

ПРОЦЕССЫ И ФАКТОРЫ, ОПРЕДЕЛЯЮЩИЕ ФОРМИРОВАНИЕ РЕОГРАФИЧЕСКОЙ КРИВОЙ

ЛОЛЛИНИ В.А.*, НАУМЕНКО А.А.**, ЛОЛЛИНИ С.В.***

*УО «Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет», Республика Беларусь

**УО «Витебский государственный технологический университет», Республика Беларусь

***УО «Витебский государственный университет им. П.М. Машерова», Республика Беларусь

Резюме.

Метод реографии прочно вошёл в арсенал средств оценки функционального состояния сердца и различных сосудистых областей тела, широко используется в клинической и экспериментальной практике благодаря необременительности и неинвазивности. Вместе с тем, методы и способы анализа получаемых результатов нестандартны и весьма разнообразны, что, по нашему мнению, обусловлено использованием некорректных предпосылок оценки процессов и факторов, лежащих в основе данного метода.

Целью настоящего исследования явилось определение (на основе анализа размерностей) минимального количества и взаимосвязи факторов, участвующих в формировании реографической кривой. С использованием теоремы Букингема и π -теоремы было доказано, что происхождение данной кривой может быть объяснено влиянием следующих факторов: удельного сопротивления крови, наличной ее массы, скорости изменения объема, вязкости крови, диаметра сосудов. Исключение любого из этих факторов делает невозможным построение уравнения, описывающего реограмму. Наиболее существенное влияние на величину реографического сигнала оказывают диаметр сосудов и вязкость крови, что имеет важное диагностическое значение. В реографическом процессе соблюдается единство характеристик метода исследования, изучаемого процесса и условий его протекания.

Ключевые слова: реография, методы анализа.

Abstract.

Rheography method strongly entrenched in a store of means to assess the functional state of the heart and various vascular areas of the body is widely used in clinical and experimental practice because it is easy in use and not invasive. However, the techniques and ways of the obtained results analysis are non-standard and very diverse. In our opinion, it is due to the employment of incorrect premises of the assessment of those processes and factors which form the basis of this method.

The purpose of this study was to determine (on the ground of dimensional analysis) the minimum number and relationship of factors involved in the rheographic curve formation. Using Buckingham theorem and π -theorem we have proved that the origin of this curve can be explained by the following factors: the resistivity of blood, its existent mass, the rate of volume change, the viscosity of blood, vessels diameter. Excluding any of these factors makes it impossible to formulate an equation describing the rheogram. The most significant impact on the value of the rheographic signal is exerted by the diameter of blood vessels and blood viscosity, it being of great diagnostic importance. In the rheographic process the unity of research method characteristics, the process under study and the conditions of its proceeding is observed.

Key words: rheography, methods of analysis.

В настоящее время в мировой специализированной литературе наблюдается значительное повышение интереса к реографии (импедансной плетизмографии) [1, 2]. Метод прочно вошёл в арсенал средств оценки функ-

ционального состояния сердца и различных сосудистых областей тела, широко используется в клинической и экспериментальной практике благодаря необременительности и неинвазивности. Вместе с тем, методы и спо-

собы анализа получаемых результатов нестандартны и весьма разнообразны, что, по нашему мнению, обусловлено использованием некорректных предпосылок оценки процессов и факторов, лежащих в основе данного метода [3]. Регистрируемая посредством реографа кривая отражает изменение суммарного электрического сопротивления структур, находящихся в межэлектродном пространстве, ведущая роль из которых принадлежит наличной крови и пульсовым колебаниям кровенаполнения исследуемого участка [4, 5]. Изменение этого сопротивления во времени естественно рассматривать как реографический процесс.

Изучению влияния на форму реографической кривой различных факторов посвящен ряд работ. Показано, что в формировании реографической кривой значительная роль принадлежит колебаниям скорости изменения объема крови [6]. Изучена зависимость полного электрического сопротивления исследуемого участка от массы электропроводящей жидкости, в основном крови, в каждый текущий момент времени [4, 5]. Большое значение в формировании реограмм имеют характер движения потока крови, его скорость и ускорение [3, 6]. Существенное влияние на величину реографического сигнала оказывает пульсовой прирост объема и скорости потока [1, 4]. Важным является вязкость крови, влияние диаметра и эластичности сосудов исследуемой области на величину ее импеданса [7, 8]. Имеет также значение в формировании реографической кривой величина, форма и взаимное расположение электродов, топография исследуемой области, характеристики прибора, применяемого для регистрации реограмм [9]. Кроме того, на формирование реосигнала влияют условия венозного оттока, фаза дыхания, сократительная способность миокарда, тонус артерий, модуль упругости сосудистой стенки [7, 10].

Целью настоящего исследования явилось определение (на основе анализа размерностей) минимального количества и взаимосвязи факторов, участвующих в формировании реографической кривой.

Согласно теореме Букингема, любое уравнение, адекватно описывающее определённый процесс, должно быть однородным относительно размерностей входящих в него параметров. Согласно π -теореме, такое уравнение можно привести к соотношению, со-

державшему набор безразмерных показателей [11]. Анализ размерностей дает возможность установить некоторые особенности математической структуры уравнения, описывающего реальный процесс, и позволяет выяснить форму конкретной связи между исследуемыми величинами.

Исходя из результатов проведенных экспериментов и данных литературы, мы предположили, что минимальной группой факторов, оказывающих существенное влияние на формирование реографической кривой, может являться: удельное сопротивление среды ρ , наличная масса крови m , объемный расход крови V' , вязкость крови η , диаметр сосудов D . Таким образом, принято, что сопротивление R является функцией m , V' , η , D и ρ :

$$R = f(m, V', \eta, D, \rho) \quad (1)$$

Используя систему единиц СИ [12], введем четыре основные единицы измерения: единицу длины L , м; единицу массы M , кг; единицу времени T , с; единицу силы тока A , А.

В терминах размерностей:

$$[m] = M, [V'] = L^3 T^{-1}, [\eta] = M L^{-1} T^{-1}, [D] = L, [R] = M L^2 A^{-2} T^{-3}, [\rho] = M L^3 A^{-2} T^{-3}.$$

Значит:

$$M L^2 A^{-2} T^{-3} = \phi \{M^a, (L^3 T^{-1})^b, (M L^{-1} T^{-1})^c, L^d, (M L^3 A^{-2} T^{-3})^e\} \quad (2)$$

Для однородности уравнения относительно размерностей требуется выполнение следующих соотношений между показателями:

для размерности массы $1 = a + c + e$;

для размерности времени $-3 = -b - c - 3e$ (3)

для размерности длины $2 = 3b - c + d + 3e$;

для размерности силы тока $-2 = -2e$.

Решая систему уравнений (3) и выражая неизвестные через e , получаем

$$a = b = -c; d = 4c - 1; e = 1.$$

Теперь на основании соотношений (1) и (2) можно написать:

$$R = f_1 \{m^{-c}, (V')^{-c}, \eta^c, D^{4c-1}, \rho^1\} \quad (4)$$

Объединяя факторы, имеющие одинаковые показатели степени, уравнение (4) переписываем в форме, содержащей безразмерные комбинации:

$$\frac{RD}{\rho} = f_2 \left(\frac{\eta D^4}{m V'} \right)^c \quad (5)$$

Предположив в первом приближении, что зависимость между построенными безразмерными комплексами линейная, запишем соотношение в виде

$$R = K \frac{\rho}{D} \left(\frac{\eta D^4}{m V'} \right)^c \quad (6),$$

где K – безразмерный постоянный коэффициент.

Если решить систему уравнений (3), выражая неизвестные через d , получим

$$R = K \rho \left(\frac{\eta}{m V'} \right)^{\frac{1}{4}} \left(\frac{\eta D^4}{m V'} \right)^{\frac{d}{4}} \quad (7)$$

Сведение уравнения (1) к уравнению (5), содержащему только безразмерные комбинации, на основании π -теоремы говорит о правомерности исходного предположения о том, что ρ , m , V' , η , D составляют минимальную группу факторов, существенно влияющих на величину реографического сигнала. Получение уравнения, содержащего безразмерные комплексы, свидетельствует о том, что ни один из существенных факторов, определяющих реографическую кривую, не упущен. Анализируя характер физической связи между R и образующими комплекс величинами уравнений (6) и (7), необходимо отметить, что показатели степеней c и d должны быть положительными. D входит в образующее комплекс выражение уравнения (7) в четвертой степени, тогда как остальные величины находятся в первой степени. Из этого следует, что изменение D сосудов исследуемой области значительно сильнее влияет на величину измеряемого R , чем пропорциональные изменения любого из других взятых нами факторов. Таким образом, правомерно использовать реографию для исследования состояния сосудов той или иной области и количественной оценки изменения их D при различных физиологических и патологических состояниях. Из взятой нами группы факторов η , V' и D входят в выражение закона Пуазейля (8) для продольного градиента давления ($\text{grad}P$):

$$\text{grad}P = \frac{128 \eta V'}{\pi D^4} \quad (8)$$

Если влияние этих трех факторов (η , V' и D) на $\text{grad}P$ такое же, как и на величину реографического сигнала, то кажется возможным исследовать, кроме ρ , лишь два фактора, существенно влияющих на R участка, – m и $\text{grad}P$. Однако при анализе размерностей в этом случае не удастся получить безразмерных комби-

наций величин, что свидетельствует о недостаточном количестве факторов.

Предположив, что наряду с наличной m и $\text{grad}P$ массовый расход крови m' и η являются самостоятельными факторами, влияющими на величину реографического сигнала, мы проанализировали методом показателей связь между вновь выделенной группой факторов и R исследуемого участка. При этом получили следующие уравнения:

$$R = K \rho \frac{\eta}{m'} \left(\frac{m \text{grad}P}{\eta^2} \right)^d \quad (9)$$

$$R = K \rho \frac{m^{\frac{1}{2}} (\text{grad}P)^{\frac{1}{2}}}{m'} \left(\frac{\eta^2}{m \text{grad}P} \right)^{\frac{c}{2}} \quad (10),$$

где K – коэффициент пропорциональности, d , c – показатели степени.

Анализ характера физической связи между величинами показал, что должно быть $d < 0$, а $c > 1$.

Тот факт, что η входит в комплекс уравнения (10) с показателем степени, равным 2, в то время как остальные величины этого комплекса находятся в первой степени, говорит о более сильном влиянии ее изменения на величину R участка.

Изменив исходные предположения и исключив хотя бы один из исследуемых факторов, взятых в первой или второй группе факторов, не удалось получить систему безразмерных комбинаций, что на основании π -теоремы говорит о недостаточности вновь взятой группы факторов. Это ставит под сомнение утверждение некоторых авторов о том, что реография отражает только колебания электропроводности, которые являются функцией двух переменных величин: систолического объема и эластичности артерий [1].

Как показали наши исследования, введение в анализируемую группу факторов новых независимых переменных (жесткости сосудистой стенки, ускорения потока крови) приводит к значительному увеличению числа безразмерных комбинаций, что затрудняет анализ взаимосвязей и уменьшает эффективность метода анализа размерностей.

С целью получения более наглядной формы взаимозависимости исследуемых факторов и их влияния на величину R преобразо-

вываем уравнение (7), логарифмируем его левую и правую части и получим:

$$\log R = \log K\rho + \left(\frac{d+1}{4}\right)\log\left(\frac{\eta}{mV}\right) + d\log D \quad (11)$$

Из уравнения (11) следует, что в логарифмическом виде R зависит от суммы трех независимых величин: логарифма ρ крови (как отражения одной из методологических особенностей реографического метода исследования), логарифма отношения η к m и V' (как отражения свойств изучаемого объекта) и D (как отражения условий протекания исследуемого процесса).

В настоящее время при анализе реограммы рассчитывают несколько десятков качественных и количественных показателей, имеющих эмпирическое происхождение. Большинство из них являются отражением не гемодинамических процессов, протекающих в исследуемой области, а описанием архитектуры реограммы и их «экстраполяцией» на физиологические гемодинамические процессы. При этом взаимозависимость между сущностью гемодинамики и показателями реограммы не имеет удовлетворительного объяснения, что приводит к трудности физиологической интерпретации полученных данных. Проведенные нами исследования позволили четко определить возможности метода и обосновать физиологическую суть исследуемых гемодинамических процессов, происходящих в зоне исследования. Полагаем, что полученные данные могут лечь в основу новых объективных унифицированных диагностических алгоритмов оценки реограмм различных областей человеческого тела.

Заключение

1. Происхождение реографической кривой может быть объяснено влиянием следующих факторов: удельного сопротивления крови, её наличной массы, скорости изменения объёма, вязкости крови, суммарного диаметра сосудов. Устранение любого из перечисленных факторов делает невозможным построение уравнения описывающего реографическую кривую.

2. Суммарный диаметр сосудов и вязкость крови оказывают наиболее существенное влияние на величину реографического сигнала, что имеет важное диагностическое значение.

3. В реографической кривой соблюдается единство характеристик метода исследования, изучаемого процесса и условий его протекания.

Литература

1. Evolution of cardiac parameters using electrical impedance pletysmography / C. Corciova [et al.] // Rev. Med. Chir. Soc. Med. - 2012 Jul-Sep. - Vol. 116, N 3. - P. 927-932.
2. Impedance Plethysmography as an alternative metod for the diagnosis of peripheral arterial disease / E. Masanauskienė [et al.] // Medicine (Kaunas). - 2014. - Vol. 50, N 6. - P. 334-339.
3. Implantable impedance Plethysmography / M. Theodor [et al.] // Sensor (Basel). - 2014 Aug. - Vol. 14, N 8. - P. 14858-14872.
4. Науменко, А. И. Основы электроплетизмографии / А. И. Науменко, В. В. Скотников. - Л. : Медицина, 1975. - 216 с.
5. Попов, А. А. Реография с возможностью определения разности фаз / А. А. Попов, А. М. Чугуй // Электроника и связь. - 2013. - № 2. - С. 46-52.
6. Зеликсон, Б. Б. Изменения электропроводности потока крови, движущегося с переменной скоростью / Б. Б. Зеликсон // Физиологический журнал СССР им. И. М. Сеченова. - 1973. - Т. 59, № 10. - С. 1508-1515.
7. Мажбич, Б. И. Роль изменений объёма крови и линейной скорости ее движения в формировании пульсовых колебаний электрического импеданса / Б. И. Мажбич, П. В. Матвеев, М. Д. Райфман // Физиологический журнал СССР им. И. М. Сеченова. - 1981. - Т. 67, № 8. - С. 1237-1244.
8. Кедров, А. А. Попытка количественной оценки центрального и периферического кровообращения электрическим путем / А. А. Кедров // Клиническая медицина. - 1948. - Т. 26, № 5. - С. 32-51.
9. Петраш, В. В. Механизмы формирования интраваскулярной реоплетизмограммы в системе легочной артерии / В. В. Петраш, С. М. Лазарев, Е. Н. Данилов // Вестник хирургии. - 1981. - Т. 126, № 6. - С. 6-10.
10. Соколова, И. В. Информативность метода двухкомпонентного анализа реограммы / И. В. Соколова, Х. Х. Яруллин // Клиническая медицина. - 1983. - № 7. - С. 94-101.

11. Шерман, Д. М. Зависимость значений межэлектродного импеданса от локализации и площади электродов, частоты и силы измерительного тока / Д. М. Шерман, И. И. Бордюженко, В. И. Родионов // Новости медицинской техники. - 1976. - Вып. 4. - С. 8.
12. Яруллин, Х. Х. Клиническая реоэнцефалография / Х. Х. Яруллин. - М. : Медицина, 1967. - 276 с.
13. Шенк, Х. Теория инженерного эксперимента / Х. Шенк. - М. : Мир, 1972. - 381 с.
14. Кузнецов, Н. И. Международная система единиц (СИ) : учеб. пособие для вузов / Н. И. Кузнецов. - 2-е изд., испр. и доп. - Минск : Высшая школа, 1965. - 96 с.

Поступила 24.06.2015 г.

Принята в печать 07.08.2015 г.

Сведения об авторах:

Лоллини В.А. – д.м.н., профессор кафедры госпитальной терапии УО «Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет»;

Науменко А.А. – к.т.н., доцент кафедры стандартизации УО «Витебский государственный технологический университет»;

Лоллини С.В. – к.б.н., доцент кафедры прикладной психологии УО «Витебский государственный университет им. П.М.Машерова».

Адрес для корреспонденции: Республика Беларусь, 210023, г. Витебск, пр. Фрунзе, 27, УО «Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет», кафедра госпитальной терапии. E-mail: v.a.lol@mail.ru – Лоллини Владимир Альбертович.