

В.Б. Парашин, М.Н. Симоненко

## ТЕХНИКО-МЕТРОЛОГИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ ОСЦИЛЛОМЕТРИЧЕСКИМ МЕТОДОМ

### Аннотация

Точность измерения артериального давления (АД) является одной из ключевых характеристик приборов для неинвазивного измерения АД. Методика поверки и испытаний измерителей АД является трудоемкой, и к тому же в ней участвует человек как объект измерения. Авторами предлагается альтернативный метод – экспериментальная оценка погрешностей и искажений, вносимых в результат измерений основными элементами измерительной системы, использующей осциллометрический метод определения величин АД.

В настоящее время 80 % измерителей артериального давления используют осциллометрический метод для определения основных величин артериального давления (АД). Альтернативным методом измерения артериального давления является аускультативный метод (тоны Короткова), однако он менее помехоустойчив и имеет физиологические особенности, не позволяющие использовать его для ряда пациентов (бесконечный тон, аускультативный провал). В случае использования осциллометрического метода сигнал регистрируется у всех без исключения пациентов, а реализация измерительного канала довольно проста и обеспечивает допустимое качество сигнала. Однако при всех преимуществах данного метода точность определения величин АД существенно зависит от алгоритма обработки сигнала и интерпретации содержащихся в сигнале информативных признаков.

Определение основных величин артериального давления (систолическое (САД), диастолическое (ДАД), среднее (СрАД) артериальное давление) про-

исходит в ходе анализа сигнала с датчика давления. В отличие от аускультативного метода, где используется датчик микрофонного типа, а моменты времени, соответствующие САД и ДАД, ярко выражены (рис. 1а), в осциллометрическом методе анализируется изменение сигнала на всем протяжении измерения, а затем на основании совокупности информативных признаков определяются моменты времени, соответствующие САД, ДАД и СрАД.

Точность измерения АД является одной из ключевых характеристик приборов для измерения АД. Для ее определения проводятся клинические испытания, в ходе которых измерения прибора сопоставляются с эталонными. В качестве последних могут выступать инвазивно измеренное давление (оно не рекомендовано только в протоколе BHS) или давление, определяемое методом Короткова двумя экспертами. Методики проведения испытаний и обработки результатов регламентированы стандартами ААМІ/ANSI (США) и BHS (Великобритания). Согласно протоколу ААМІ/ANSI, среднее значение

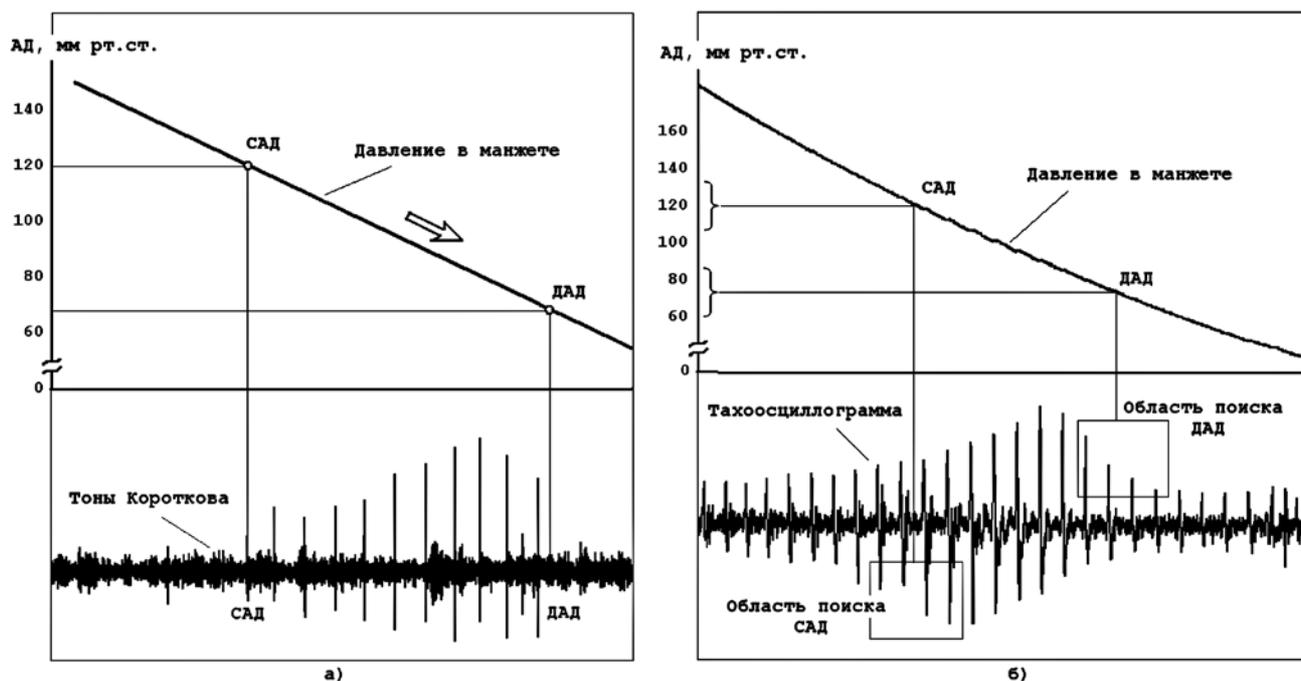


Рис. 1. Схема определения САД и ДАД при измерении артериального давления аускультативным (а) и осциллометрическим (б) методами

отличий в величинах АД, определенных прибором и экспертами, не должно превышать 5 мм рт. ст., а стандартное отклонение – 8 мм рт. ст. [1]. По протоколу BHS после испытаний прибору присваивается класс точности в соответствии с таблицей частоты наблюдаемых отличий между показаниями прибора и значениями АД, определенными двумя обученными медицинскими специалистами.

Таблица 1

**Процент отличий приборного и экспертного АД по протоколу BHS90**

Класс	< 5 мм рт. ст.	< 10 мм рт. ст.	< 15 мм рт. ст.
A	80 %	90 %	95 %
B	65 %	85 %	95 %
C	45 %	75 %	90 %

Методика поверки и испытаний измерителей АД является трудоемкой, и к тому же в ней участвует человек – объект измерения. Нами предлагается альтернативный метод – экспериментальная оценка погрешностей и искажений, вносимых в результат измерений основными элементами измерительной системы. Такой метод в метрологии именуют методом поэлементной поверки.

Система регистрации сигнала осциллограммы в автоматическом измерителе АД (или тахоосциллограммы – первой производной сигнала осциллограммы) состоит из следующих элементов: манжета, остальная пассивная часть пневмосистемы (соединительные трубки, штуцеры), компрессор, датчик давления, дюза и/или клапан быстрого сброса, электрическая схема обработки аналоговых сигналов, микроконтроллер со встроенным АЦП для обработки сигналов в цифровом виде и определения основных величин АД. В некоторых случаях сигнал посредством стандартных интерфейсов вводится в компьютер; алгоритмы обработки содержатся в программе, написанной на языке программирования высокого уровня, которая может включать в себя формирование базы данных зарегистрированных сигналов, построение трендов измерений, реализацию различных выборок по параметрам сигнала и данным пациентов. Но прежде чем сигнал подвергнется алгоритмической обработке, он проходит через схему регистрации.

Манжета создает внешнее избыточное давление на руку в области плеча, которое передается подлежащими тканями на плечевую артерию. Важной характеристикой манжеты является ее податливость, а именно зависимость создаваемого давления в манжете от содержащегося в ней объема воздуха. Поскольку манжета является преобразователем пульсаций объема артерии в колебания давления в системе, эта характеристика должна быть линейной в пределах измерения давлений, а производная давление-объем – постоянной. Зависимости давление-объем, приведенные на рис. 2, 3 для манжет различных типов, показывают, что данная характеристика вообще не рассматривается разработчиками приборов как влияющая на точность измерений.

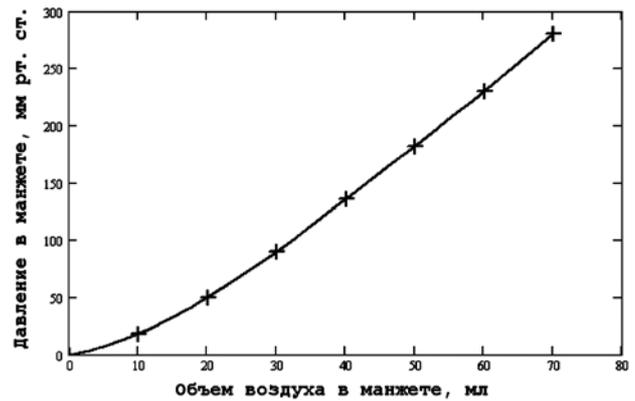


Рис. 2. Зависимость давления в манжете от объема воздуха в ней (кривая податливости); манжета тонометра LD-71, типоразмер 25...36 мм

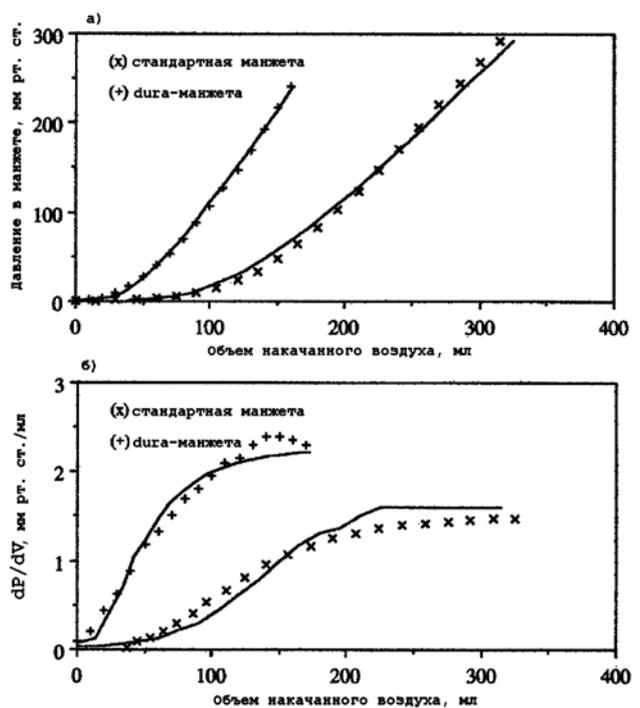


Рис. 3. а) Данные давление-объем, полученные от двух различных окклюзионных манжет. б) Производная давления в манжете по отношению к объему, полученная по данным давление-объем в двух манжетах. Эта кривая показывает ответное давление манжеты на изменение объема и используется для плетизмографии. Сплошная кривая на нижнем графике является результатом моделирования окклюзионной манжеты [2]

Рядом исследователей были проведены эксперименты с манжетой, показывающие различие характеристики податливости манжеты при компрессии и декомпрессии (рис. 4). Как видно из графика, данная характеристика не совпадает при компрессии и декомпрессии манжеты. Более того, у различных манжет эта характеристика различна, что приводит к необходимости стандартизации данного компонента прибора и обеспечения достаточного метрологического контроля. К тому же имеет место

существенная вариабельность конструкций и типоразмеров манжет, что говорит об отсутствии стандартов в данной области (как российских, так и международных).

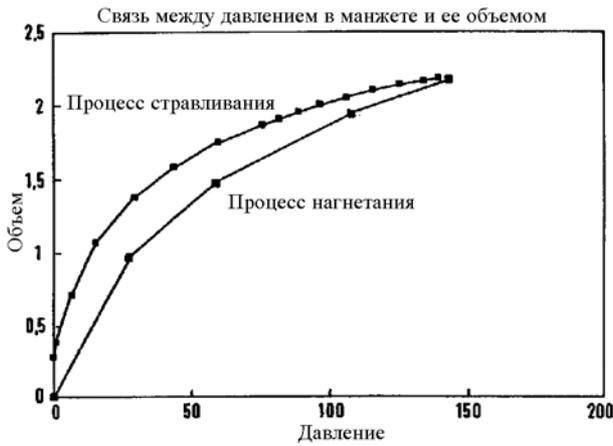


Рис. 4. Зависимость давление-объем при компрессии и декомпрессии манжеты [3]

Другим фактором, существенно влияющим на погрешность измерения АД, являются линейные искажения формы осцилляций давления. Они преимущественно определяются параметрами датчика и характеристиками электронной схемы преобразователя сигналов.

Для регистрации сигнала осциллограммы используют датчики относительного (избыточного) давления. Иногда для получения сигнала тахоосциллограммы используют датчики давления дифференциального типа. Основными требованиями к датчику давления являются линейность выходной характеристики в рабочем диапазоне давлений (зависимость выходного напряжения от величины давления), а также удобство сопряжения с остальными элементами схемы (выходной диапазон напряжений).

Помимо использования датчиков давления с выходом по напряжению, в ряде случаев разработчики используют датчики давления емкостного

типа. Датчик представляет собой элемент, изменяющий свою электрическую емкость в зависимости от давления воздуха на входе датчика. Датчик такого типа включается в схему обратной связи мультивибратора, генерирующего импульсы высокой частоты. Изменяя емкость в процессе измерения, датчик тем самым модулирует высокочастотный сигнал, который затем подается на вход таймера/счетчика микроконтроллера. Таким образом, в приборе используется частотно-импульсная модуляция, что существенно повышает помехоустойчивость сигнала.

При использовании стандартных датчиков давления электрическая схема выделения и обработки аналогового сигнала должна обеспечивать выделение и усиление полезного сигнала, удаление помех и передачу сигнала на вход АЦП (микроконтроллера со встроенным АЦП). Частым недостатком электрической схемы является некорректная фильтрация, вследствие которой подавляются высокие, а нередко и низкие информативные частоты сигнала. За счет нелинейности фазо-частотной характеристики фильтра происходят искажения сигнала во временной области, в связи с чем неверно определяется момент времени совпадения давления в манжете с систолическим или диастолическим артериальным давлением. К недостаткам схемы, влияющим на искажение сигнала в высокочастотной области, может относиться низкая частота дискретизации сигнала. Это особенно важно при передаче сигнала тахоосциллограммы. Частота дискретизации сигнала не должна быть меньше 200 Гц.

Когда речь идет о сигнале тахоосциллограммы для определения основных величин артериального давления, производители, как правило, не указывают, какой порядок производной имеется в виду независимо от того, используется аналоговое или цифровое дифференцирование. В качестве примера можно привести результаты эксперимента по определению динамических характеристик одного из приборов для измерения АД осциллометрическим методом.

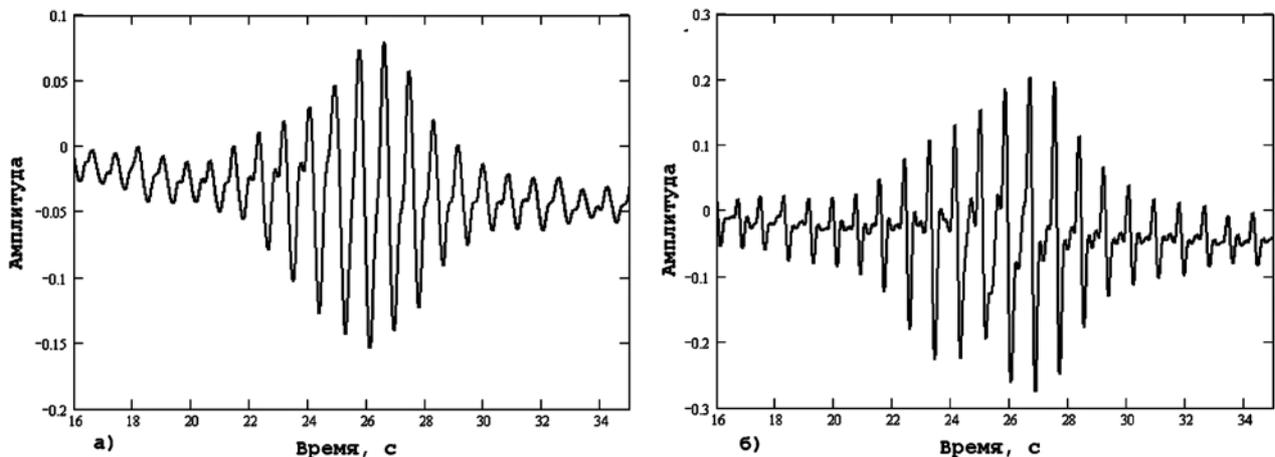


Рис. 5. Сигнал при использовании фильтра верхних частот (ФВЧ) с низкой частотой среза (а) и сигнал, содержащий высокочастотную составляющую (б)

Методика проведения эксперимента по оценке линейных искажений всего регистрирующего тракта осциллометрического прибора (от пневмоманжеты до регистрируемого напряжения) основана на определении импульсной переходной функции, т. е. реакции системы на ступенчатый скачок давления. Для проведения опыта к пневмосистеме прибора через тройник присоединяется шприц общим объемом 23 мл. Резкое нагнетание или откачка этого объема воздуха создает ступенчатое повышение или понижение давления примерно на 20...30 мм рт. ст. относительно исходного уровня 100 мм рт. ст.

Если передаточная функция системы обеспечивает воспроизведение пульсаций давления, то отклик системы также должен быть ступенчатой функцией. Для дифференциатора первого порядка отклик системы будет однополярным импульсом. Результаты проведенного эксперимента (рис. 6) показывают, что регистрирующая система является дифференциатором 2-го порядка (а не первого, что необходимо для получения неискаженной тахоосциллограммы).

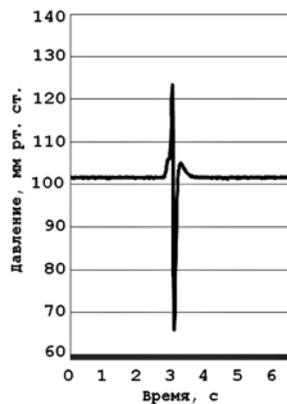


Рис. 6. Отклик измерителя АД на ступенчатое воздействие (введение заданного объема воздуха в манжету)

Фактором, косвенно влияющим на точность измерения АД, является также зависимость изменения давления в манжете от времени: ее направление (нагнетание или стравливание), скорость процесса и ее нелинейность. Поясним сказанное следующим примером. Предположим, что давление нагнетается или стравливается со скоростью 5 мм рт. ст./с (характерное значение для многих типов приборов). При длительности осцилляции 1 с, что соответствует средней длительности пульсового цикла, первые отсчеты осцилляции при нагнетании будут больше последних на 5 мм рт. ст. и соответственно меньше при стравливании. Поскольку амплитуда осцилляций составляет 1...2 мм рт. ст., влияние этого фактора велико. При строго линейной зависимости давления от времени и идеальном алгоритме ее вычитания из суммарного сигнала это влияние элиминируется, однако при нелинейной зависимости оно существенно (рис. 7).

Если проводить измерения при нагнетании, то на нелинейность и скорость процесса влияют на-

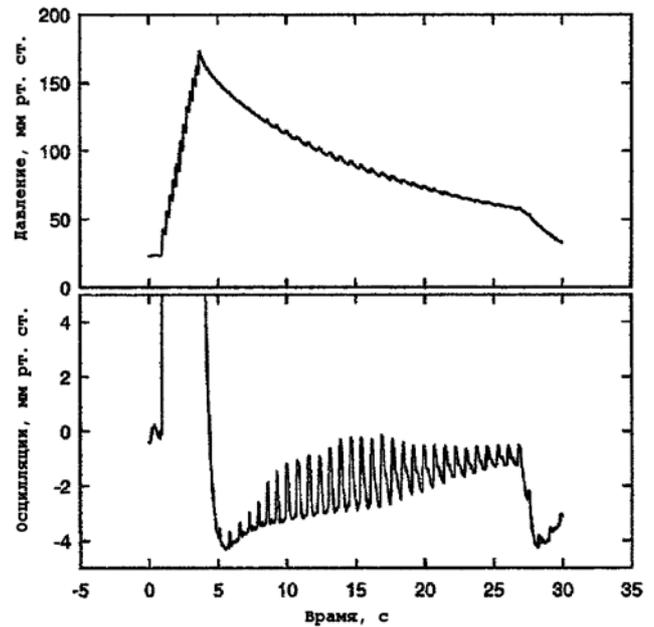


Рис. 7. Запись сигнала давления в манжете и осцилляций давления [2]

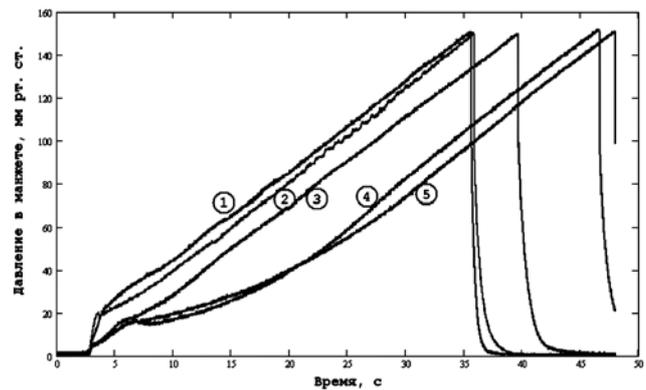


Рис. 8. Зависимость нагрузочной характеристики компрессора от жесткости объекта: от 1 к 5 — уменьшение жесткости объекта (2 — рука человека)

грузочная характеристика компрессора (рис. 8), а также диаметр объекта.

Компрессоры, используемые в автоматических измерителях АД, в большинстве случаев не обеспечивают линейности кривой нагнетания (зависимости создаваемого в манжете давления от времени), в том числе постоянства скорости накачки. Компрессор обеспечивает заданную выходную мощность, при этом в неявном виде существует обратная связь с величиной давления в манжете (чем большее сопротивление приходится преодолевать, тем ниже скорость нагнетания воздуха). Ряд производителей стараются обеспечить линейность кривой нагнетания, вводя управление компрессором (обратная связь), что приводит к значительным искажениям сигнала, а именно наложению на сигнал периодических колебаний низкой частоты (рис. 9).

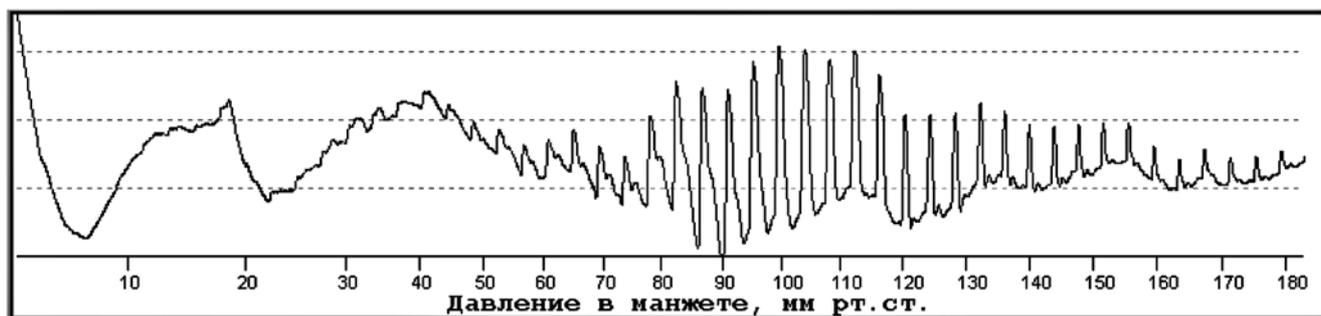


Рис. 9. Искажение сигнала, вызванное обратной связью компрессора

В связи с вышесказанным предпочтительнее производить измерение величин АД на этапе стравливания. Кривая стравливания дюзы также может быть нелинейной, однако ее можно зарегистрировать и учитывать при обработке сигнала. Характеристика стравливания дюзы как пассивного элемента должна быть неизменной.

Помимо линейности характеристик компрессор и дюза обладают такими важными параметрами, как скорость накачки и стравливания. Выбор скорости накачки компрессора и скорости стравливания дюзы обусловлен физиологическими параметрами биообъекта. С одной стороны, при слишком высокой скорости сигнал не будет содержать необходимых информативных признаков, в ряде случаев обработка сигнала будет невозможна. С другой стороны, при низкой скорости увеличивается время пережатия участка конечности, в том числе сосудов, происходит перераспределение кровотока, что сказывается на регистрируемом сигнале. Как правило, скорость накачки манжеты (при измерении на этапе накачки), а также скорость стравливания дюзы (при измерении на этапе стравливания) составляют 4...5 мм рт. ст./с. При проведении измерения на этапе стравливания накачка воздуха в манжету происходит значительно быстрее, однако и в этом случае стоит ввести ограничения по величине, т. к. при слишком высокой скорости накачки в конечности возникают болевые ощущения, связанные с реакцией механорецепторов. В связи с этим скорость накачки манжеты не должна превышать 30 мм рт. ст./с.

С учетом современного уровня развития микроэлектроники оптимальным вариантом является передача сигнала с датчика давления с минимальными искажениями на вход АЦП микроконтроллера, с последующей обработкой сигнала в цифровом виде, другими словами, перенос всех необходимых фильтров и корректировок сигнала, связанных с неидеальностью элементов схемы, в цифровую область.

Последним и наиболее важным элементом системы измерения АД является алгоритм обработки сигнала. Использование различных информативных признаков для определения величин АД напрямую влияет на точность измерения. Например, при скорости стравливания 5 мм рт. ст./с ошибка в один кардицикл дает погрешность порядка 4...5 мм рт. ст., что, как правило, превышает заявленную производителем величину погрешности 3 мм рт. ст. Поиск новых информативных признаков наряду с получением

сигнала без искажений, вносимых технической частью измерителя АД, способен если не повысить, то хотя бы обеспечить необходимую точность измерения основных величин артериального давления.

В данной статье рассмотрены только некоторые характеристики элементов измерительной системы, наиболее часто используемых в приборах для измерения артериального давления осциллометрическим методом. Влияние на сигнал податливости манжеты и линейных искажений, вызванных схемой регистрации, весьма существенно для алгоритмической обработки как всего сигнала, так и отдельных осцилляций. Использование сложных алгоритмов, с одной стороны, позволяет учесть вариабельность сигналов и тем самым сократить количество ошибок, связанных с индивидуальным состоянием сердечно-сосудистой системы пациента. С другой стороны, повышаются требования к качеству сигнала, т. к. искажения формы осцилляций могут быть неверно истолкованы при выделении информативных признаков для определения основных величин АД. Поэтому некорректно проводить анализ сигнала без учета технических средств, с помощью которых он был получен. При построении алгоритма обработки также необходимо учитывать все изменения, вносимые в регистрируемый сигнал элементами измерительной системы.

#### Список литературы:

1. Рогоза А.Н. К вопросу о точности измерения АД автоматическими приборами // Функциональная диагностика. 2003. № 1.
2. Drzewiecki G. Noninvasive arterial blood pressure and mechanics // The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. – CRC Press LLC, 2000. 17.
3. US Patent Number: 5,570,694. Nov. 5. 1996.

Владимир Борисович Парашин,  
д-р техн. наук, профессор,  
Марина Николаевна Симоненко,  
аспирант,  
кафедра «Медико-технические  
информационные технологии»,  
Московский государственный технический  
университет им. Н.Э. Баумана,  
г. Москва,  
e-mail: mar-@list.ru