

АДАПТАЦИЯ МЕТОДИКИ ИЗМЕРЕНИЯ СКОРОСТИ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ДЛЯ СКРИНИНГОВЫХ ОБСЛЕДОВАНИЙ В АМБУЛАТОРНОЙ ПРАКТИКЕ

Ю.В. Ткаченко, И.Д. Стражеско, Е.Н. Борисов, А.Г. Плисюк, Я.А. Орлова

Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва, Российская Федерация

Введение. Оценка параметров жесткости артерий позволяет сделать выводы о развитии сердечно-сосудистых заболеваний задолго до клинических проявлений поражения органов-мишеней. «Золотым стандартом» оценки жесткости артериальной стенки является определение скорости пульсовой волны (СПВ). «Одноточечная» осциллометрическая методика определения СПВ имеет ряд преимуществ (удобство и большая скорость измерения) перед наиболее распространенной «двухточечной». **Целью** данной работы было адаптировать методику измерения СПВ осциллометрическим методом для скрининговых поликлинических обследований путем создания универсальной формулы для расчета значений СПВ в положении лежа, исходя из показателей СПВ в положении сидя. **Методы.** С помощью диагностической системы BPLab Vasotens (Россия) проведено измерение СПВ осциллометрическим методом у 152 пациентов, выведена формула для пересчета значений СПВ лежа на основании измерения СПВ сидя. **Результаты.** Измерение аортальной СПВ в положении сидя дало возможность одновременного исследования параметров центрального и периферического АД и жесткости артериальной стенки. Полученные результаты могут использоваться при обследовании пациентов в условиях поликлиники. **Заключение.** Использование скрининговой методики определения СПВ в аорте в поликлинической практике позволит сделать выводы о развитии ССЗ задолго до клинических проявлений поражения органов-мишеней, избавит пациента от вероятности неправильной оценки его кардиоваскулярного риска.

Ключевые слова: артериальная жесткость, методы измерения скорости пульсовой волны.

(Для цитирования: Ткаченко Ю.В., Стражеско И.Д., Борисов Е.Н., Плисюк А.Г., Орлова Я.А. Адаптация методики измерения скорости пульсовой волны для скрининговых обследований в амбулаторной практике. Клиническая практика. 2019; 10(1):548–56. doi: 10.17816/clinpract10148–56)

ADAPTATION OF THE METHOD OF PULSE WAVE VELOCITY MEASUREMENT FOR SCREENING EXAMINATIONS IN OUTPATIENT PRACTICE

Y.V. Tkachenko, I.D. Strazhesko, E.N. Borisov, A.G. Plisiuk, I.A. Orlova

Moscow State University MV Lomonosov, Moscow, Russian Federation

Background. Estimation of the parameters of arterial stiffness allows one to make conclusions about the development of CVD long before clinical manifestations of the target organ damage. The determination of the pulse wave velocity (PWV) is the «gold standard» for the arterial wall stiffness assessment. The oscillometric method of PWV measurement has a number of advantages (convenience and high speed) over the most common «two-point» techniques. **Objective.** The purpose of this work was to adapt the PWV measurement using the oscillometric method for screening outpatient examinations. Using a BPLab Vasotens diagnostic oscillometric system (Russia), PWV was measured in 152 patients, and a formula was obtained for recalculating PWV values in the supine position on the basis of PWV values in the sitting position. **Methods.** Using a BPLab Vasotens diagnostic system, PWV was measured in 152 patients, and a formula was derived for recalculating PWV values in the supine position on the basis of PWV values in the sitting position. **Results.** Measuring aortal PWV in the sitting position gave an opportunity of a simultaneous study of the central and peripheral BP parameters and the arterial wall stiffness. The obtained data may be used during patients' screening in the outpatient setting. **Conclusion.** The use of

the screening procedure for the PWV measurement in the outpatient practice will allow concluding on the CVD development long before clinical manifestations of the target organs damage and will rid the patient of a possibility of a wrong estimation of their cardiovascular risk.

Keywords: arterial stiffness, pulse wave velocity measurement methods.

(For citation: Tkachenko YV, Strazhesko ID, Borisov EN, Plisiuk AG, Orlova IA. Adaptation of the Method of Pulse Wave Velocity Measurement for Screening Examinations in Outpatient Practice. *Journal of Clinical Practice*. 2019; 10(1):48–56. doi: 10.17816/clinpract10148–56)

ВВЕДЕНИЕ

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) занимают первое место в структуре смертности и утраты трудоспособности в экономически развитых странах мира. По оценкам Всемирной организации здравоохранения, в 2012 г. от ССЗ умерло 17,5 млн человек, что соответствует 31% всех случаев смерти в мире [1]. В 2014 г. в Российской Федерации 50,1% всех смертей были обусловлены болезнями системы кровообращения [2]. При этом важную роль в развитии ССЗ играет увеличение жесткости стенок магистральных артерий. В основе повышения артериальной жесткости лежат такие изменения эластиновых и коллагеновых волокон в меди артерий, как фрагментация эластина под действием матриксных металлопротеиназ, его гликирование, увеличение продукции коллагена под действием ангиотензина II и цитокинов, образование «перемычек» между его волокнами [3]. Оценка параметров жесткости артерий позволяет сделать выводы о развитии ССЗ задолго до клинических проявлений поражения органов-мишеней, что имеет значительное диагностическое преимущество. А оценка параметров жесткости артерий совместно с традиционными факторами риска, особенно у пациентов с их пограничными значениями или с отягощенным семейным анамнезом по развитию ССЗ, может повысить прогностическую значимость классических систем оценки риска развития ССЗ, интегрируя влияние традиционных факторов сердечно-сосудистого риска и возрастассоциированных изменений. При этом наивысшая прогнозируемая ценность определения жесткости артерий в отношении развития ишемической болезни сердца была отмечена у пациентов группы низкого и промежуточного риска, а также у пациентов молодого возраста [4]. «Золотым стандартом» оценки жесткости артериальной стенки является определение скорости пульсовой волны (СПВ). Данный маркер был признан независимым предиктором сердечно-сосудистых осложнений [5].

Существует множество методов измерения СПВ. Наибольшую популярность получили так называемые двухточечные методы, в основе которых лежит регистрация пульсовой волны в двух точках, расположенных на определенном расстоянии. Наиболее надежным является измерение СПВ на каротидно-фemorальном сегменте с помощью метода аппланационной тонометрии (за пороговое значение принята СПВ равная 10 м/с) [6].

Аналогом широко распространенных в мире «двухточечных» приборов для измерения СПВ стали «одноточечные» методы, использующие один датчик вместо двух. Наиболее удобен в этом случае осциллометрический датчик, встроенный в манжету приборов для суточного мониторинга артериального давления (АД). К преимуществам «одноточечной» осциллометрической методики относятся удобство измерения (одна манжета на плече), возможность проводить исследование в положении сидя, скорость измерения. Отечественным прибором для измерения СПВ в аорте с использованием «одноточечного» осциллометрического метода является диагностическая система BPLab Vasotens (ООО «Пётр Телегин», Нижний Новгород, Россия), включающая в себя суточный монитор АД BPLab и программное обеспечение Vasotens, позволяющее детализировать информацию о характере пульсовой волны. Дополнительной функцией диагностической системы является измерение центрального (аортально-го) АД и индекса аугментации. Исследование на 99 добровольцах показало сильную корреляцию параметров СПВ, полученных в положении лежа приборами BPLab и SphygmoCor ($r=0,85$; $p<0,001$) [7]. Однако существуют данные о более высоких значениях СПВ в положении пациента сидя по сравнению с положением лежа на спине. На значения СПВ также оказывает влияние предшествующая исследованию релаксация [8]. Различия результатов при измерении СПВ сидя без релаксации и лежа после релаксации изучено недостаточно. Создание универсальной формулы для расчета

истинной СПВ при измерении в положении сидя позволит проводить измерения «одноточечным» осциллометрическим методом в условиях массового поликлинического скрининга. **Цель** данной работы — адаптировать методику измерения СПВ осциллометрическим методом для скрининговых поликлинических обследований путем создания универсальной формулы для расчета значений СПВ в положении лежа, исходя из показателей СПВ в положении сидя.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование проведено в клиничко-диагностическом центре МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова. Были обследованы 152 пациента (возраст 58 ± 18 лет, 43% мужчин) с артериальной гипертензией, ишемической болезнью сердца и здоровые добровольцы. У всех участников исследования измеряли рост, массу тела, индекс массы тела (ИМТ), а также показатели систолического АД (САД), диастолического АД (ДАД), частоту сердечных сокращений (ЧСС), СПВ в положении сидя без релаксации, а затем лежа на спине после 15-минутной релаксации.

Измерение САД, ДАД, ЧСС, СПВ осциллометрическим методом в положении сидя и лежа производилось с помощью диагностической системы VPLab Vasotens.

СПВ рассчитывается в м/с по времени распространения отраженной волны. В программном обеспечении (ПО) VPLab для определения СПВ в аорте используется соотношение:

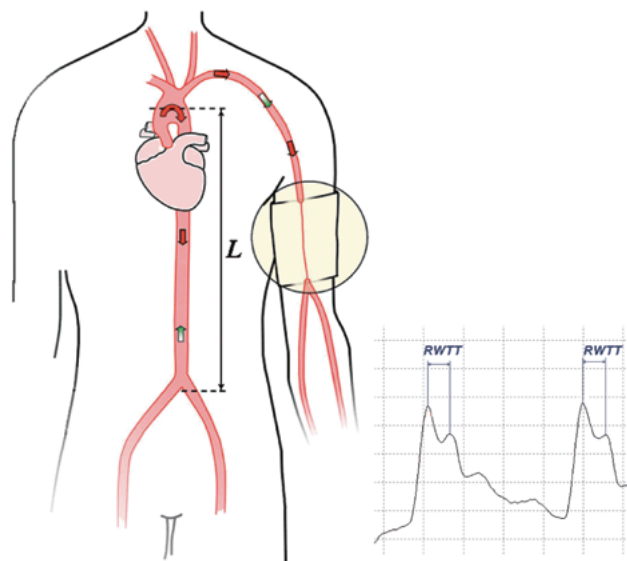
$$\text{СПВ}_{\text{ао}} = K \times (2 \times L) / \text{ВРОВ},$$

где $\text{СПВ}_{\text{ао}}$ — СПВ в аорте; K — масштабный коэффициент для нормирования полученного значения СПВ; L — длина ствола аорты (в ПО VPLab за длину аорты принимается расстояние от верхнего края грудины до лонной кости); ВРОВ — время распространения отраженной волны.

Временем распространения отраженной волны называется период между пиками ударной и отраженной волны на сфигмограмме (RWTT на рис. 1), за длину пути принимается удвоенная длина ствола аорты.

Измерения СПВ были проведены в соответствии с международными протоколами. Соблюдались следующие условия: все измерения проводились в одном кабинете при одинаковой температуре и окружающей обстановке в одно время дня; у всех пациентов измерение произво-

Рис. 1. Отражение пульсовой волны от бифуркации аорты [9]



дилось на левой руке с помощью манжеты стандартного размера; во время измерений пациенту запрещалось двигаться и разговаривать, запрещалось принимать пищу, кофеин и курить менее чем за 3 ч до исследования; для каждого положения тела проводилось минимум 3 измерения, затем вычислялись средние значения; в случае разницы между измерениями в одном положении более 0,5 м/с проводилось контрольное (четвертое) измерение. Измерения проводились в следующем порядке: 3 (при необходимости 4) измерения в положении сидя — отдых в горизонтальном положении в течение 15 мин — 3 (при необходимости 4) измерения в положении лежа.

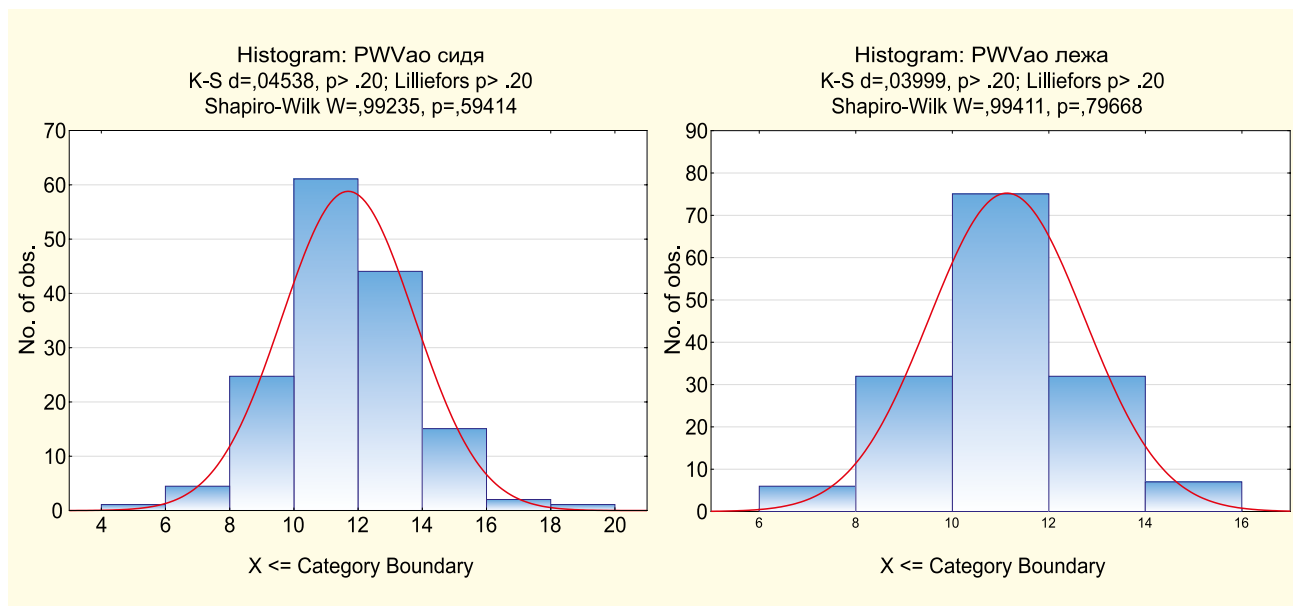
Полученные данные были занесены в сводную электронную таблицу MS Excel. Дальнейшая статистическая обработка была произведена с помощью ПО STATISTICA 12.5 (StatSoft Russia). Ряды данных были проверены на нормальное распределение с помощью критериев Колмогорова–Смирнова и Шапиро–Уилка. Для параметров, подчиняющихся нормальному распределению, были подсчитаны средние значения и стандартные отклонения. Для анализа различий был использован t -тест для сопряженных совокупностей.

Был выполнен корреляционный анализ для выявления независимых переменных (предикторов), связанных с СПВ в положении лежа. Для получения итоговой формулы была построена множественная линейная регрессионная модель, описывающая связь между значениями СПВ в положении лежа и в положении сидя, возрастом, ростом и ЧСС пациентов.

Характеристика пациентов

Показатель	Значение ± стандартное отклонение
Число пациентов	152
Пол, муж/жен	65/87
Возраст, лет	58±18
Рост, см	167,9±10,0
Масса тела, кг	78,5±16,9
Индекс массы тела, кг/м ²	27,8±5,3
Артериальное давление систолическое сидя, мм рт.ст.	126,2±14,9
Артериальное давление систолическое лежа, мм рт.ст.	123,5±15,7
Артериальное давление диастолическое сидя, мм рт.ст.	81,2±10,8
Артериальное давление диастолическое лежа, мм рт.ст.	76,8±10,9
Частота сердечных сокращений сидя, уд./мин	69,3±10,6
Частота сердечных сокращений лежа, уд./мин	64,1±9,1
Скорость пульсовой волны сидя, м/с	10,58±2,27
Скорость пульсовой волны лежа, м/с	10,29±2,30

Рис. 2. Распределение частоты скорости пульсовой волны в положении сидя (слева) и лежа (справа)



РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

В табл. 1 представлена характеристика выборки. Все данные представлены в виде среднего ± стандартное отклонение, так как подчиняются нормальному распределению (удовлетворяют критериям Колмогорова–Смирнова и Шапиро–Уилка).

Выполнение критерия Шапиро–Уилка показало, что значения СПВ в положении сидя и лежа удовлетворяют нормальному распределению, что отображено на рис. 2.

Нормальное распределение позволяет выполнить *t*-тест для сопряженных совокупностей. Результаты *t*-теста представлены в табл. 2.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что СПВ_{ао} в положении лежа после релаксации достоверно не отличается от СПВ_{ао} в положении сидя без предшествующей релаксации. По результатам корреляционного анализа показатель СПВ в положении лежа имел достоверную связь с СПВ в положении сидя, ЧСС в положении сидя и лежа, а также с возрастом пациентов (табл. 3).

Таблица 2

Результаты *t*-теста для СПВао в положении сидя и лежа

Параметр	Среднее	Ст. откл.	<i>t</i>	<i>p</i>
СПВао сидя, м/с	10,58	2,27	-	-
СПВао лежа, м/с	10,29	2,30	1,13	0,857

Таблица 3

Результаты корреляционного анализа

Исследуемый параметр	Возраст	Рост	ЧСС сидя	СПВ сидя	СПВ лежа
Возраст	1,000	-0,465	-0,370	0,876	0,894
Рост	-0,465	1,000	0,134	-0,362	-0,343
ЧСС сидя	-0,370	0,134	1,000	-0,245	-0,290
СПВао сидя	0,876	-0,362	-0,245	1,000	0,950
СПВао лежа	0,894	-0,343	-0,290	0,950	1,000

Примечание. Полужирным шрифтом выделены достоверные корреляции ($p < 0,05$). ЧСС — частота сердечных сокращений, СПВао — аортальная скорость пульсовой волны.

Таблица 4

Результаты множественного линейного регрессионного анализа

Параметр	<i>b</i>	SE	<i>t</i> (147)	<i>p</i>
Св. член	0,607	0,271	2,243	0,026
Возраст	0,034	0,006	5,474	0,0000
СПВао сидя	0,729	0,049	14,874	0,0000

Показатели СПВао в положении лежа коррелируют с возрастом, ростом, ЧСС, измеренной в положении сидя. Данные параметры были выбраны в качестве независимых переменных при построении модели множественной линейной регрессии, где в качестве зависимой переменной выступала СПВао лежа. Результаты множественного линейного регрессионного анализа приведены в табл. 4.

В табл. 4 представлены лишь те показатели, которые в итоговой модели продемонстрировали статистически значимую связь с результатами СПВао лежа. Значение коэффициента детерминации R^2 составило 0,92. Был выполнен анализ остатков, на основании которого из регрессионной модели исключены 5 наблюдений. Таким образом, итоговая формула для пересчета значений из СПВ в положении сидя в СПВ в положении лежа имеет следующий вид:

$$\text{СПВао лежа} = 0,729 \times \text{СПВао сидя} + 0,034 \times \text{возраст} + 0,607.$$

Значения СПВао в положении лежа, рассчитанные по формуле, также подчиняются нормальному распределению. Ожидаемые значения достоверно связаны с наблюдаемыми ($r=0,76$, $p < 0,05$).

ОБСУЖДЕНИЕ

В 1922 г. J. Bramwell и A. Hill предложили измерение СПВ для оценки растяжимости артерий. Этот показатель по сей день является одним из наиболее часто используемых маркеров артериальной жесткости [10]. СПВ напрямую зависит от геометрии артериального сосуда и эластических свойств его стенки и описывается уравнением Моенса–Кортевега (Moens–Korteweg): $\text{СПВ} = (E \times h / D \times \rho)^{0,5}$, где ρ — плотность, E — модуль упругости, h — толщина стенки сосуда, а D — его диаметр [11]. СПВ измеряется как отношение расстояния, пройденного пульсовой волной между проксимальным и дистальным участком сосуда, ко времени, за которое это расстояние было преодолено.

Для установления крайних точек пройденного расстояния используются волны давления, потока или растяжения, которые считаются условно эквивалентными. Наиболее объективные измерения интенсивности волн можно произвести с помощью инвазивных методик, которые предполагают катетеризацию артерии, однако очевидно, что для клинической практики данные методы не подходят. При неинвазивных измерениях чаще всего производится регистрация волны давления с помощью механодатчика, размещенного на исследуемой артерии. В качестве альтернативы могут использоваться другие физиологические волны, такие как доплеровский поток или волна растяжения, регистрируемые с помощью ультразвукового исследования. Инвазивные методики измерения СПВ используются для валидации и калибровки неинвазивных методов, наиболее предпочтительных в клинической практике.

Важным аспектом измерения СПВ является выбор артерий, на протяжении которых будут проводиться измерения. Идеальным сосудом для оценки жесткости является аорта, однако ее расположение не позволяет измерить СПВ непосредственно на ней. Предпочтительным участком для оценки СПВ в аорте является расстояние между общей сонной и бедренной артериями. Этот участок был выбран в качестве «золотого стандарта» в соответствии с рекомендациями Американской кардиологической ассоциации (American Heart Association, АНА; 2015) [12]. СПВ, измеренная с помощью сфигмографии на каротидно-феморальном сегменте, встречается в литературе под аббревиатурой «СПВкф», и именно ее значение признано независимым предиктором развития сердечно-сосудистой патологии [4]. Преимуществами сфигмографии на каротидно-феморальном сегменте являются неинвазивность, простота, безопасность методики и невысокая стоимость процедуры по сравнению с ультразвуковым исследованием и магнитно-резонансной томографией.

Для измерения СПВкф используются два датчика, один из которых располагается над проекцией общей сонной, а второй — над бедренной артерией в области пупартовой связки. Одновременно или последовательно регистрируются две сфигмограммы с определением задержки по времени между пульсациями в исследуемых точках. Единая формула определения расстояния, пройденного пульсовой волной: $d=0,8 \times L$, где L —

расстояние от проекции общей сонной артерии до проекции бедренной артерии в области пупартовой связки. В дальнейшем СПВ рассчитывается по формуле $СПВ=d/t$ [6]. Методика является достаточно точной, однако необходимо соблюдение определенных правил для минимизации погрешностей [6], выполнение которых затруднительно при скрининговых исследованиях в амбулаторной практике. Степень погрешности результатов при отклонении от данных рекомендаций изучена недостаточно. Например, существует всего несколько исследований о влиянии положения пациента на СПВкф, и их данные противоречивы [13, 14]. Исследование, проведенное J. Nürnbergger и соавт. [13], показало отсутствие разницы для положений сидя и лежа. В этом исследовании СПВ и индекс аугментации измерялись двумя методами, а именно сфигмографическим на каротидно-феморальном сегменте с использованием прибора SphygmoCor (Австралия) и осциллометрическим с помощью приборов Arteriograph (Венгрия) и Vascular Explorer (Германия). Результаты со всех трех приборов показали отсутствие статистически значимых различий в положении сидя и лежа. Однако, заметим, что порядок исследования несколько отличался: сначала пациенту предлагался 5-минутный отдых в положении лежа, затем измерялись СПВ и индекс аугментации в положении лежа, после этого измерения проводились в положении сидя [13]. В исследовании S. Shimawaki и др. [8], проведенном на японской популяции, было произведено сравнение СПВ в семи различных положениях тела (сидя, лежа на спине, стоя, полулежа под разными углами туловища к полу, с согнутыми и разогнутыми в коленях ногами). СПВ в положении лежа была достоверно ниже по сравнению с другими положениями тела, в то время как СПВ в положении сидя показала достоверно наивысшие значения. Исходя из полученных значений, автор предлагает свою формулу для пересчета значений СПВ из позиции сидя в позицию лежа: $СПВ_{лежа}=0,46 \times СПВ_{сидя}+4,56$ [8].

На сегодняшний день существуют различные методики для регистрации пульсовой кривой и в соответствии с этим — несколько принципиально отличающихся приборов для измерения СПВкф. Наиболее распространенными в мире считаются Complior System (Artech, Ле Лила, Франция), система SphygmoCor (Colson, Сидней, Австралия), Pulsepen (Diatecne, Милан, Италия), однако

существуют и другие аналоги. Отечественным прибором для измерения СПВкф является «Поли-Спектр-СРПВ» (Нейрософт, Иваново, Россия).

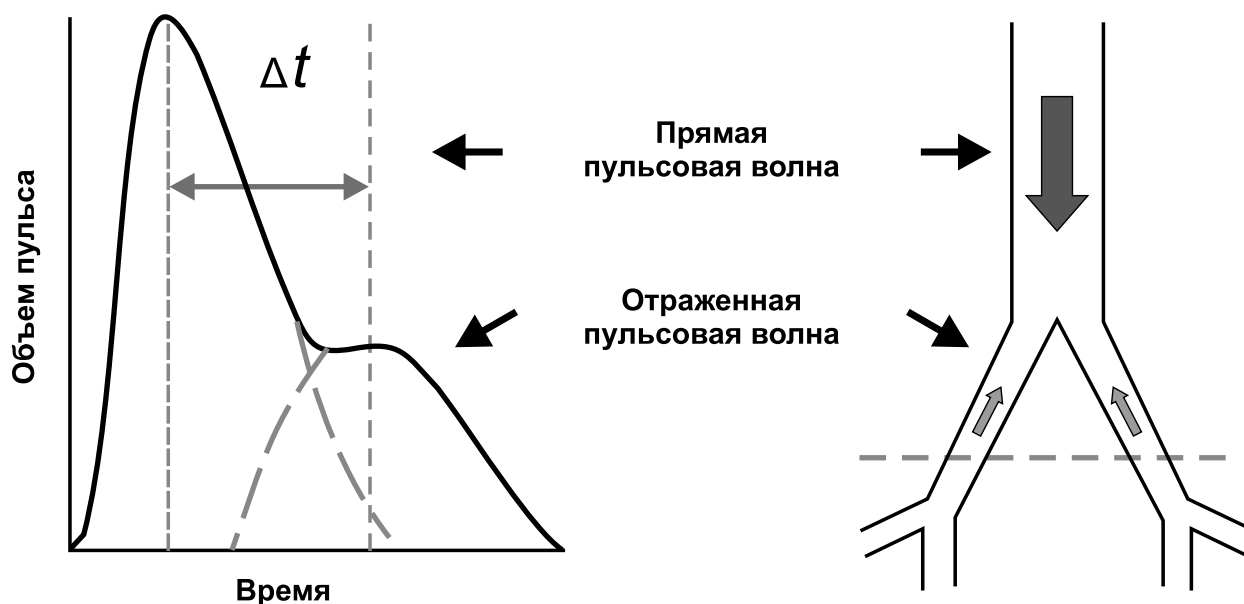
В приборе Complior System используются датчики механотрансдукции, которые регистрируют артериальные пульсовые волны на участке сонной и бедренной артерий одновременно. Система SphygmoCor снабжена широкополосным пьезоэлектрическим зондом, который регистрирует артериальный пульс последовательно сначала на сонной, а затем на бедренной артерии. Оба сигнала синхронизируются с зубцом R на электрокардиограмме (ЭКГ), что требует постоянной ЧСС во время каждой записи во избежание погрешности. Отличительной особенностью прибора является возможность измерять также центральное (аортальное) АД. Устройство Pulsepen производит последовательные записи артериальных пульсовых волн, синхронизированных с ЭКГ. Также существует функция анализа пульсовой волны, измеренной непосредственно в сонной артерии [14]. Прибор «Поли-Спектр-СРПВ» регистрирует одновременно три сфигмограммы (на сонной, бедренной и лучевой артерии) и синхронизирует их с ЭКГ. В приборе используется объемный метод регистрации сфигмограмм с помощью манжет.

Аналогом широко распространенных в мире «двухточечных» приборов для измерения СПВ стали «одноточечные» методы, использующие один датчик вместо двух. Данное усовершенствование значительно упрощает процедуру измере-

ния СПВ, особенно в педиатрической практике. В основе этой группы методов лежит регистрация времени между ударной и отраженной пульсовой волной. За расстояние, пройденное пульсовой волной, принимается удвоенная длина ствола аорты (рис. 3).

Как и «двухточечные» методы измерения СПВ, «одноточечные» методы чрезвычайно разнообразны: для них могут использоваться различные типы датчиков — ультразвуковые, осциллометрические (прибор Arteriograph, TensioMed, Будапешт, Венгрия), фотоэлектрические (прибор «Ангиоскан», AngioScan Electronix, Москва, Россия, использующий метод фотоплетизмографии). В исследовании J. Davies и соавт. на основе анализа 48 опубликованных ранее статей было проведено сравнение четырех приборов для измерения СПВ — Complior, SphygmoCor, Arteriograph и Vicorder (оценивает СПВкф осциллометрическим методом). По результатам исследования, Arteriograph показал наибольшую корреляцию с инвазивными методами, но при этом наименьшую — с остальными приборами, включенными в исследование [16]. Близость «одноточечного» осциллометрического метода к значениям, измеренным инвазивно, объясняется ограничением эффекта Бернулли, вызванного полной остановкой кровотока манжетой. Отечественный прибор BPLab Vasotens (позволяет детализировать характеристики пульсовой волны. Дополнительными функциями диагностической системы является измерение

Рис. 3. Принцип регистрации времени между ударной и отраженной пульсовой волной [15]



центрального (аортального) АД и индекса аугментации. СПВ, измеренная данным прибором, показала значимую корреляцию с другим предиктором сердечно-сосудистых заболеваний — суточной вариабельностью АД [17]. По мнению экспертов, измерение СПВ этим методом допустимо, но не равнозначно измерению СПВкф, поэтому следует использовать один метод для регистрации СПВ в динамике. Это следует учитывать при изучении влияния различных лекарственных препаратов на жесткость артериальной стенки, измеренную с помощью СПВ. Применение «одноточечных» осциллометрических приборов для измерения СПВ может применяться в клинической практике, учитывая его неоспоримое удобство.

Задачей нашего исследования было сравнение показателей СПВ в положении сидя без предшествующей релаксации и лежа после отдыха в течение 15 мин, чтобы определить, влияют ли положение пациента и релаксация на значение СПВ при использовании осциллометрического метода. Измерение СПВ в положении сидя дало возможность одновременного исследования параметров центрального и периферического АД и жесткости артериальной стенки, а полученные результаты позволяют рекомендовать эту методику в качестве скрининговой при обследовании пациентов в условиях поликлиники.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Изучение жесткости артериальной стенки как предиктора ССЗ занимает важное место в отечественных и зарубежных исследованиях. Формируется понятие об артериальной жесткости как о субклиническом поражении органов-мишеней, возникающем под воздействием таких факторов риска, как дислипидемия, ожирение, сахарный диабет, курение и пр. Использование скрининговой методики определения СПВао в поликлинической практике позволит сделать выводы о развитии ССЗ задолго до клинических проявлений поражения органов-мишеней, избавит пациента от вероятности неправильной оценки его сердечно-сосудистого риска.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Информационный бюллетень ВОЗ № 317. Март 2013 г. [World health organization. Information Fact sheet of the world health organization № 317, March 2013. (In Russ).] Доступно по: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/ru>. Ссылка активна на 02.12.2018.

2. *Демографический ежегодник России*. Статистический сборник. / Под ред. М.А. Дианова, С.Ю. Никитиной и др. — М.: Росстат; 2015. — 263 с. [The Demographic Yearbook of Russia. Statistical Handbook. Ed by MA Dianov, SYu Nikitina, et al. Moscow: Rosstat; 2015. 263 p. (In Russ).]
3. Стражеско И.Д., Акашева Д.У., Дудинская Е.Н., Ткачева ОН. Старение сосудов: основные признаки и механизмы // *Кардиоваскулярная терапия и профилактика*. — 2012. — Т.11. — №4. — С. 93–100. [Strazhesko ID, Akasheva DU, Dudinskaya EN, Tkacheva ON. Vascular ageing: main symptoms and mechanisms. *Kardiovaskulyarnaya terapiya i profilaktika*. 2012;11(4):93–100. (In Russ).]
4. Vlachopoulos C, Aznaouridis K, Stefanadis C. Prediction of cardiovascular events and all-cause mortality with arterial stiffness: a systematic review and meta-analysis. *J Am Coll Cardiol*. 2010;55(13):1318–1327. doi: 10.1016/j.jacc.2009.10.061.
5. Boutouyrie P, Tropeano AI, Asmar R, et al. Aortic stiffness is an independent predictor of primary coronary events in hypertensive patients: a longitudinal study. *Hypertension*. 2002;39(1):10–15. doi: 10.1161/hy0102.099031.
6. Van Bortel LM, Laurent S, Boutouyrie P, et al.; European Society of Hypertension Working Group on Vascular Structure and Function; European Network for Noninvasive Investigation of Large Arteries. Expert consensus document on the measurement of aortic stiffness in daily practice using carotid-femoral pulse wave velocity. *J Hypertens*. 2012;30(3):445–448. doi: 10.1097/HJH.0b013e32834fa8b0.
7. Kotovskaya YV, Kobalava ZD, Orlov AV. Validation of the integration of technology that measures additional «vascular» indices into an ambulatory blood pressure monitoring system. *Med Devices (Auckl)*. 2014;7:91–97. doi: 10.2147/MDER.S61839.
8. Shimawaki S, Toda M, Nakabayashi M, Sakai N. The effect of measurement position on brachial-ankle pulse wave velocity. *Acta Bioeng Biomech*. 2015;17(1): 111–116.
9. Посохов И.Н. БиПиЛаб в научных исследованиях: пособие. — Нижний Новгород: Декон; 2017. — 63 с. [Posokhov IN. BiPiLab v nauchnykh issledovaniyakh: posobie. Nizhnij Novgorod: Dekom; 2017. 63 p. (In Russ).]
10. Bramwell JV, Hill AV. Velocity of transmission of the pulse-wave. *Lancet*. 1922;1:891–892. doi: 10.1016/s0140-6736(00)95580-6.

11. O'Rourke MF, Safar ME, O'Rourke MF. *Principles and definitions of arterial stiffness, wave reflections and pulse pressure amplification. Arterial Stiffness in Hypertension*. Handbook of Hypertension. Philadelphia; 2006. pp. 3–19.
12. Townsend RR, Wilkinson IB, Schiffrin EL, et al. Recommendations for improving and standardizing vascular research on arterial stiffness. A Scientific Statement from the American Heart Association. *Hypertension*. 2015;66(3):698–722. doi: 10.1161/hyp.0000000000000033.
13. Nürnberg J, Michalski R, Türk TR, et al. Can arterial stiffness parameters be measured in the sitting position? *Hypertens Res*. 2011;34(2):202–208. doi: 10.1038/hr.2010.196.
14. Boutouyrie P, Fliser D, Goldsmith D, et al. Assessment of arterial stiffness for clinical and epidemiological studies: methodological considerations for validation and entry into the European Renal and Cardiovascular Medicine registry. *Nephrol Dial Transplant*. 2014;29(2):232–239. doi: 10.1093/ndt/gft309.
15. Осмоловская Ю.Ф., Глечан А.М., Мареев В.Ю. Жесткость артериальной стенки у пациентов с хронической сердечной недостаточностью со сниженной и сохранной систолической функцией левого желудочка // *Кардиология*. — 2010. — Т.50. — №10. — С. 86–93. [Osmolovskaya YuF, Glechan AM, Mareev VYu. Arterial wall stiffness in patients with chronic heart failure with lowered and preserved systolic left ventricular function. *Kardiologiya*. 2010;50(10):86–93. (In Russ).]
16. Davies JM, Bailey MA, Griffin KJ, Scott DJ. Pulse wave velocity and the non-invasive methods used to assess it: Complior, SphygmoCor, Arteriograph and Vicorder. *Vascular*. 2012;20(6):342–349. doi: 10.1258/vasc.2011.ra0054.
17. Omboni S, Posokhov IN, Rogoza AN. Relationships between 24-h blood pressure variability and 24-h central arterial pressure, pulse wave velocity and augmentation index in hypertensive patients. *Hypertens Res*. 2017;40(4):385–391. doi: 10.1038/hr.2016.156.

КОНТАКТНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Ткаченко Юлия Валерьевна

ординатор кафедры внутренних болезней
факультета фундаментальной медицины МГУ им. М.В. Ломоносова;
адрес: 119192, Москва, Ломоносовский пр., д. 27, корп. 1,
e-mail: parenxima@gmail.com

Стражеско Ирина Дмитриевна

канд. мед. наук, ведущий научный сотрудник отдела возрастассоциированных заболеваний
медицинского научно-образовательного центра МГУ им. М.В. Ломоносова;
e-mail: istrzhesko@gmail.com

Борисов Евгений Николаевич

лаборант-исследователь отдела возрастассоциированных заболеваний
медицинского научно-образовательного центра МГУ им. М.В. Ломоносова;
e-mail: borisov.fbm@gmail.com

Плисюк Алина Геннадьевна

канд. мед. наук, старший научный сотрудник отдела возрастассоциированных заболеваний
медицинского научно-образовательного центра МГУ им. М.В. Ломоносова;
e-mail: apl.cardio@yandex.ru

Орлова Яна Артуровна

д-р мед. наук, руководитель отдела возрастассоциированных заболеваний
медицинского научно-образовательного центра МГУ им. М.В. Ломоносова;
e-mail: 5163002@bk.ru