

DOI 10.30898/1684-1719.2020.5.9

УДК 004.383.3: 612.1

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПНЕВМАТИЧЕСКОГО ДАТЧИКА В ЗАДАЧЕ НЕПРЕРЫВНОГО НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ И ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Г. К. Мансуров, М. В. Данилычев, В. Е. Анциперов, А. С. Бугаев
Институт радиотехники и электроники им. В.А.Котельникова РАН
125009, Москва, ул. Моховая, 11-7

Статья поступила в редакцию 10 мая 2020 г.

Аннотация. В статье рассматриваются принципы работы, особенности конструкции и результаты тестирования пневматического датчика нового типа для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления. В основе его функционирования лежит использование эффекта локальной компенсации давления. 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, позволяют обеспечить повышенное качество восстановления формы пульсовой волны, непрерывность измерения параметров и минимизацию уровня сторонних возмущений. В работе приводятся примеры измерения для некоторых поверхностных артерий человеческого тела. Для случая лучевой и височной артерий подтверждена также возможность непрерывного измерения фактического значения величины артериального давления. Описываются результаты использования модернизированного варианта датчика с возможностью синхронного измерения ЭКГ.

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

Abstract. The article discusses the principles of operation, design features and testing results of a new type of pneumatic sensor for continuous non-invasive blood pressure measurement. Its functioning is based on the use of the effect of local pressure

compensation. The miniature dimensions of the sensor measuring element and the possibility of its precise positioning directly in the measurement zone on small and very small (1 mm or less) areas of elastic surfaces, such as skin and adjacent tissues of the human body, allow for increased quality of pulse wave shape restoration, continuity of measurement parameters and minimizing the level of external disturbances. Examples of measurement for some superficial arteries of the human body are given. In the case of the radial and temporal arteries, the possibility of continuous measurement of the actual value of blood pressure was also confirmed. The results of using an upgraded version of the sensor with the possibility of synchronous ECG measurement are described.

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

Введение

В странах со средним и высоким уровнем доходов на душу населения ишемическая болезнь сердца и инсульт уносят больше всего человеческих жизней. Последние 15 лет по данным ВОЗ [1] эти заболевания остаются ведущими причинами смертности и в мире в целом. И лишь в странах с низким доходом на первое место по региональной смертности выходят так называемые состояния “группы Г”, включающие различные инфекционные болезни, материнскую смертность, патологии, возникающие при беременности и родах, качество воды и общую недостаточность питания [1]. Согласно официальной российской статистике [2], сердечно-сосудистые и цереброваскулярные заболевания, составляющие группу болезней системы кровообращения (БСК), являются ведущими причинами смертности населения в Российской Федерации - на их долю приходится более 55% смертей от общего числа умерших. В диагностике и лечении этих заболеваний необходимо опираться и максимально полно использовать информацию о состоянии системы кровообращения и отдельных ее органов. Одним из возможных источников получения такой информации является многоуровневый анализ данных измерения артериального давления (АД) в доступных для этого участках человеческого

тела. Наиболее точным и достоверным следует признать инвазивный способ измерения показателей АД. Вместе с тем, для этого метода характерна повышенная травматичность и необходимость иммобилизации пациента, а также наличие жестких профессиональных требований к персоналу. Поэтому данный способ используется только при острой необходимости проведения именно такого вида исследования, в заранее подготовленных стационарных условиях, под непрерывным контролем высококвалифицированного и сертифицированного медперсонала. Указанная специфика в принципе не позволяет обеспечить непрерывный мониторинг состояния пациента в его повседневной деятельности, что необходимо для получения и последующего анализа данных о реальной гемодинамике и текущем состоянии сердечно-сосудистой системы. Разработка надежной и удобной в применении технологии неинвазивного измерения артериального давления крови признана важным направлением развития для практической медицины, а также фундаментальных биомедицинских исследований.

Существующие методы неинвазивного измерения показателей АД, в большинстве своем, основаны на манипуляции искусственно создаваемым контрдавлением в манжете или аппликаторе, сжимающих исследуемую артерию. Такой подход реализован для случая поверхностных артерий конечностей. При этом задача состоит в том, чтобы максимально нивелировать дополнительное давление, обусловленное в первую очередь упругими стенками артерии [3]. Так например, при мониторинге АД по методу Пенъяза используется принцип объемной компенсации, который основан на идее динамической “разгрузки (unloading) стенок сосудов” [4]. Общим недостатком подобных методов является то, что при сжатии конечности в ней неизбежен застой крови и, как следствие, резкое снижение качества и достоверности получаемых в течение необходимого временного интервала данных. Поэтому приходится периодически расслаблять манжету или ослаблять прижим аппликатора, что нарушает режим непрерывного измерения и вносит дополнительные аппаратные и физиологические возмущения в существующую

картину гемодинамики данного пациента. Кроме этого, весьма затруднительным представляется и сама организация непрерывной записи сигнала пульсовой волны в течение многих последовательных сердечных циклов при динамически меняющейся нагрузке и в разных местах человеческого тела. Поэтому особый интерес представляет разработка и внедрение альтернативных технологий, позволяющих осуществлять подобного типа непрерывный мониторинг АД с требуемым (буквально от удара к удару сердца – beat-to-beat) уровнем детализации.

С технической точки зрения не выглядит принципиальной трудностью использование для обработки уже записанного сигнала вновь разрабатываемых или существующих стандартных программных пакетов, а также передача такого сигнала радиотехническими средствами. Вместе с тем само получение такого сигнала с минимумом артефактов и максимумом достоверности при измерениях в различных местах человеческого тела продолжает оставаться все еще значительной технологической проблемой.

1. Принцип работы и основные детали конструкции

В качестве одного из вариантов решения этой проблемы авторы предлагают рассматривать принципиально новый метод непрерывного измерения артериального давления, в основе которого лежит принцип локальной компенсации давления, представленный на рис.1. Практическая реализация самого метода стала возможной благодаря разработанному ранее уникальному способу компенсационного измерения давления на очень малых площадках (1мм^2 и менее) [5].

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 по величине это внешнее давление, ввиду отсутствия нормальной составляющей упругого напряжения в оболочке, будет равно внутреннему. Такой принцип реализован, в частности, в методе аппланационной тонометрии для измерения внутриглазного давления [6].

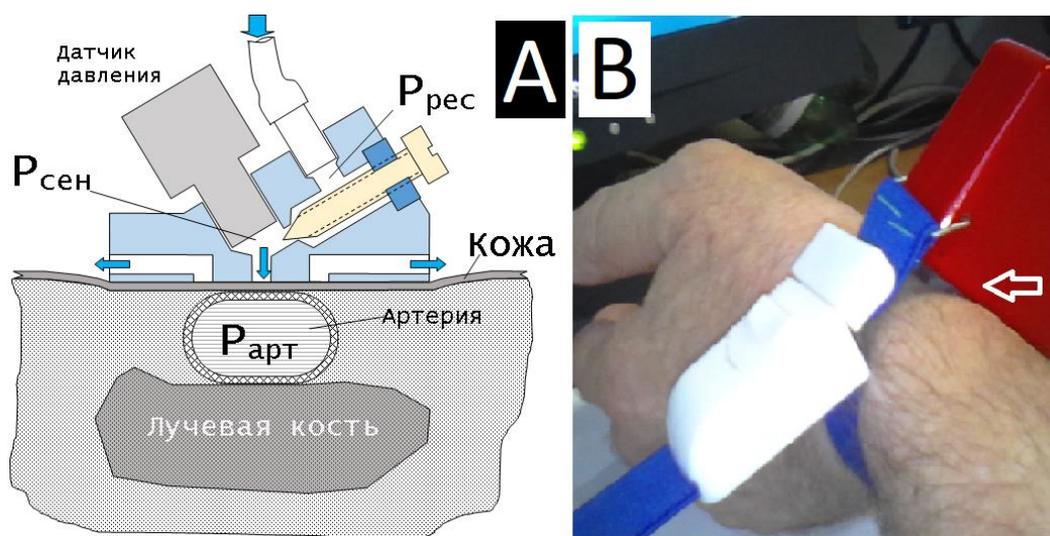


Рис. 1. Принцип измерения АД за счет локальной компенсации давления в артерии $P_{арт}$ давлением $P_{сен}$ в измерительном элементе пневматического датчика (А) и внешний вид элемента на запястье пациента (В).

Результатом нескольких лет исследований и конструкторских разработок стал действующий макет аппланационного тонометра, работающий на этом принципе и представляющий собой конструкцию пневматического датчика с открытой рабочей камерой, образованной плоской поверхностью аппликатора с одной стороны, и эластичной поверхностью кожи с другой. Значительным преимуществом подобного пневматического прибора перед конкурирующими жидкостными аналогами является то обстоятельство, что рабочим телом служит воздух, избыток которого может быть сброшен в атмосферу без реверсирования нагнетательных каналов. Принцип работы тонометра 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 кожного покрова в плоском, минимально открытом состоянии,

автоматически поддерживая баланс $P_{\text{сен}} \approx P_{\text{арт}}$ (даже при переменном АД!). Другими словами, практическая реализация принципа локальной компенсации давления в разработанном авторами пневматическом датчике выглядит как работа своеобразного предохранительного клапана сброса давления для камеры с постоянным притоком воздуха из ресивера. Как известно, для обычных клапанов такого рода сброс давления является кратковременным актом, изолированным и даже своего рода аварийным событием при нормальной работе системы в целом. Его срабатывание происходит при превышении определенных, наперед заданных, значений величины давления. В нашем случае, наоборот, пневматический сенсор функционирует практически непрерывно, автоматически подстраиваясь под динамически меняющийся во времени уровень срабатывания, который определяется текущей величиной давления крови в исследуемой артерии. Путем прямых измерений давления воздуха в рабочей камере пневматического сенсора (см. рис.1) удастся отслеживать текущую динамику АД с постоянной времени менее одной миллисекунды. Это существенно меньше всех физиологических временных постоянных, связанных с динамикой артериального давления в человеческом теле. Такая возможность появилась в результате последовательного преодоления на этом пути целого ряда препятствий. Собственно, сам выбор данного направления технологического развития, наряду с пониманием очевидных преимуществ локально-компенсационного метода измерений АД, привел и к осознанию необходимости разрешения множества специфических проблем, связанных с практическим применением устройства данного типа. Среди них выделялись своей значимостью задача обеспечения ламинарного режима истечения рабочего тела – атмосферного воздуха, и задача правильного позиционирования измерительного датчика над исследуемой артерией на теле пациента.

2. Обеспечение квазиламинарного режима истечения воздуха

Явление срыва стационарности потока хорошо известно как в аэродинамике, так и в теории аэроэластичности, а также во множестве

практических приложений. Например, в работе [7] рассмотрено несколько механизмов возможной неустойчивости разной степени сложности аэродинамических систем с газовыми клапанами. Показано, что основной механизм возникновения нестационарности – это т.н. бифуркации Хопфа, которые 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. В нашем случае используемый для измерения пневматический сенсор и представленный способ измерения АД также подвержены проявлениям срыва стационарности. Выполненные эксперименты показывают, что в сформированном таким образом “плоском” воздушном канале течение воздуха стабильно лишь при достаточно малых сечениях канала. Это накладывает ограничения на допустимый расход воздуха через измерительный элемент и требует дополнительного согласования различных аппаратных характеристик и параметров рабочих процессов для обеспечения непрерывной и эффективной работы измерительного устройства.

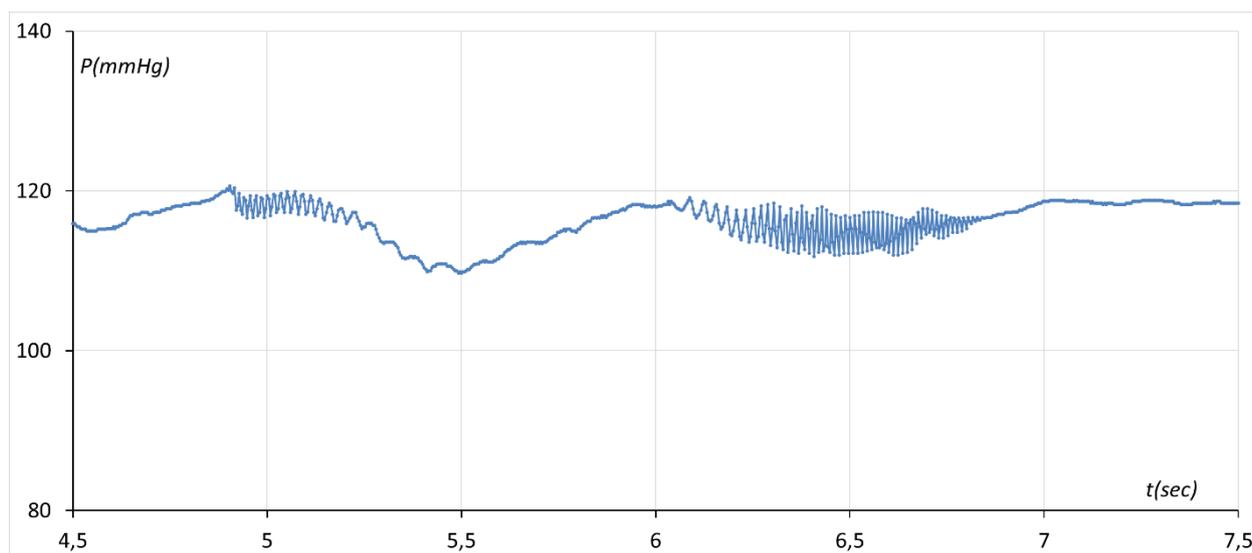


Рис. 2. Нарушение стационарности воздушного потока, проявляющееся в фрагментах высокочастотных пульсаций, “свиста” при измерениях давления.

В качестве примера на рис.2 приведен фрагмент стендового эксперимента, иллюстрирующий неустойчивость воздушного потока при недостаточном

ограничении величины расхода воздуха и невозможность получения достоверных результатов в этом режиме.

К сожалению, в литературе отсутствуют разработанные в теории и апробированные в эксперименте модели радиального протекания воздуха через плоские тонкие зазоры между твердыми и эластичными поверхностями, которое имеет место в обсуждаемой проблеме. По причине отсутствия такого рода проработанной модели расчетов было принято решение ограничиться правдоподобными рассуждениями оценочного типа, а затем уточнить полученный оценочный результат путем экспериментальной “подгонки”. Полагая, что при штатном режиме работы имеет место квазистационарный режим истечения потока воздуха, при котором $P_{\text{кам}} = P_{\text{арт}}$, можно оценить, как при медленно меняющемся, по сравнению с частотой измерения, артериальном давлении $P_{\text{арт}}$ будут меняться и другие параметры воздушного потока в измерительном тракте. И в частности, в каких пределах будут изменяться эти параметры при изменении АД от диастолического $P_{\text{дис}}$ до систолического $P_{\text{сис}}$ величин давлений и обратно. В работах авторов [8] и [9] приведен детальный расчет такого рода зависимостей, выполненный в предположении изоэнтропии процесса с $P/\rho^k = \text{const}$ и $k=1.4$ для атмосферного воздуха. Совместное решение системы уравнений приводит к следующим соотношениям для площадей сечения каналов и скоростей истечения потоков в этих условиях:

$$\frac{V_{\text{вх}}}{V_{\text{вых}}} = \sqrt{\frac{\left(\frac{P_{\text{рес}}}{P_{\text{кам}}}\right)^{\eta} - 1}{1 - \left(\frac{P_{\text{атм}}}{P_{\text{кам}}}\right)^{\eta}}} \quad (1)$$

и

$$\frac{S_{\text{вх}}}{S_{\text{вых}}} = \left(\frac{P_{\text{кам}}}{P_{\text{атм}}}\right)^{1-\eta} \sqrt{\frac{P_{\text{рес}}^{\eta} - P_{\text{кам}}^{\eta}}{P_{\text{кам}}^{\eta} - P_{\text{атм}}^{\eta}}}, \quad (2)$$

где введено обозначение $\eta = (k-1)/k$, $S_{\text{вх}}$ – площадь входного отверстия камеры, задаваемого регулировочным дросселем (см. Рис.1), $V_{\text{вх}}$ – скорость

потока воздуха, формируемого давлением ресивера $P_{рес}$ и поступающего через входное отверстие, $V_{вых}$ – скорость свободного истечения воздуха в атмосферу, $S_{вых}$ – суммарная площадь щелей истечения воздуха в атмосферу и, соответственно, $\rho_{атм}$ – плотность воздуха в атмосфере, соответствующая атмосферному давлению $P_{атм}$. Строго говоря, вышеприведённые выкладки справедливы для расчета камер, разделённых тонкими жесткими перегородками с отверстиями. Тонкость перегородок понимается здесь в том смысле, что протяженностью соединяющих камеры каналов можно пренебречь. Разумеется, при точных расчетах необходимо учитывать реальные значения этого параметра, а также влияние фактора вязкости рабочего тела (воздуха) в потоке. Тем не менее, полученные оценки позволяют выявить основные закономерности процесса и определиться с действиями по отладке конструкции. Возбуждение колебаний в потоке, истекающем в атмосферу, ведёт к нестабильности давления в рабочей камере в целом, что и продемонстрировали выполненные эксперименты (см. рис.2). Подавление колебаний этого типа простым уменьшением скорости потока неприемлемо, поскольку сама эта величина зависит от соотношения давлений в рабочей камере и атмосфере (1), а давление в камере при этом должно соответствовать величине измеряемого АД. Добиться реальной стабилизации потока удалось за счет уменьшения величины $S_{вых}$, т.е. суммарной площади щелей истечения воздуха в атмосферу. С этой целью посредством подстройки входного дросселя (см.рис.1) была сокращена площадь сечения входного канала $S_{вх}$, сокращено поступление воздуха в систему и тем самым уменьшен объёмный расход воздуха через рабочую камеру. Однако, ограничение объёмного расхода воздуха, в свою очередь, ограничивает скорость нарастания давления в рабочей камере, которая должна с запасом превышать максимальную производную давления по времени в пульсовой волне (порядка 0.5 мм рт.ст./мсек) для обеспечения измерения АД в режиме реального времени. Эту проблему удалось решить за счет существенного уменьшения рабочего объёма камеры при

одновременном росте давления в ресивере (на входе) до величины, всего лишь вдвое большей измеряемой в рабочей камере относительно атмосферного уровня принятого за нулевой. В текущем варианте объём рабочей камеры составляет около 1мм^3 и состоит в основном из объёма соединительной трубочки и датчика давления (см. рис.5). На рис.3 показан темп нарастания и спада давления в рабочей камере при выполнении контрольного теста в режиме “полное закрытие – выдерживание в максимуме – полное открытие” (синяя кривая). Красная кривая в том же масштабе отражает поведение пульсовой волны АД в исследуемой артерии. Из графика следует, что имеется хороший запас темпа роста давления в рабочей камере, а стартовая задержка выхода датчика на рабочий режим до уровней давления измеряемой пульсовой волны АД составляет не более 0.04-0.05с.

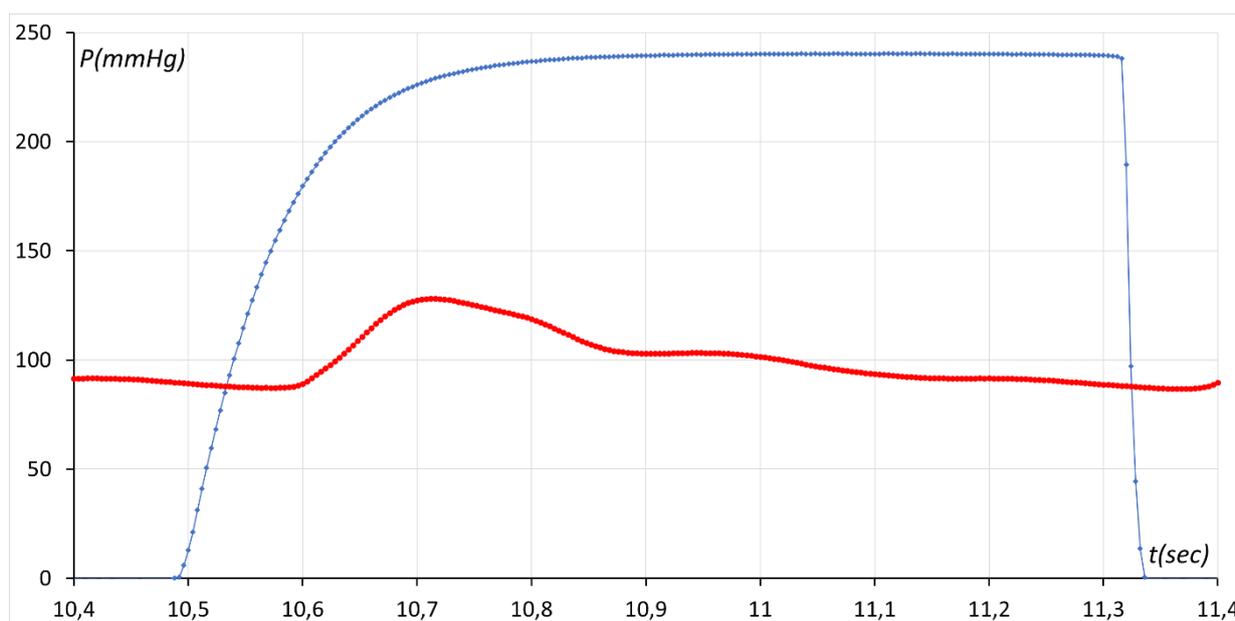


Рис. 3. Темп нарастания и спада давления в рабочей камере при выполнении контрольного теста при полном закрытии и открытии камеры – синяя кривая. Давление в ресивере 240 мм рт.ст. Красная кривая – единичная пульсовая волна в том же масштабе.

Для оценки площади сечения входного дросселя и толщины воздушной подушки под поверхностью аппликатора был измерен расход воздуха в реальных измерениях АД при избыточном по отношению к атмосферному уровню давлении в ресивере в 240 мм рт. ст. Значение, полученное при этом, с

учетом возможных утечек, для одного рабочего канала (см. ниже раздел 3) оказалось менее $0.2 \text{ см}^3/\text{с}$. При среднем перепаде давления в 100 мм рт. ст. при истечении в атмосферу скорость потока в отверстии составляет примерно 140 м/с. Отсюда площадь сечения выходного потока оценивается как $0.2 \text{ см}^3 / 140 \text{ м} \approx 0.0014 \text{ мм}^2$, что даёт оценку и сечения входного потока. С допущением, что истечение идёт лишь по половине периметра отверстия камеры (при длине щели около 1 мм) ширину выпускной щели можно оценить величиной порядка 1 – 2 микрон.

3. Проблема позиционирования

Необходимость корректного решения задачи правильного позиционирования измерительного датчика над исследуемой артерией на теле пациента стала другой частью “платы” за очевидные преимущества локально-компенсационного метода измерения АД. В частности, ввиду того, что контактная площадка (выходное отверстие канала) измерительного элемента имеет размеры, существенно меньшие размеров артерии, измеряемое давление $P_{\text{сен}}$ совпадает с $P_{\text{арт}}$ (см.рис.1) только в том случае, когда площадка расположена точно на проекции оси артерии на кожный покров. Проблемы искажения измерений АД, связанные с позиционированием измерительного элемента, проиллюстрированы на рисунке 4.

Видно, что при смещении датчика влево или вправо от плоскости симметрии артерии уменьшается амплитуда измеряемого сигнала и искажается соотношение различных элементов кривой (рис.4). Детальное исследование показывает: в положении точно над осью артерии измеряемый сигнал АД имеет наибольший размах между основными максимумами и минимумами и при этом “пики” экстремумов выглядят максимально острыми. При этом в симметрично смещённых относительно оси артерии позициях графики пульсовой волны практически повторяют друг друга, хотя и могут иметь, как это хорошо видно из рис.5, определенные индивидуальные отличия. Эти отличия проявляются наиболее заметно в стадии диастолы (см. например рис.4,5).

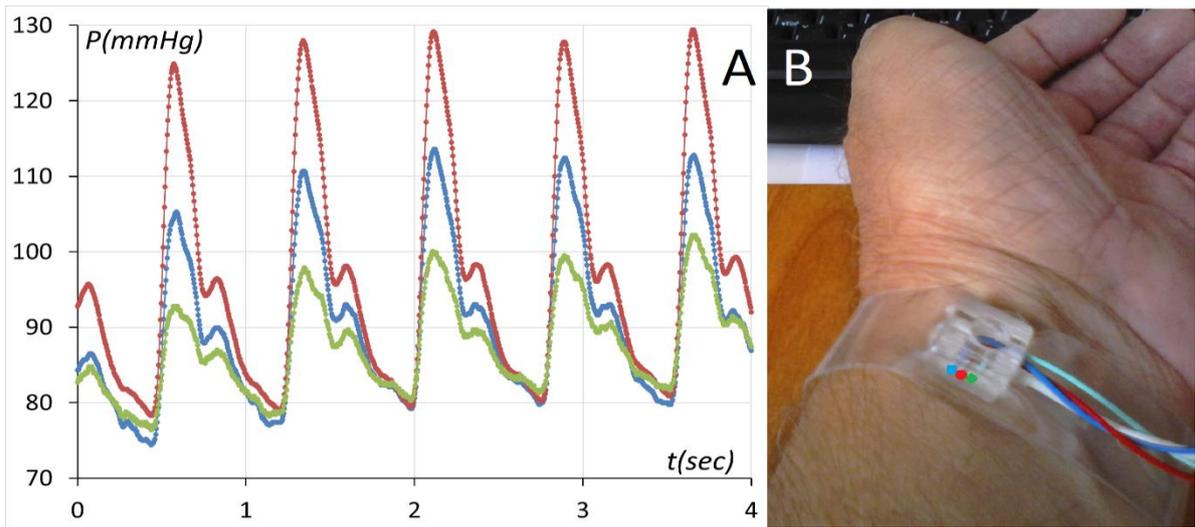


Рис. 4. Характерный вид измеренной пульсовой волны АД в зависимости от положения измерительного элемента датчика: ● – контактная площадка точно над центром лучевой артерии, ■, ◆ – контактная площадка смещена влево, вправо от центра лучевой артерии.

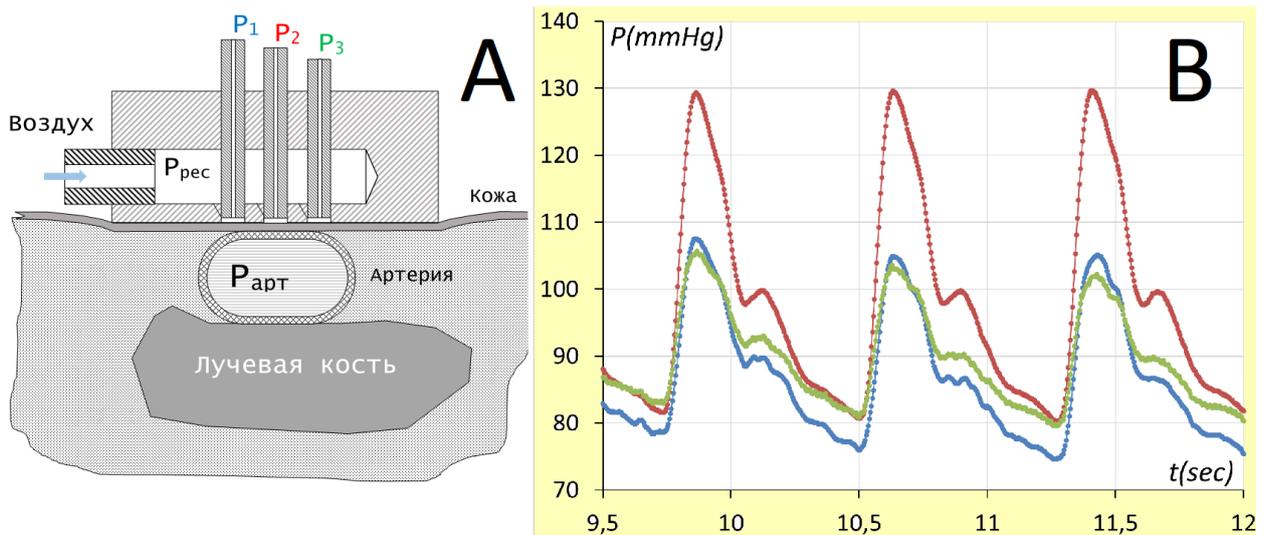


Рис. 5. Локально-компенсационное измерение АД датчиком с трехкамерным измерительным элементом (А), реализующим трехканальные синхронные измерения пульсовой волны (В).

Таким образом, проведённые испытания сенсора показали, что измеряемое давление распределено неравномерно по направлению, перпендикулярному оси артерии. Это обусловлено как геометрией артерии, так и смещением оси артерии при пульсации под прижимом аппликатора. Отсюда вытекают два важных вывода по позиционированию датчика. Во-первых, рабочая камера основного измерительного канала должна располагаться точно над проекцией

оси артерии, и, во-вторых, ось артерии не должна заметно смещаться при пульсациях крови. Сделанные наблюдения подтолкнули авторов к реализации на практике метода “наведения на цель”, аналогичного используемому в радиолокации равносигнальному подходу. Была разработана принципиальная конструкция пневматического датчика для мониторинга артериального давления, главным элементом которой является измерительный датчик с тремя отдельными камерами для локально-компенсационного измерения давления. Каждая камера имеет собственный независимый измеритель давления, и, в процессе измерения, рабочие сопла каналов располагаются в ряд в поперечном к артерии направлении. При этом размер общей рабочей поверхности (площадки) необходимо подобрать таким образом, чтобы в рабочем режиме отверстия (сопла) всех трех камер одновременно находились в “сигнальной” области над исследуемой артерией. Схематический вид датчика и результат одновременного трехканального измерения пульсовой волны при расположении измерительного элемента над лучевой артерией представлены выше на рис.4-5. Детали технической реализации датчика отражены в полученном авторами патенте [10]. В заявленной конструкции основная задача крайних (боковых) каналов заключается в обеспечении правильного позиционирования центрального измерительного элемента. Именно, правильному расположению измерителя соответствует максимальное совпадение величин предварительно откалиброванных (нормированных) сигналов по боковым каналам (см. рис.5) или, говоря другими словами, достигается близкая к нулю разница этих величин. При этом не столь существенно то, что при измерении в этих каналах не удается добиться полной “разгрузки” боковых стенок артерии и поэтому отклик на пульсацию артериального давления в них существенно искажен. Важно, что при совпадении величин этих сигналов центральная камера находится точно над осью артерии (“наведена на цель”) и в этом положении ее сигнал будет неискаженным повторением величины давления в артерии [11,12].

Методология измерения артериального давления трехкамерным пневматическим датчиком тесно связана с описанными особенностями его конструкции. На первом этапе, непосредственно перед измерением, при помощи пальпации (нащупывания пульса) на теле 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. выше рис. 4-5). 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). Для случая лучевой артерии был установлен экспериментально найденный критерий наилучшего положения – максимальный размах сигнала центрального канала должен вдвое превосходить размах симметричных сигналов в боковых каналах.

На практике для решения задачи позиционирования сенсора на лучевой артерии была разработана конструкция монолитного трёхкамерного датчика, учитывающая данную специфику. Три рабочие камеры расположены в ряд с шагом 1.8 мм на отрезке перпендикулярном проекции оси артерии на плоскость аппликатора. Рабочие камеры независимо друг от друга снабжаются воздухом от ресивера через индивидуальные капиллярные пневмодроссели. Таким образом, появляется возможность измерения величин давления на поверхность аппликатора в трёх точках (рабочих площадках диаметром 0.8 мм) одновременно и независимо.

Датчик данного типа можно использовать для измерения параметров не только лучевой, но и других доступных для пальпации артерий (сонной, височной, локтевой, плечевой, бедренной, подколенной и т. д.). Однако такой четкий алгоритм позиционирования измерительного устройства, позволяющий

вести адекватные количественные измерения артериального давления, в настоящее время проработан и эмпирически подтвержден только для случая ручного позиционирования датчика на лучевой артерии.

4. Результаты первичного тестирования

Сравнение экспериментальных данных показывает, что для каждой исследуемой артерии имеются индивидуальные особенности регистрируемой в данном месте человеческого тела параметров пульсовой волны. Эти особенности влияют как на методику практических измерений, так и на последующую интерпретацию самих полученных данных. Например, эксперименты по измерению давления на различных поверхностных артериях продемонстрировали, что для случая артерий, под которыми расположены твёрдые ткани (кость), имеется возможность регистрации не только формы пульсовой волны, но и количественных показаний текущего значения величины артериального давления (см. рис.6).

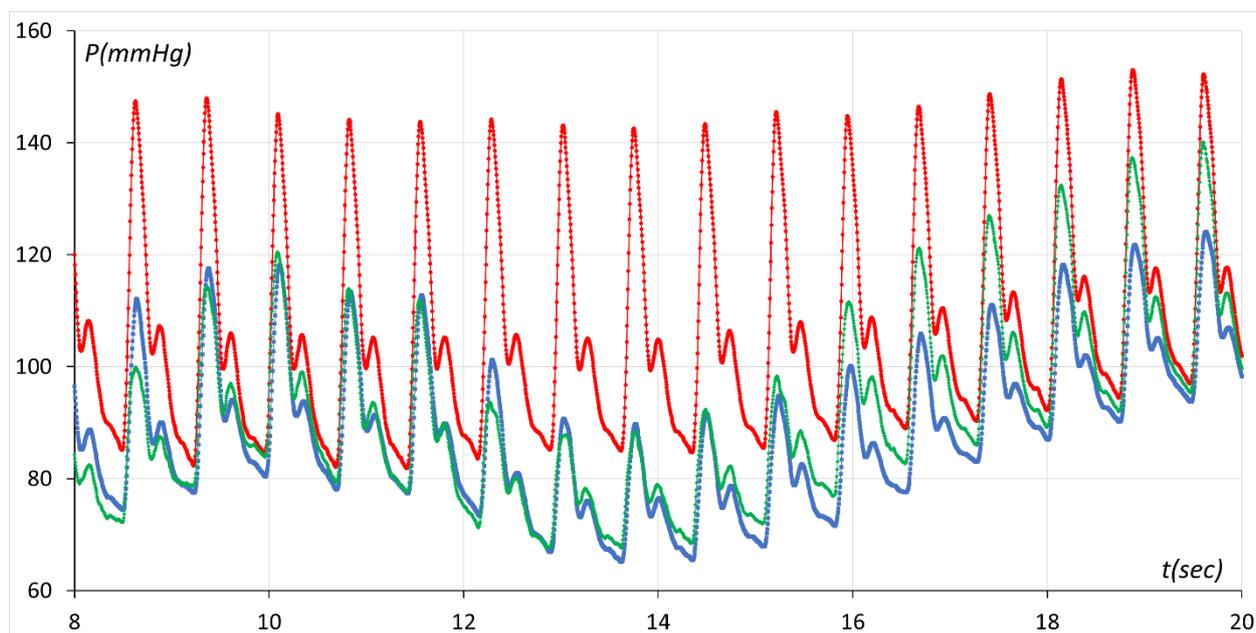


Рис.6. Зарегистрированная датчиком пульсовая волна артериального давления для случая лучевой артерии в оптимальном положении при небольших изменениях силы прижатия: ● — сигнал центрального канала (точно над лучевой артерией), ■, ◆ — сигналы боковых каналов.

Кроме лучевой артерии (рис.6), в наших экспериментах удалось измерить значение артериального давления в абсолютных единицах только на височной

артерии (см. далее рис.14). При этом позиционирование на ней имеющихся вариантов датчика оказалось очень трудной процедурой, очевидно, ввиду подвижности и малого диаметра артерии. Для случая артерий без “твердой подложки” (см. выше), например сонной артерии, пока удастся восстанавливать только форму пульсовой волны (см. рис.7). Но даже в этом конкретном случае по динамике поведения пульсовой волны и соотношении элементов графика можно судить, по крайней мере, качественно, о состоянии сердца, аорты и уровне кровоснабжения мозга. Заметное влияние на форму и сравнительные характеристики полученных при измерениях кривых, по-видимому, оказал также существенно больший, чем в случае лучевой, размер сечения данной (сонной) артерии.

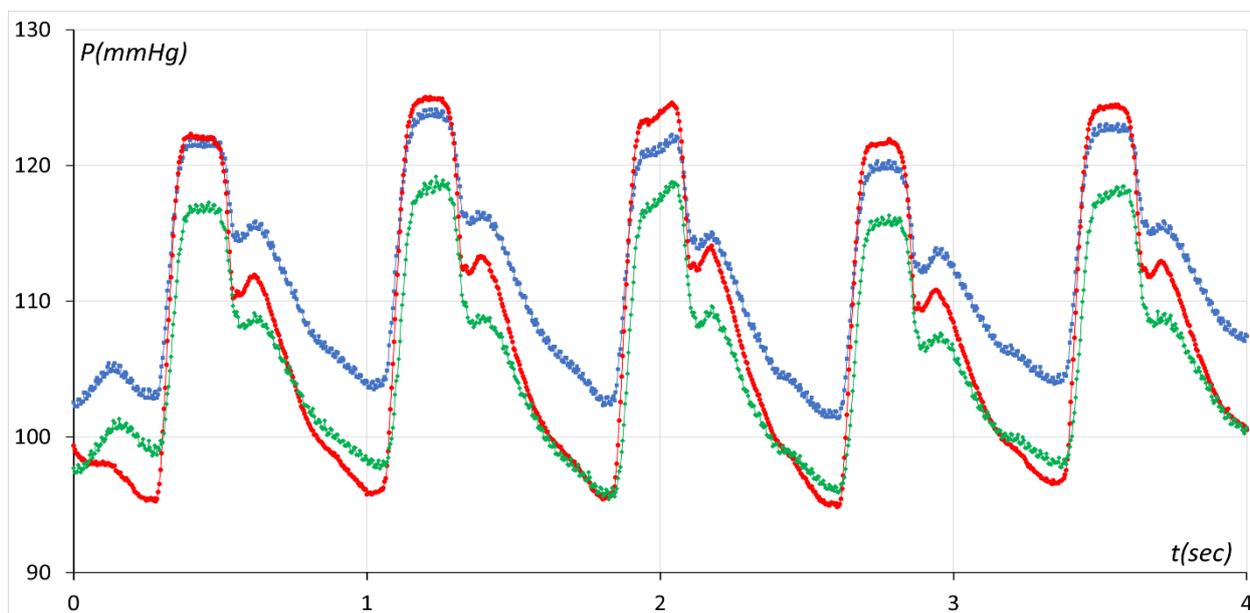


Рис.7. Вид измеренной датчиком пульсовой волны АД для случая сонной артерии в зависимости от положения измерительного элемента датчика: ● — контактная площадка точно над сонной артерией, ■, ◆ — сигналы смещенных влево и вправо боковых каналов.

Вероятно, для каждой конкретной артерии можно подобрать оптимальный порядок измерения, интерпретации и использования подобной информации в исследовательских и диагностических целях. Для этого требуется дальнейшая согласованная работа разработчиков аппаратуры и специалистов-кардиологов по набору соответствующей статистики измерений.

Отметим, что изменение формы и количественных показателей пульсовой волны происходит при самых разнообразных внешних и внутренних процессах. Например, этот факт отражен на полученных нами графиках пульсовой волны давления на лучевой артерии для случая спокойного состояния с последовательными глубокими вдохами и выдохами (рис. 8), а также и при задержке дыхания на вдохе (рис. 9). На рис.8 приводится форма пульсовой волны давления на достаточно протяженном интервале времени в состоянии покоя испытуемого. Несколько глубоких вдохов и выдохов оказывают заметное влияние на величину среднего давления в лучевой артерии, и на вариации сердечного ритма. Можно предположить, что в состоянии покоя частота сердечных сокращений подстраивается таким образом, чтобы стабилизировать среднее давление в аорте относительно давления в полости грудной клетки. Хорошо иннервированная дуга аорты при этом вполне годится на роль своеобразного “манометра”, высокочувствительного к разности давления в аорте и вне её.

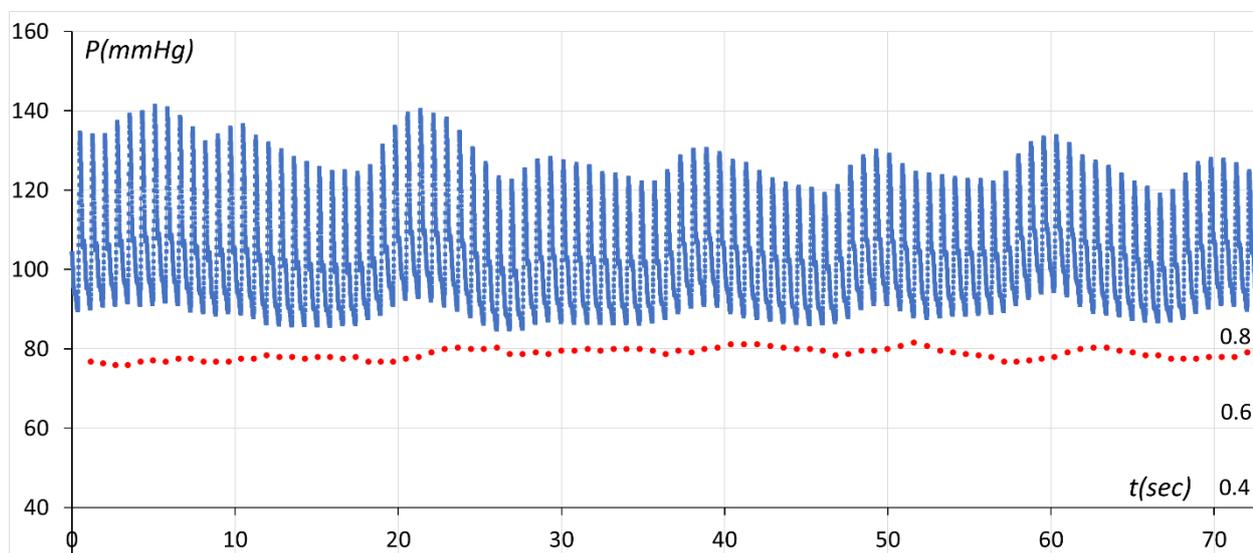


Рис.8. Пульсовая волна давления (верхняя кривая) и вариабельность интервалов сердечного ритма (нижний ряд точек, шкала справа) в состоянии покоя при глубоком дыхании.

На следующем рисунке (рис.9) приведена запись пульсовой волны давления на лучевой артерии при задержке дыхания испытуемого на короткое время после вдоха.

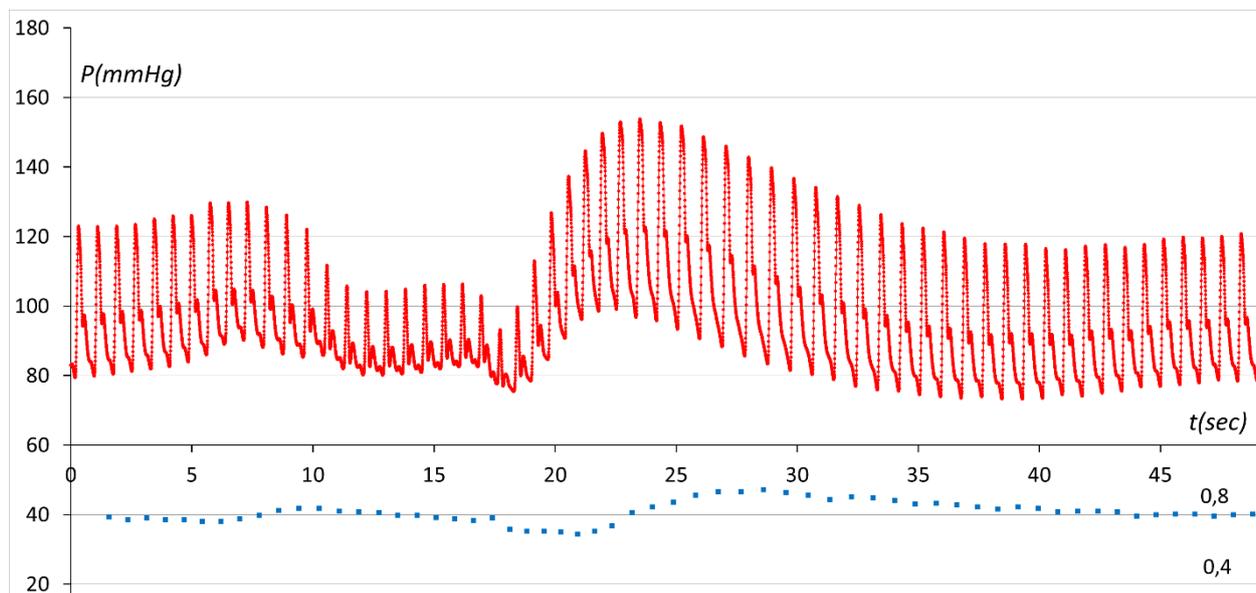


Рис.9. Трансформация пульсовой волны давления на лучевой артерии (верхняя кривая) и вариабельность интервалов сердечного ритма (нижний ряд точек, шкала справа) при кратковременной задержке дыхания на вдохе.

Необычную форму осцилляций на этом рисунке можно объяснить следующим образом. На первых секундах задержки давление в лёгких, а также в полости грудной клетки, начинает повышаться из-за рефлекторного стремления к выдоху, сдерживаемому закрытой носоглоткой. Среднее давление в артерии (вслед за давлением в аорте) начинает расти. На 6-7-ой секунде давление начинает падать. Вероятно, вследствие растущего перепада давления недостаточно венозной крови поступает в грудную клетку. На 17-ой секунде записи после выдоха можно видеть, как кратковременно падает давление и затем, после плавного повышения давления в течение 20-25 секунд восстанавливается первоначальная картина пульсовой волны давления. Для сравнения далее на рис.10 приведена форма пульсовой волны при классическом маневре Вальсальвы.

Другой пример нестандартной формы пульсовой волны на лучевой артерии приведен на рис.11. Этот сигнал был зафиксирован у испытуемого на вторые сутки после инъекции вакцины “Энцефир” против клещевого энцефалита.

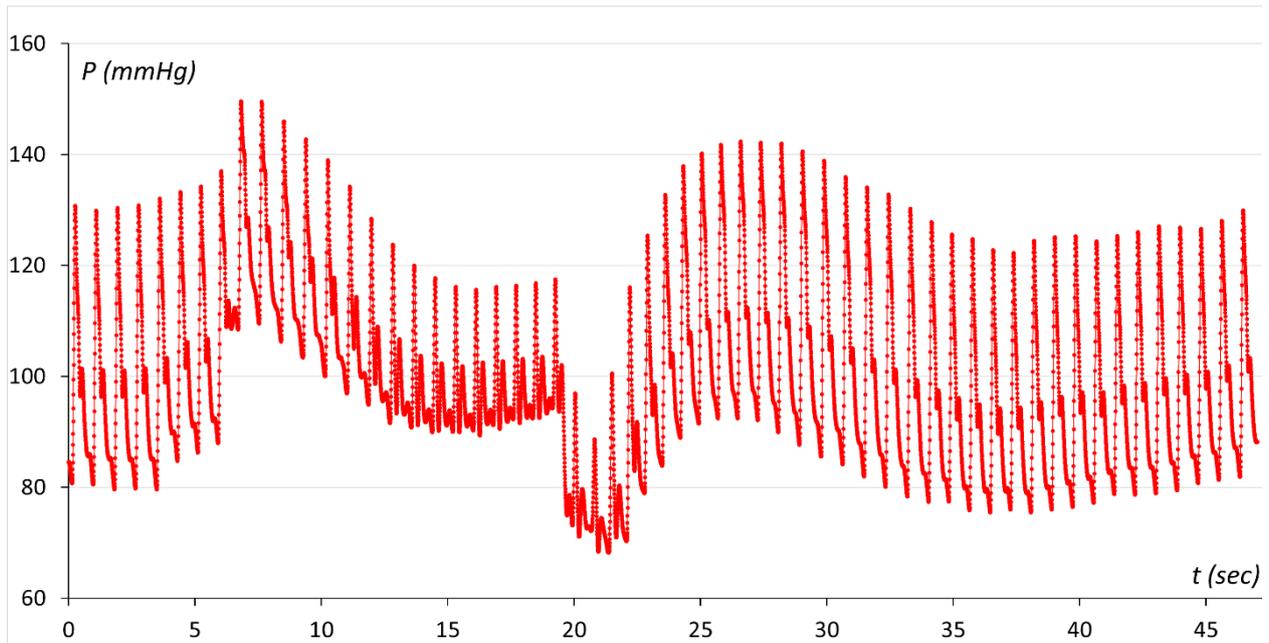


Рис.10. Форма пульсовой волны давления на лучевой артерии при маневре Вальсальвы.

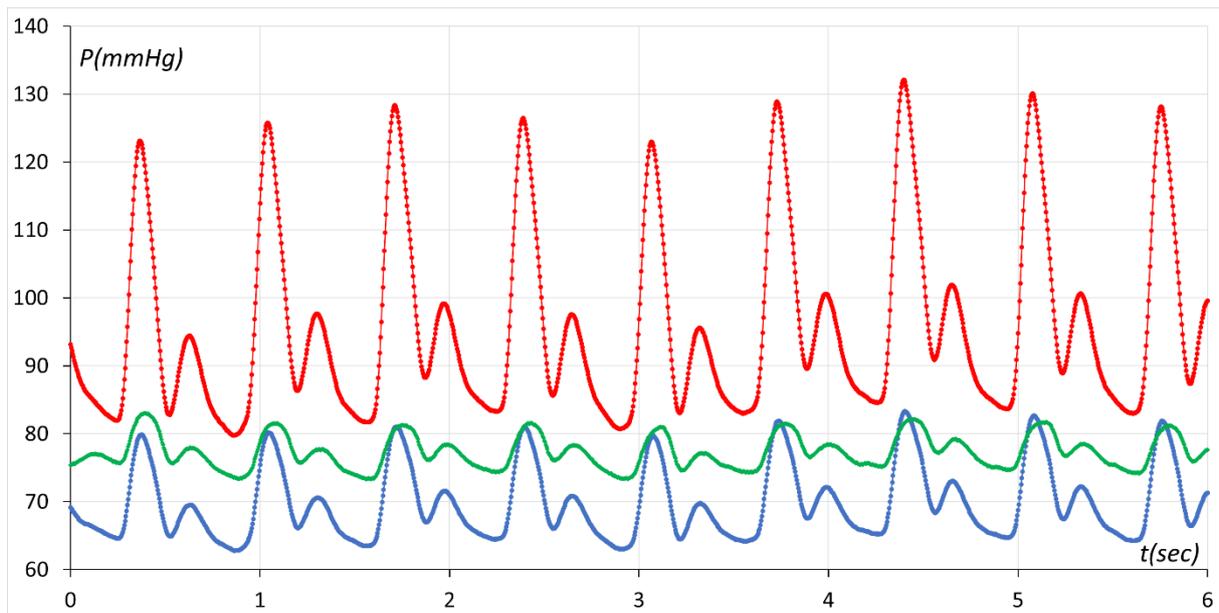


Рис.11. Изменение формы пульсовой волны давления на лучевой артерии в основном и боковых каналах через день после инъекции препарата “Энцефир”.

Как известно, после этой прививки в течение нескольких суток возможно развитие общих реакций в виде подъема температуры тела от 37.1° до 38.0°C , головной боли, общего недомогания, болей в мышцах и суставах. Продолжительность реакций обычно не превышает 3 суток. Указанные

симптомы у нашего испытуемого прекратились к концу вторых суток и, вместе с этим, нормализовалась форма и остальные показатели пульсовой волны.

На следующем рис.12 демонстрируется пример регистрации фрагмента пульсовой волны давления на лучевой артерии испытуемого, который находится в болезненном и утомлённом состоянии. Видно, что периодичность регистрируемых пиков систолического давления в общем сохраняется, а частичное их выпадение выглядит как изъятие без нарушения временных интервалов. Вместе с тем присутствуют очевидные искажения и “опускания” во всех стадиях цикла. Весьма вероятно, что мы имеем дело с аритмией и это ее проявление в виде экстрасистол. Однако, утверждать это как очевидный факт без синхронной электрокардиограммы, было бы пока некорректно.

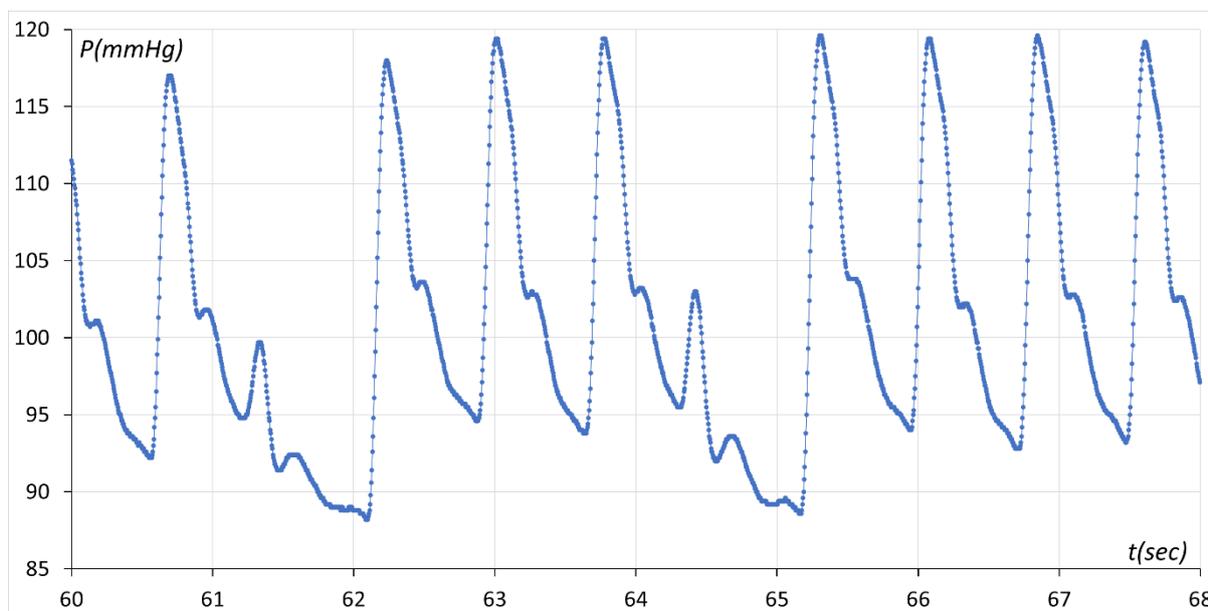


Рис.12. Предполагаемое проявление аритмии в виде изменения формы пульсовой волны давления на лучевой артерии.

Полученный результат закономерным образом подтолкнул авторов к разработке и интеграцию в приборный комплекс канала для синхронной регистрации электрокардиограммы. Поскольку для определения положения R-пиков не требуется электрокардиография (ЭКГ) высокого разрешения, было принято решение о разработке упрощённой схемы одноканального усилителя кардиосигналов.

5. Схема со встроенным ЭКГ-каналом.

Разработанная в результате усилий авторского коллектива оригинальная схема подключения ЭКГ-электродов позволяет аппаратуре работать без нейтрального электрода и применения токопроводящего геля. Подавление электросетевых помех при этом осуществляется на уровне схемотехники и далее с применением цифровой обработки (фильтрации) данных. Целью подобной модификации первоначальной конструкции измерительной аппаратуры стало желание как можно точнее увязать динамику пульсовой волны артериального давления с ритмической активностью сердца. На рис.13 приводится вид пульсовой волны давления на лучевой артерии (синяя кривая), снятой синхронно с ЭКГ (нижняя красная кривая).

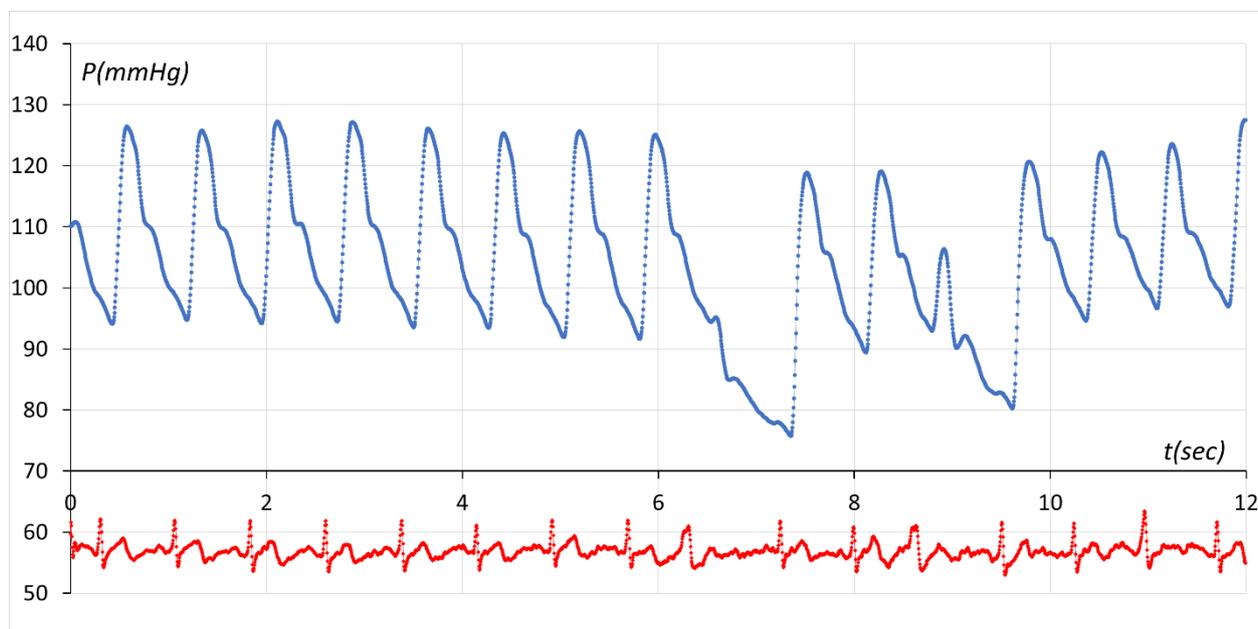


Рис.13. Предполагаемое как проявление аритмии изменение формы пульсовой волны давления на лучевой артерии и синхронно выполненная электрокардиограмма (ЭКГ).

Введение в измерительную схему дополнительного канала ЭКГ позволяет сравнивать форму задающего сердечное сокращение электрического сигнала (входящего сигнала) и форму результирующей пульсовой волны артериального давления (сигнала на выходе) в одной из возможных позиций измерения, например, на запястье (см. рис.13). На основе анализа взаимосвязи между сигналами на входе и выходе сердечно-сосудистой системы можно известными

в радиофизике методами оценить ряд ее частотно–временных характеристик. В частности, с помощью описываемого пневматического датчика со встроенным каналом ЭКГ можно говорить о возможности неинвазивного измерения скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) артериального давления. Знание величины этого параметра, наряду с неинвазивным мониторингом систолического артериального давления и непрерывным анализом динамики пульсовой волны позволяет отслеживать текущее состояние сердечно-сосудистой системы, и проводить, в том числе, диагностику клинических и субклинических проявлений атеросклероза [14].

Как уже говорилось выше, кроме лучевой артерии, в наших экспериментах удалось измерить изменение фактического значения давления пока только на височной артерии. Правильное позиционирование в этом случае оказалось очень непростой процедурой, вероятно, ввиду подвижности и малого диаметра исследуемой артерии. Полученные данные синхронного измерения пульсовой волны и ЭКГ на ней отображены на рис.14.

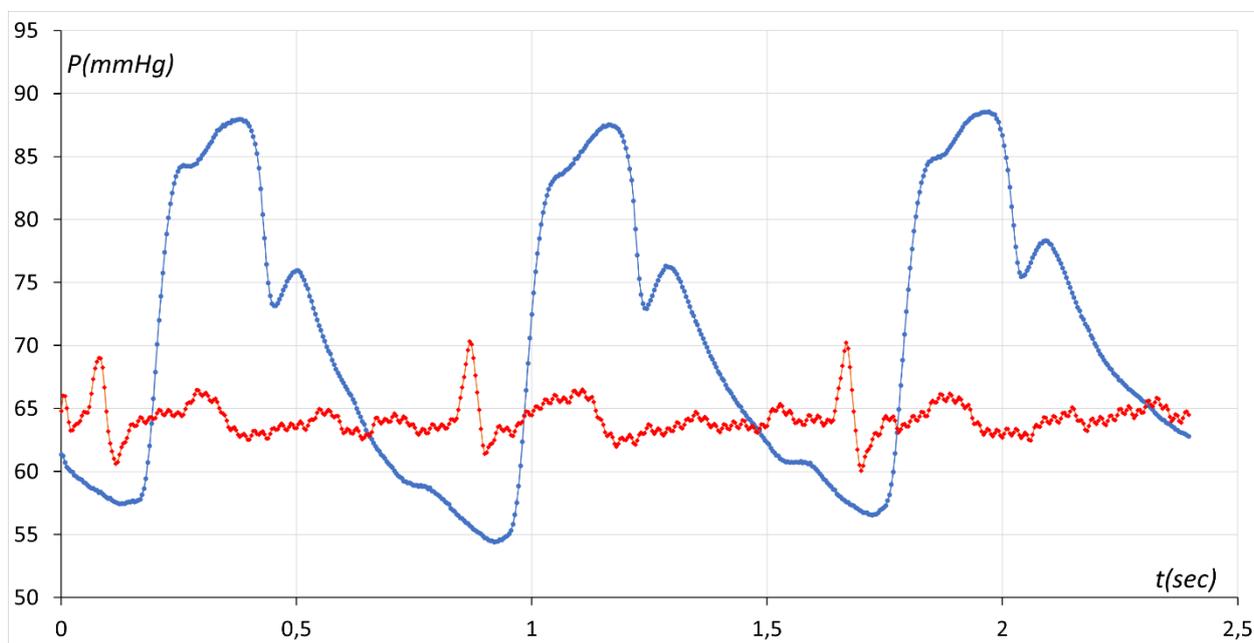


Рис.14. Форма пульсовой волны АД на височной артерии и синхронно выполненная запись ЭКГ.

Разумеется, изложенная в данном разделе комплексная технология получения и последующей интерпретации совместных АД и ЭКГ данных

требует дальнейшего совершенствования. Однако не вызывает сомнения факт существенного роста информативности и достоверности предлагаемого подхода по сравнению с ранними вариантами, не включающими синхронное измерение и использование при анализе дополнительных ЭКГ-данных [11-14].

Выводы

Результаты проведенных экспериментов по оценке возможностей измерительного комплекса нового поколения и предлагаемых к разработке биомедицинских методик позволяют сделать следующие выводы:

1. Разработанный и реализованный авторами в виде рабочего макета прибор позволяет вести непрерывное измерение артериального давления ряда поверхностных артерий в режиме реального времени с отображением пульсовой волны давления как внутри единичного цикла, так и на продолжительных интервалах времени.
2. Эксперименты по измерению давления на различных поверхностных артериях показывают, что для случая артерий, под которыми расположены твёрдые ткани (кость), имеется возможность регистрации, как формы пульсовой волны, так и текущих показаний фактического значения величины артериального давления. Это показано на примере лучевой и височной артерий.
3. Прибор и методика его использования дают возможность не только определять систолическое/диастолическое показатели артериального давления, но и отслеживать их текущие значения и динамику, связанную с дыханием и процессами вегетативной регуляции.
4. Добавление синхронного канала ЭКГ существенно расширяет информативность измерительного комплекса и обеспечивает возможность более полного исследования изменения параметров распространения пульсовых волн в поверхностных артериях.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, грант № 18-29-02108 мк.

Литература

1. Всемирная Организация Здравоохранения. 10 ведущих причин смерти в мире [электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.
2. Чазова И.Е., Ощепкова Е.В., Жернакова Ю.В. и др. Клинические рекомендации диагностика и лечение артериальной гипертонии. // Кардиологический вестник. 2015. №1. С.5.
3. Settels J.J. Noninvasive arterial pressure monitoring. // In: Ehrenfeld J.M, Cannesson M., editors. Monitoring Technologies in Acute Care Environments. N.Y. Springer. 2014. P.87-107.
4. Peñáz J. Photoelectric measurement of blood pressure volume and flow in the finger. // Digest of the 10th Int. Conf. on Med. and Biolog. Engineering. Dresden. 1973. P.104.
5. Анциперов В.Е., Бонч-Бруевич В.В., Буаев А.С., Дементиенко, Мансуров Г.К., Шахнарович В.М. Пневматический сенсор для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления. Патент RU2638712C1. Priority November 7, 2017. Bulletin No. 35.
URL: <https://patents.google.com/patent/RU2638712C1/ru>
6. Goldmann H., Schmidt T. Applanation tonometry. // Ophthalmologica. 1957. Vol.134. P.221-242.
7. Hos C.J., Champneys A.R., Paul K., MsNeely M. Dynamic behaviour of directspring loaded pressure relief valves in gas service: II reduced order modelling. // J. of Loss Prevention in the Process Industries. 2015. Vol.36. P.1-12.
8. Анциперов В.Е., Мансуров Г.К. 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>.
9. Antsiperov V., Mansurov G. Wearable pneumatic sensor for non-invasive continuous arterial blood pressure monitoring. // In: Rojas I., Ortuno F., editors.

Bioinformatics and Biomedical Engineering, IWBBIO 2018. LNCS. Vol. 10814. P. 383-394. Cham. Springer. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3--319-78759-6.35>

10. Анциперов В.Е., Бонч-Бруевич В.В., Буаев А.С., Дементиев, Мансуров Г.К. Монолитный трехкамерный пневматический сенсор с встроенными дроссельными каналами для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления. Патент RU2675066C1. Оpubл. 14.02.2018. Бюллетень № 35. URL:

<https://patentimages.storage.googleapis.com/54/0f/6c/fac1e6bde0eaf/RU2675066C1.pdf>.

11. Анциперов В.Е., Мансуров Г.К., Данилычев М.В. Метод позиционирования пневматического датчика неинвазивного мониторинга артериального давления по данным трехканальной регистрации сигнала пульсовой волн. // Материалы 11-й Международной научно-технической конференции «Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации» / Российское НТОРЭС им. А.С. Попова. Суздаль. 2018. С.140-143. URL: <http://armimp.ru/wp-content/uploads/2018/12/ARMIMP-Proceedings-2018.pdf>

12. 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](https://doi.org/10.30898/1684-1719.2019.3.1)

13. Antsiperov V., Mansurov G., Danilychev M., Churikov D. Non-Invasive Blood Pressure Monitoring with Positionable Three-chamber Pneumatic Sensor. Proc. of the 12th Int. Joint Conf. on Biomedical Engineering Systems and Technologies. Prague. 22-24 Feb. 2019. SCITEPRESS, Lda., 2019. Vol.5: Healthing: Healthinf. P.462-465. DOI:[10.5220/0007574904620465](https://doi.org/10.5220/0007574904620465)

14. Анциперов В. Е., Бугаев А. С., Данилычев М. В., Ефимов Р. А., Мансуров Г. К. Оценка скорости распространения пульсовой волны артериального давления на основе данных измерения пневматическим датчиком со

встроенным каналом ЭКГ // Физические основы приборостроения. 2019. Т. 8. № 4(34). С. 74–81. DOI: [10.25210/jfop-1904-074081](https://doi.org/10.25210/jfop-1904-074081)

Для цитирования:

Мансуров Г.К., Данилычев М.В., Анциперов В.Е., Бугаев А.С. Использование пневматического датчика в задаче непрерывного неинвазивного мониторинга артериального давления и пульсовой волны. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2020. №5. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/may20/9/text.pdf>. DOI 10.30898/1684-1719.2020.5.9