения реальной гемодинамики пациента в повседневной жизни при привычных и пиковых нагрузках. Важнейшей задачей сегодняшнего дня, помимо набора статистики, представляется замена ручного позиционирования измерительного элемента на автоматическое управление его положением и разработка на этой основе мобильного устройства для непрерывного мониторинга параметров АД в лучевой или локтевой артериях.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, гранты № 18-29-02108 и 16-38-20057.

### Литература

1. Чазова И.Е., Ощепкова Е.В., Жернакова Ю.В. Диагностика и лечение артериальной гипертензии. Клинические рекомендации // Кардиологический вестник. 2015. №1. 2015. с.5-30.
2. Settels J.J. Non-invasive Arterial Pressure Monitoring // in Monitoring Technologies in Acute Care Environments, ed. Ehrenfeld J.M., Cannesson M., Springer, New York, 2014, pp.87-107. Available at: <https://link.springer.com/book/10.1007%2F978-1-4614-8557-5>.
3. 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, Pleiades Publishing, Ltd., Vol. 26, No. 3,

2016, pp. 533–547. Available: <https://link.springer.com/article/10.1134/S1054661816030019>.

4. Анциперов В.Е., Мансуров Г.К. и др. Пневматический сенсор для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления // Патент на изобретение 2638712, приоритет от 07.11.2016 г., опубликовано 15.12.2017, Бюллетень. № 35.

5. Goldmann, H. Uber Applanationstonometrie / H. Goldmann, T. Schmidt // Ophthalmologica, Vol. 134, 1975, pp. 221–242.

6. Мансуров Г.К. и др. Монолитный трёхкамерный пневматический сенсор с встроенными дроссельными каналами для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления // Заявка на патент № 2018106865 от 26.02.2018.

7. Анциперов В.Е., Мансуров Г.К., Данилычев М.В. Метод позиционирования пневматического датчика неинвазивного мониторинга артериального давления по данным трехканальной регистрации сигнала пульсовой волны // Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации: Материалы 11-ой Международной научно-технической конференции, 7-10 октября 2018г. / Российское НТОРЭС им. А.С. Попова. Суздаль. Россия. 2018. с.140-144.

8. Мансуров Г.К., Анциперов В.Е., Данилычев М.В. Технология неинвазивного мониторинга артериального давления по данным трехканальной регистрации сигнала импульсной волны пневматическим датчиком // Сборник трудов XII Всероссийской научно-технической конференции “Радиолокация и радиосвязь”, 26-28 ноября 2018 г. 2018. М.: ИРЭ им. В.А.Котельникова РАН. с.162-166.

**Для цитирования:**

В. Е. Анциперов, М. В. Данилычев, Г. К. Мансуров. Технология неинвазивного мониторинга артериального давления по данным регистрации сигнала пульсовой волны трехканальным датчиком нового типа. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2019. № 3. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/mar19/1/text.pdf>  
DOI 10.30898/1684-1719.2019.3.1