

Ю.Г. Поморова, А.А. Кондыков, В.Д. Киселев

ВАРИАЦИИ СВЯЗИ СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ И АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Вступление

Связь скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) с уровнем давления в сосуде была теоретически обоснована и подтверждена экспериментально давно. Часть исследований, проведенных в этой области, различающихся как методикой, так и выявленной степенью корреляции, основана на предположении о линейном характере связи между этими показателями [1, 2, 3], в связи с чем обсуждался вопрос об использовании СРПВ в оценке артериального давления. Анализ работ последних лет свидетельствует о более сложном характере зависимости между этими величинами и недостаточности наших знаний о связи между ними [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11].

«Одноточечная» СРПВ-эластометрия [12, 13] имеет, на наш взгляд, ограниченную ценность. Более корректная оценка эластичности возможна путем получения кривой зависимости СРПВ – давление [5,6]. Наши исследования были направлены на изучение характера зависимости СРПВ от давления.

Методика

У 440 человек, мужчин и женщин в возрасте от 21 до 76 лет, на участке верхняя часть плеча – палец регистрировались пульсовые кривые, по которым рассчитывались значения СРПВ. Реографические электроды блока Р установки «Полиграф П64 - 01» накладывались на верхнюю часть плеча, а фотоплетизмографический датчик (блок РКВ установки «Полиграф П64 - 01») – на палец. Артериальное давление измерялось по Короткову.

Диапазон измеряемых давлений расширялся нами путем изменения гидростатического давления в верхней конечности (локальный ортостаз [5, 6]). У испытуемых

перед регистрацией пульсовых кривых пассивно изменялось положение руки, с которой производили запись. Горизонтальное положение руки, т.е. на уровне сердца, позволяло регистрировать кривые при диастолическом давлении (ДД), исключая влияние ортостаза. Пассивное поднятие руки вверх уменьшало ДД на величину гидростатического давления (примерно 20-30 мм рт. ст.). Опускание руки вниз увеличивало ДД на эту же величину.

Значение гД, характеризующее исследуемый участок, определялось в средней точке данного участка. Гидростатическое давление рассчитывалось так:

$$гД = 0,0735 h,$$

где гД – гидростатическое давление, мм рт. ст., h – половина расстояния исследуемого участка, мм.

С целью дальнейшего расширения диапазона давлений рассчитывалась СРПВ при нулевом давлении (D_0). Для этого на плечо накладывалась манжета, в которую нагнетался воздух. В фазу декомпрессии определялась СРПВ первой пульсовой волны, возникающей ниже манжеты. Для каждого испытуемого было получено четыре значения СРПВ при четырех значениях внутрисосудистого давления: СРПВ₀ – при давлении, близком к нулевому (D_0) (1-я точка), СРПВ_{гор} – при диастолическом давлении (ДД) (2-я точка), СРПВ_{вверх} – при давлении ниже диастолического на некоторую величину гидростатического давления (ДД-гД) (3-я точка), а также СРПВ_{вниз} при давлении выше диастолического на некоторую величину гидростатического давления (ДД+гД) (4-я точка). Схема зависимости СРПВ – давление представлена на рисунке 1.

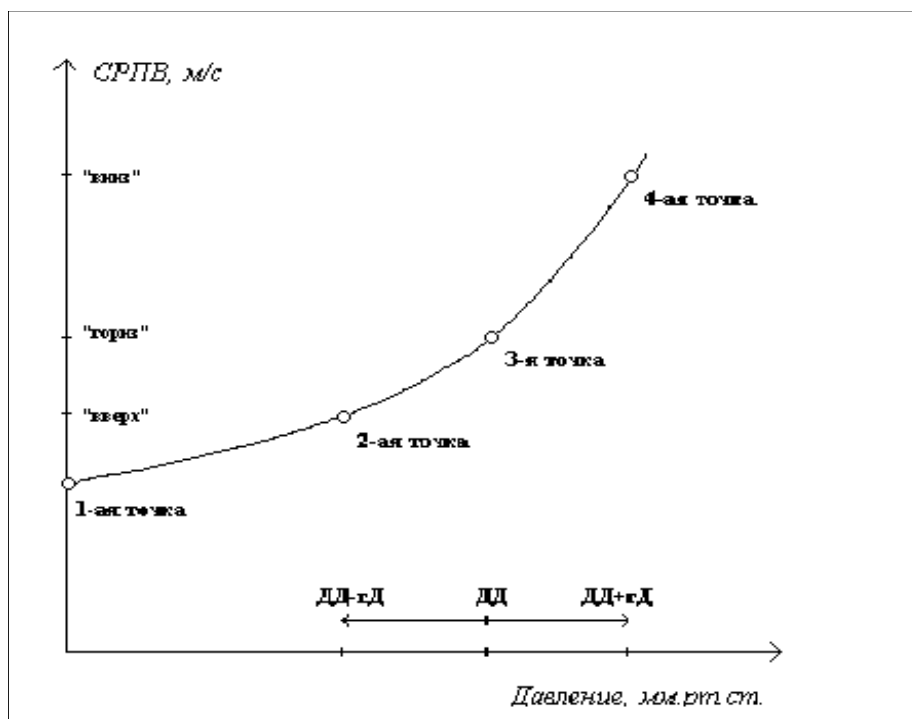


Рис. 1. Схема зависимости СРПВ – давление

Изучение зависимости СРПВ от величины трансмурального давления проводили на лучевой артерии при компрессии и декомпрессии манжеты, наложенной на данную артерию. Значения СРПВ рассчитывали по пульсовым кривым, полученным с двух фотооптических датчиков фотоплетизмографа ФПГ-2, расположенных под манжетой на расстоянии 4-5 см друг от друга. Регистрацию производили на компьютере с использованием 10-разрядного аналого-цифрового преобразователя с частотой дискретизации сигнала 2кГц. Было обследовано 15 человек в возрасте от 18 до 22 лет.

Полученные результаты

Получено семейство индивидуальных кривых зависимости СРПВ от давления по четырем точкам в диапазоне давлений от 0 до $112,5 \pm 10,6$ мм рт. ст. Часть из них представлена на рисунке 2.

Исходя из связи СРПВ с модулем упругости Юнга (E), представленной формулой Менса-Кортвейга [14], мы полагали, что с ростом давления напряжение сосудистой стенки увеличивается, что должно приводить к пропорциональному увеличению значения СРПВ, и ожидаемый характер зависимости СРПВ в расширенном диапазоне давлений будет выглядеть так, как представлено на рисунке 1.

В диапазоне давлений от 0 до $89,1 \pm 10,6$ мм рт. ст. (до 3-й точки) ход индивидуальных кривых соответствовал ожидаемому на рисунке 1, отличаясь лишь крутизной. В 4-й точке характер изменения зависимости СРПВ от давления стал различаться от индивидуального к индивидууму. Мы наблюдали разнообразный ход кривых. У части испытуемых показатель СРПВ с ростом давления вел себя в соответствии с ожидаемой кривой рисунка 1 (кривые 1 и 3 рисунка 2). У части испытуемых прирост значений СРПВ в 3-й точке резко замедлялся, и зависимость выходила на плато (кривые 4 и 5 рисунка 2).

Однако поведение кривых третьего типа, встречающихся в 18,5% случаев, когда с ростом давления значения СРПВ снижаются, не согласуется с предполагаемым поведением зависимости СРПВ от давления, представленной на рисунке 1, и не находит никакого объяснения (кривые 2 и 6 рисунка 2). Многочисленные проверки расчетов СРПВ неизменно приводили к наличию подобного типа кривых. Это позволило нам сделать предположение, что появление такого вида зависимостей – не артефакт измерений и расчетов.

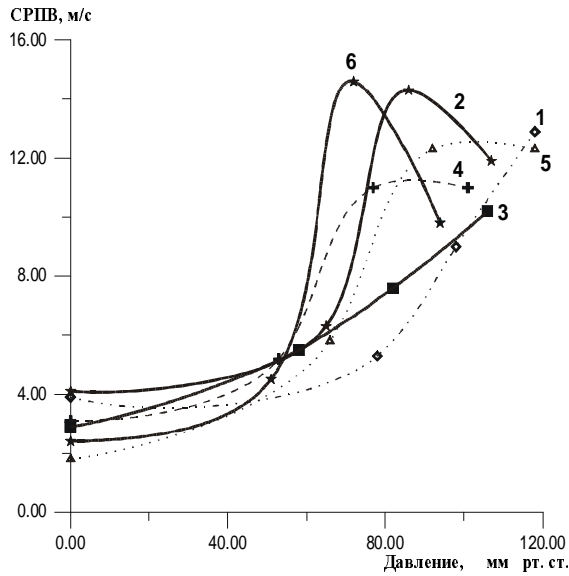


Рис. 2. Семейство индивидуальных эластометрических кривых СРПВ – давление, построенных по четырем точкам

В группе из 16-ти человек при первоначальном обследовании у двоих испытуемых были получены anomальные кривые. Проведенное повторное обследование спустя две недели не выявило наличия кривых третьего типа, что свидетельствует в пользу того факта, что эластометрические кривые характеризуют не морфологические особенности сосудистой стенки, а ее функциональные свойства.

Для понимания полученных закономерностей был привлечен материал, полученный в нашей лаборатории [7]. В экспериментах на животных при изучении зависимости диаметра сонной артерии кролика от давления (см. рис. 3), наряду с зависимостями 2 и 3 рисунка 3 встречалось 10-15% кривых необычной формы [1, рис. 3]. С использованием формулы А.Г Нудетц [15] рассчитывали модуль упругости (E), затем по формуле Менса-Кортвейга – СРПВ. На кривой 1 (рис. 3) в диапазоне давлений 60-120 мм рт. ст. растяжимость сосудистой стенки снижалась (участок a-b), а затем резко возрастала (участок b-c).

На рисунке 4 представлены три расчетные зависимости СРПВ–давление. Из рисунка видно, что при увеличении давления имеет место снижение СРПВ (участок b-c на

кривой 1), а характер зависимости СРПВ от давления разнообразен и отличается у всех представленных вариантов: в первом случае, начиная с некоторого давления (диапазон между диастолическим и систолическим, т.е. в нашем случае точки 3 и 4), наблюдается скачкообразное изменение тонуса сосуда, не зависящее от изменения внутрисосудистого давления, во втором случае нами получено плавное нарастание тонуса с выходом на плато, в третьем – зависимый от давления прирост данного показателя.

Объяснить данное anomальное поведение не представляется возможным, так как в эксперименте имело место плавное увеличение давления с шагом в 20 мм рт. ст. лишь после стабилизации диаметра (квазистатические условия). Тем более трудно объяснить механизм резкого изменения состояния активного компонента сосудистой стенки, приводящего к увеличению растяжимости или снижению СРПВ, несмотря на прирост давления.

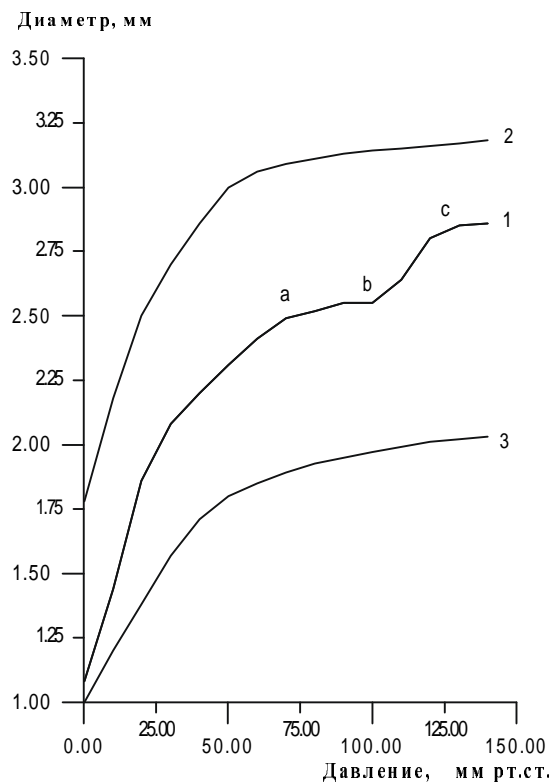


Рис. 3. Кривые зависимости диаметр – давление

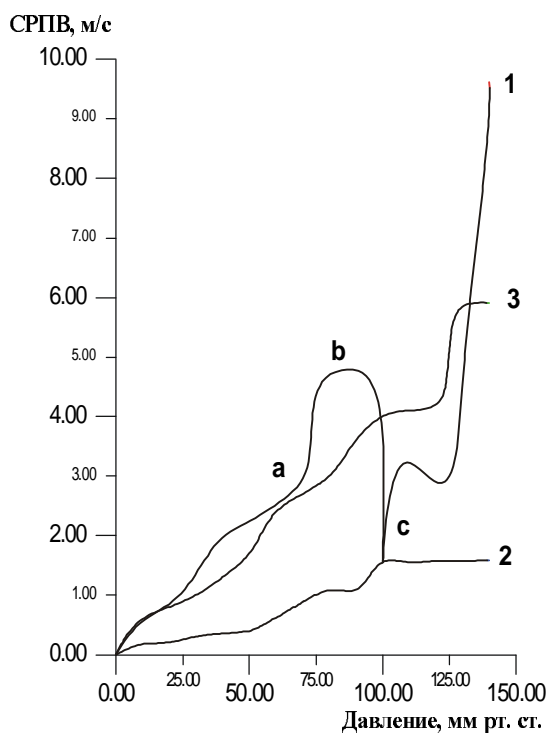


Рис. 4. Кривые зависимости СРПВ – давление

Спонтанные вариации тонуса сосудов человека в спокойном состоянии наблюдали авторы [16]. Полученные ими данные свидетельствуют, что изменения тонуса центральных и периферических сосудов не сопряжены между собой, и степень выраженности данного показателя на периферии может быть в несколько раз выше, чем у центральных сосудов.

При изменении трансмурального давления путем компрессии и декомпрессии СРПВ, измеренного на трассе под манжетой, была получена кривая зависимости СРПВ – трансмуральное давление, представленная на рисунке 5.

В точке диастолического давления $75,35 \pm 9,2$ мм рт. ст. происходит инверсия трансмурального давления. Уменьшение СРПВ на фазе компрессии (сплошная часть кривой рис. 5) вполне объяснимо уменьшением жесткости сосудистой стенки в ответ на уменьшение трансмурального давления. В то же время значительное уменьшение потока, которое имеет место в конце фазы компрессии, вызывает тонизацию активного компонента сосудистой стенки [7,8] и долж-

но было бы увеличивать модуль упругости, а соответственно, и СРПВ. Однако для начала фазы декомпрессии характерны маленькие значения СРПВ ($0,8+0,22$ м/с). В области инверсии трансмурального давления наблюдается значительный прирост СРПВ. По всей видимости, это явление возникает при изменении геометрии сосуда при переходе из деформированного состояния в нормальное (пунктирная часть кривой рисунка 5). Таким образом, наблюдается нелинейная зависимость между трансмуральным давлением и СРПВ. Дальнейшее уменьшение СРПВ при росте трансмурального давления может быть объяснено перераспределением вклада активного и эластического компонентов в интегральный модуль упругости сосудистой стенки.

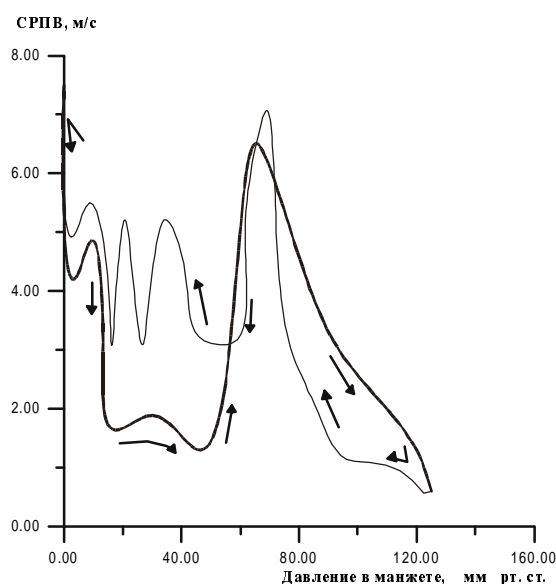


Рис. 5. Кривая зависимости СРПВ – трансмуральное давление: сплошная линия – СРПВ в фазе компрессии, пунктирная линия – СРПВ в фазе декомпрессии

Закключение

На увеличение давления сосуды могут реагировать разнообразно. Причина данного разнообразия – в изменении состояния активного элемента сосудистой стенки, в изменении вклада активного и эластического компонентов в интегральный модуль упругости, что позволяет объяснить появление разнообразных типов зависимости СРПВ –

давление. Такая вариабельность естественна для живого сосуда и является препятствием для использования СРПВ как способа оценки артериального давления.

ЛИТЕРАТУРА

1. Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement / R.Asmar, A. Benetos, J. Torouchian et al // Hypertension. 1995. Vol.26. №3.
2. Blood pressure measurement in the elderly: correlation of arterial stiffness with difference between intra-arterial and cuff pressures /Finnegan Terrence P., Spence J. David, Wong David G.,Wells George A. // J.Hypertens. 1985. V. 3. №3.
3. Pulse transit time as an indicator arterial blood pressure / Geddes L.A., Voelz M.H., Babbs C.F. et al // Psychophysiology. 1981. V. 18. №1.
4. Маркман В.Г., Королева Е.Л. Анализ взаимосвязи СРПВ с изменениями артериального давления у человека при функциональных нагрузках // Физиология человека. 1987. Т.13. №2.
5. Поморова Ю.Г., Киселев В.Д. Скрининговая артериальная эластометрия взрослого населения Алтайского края // Фундаментальные, прикладные и клинические проблемы физиологии: Сб. ст. Барнаул, 1996.
6. Теоретические и практические аспекты артериальной эластометрии / Ю.Г. Поморова, О.В. Филатова, В.Д. Киселев, А.В. Ким // Республиканская научная конференция физиологов, посвященная 95-летию со дня рождения М.В. Сергиевского. Самара, 1993.
7. Филатова О.В. Реакция активных и пассивных элементов стенки артериальных кровеносных сосудов в зависимости от давления и потока // Актуальные вопросы возрастной, прикладной и экологической физиологии: Сб. ст. Барнаул, 1992.
8. Филатова О.В. Взаимодействие давления и потока в эндотелий-зависимой регуляции диаметра артериальных сосудов: Автореф. дис. ... канд. биол. наук. Барнаул, 1993.
9. Эластометрия артериального русла верхних конечностей / Я.С. Гольберг, В.Д. Киселев, Ю.Г. Поморова, О.В. Филатова // 1 Науч. конф. «Перспективные методы функциональной диагностики». Барнаул, 20-21 окт. 1994:г.: Тез. докл. Барнаул, 1994.
10. Namaura N. Pulse to pulse determination of diastolic pressure based on the pulse wave velocity . URL: <http://www.mei.titech.ac.jp/mei/shimizu/research/research.html>. 28 May 1997.
11. Koji Seki Noninvasive measurement of elastic properties in human finger arteries: Clinical data comparing blood pressure and funduscopic examination // Heart and Vessels. 1988. №4.
12. Валтнерис А.Д. Метод определения скорости распространения пульсовой волны . Рига, 1966.
13. Бисярина В.П., Яковлев В.М., Кукса П.Я. Артериальные сосуды и возраст. М., 1986..
14. Глазер Р. Очерк основ биомеханики. М, 1988
15. Hudetz A.G. Incremental elastic modulus for orthotropic incompressible arteries // Biomech. 1979. Vol. 12.
16. Плешкова Н.В., Киселев В.Д. Вариабельность параметров дигитальной фотосфигмограммы у бодрствующего человека в различные фазы сна и при вегетососудистых асимметриях // Фундаментальные, прикладные и клинические проблемы физиологии / Под ред. В.Д. Киселева. Барнаул, 1996.