

ISSN 1607-419X
ISSN 2411-8524 (Online)
УДК 616.12-008.331.1

Неинвазивные методы исследования динамики артериального давления

С. Ю. Иванов, Б. Б. Бондаренко

Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Национальный медицинский исследовательский центр
имени В. А. Алмазова» Министерства здравоохранения
Российской Федерации, Санкт-Петербург, Россия

Контактная информация:

Иванов Сергей Юрьевич,
ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова»
Минздрава России,
ул. Аккуратова, д. 2, Санкт-Петербург,
Россия, 197341.
E-mail: Ivanov_SYu@almazovcentre.ru

*Статья поступила в редакцию
17.05.18 и принята к печати 10.10.18.*

Резюме

В работе рассматриваются основные методы автоматического неинвазивного измерения артериального давления (АД), применяемые для длительного мониторингирования. Обсуждаются преимущества и недостатки дискретного измерения АД по тонам Короткова (ТК) и по осцилляциям в плечевой манжете. В настоящее время АД принято измерять во время дефляции манжеты. При этом давление в ней должно быть поднято на величину порядка 20–30 мм рт. ст. выше систолического. Поскольку величина АД до измерения может быть неизвестна, увеличивается риск поднятия давления в манжете выше оптимального. Поэтому в последнее время предлагаются методы определения АД во время инфляции манжеты. При этом величина АД, определенная как по ТК, так и по осциллометрии, отличается от таковой во время дефляции манжеты. Разница меняется с возрастом и уровнем АД и в ряде случаев оказывается клинически значимой. Обсуждаются причины и следствия таких различий. В отделениях интенсивной терапии и в операционных требуется непрерывное измерение АД. По сравнению с дискретным измерением оно позволяет своевременно выявлять гипотензию, оценивать ее длительность, что способствует улучшению ведения больных. Инвазивный метод определения имеет известные ограничения и осложнения, что стимулировало разработку приборов для неинвазивного контроля. Несмотря на проводимые сравнения их точности с другими методами измерения, этот вопрос продолжает дискутироваться. Рассмотренным в настоящем обзоре методам неинвазивного контроля уровня АД свойственны как достоинства, так и ограничения, что определяет необходимость дальнейших исследований в этой области.

Ключевые слова: неинвазивные методы измерения, инфляция и дефляция манжеты, непрерывное измерение давления

Для цитирования: Иванов С. Ю., Бондаренко Б. Б. Неинвазивные методы исследования динамики артериального давления. Артериальная гипертензия. 2018;24(6):637–645. doi:10.18705/1607-419X-2018-24-6-637-645

Non-invasive methods for studying the dynamics of blood pressure

S. Yu. Ivanov, B. B. Bondarenko
Almazov National Medical Research Centre,
St Petersburg, Russia

Corresponding author:
Sergey Yu. Ivanov,
Almazov National Medical
Research Centre,
2 Akkuratov street, St Petersburg,
197341 Russia.
E-mail: Ivanov_SYu@almazovcentre.ru

*Received 17 May 2018;
accepted 10 October 2018.*

Abstract

The paper summarizes the main methods of automatic non-invasive assessment of the blood pressure (BP) dynamics. The advantages and disadvantages of BP measurement according to Korotkoff sounds and the oscillations in the brachial cuff are discussed. Currently, BP is measured during deflation of the cuff, while the pressure in the cuff should be inflated (by about 20–30 mm Hg) above the systolic BP. The BP level before measurement can be unknown, thereby increases the possibility of raising the pressure in the cuff above the optimum. In connection with this, recently, methods for determining BP during inflation of the cuff have been proposed. The BP value, determined both by Korotkov's tone and by oscillometry during inflation, differs from that during the deflation of the cuff. The difference varies with age and BP and in a number of cases is clinically significant. The causes and consequences of such differences are discussed. In intensive care units and in operating rooms, continuous BP measurement is necessary. In comparison with the discrete measurement of BP, it allows to detect timely hypotension, to evaluate its duration, which improves the management of the patients. The invasive method of BP detection has known limitations and complications which stimulated the development of devices for non-invasive BP control. Despite the comparisons of the accuracy of such measurement methods, this issue continues to be debated. Thus, the methods of non-invasive control of BP level, discussed in this review, reflect both their advantages and limitations, which dictates the need for further research in this field.

Key words: non-invasive methods of measurement, inflation and deflation of the cuff, blood pressure continuous measurement

For citation: Ivanov SYu, Bondarenko BB. Non-invasive methods for studying the dynamics of blood pressure. Arterial'naya Gipertenziya = Arterial Hypertension. 2018;24(6):637–645. doi:10.18705/1607-419X-2018-24-6-637-645

Введение

Многолетний опыт мониторингирования артериального давления (АД) в различных условиях у здоровых лиц и больных сердечно-сосудистыми заболеваниями открыл возможности совершенствования представлений о механизмах регуляции АД и адекватной модуляции ее с помощью различных воздействий. Контроль динамики АД признан обязательным в условиях жизнеугрожающих состояний, оперативных вмешательств и их анестезиологического обеспечения.

В клинической кардиологии мониторингу АД отводится важная роль и в подборе оптимальной лекарственной терапии артериальной гипертензии (АГ), исключающей риск возникновения АГ и, как следствие, — гипоперфузии жизненно важных органов (в первую очередь головного мозга у лиц старших возрастных групп и/или перенесших инсульт). В условиях сохраняющихся в современном обществе высокой сердечно-сосудистой заболеваемости и смертности разработка и совершенствование высокоточных стационарных и портативных

мониторов АД сохраняют свою актуальность. Наряду с совершенствованием приемов измерения АД по тонам Короткова (ТК) и результатам осциллометрии все большее внимание уделяется возможности непрерывного измерения АД (НИАД). В настоящем обзоре рассматриваются преимущества и ограничения различных способов неинвазивного мониторинга АД.

Дискретное измерение давления по тонам Короткова и методом осциллометрии

Эталонным методом неинвазивного определения АД считается способ измерения с помощью ртутного сфигмоманометра с выслушиванием ТК. С показателями АД, полученными с помощью этого метода, принято сравнивать данные с новых приборов и других методов измерения. Признается, что одним из ограничений метода является неодинаковое восприятие ТК различными исследователями. Поэтому для экспертной оценки используется специальный стетоскоп, с помощью которого ТК выслушиваются одновременно двумя экспертами и для оценки принимаются показания, совпадающие у обоих. Однако в ряде случаев снижение давления в манжете ниже систолического АД (САД) не всегда сопровождается появлением ТК. В исследовании М. Nitzan и соавторов [1] при выслушивании ТК при 120 измерениях АД у 40 человек одновременно двумя экспертами синхронно регистрировали фотоплетизмографические (PPG) импульсы с пальцевого датчика. Появление последних, как и ТК, расценивалось как свидетельство открытой артерии под манжетой. В 97 (80,8 %) измерениях оба метода отличались менее чем на 3 мм рт. ст. В девяти измерениях (7,5 %) значение САД, регистрируемое PPG, было выше, чем измеренное экспертами по ТК на 5 мм рт. ст. или более, то есть импульсы PPG появились, а ТК не были услышаны, несмотря на открытую артерию во время систолы. На этом основании был сделан вывод, что в некоторых случаях фотоплетизмографический метод более надежен, чем сфигмоманометрия [1].

В автоматических устройствах стетоскоп заменен микрофоном, САД и диастолическое АД (ДАД) определяются при появлении и исчезновении ТК соответственно. Однако ограничения для данного метода, особенно в носимых мониторах АД, связываются с характеристиками микрофона, необходимого контроля его правильного расположения над артерией и плотности контакта с кожей. Дополнительными причинами, затрудняющими работу алгоритмов определения АД, признаются индивидуальные особенности ТК, такие как глухие

ТК при ожирении, аускультативный провал и бесконечный ТК [2].

Конкурирующим методом определения АД является способ анализа осцилляций в манжете. С учетом вышеназванных недостатков определения АД по ТК в большинстве мониторов используется осциллометрический метод измерения [2]. При этом алгоритмы определения АД основаны на регистрации амплитуды колебаний и анализа огибающей пульсаций давления в манжете. Так как осцилляции, в отличие от ТК, присутствуют в манжете постоянно, в том числе при давлении выше САД и ниже ДАД, то сначала определяется максимальная амплитуда колебаний, которая соответствует среднему давлению (СрАД). Затем САД и ДАД регистрируются там, где амплитуда снижается до определенного уровня от максимума. Это означает, что при использовании осциллометрического принципа (в отличие от аускультативного) однозначное определение для САД и ДАД отсутствует, и пороги для них чаще всего определяются, когда амплитуда колебаний увеличивается до 55 % или снижается до 85 % от максимальной амплитуды колебаний соответственно. Эти пороговые значения были определены эмпирически на основе ранее проведенных измерений. Несмотря на то, что числовые значения порогов обсуждаются давно, они не являются общепринятыми и могут отличаться в приборах разных производителей [3, 4]. Кроме того, пороги, подобранные по верификации с ТК у лиц с нормальным уровнем АД, могут не подходить для точного определения давления у больных АГ. Это определило необходимость разработки новых, более сложных алгоритмов обработки осциллометрического сигнала [5].

Применительно к мониторингованию АД обсуждаются наряду с достоинствами и ограничения обоими методами [6–8]. К преимуществам аускультативного метода можно отнести следующие: 1) устойчиво определяет АД при движениях больного, бракованные измерения в среднем составляют менее 5 %; 2) точнее осциллометрического метода измеряет АД при частой экстрасистолии или фибрилляции предсердий; 3) индивидуальные особенности ТК хорошо известны.

В то же время метод регистрации по ТК: 1) чувствителен к внешним шумам, точности расположения микрофона над артерией; 2) неприменим у больных с «глухими» тонами, которые встречаются у 5–12 % пациентов; 3) определение АД затруднено при выраженном «аускультативном провале» и «бесконечном» ТК.

Преимущества осциллометрического метода заключаются в том, что: 1) метод не требует нало-

жения микрофона и может измерять АД через тонкую ткань; 2) показатели АД мало зависят от перемещений манжеты вдоль руки; 3) в условиях покоя позволяет измерять АД почти у всех больных (бракованные измерения составляют менее 1 %). Осциллометрический метод имеет ограничения: 1) он не устойчив к вибрации и движениям руки, что может вызывать до 50–80 % бракованных измерений; 2) индивидуальные особенности сигнала неизвестны; 3) определение АД затруднено при аритмиях. В связи с вышесказанным для мониторингирования АД предлагается также использовать комбинированные приборы с одновременной осциллометрической регистрацией АД и оценкой по ТК [7, 8].

Предметом изучения является и характер влияния на уровень АД процесса инфляции манжеты. Так, при непрерывной регистрации АД во сне с помощью прибора с пальцевой манжетой обнаружено повышение АД во время нагнетания воздуха в плечевую манжету на контралатеральной руке [9]. Аналогичная закономерность констатирована в условиях инфляции плечевой манжеты при инвазивном измерении АД на контралатеральной стороне [10]. Механизм данного феномена до сих пор неясен, хотя его и принято связывать с болью и дискомфортом, индуцируемыми инфляцией манжеты.

Особенности оценки артериального давления во время инфляции и дефляции манжеты

Большинством приборов АД измеряется на спуске давления в манжете. Предварительно оно должно быть поднято выше САД примерно на 20–30 мм рт. ст., что, как традиционно отмечается, сопровождается риском возникновения болевых ощущений, гематом, венозного застоя, отека руки, тромбоза, периферической невропатии. Следует отметить, что исходно значения САД нередко неизвестны, в связи с чем не исключается создание избыточного давления в манжете. Уменьшение нежелательных его эффектов, в том числе и за счет меньшего времени сдавливания, обеспечивается в случаях, когда давление в манжете снимается сразу после определения САД [11]. Сокращение времени измерения особенно актуально при оценке АД и наблюдении за больными в критических состояниях в отделениях интенсивной терапии или во время оперативных вмешательств [12, 13]. Это стимулировало в последнее время сравнительные исследования измерений АД во время инфляции и дефляции манжеты и разработку новых устройств измерения.

Одним из условий сравнения обсуждаемых методов является одинаковая скорость инфляции и дефляции манжеты, тогда как в большинстве

приборов инфляция манжеты происходит быстрее, а скорость дефляции нормируется. Так как параметры осцилляций в манжете на подъеме и спуске давления различаются, алгоритмы определения АД, хорошо работающие во время дефляции манжеты, могут недостаточно точно измерять АД во время инфляции [14].

Исследование D. Zheng и соавторов (2013) относится к числу первых, в которых проводилось сравнение результатов измерения АД осциллометрическим прибором с врачебными данными по ТК, как во время инфляции, так и при дефляции манжеты [15]. В исследовании участвовали 40 человек 20–60 лет без сердечно-сосудистой патологии. АД у каждого участника измерялось трижды. При повторных измерениях не обнаружено значимых различий (все $p > 0,1$) в величинах АД (САД, ДАД и среднее АД — СрАД), полученных одним методом (аускультативным или осциллометрическим) или способом измерения (во время дефляции или инфляции манжеты). При измерении двумя экспертами по ТК САД во время инфляции было ниже на 2,6 мм рт. ст. ($p < 0,01$), ДАД выше на 1,5 мм рт. ст. ($p < 0,01$), а пульсовое давление ниже на 4,2 мм рт. ст. ($p < 0,001$). Не было установлено различия и в СрАД между инфляцией и дефляцией ($p = 0,7$). При этом СрАД для ТК рассчитывалось по стандартной формуле, в которой $\text{СрАД} = \text{ДАД} + (\text{САД} - \text{ДАД}) / 3$. Авторами делается обоснованный вывод о том, что «механическое поведение» плечевых артерий при инфляции манжеты и дефляции различно [15].

В то же время при автоматическом осциллометрическом измерении были получены результаты, отличные от регистрируемых экспертами: ДАД и СрАД на инфляции оказались существенно выше, чем на дефляции (на 6,7 и 3,2 мм рт. ст. соответственно, $p < 0,001$), тогда как пульсовое давление ниже на 7,5 мм рт. ст. ($p < 0,001$). При этом уровень САД на инфляции оказался ниже лишь на 0,8 мм рт. ст. ($p > 0,05$). Следует принять во внимание, что величина среднего давления, определяемого по ТК, является расчетной и зависит от значений САД и ДАД, тогда как при осциллометрии СрАД определяется непосредственно во время максимальной амплитуды осцилляций. Так, С. Liu и соавторы (2014) указывают разницу в значениях СрАД между инфляцией и дефляцией, равную 0,7 мм рт. ст., большую на инфляции ($p < 0,001$) [14]. В то же время в исследовании D. Zheng и соавторов (2013) обнаружено различие в 4,6 раза большее (3,2 мм рт. ст.), которое также оказалось значимым [15]. В итоге высказывается обоснованное сомнение относительно преимуществ сопоставляемых методов.

Необходимость более детального анализа подтверждается и тем, что разница в показателях АД, измеренных во время инфляции и дефляции манжеты, зависит от возраста пациента. При сравнении групп пациентов молодого и пожилого возрастов ($23,1 \pm 1,7$ и $83,9 \pm 7,9$ года соответственно, $M \pm \sigma$) установлено, что абсолютная разница в СрАД во время инфляции и дефляции манжеты ($M \pm \sigma$) в первой группе составила $2,9 \pm 2,6$ мм рт. ст., а во второй — $6,3 \pm 5,2$ мм рт. ст. ($p < 0,05$). Около 50% пожилых людей имели абсолютную разницу в СрАД более 5 мм рт. ст., притом, что она могла достигать 11 мм рт. ст. [16]. В группе молодых пациентов абсолютная разница не зависела от величины СрАД, при этом оно при инфляции могло быть как выше, так и ниже, чем при дефляции. В группе пожилых лиц при небольших значениях СрАД (сопоставимого с АД в молодой группе), абсолютная разница также не зависела от величины СрАД, в то время как у лиц с более высоким его значением абсолютная разница возрастала. Авторы делают закономерный вывод о необходимости привлечения внимания клиницистов к значимости технических ограничений конкретных устройств при использовании их у пожилых людей, так как разница в показателях АД между инфляцией и дефляцией может оказаться клинически значимой и влиять на дальнейшую терапию.

Некоторыми исследователями обращается внимание на то, что разница в АД между инфляцией и дефляцией зависит и от величины АД. В частности, J. Sasaki и соавторы (2015) сравнили показатели АД, определенные при инфляции и дефляции манжеты у 175 пациентов в возрасте от 7 до 92 лет (в среднем $56,5 \pm 22,2$ года, $M \pm \sigma$), находящихся в палате интенсивной терапии [11]. Всего было выполнено 2981 измерение АД. По уровню САД, определенному во время дефляции манжеты, больные были разделены на три группы: с САД > 200 мм рт. ст.; от 90 до 200 мм рт. ст.; и < 90 мм рт. ст. При этом средняя величина ДАД во время дефляции в этих трех группах оказалась равной $111,5 \pm 24$; $80,1 \pm 15$ и $45,6 \pm 11$ мм рт. ст. соответственно ($M \pm \sigma$). Разница в АД определялась как АД на инфляции — АД на дефляции ($M \pm \sigma$). Для САД она равнялась $-7,7 \pm 11,8$; $-0,6 \pm 8,8$ и $4,1 \pm 6,9$ мм рт. ст. для сопоставляемых групп соответственно. При этом коэффициенты корреляции АД во время инфляции и дефляции были равны 0,65; 0,94 и 0,89 соответственно. Для ДАД соответствующая разница в АД равнялась ($M \pm \sigma$) $6,4 \pm 8,8$; $3,3 \pm 7,5$ и $4,1 \pm 5,7$ мм рт. ст., при значениях коэффициента корреляции между инфляцией и дефляцией для ДАД, равных 0,93; 0,88, и 0,88 соответственно. Обращает

на себя внимание то, что значения ДАД на инфляции во всех группах были выше, чем на дефляции, и эта разница увеличивается по мере роста уровня АД. Различия в САД более выражены: при низком САД давление во время инфляции выше, а при высоком, наоборот, ниже, чем во время дефляции.

Вопрос о том, как объяснить существование разницы в уровнях АД между инфляцией и дефляцией и ее увеличение с возрастом и уровнем АД, остается предметом дискуссии. Одно из объяснений состоит в том, что во время дефляции манжеты при внешнем давлении выше систолического плечевая артерия выше манжеты полностью расширена давлением в условиях отсутствия кровотока. Во время инфляции манжеты САД может быть несколько ниже, потому что сохраняется некоторый поток крови для каждого сердечного сокращения перед достижением уровня САД. Различные механические реакции во время инфляции и дефляции наблюдали на артериях животных [17]. В исследованиях с количественной оценкой различных параметров плечевой артерии (в том числе площади поперечного сечения или диаметра) в широком диапазоне трансмурального давления *in vivo* подтверждено, что в момент, когда трансмуральное давление через артериальную стенку равно нулю, или когда внешнее давление равно СрАД, артерии имеют максимальную растяжимость [18–20]. Однако из этих исследований остается неясным, является ли внешнее давление, необходимое для закрытия просвета сосуда во время инфляции и дефляции, одинаковым.

Другие объяснения касаются разного влияния на сосуд окружающих мышц и других тканей [21], а также связаны с особенностями реактивности гладких мышц сосудов [20]. Признается, что регулирование системного АД и тонуса гладких мышц в артериальной стенке сбалансировано эндокринными, паракринными механизмами и может меняться с возрастом. Предполагается, что механические свойства стареющих артерий [22, 23] за счет изменения соотношения коллагена и эластина в артериальной стенке способствуют более высокой разнице СрАД в пожилом возрасте по сравнению с молодыми людьми. С возрастом механический стресс может по-разному влиять на функцию клеток эндотелия [23], высвобождение простагландинов [24, 25], эндотелина [26] и других вазоактивных веществ и отражаться на величине АД между инфляцией и дефляцией в различных возрастных группах.

Определенное значение в формировании обсуждаемых различий придается выраженности атеросклеротических поражений сосудов и артериальной жесткости. Поскольку распространенность последней возрастает по мере старения [27], более высо-

кая артериальная жесткость плечевой артерии у лиц пожилого возраста может привести к увеличению разницы систолического и среднего АД во время инфляции по отношению к дефляции, по сравнению с молодыми субъектами, которым не свойственна существенная разница АД при инфляции и дефляции. Выраженная артериальная жесткость рассматривается как основная причина псевдогипертензии. Считается, что ее обнаружение неинвазивным способом требует дальнейшего обследования таких пациентов. Ожидается, что оценка артериальной жесткости с использованием скорости пульсовой волны у субъектов с высокой разницей АД между инфляцией и дефляцией позволит уточнить интерпретацию полученных данных [28].

Приведенные материалы свидетельствуют, что вопрос о механизмах, доминирующих в формировании различий показателей АД во время инфляции и дефляции, не может считаться решенным. Не исключено, что различия в показателях АД, полученные во время инфляции и дефляции при осциллометрических измерениях, отразятся на оценочных значениях САД и ДАД [15, 17, 20]. Не вызывает сомнений, что обсуждаемые различия чаще регистрируются у лиц пожилого возраста и пациентов с АГ.

Непрерывное измерение артериального давления

Перечисленные выше методы предполагают дискретное измерение АД. Однако существуют ситуации, требующие НИАД, буквально от удара сердца к удару (beat-to-beat). До недавнего времени непрерывный мониторинг АД был возможен только при использовании артериальной катетеризации и прямого измерения давления. Риски, связанные с катетеризацией артерии, не могут недооцениваться, поэтому использование этого метода обычно ограничивается только ситуациями высокого риска [29]. Но даже среди хирургических пациентов с высоким риском почти в 50% случаев идля НИАД применяется неинвазивный метод измерения [30].

В 1973 году J. Reñáz предложил способ неинвазивного НИАД [31]. Небольшая манжета на пальце руки содержит источник света на одной стороне и инфракрасный приемник на противоположной. По величине поглощения света оценивается объем крови в пальце. Сигнал, полученный от подобного «плетизмографа», используется в цепи обратной связи, позволяющей регулировать давление в манжете так, чтобы сохранить объем крови постоянным, а сосуды в состоянии «сосудистой разгрузки». Форма сигнала от плетизмографа аналогична таковой от датчика инвазивного АД мониторинга. Позже

были предложены формулы для пересчета давления от артерий пальца к плечевым артериям, что позволило верифицировать метод. При втором подходе давление в пальцевой манжете калибруется давлением в манжете, расположенной на плече той же или контралатеральной руки (например, в приборе CNAP, Австрия). Такая калибровка должна выполняться по предложению производителя в интервале от 15 до 30 минут. Предлагается прибегать к более частым перекалибровкам (каждые 5 минут), которые оцениваются как более адекватные для обеспечения точности результатов [32].

Постоянное давление в пальце может сопровождаться венозным застоем дистальнее манжеты, возникновением «синдрома синего пальца», что способно ограничивать продолжительность мониторинга. Во избежание этого иногда используют два соседних пальца, что позволяет периодически переключать измерение с одного пальца на другой, избегая длительного венозного застоя. Мониторинг может быть существенно затруднен у пациентов с отеком пальца или низкой перфузией из-за низкого сердечного выброса, хронического сосудистого заболевания или периферической вазоконстрикции (гипотермия, шоковые состояния).

Другой подход для неинвазивного НИАД заключается в артериальной тонометрии. При ее использовании, как и при применении метода J. Reñáz, оцениваются пульсовые осцилляции АД. Манжета располагается на запястье и содержит над лучевой артерией датчик тонометра. Давление в манжете прижимает артерию к лучевой кости в такой степени, чтобы обеспечить ее плоское сжатие и контакт с артериальной стенкой без пережатия ее до окклюзии. Датчик тонометра регистрирует пульсовые изменения АД. Величина давления, необходимая для сжатия артерии, рассчитывается по сложному алгоритму, который включает в себя предварительное измерение САД, ДАД и пульсового давления [33].

Теоретически артериальная тонометрия имеет некоторые преимущества перед методом J. Reñáz. В частности, ввиду большего размера лучевой артерии технология должна быть менее чувствительной к неточностям, наблюдаемым при сосудистых заболеваниях и вазоконстрикции. В то же время в специально выполненных исследованиях подчеркиваются значения ряда технических трудностей, решение которых рассматривается как важное условие успешного внедрения данного метода. Они касаются прежде всего точности позиционирования датчика над радиальной артерией и калибровки с помощью более точного метода измерения АД [34].

Преимущества и ограничения непрерывного измерения артериального давления

К недостаткам использования дискретного мониторинга АД в условиях отделений интенсивной терапии или в операционной относят риск позднего обнаружения или пропуска эпизодов гипотензии. В нескольких широкомасштабных обсервационных исследованиях показано, что не только глубина гипотензии, но и суммарная ее продолжительность ассоциированы с тяжелыми послеоперационными осложнениями, такими как инфаркт миокарда, инсульт или острая почечная недостаточность [35–37]. Мировой клинический опыт свидетельствует, что гипотензия ассоциирована с повышением заболеваемости и смертности, а возможность ее своевременного обнаружения и коррекции может сыграть важную роль в улучшении клинической ситуации и прогноза больных [38–40].

В исследованиях последних десятилетий подтверждена точность неинвазивного непрерывного мониторинга АД в сопоставлениях с инвазивным мониторингом, а также по сравнению с неинвазивным дискретным мониторингом у разных категорий больных [41–44]. Эти устройства показали возможность обнаружения гипотензивных событий раньше, чем при дискретном неинвазивном мониторинге АД, при котором давление обычно регистрируется не чаще, чем в режиме пятиминутных интервалов [45, 46].

Однако в литературе до сих пор дискутируется вопрос о точности приборов для неинвазивного НИАД. Так, в частности, прибор CNAP признается «достаточно точным» при использовании в сосудистой хирургии во время общей анестезии [47, 48], но одновременно отмечается его недостаточная точность по сравнению с данными неинвазивного дискретного контроля АД во время спинальной анестезии при кесаревом сечении [49]. В другом исследовании показано, что прибор Portapres (Finapres Medical Systems, Нидерланды), по сравнению с одновременным инвазивным измерением АД, точно определяет его в состоянии покоя или при низких уровнях физической нагрузки, но при увеличении последней его точность ухудшается [50].

В обзоре S. H. Kim и соавторов (2014), суммировавшем 28 исследований у 919 пациентов, проанализирована точность разных приборов для неинвазивного НИАД по сравнению с инвазивным измерением АД [51]. В этих исследованиях приборы тестировались по методологии Бланда–Альмана, тогда как в настоящее время предпочтение отдается более точной методологии Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI).

По мнению авторов, многие из приборов не обеспечивают необходимой точности измерения АД по стандарту ААМІ, что может иметь негативные последствия в клинических ситуациях, когда результаты НИАД используются для принятия решений по ведению больных [51]. В комментарии к этой статье подчеркивается актуальность разработки общепринятых стандартов оценки точности для новых поколений мониторов [52].

Таким образом, суммированные в настоящем обзоре материалы, посвященные существующим методам неинвазивного контроля уровня АД, отражают как их достоинства, так и ограничения, что определяет актуальность дальнейших исследований в этой области.

Конфликт интересов / Conflict of interest

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов. / The authors declare no conflict of interest.

Список литературы / References

1. Nitzan M, Adar Y, Hoffman E, Shalom E, Engelberg S, Ben-Dov IZ et al. Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by Korotkoff sounds. *Sensors*. 2013;13(11):14797–14812.
2. Ogedegbe G, Pickering T. Principles and techniques of blood pressure measurement. *Cardiology Clinics*. 2010;28(4):571–586.
3. Geddes LA, Voelz M, Combs C, Reiner D, Babbs CF. Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure. *Ann Biomed Eng*. 1982;10(6):271–280.
4. Amore JN, Vacher E, Murray IC, Mieke S, King ST, Smith FE et al. Effect of the shapes of the oscillometric pulse amplitude envelopes and their characteristic ratios on the differences between auscultatory and oscillometric blood pressure measurements. *Blood Press Monit*. 2007;12(5):297–305.
5. Yang F, Chen F, Zhu M, Chen A, Zheng D. Significantly reduced blood pressure measurement variability for both normotensive and hypertensive subjects: effect of polynomial curve fitting of oscillometric pulses. *BioMed Res Intern*. 2017;2017:5201069, <https://doi.org/10.1155/2017/5201069>.
6. Рогоза А. Н., Гориева Ш. Б. Возможности автоматических осциллометрических приборов при измерении артериального давления у пациентов с фибрилляцией предсердий. Системные гипертензии. 2012;4:40–43 [Rogoza AN, Goriyeva ShB. The capacities of automated oscillometric blood pressure measuring devices in patients with atrial fibrillation. *Systemic Hypertension*. 2012;4:40–43. In Russian].
7. Тихоненко В. М. Достоинства метода Короткова при мониторинге артериального давления. Вестник аритмологии. 2005;40:36–38 [Tikhonenko VM. Advantages the Korotkoff method in monitoring of arterial pressure. *Vestnik Arrhythmologii = Arrhythmology Bulletin*. 2005;40:36–38. In Russian].
8. Иванов С. Ю., Бондаренко Б. Б. Сравнительная точность измерения артериального давления аускультативным и осциллометрическим методом. Бюллетень ФЦСКЭ. 2011;3:12–20 [Ivanov SY, Bondarenko BB. Comparative accuracy of the blood pressure measurement with auscultatory and oscillographic methods. *Bulleten Almazov FHBEC = Bulletin of the Almazov Centre (Translational Medicine)*. 2011;3:12–20. In Russian].
9. Watanabe N, Bando YK, Kawachi T, Yamakita H, Futatsuyama K, Honda Y et al. Development and validation of a novel

cuff-less blood pressure monitoring device. *JACC Basic Transl Sci.* 2017;2(6):631–642.

10. Sheshadri V, Tiwari AK, Nagappa M, Venkatraghavan L. Accuracy in blood pressure monitoring: The effect of noninvasive blood pressure cuff inflation on intra-arterial blood pressure values. *Anesth Essays Res.* 2017;11(1):169–173.

11. Sasaki J, Kikuchi Y, Usuda T, Hori S. Validation of inflationary noninvasive blood pressure monitoring in the emergency room. *Blood Press Monit.* 2015;20(6):325–9.

12. Alpert BS. Validation of the Welch Allyn SureBP (inflation) and StepBP (deflation) algorithms by AAMI standard testing and BHS data analysis. *Blood Press Monit.* 2011;16(2):96–98.

13. Yamashita A, Irikoma S. Comparison of inflationary non-invasive blood pressure (iNIBP) monitoring technology and conventional deflationary non-invasive blood pressure (dNIBP) measurement in detecting hypotension during cesarean section. *JA Clin Rep.* 2018;4(1):5. doi:10.1186/s40981-017-0145-y

14. Liu C, Zheng D, Griffiths C, Murray A. Oscillometric waveform difference between cuff inflation and deflation during blood pressure measurement. *Computing Cardiol.* 2014;41:849–852.

15. Zheng D, Pan F, Murray A. Effect of mechanical behaviour of the brachial artery on blood pressure measurement during both cuff inflation and cuff deflation. *Blood Press Monit.* 2013;18(5):265–271.

16. Fabian V, Havlik J, Dvorak J, Kremen V, Sajgalik P, Bellamy V et al. Differences in mean arterial pressure of young and elderly people measured by oscillometry during inflation and deflation of the arm cuff. *Biomed Tech (Berl).* 2016;61(6):611–621. doi:10.1515/bmt-2015-0098

17. Vychytil J, Moravec F, Kochova P, Kuncova J, Sviglerova J. Modelling of the mechanical behaviour of porcine carotid artery undergoing inflation-deflation test. *Appl Comput Mech.* 2010;4:251–262.

18. Drzewiecki G, Pilla JJ. Noninvasive measurement of the human brachial artery pressure-area relation in collapse and hypertension. *Ann Biomed Eng.* 1998;26(6):965–974.

19. Bank AJ, Kaiser DR, Rajala S, Cheng A. In vivo human brachial artery elastic mechanics: effects of smooth muscle relaxation. *Circulation.* 1999;100(1):41–47.

20. Foran TG, Sheahan NF. Compression of the brachial artery in vivo. *Physiol Meas.* 2004;25(2):553–564.

21. Bassez S, Flaud P, Chauveau M. Modeling of the deformation of flexible tubes using a single law: application to veins of the lower limb in man. *J Biomech Eng.* 2001;123(1):58–65.

22. Cecelja M, Chowienzyk P. Role of arterial stiffness in cardiovascular disease. *JRSM Cardiovasc Dis.* 2012;1(4):cvd.2012.012016. doi:10.1258/cvd.2012.012016

23. Skaug EA, Aspenes ST, Oldervoll L, Mørkedal B, Vatten L, Wisløff U et al. Age and gender differences of endothelial function in 4739 healthy adults: the HUNT3 fitness study. *Eur J Prev Cardiol.* 2013;20(4):531–540.

24. Frangos JA, Eskin SG, McIntire LV, Ives CL. Flow effects on prostacyclin production by cultured human endothelial cells. *Science.* 1985;227(4693):1477–1479.

25. Grabowski EF, Jaffe EA, Weksler BB. Prostacyclin production by cultured endothelial cell monolayers exposed to step increases in shear stress. *J Lab Clin Med.* 1985;105(1):36–43.

26. Yoshizumi M, Kurihara H, Sugiyama T, Takaku F, Yanagisawa M, Masaki T et al. Hemodynamic shear stress stimulates endothelin production by cultured endothelial cells. *Biochem Biophys Res Commun.* 1989;161(2):859–864.

27. Sun Z. Aging, arterial stiffness, and hypertension. *Hypertension.* 2015;65(2):252–256.

28. Van Popele NM, Grobbee DE, Bots ML, Asmar R, Topouchian J, Reneman RS et al. Association between arterial

stiffness and atherosclerosis: the Rotterdam Study. *Stroke.* 2001;32(2):454–460.

29. Scheer B, Perel A, Pfeiffer UJ. Clinical review: complications and risk factors of peripheral arterial catheters used for haemodynamic monitoring in anaesthesia and intensive care medicine. *Crit Care.* 2002;6(3):199–204. doi:10.1186/cc1489

30. Cannesson M, Pestel G, Ricks C, Hoeft A, Perel A. Hemodynamic monitoring and management in patients undergoing high risk surgery: a survey among North American and European anesthesiologists. *Crit Care.* 2011;15(4):R197. doi:10.1186/cc10364

31. Peñáz J. Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. Digest of the 10th International Conference on Medical and Biological Engineering. Dresden. 1973. 104 p.

32. Lakkhal K, Martin M, Faiz S, Ehrmann S, Blanloeil Y, Asehnoune K et al. The CNAP finger cuff for noninvasive beat-to-beat monitoring of arterial blood pressure: an evaluation in intensive care unit patients and a comparison with 2 intermittent devices. *Anesth Analg.* 2016;123(5):1126–1135.

33. Kemmotsu O, Ueda M, Otsuka H, Yamamura T, Winter DC, Eckerle JS. Arterial tonometry for noninvasive, continuous blood pressure monitoring during anesthesia. *Anesthesiology.* 1991;75(2):333–340.

34. Hansen S, Staber M. Oscillometric blood pressure measurement used for calibration of the arterial tonometry method contributes significantly to error. *Eur J Anaesthesiol.* 2006;23(9):781–787.

35. Walsh M, Kurz A, Turan A, Rodseth RN, Cywinski J, Thabane L et al. Relationship between intraoperative mean arterial pressure and clinical outcomes after noncardiac surgery. *Anesthesiology.* 2013;119(3):507–515.

36. Salmasi V, Maheshwari K, Yang D, Mascha EJ, Singh A, Sessler DI et al. Relationship between intraoperative hypotension, defined by either reduction from baseline or absolute thresholds, and acute kidney and myocardial injury after noncardiac surgery. *Anesthesiology.* 2017;126(1):47–65.

37. Sun LY, Wijeyesundera DN, Tait GA, Beattie WS. Association of intraoperative hypotension with acute kidney injury after elective noncardiac surgery. *Anesthesiology.* 2015;123(3):515–523.

38. Bijker JB, Persoon S, Peelen LM, Moons KG, Kalkman CJ, Kappelle LJ et al. Intraoperative hypotension and perioperative ischemic stroke after general surgery: a nested case-control study. *Anesthesiology.* 2012;116(3):658–664.

39. Monk TG, Saini V, Weldon BC, Sigl JC. Anesthetic management and one-year mortality after noncardiac surgery. *Anesth Analg.* 2005;100(1):4–10.

40. Tassoudis V, Vretzakis G, Petsiti A, Stamatiou G, Bouzia K, Melekos M et al. Impact of intraoperative hypotension on hospital stay in major abdominal surgery. *J Anesth.* 2011;25(4):492–499.

41. Schramm C, Baat L, Plaschke K. Continuous noninvasive arterial pressure: assessment in older and high-risk patients under analgesic sedation. *Blood Press Monit.* 2011;16(6):270–276.

42. Iliès C, Bauer M, Berg P, Rosenberg J, Hedderich J, Bein B et al. Investigation of the agreement of a continuous noninvasive arterial pressure device in comparison with invasive radial artery measurement. *Br J Anaesth.* 2012;108(2):202–210.

43. Akkermans J, Diepeveen M, Ganzevoort W, van Montfrans GA, Westerhof BE, Wolf H. Continuous non-invasive blood pressure monitoring, a validation study of Nexfin in a pregnant population. *Hypertens Pregnancy.* 2009;28(2):230–242.

44. Eeftink Schattenkerk DW, van Lieshout JJ, van den Meiracker AH, Wesseling KR, Blanc S, Wieling W et al. Nexfin noninvasive continuous blood pressure validated against Riva-Rocci/Korotkoff. *Am J Hypertens.* 2009;22(4):378–383.

45. Chen G, Chung E, Meng L, Alexander B, Vu T, Rinehart J et al. Impact of non invasive and beat-to-beat arterial pressure

monitoring on intraoperative hemodynamic management. *J Clin Monit Comput.* 2012;26(2):133–140.

46. Benes J, Simanova A, Tovarnicka T, Sevcikova S, Kletecka J, Zatloukal J et al. Continuous non-invasive monitoring improves blood pressure stability in upright position: randomized controlled trial. *J Clin Monit Comput.* 2015;29(1):11–17.

47. Hahn R, Rinösl H, Neuner M, Kettner SC. Clinical validation of a continuous non-invasive haemodynamic monitor (CNAP™; 500) during general anaesthesia. *Br J Anaesth.* 2012;108(4):581–585.

48. Biais M, Vidil L, Rouillet S, Masson F, Quinart A, Revel P et al. Continuous non-invasive arterial pressure measurement: evaluation of CNAP device during vascular surgery. *Ann Fr Anesth Reanim.* 2010;29(7–8):530–535.

49. McCarthy T, Telec N, Dennis A, Griffiths J, Buettner A. Ability of non-invasive intermittent blood pressure monitoring and a continuous non-invasive arterial pressure monitor (CNAP™) to provide new readings in each 1-min interval during elective caesarean section under spinal anaesthesia. *Anaesthesia.* 2012;67(3):274–279.

50. Eckert S, Horstkotte D. Comparison of Portapres non-invasive blood pressure measurement in the finger with intra-aortic pressure measurement during incremental bicycle exercise. *Blood Press Monit.* 2002;7(3):179–183.

51. Kim SH, Lilot M, Sidhu KS, Rinehart J, Yu Z, Canales C et al. Accuracy and precision of continuous noninvasive arterial pressure monitoring compared with invasive arterial pressure: a systematic review and meta-analysis. *Anesthesiology.* 2014;120(5):1080–1097.

52. Fortin J, Lerche K, Flot-zinger D, O'Brien T. Is the standard supplied by the Association for the Advancement of Medical Instrumentation the measure of all things for noninvasive continuous hemodynamic devices? *Anesthesiology.* 2015;122(1):208–209.

Информация об авторах

Иванов Сергей Юрьевич — кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник научно-исследовательской лаборатории профилактической кардиологии ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России;

Бондаренко Борис Борисович — доктор медицинских наук, профессор, заведующий научно-исследовательской лабораторией профилактической кардиологии ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России.

Author information

Sergey Yu. Ivanov, MD, PhD, Senior Researcher, Research Laboratory of Preventive Cardiology, Almazov National Medical Research Centre;

Boris B. Bondarenko, MD, PhD, DSc, Professor, Head, Research Laboratory of Preventive Cardiology, Almazov National Medical Research Centre.