

Гаранин А.А.¹, Рябов А.Е.¹, Дьячков В.А.¹, Ямщикова Е.Н.¹, Ковальская А.Н.¹, Зуева И.С.¹, Дроздова М.Н.²

История развития метода реографии в XX-XXI веках

1 - ГБОУ ВПО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России, Самара, 2 - НУЗ «Дорожная клиническая больница на ст. Самара ОАО «РЖД», Самара

Garanin A.A., Ryabov A.E., Dyachkov V.A., Yamschikova E. N., Kovalskaya A.N., Zueva I.S., Drozdova M.N.

The history of the development of the method of rheography in the XX-XXI centuries

Резюме

Статья содержит основные исторические вехи развития метода реографии с момента возникновения до наших дней. Особое место в статье занимают прорывные исследования различных аспектов данного метода с применением техники компьютерного анализа реограмм. В статье приводится краткая информация о биофизических основах реографии и объективность ее применения для оценки физиологических функции сердечно-сосудистой системы, обосновано значение реографии в изучении биомеханики кровообращения. В статье содержится информация о методиках регистрации реограмм, способах фиксации электродов и данные о возможностях и перспективах применения метода реографии для оценки функции эндотелия и эластических свойств артериальной стенки.

Ключевые слова: реография, компьютерный анализ, реовазография, биомеханика кровообращения, эндотелиальная дисфункция

Summary

Article describes the main historical milestones in the development of the method of rheography from the moment of inception to the present day. The special place in article is a breakthrough research on various aspects of this method using the techniques of computer analysis of reogram. The article provides a summary of the biophysical basics of rheography and objectivity of its application for assessing physiological functions of the cardiovascular system, proved the value of rheography in the study of biomechanics of blood circulation. The article provides information on the methods of registration of reogram, fixation of electrodes and data about the capabilities and prospects of application of the method of rheography to assess the function of endothelium and elastic properties of the arterial wall.

Key words: impedance plethysmography, computer analysis, rheovasography, biomechanics circulation, endothelial dysfunction.

Введение

Актуальной проблемой современной медицинской науки являются болезни системы кровообращения, занимающие ведущее место среди всех заболеваний и патологических состояний в России и за рубежом [24]. В настоящее время клиническая медицина располагает широким спектром различных методов исследования морфологии и функции сосудов большого круга кровообращения (БКК): ультразвуковое сканирование, лазерная доплеровская флоуметрия, фотоплетизмография, ангиография и др. [29, 30] Однако, часть применяемых способов диагностики либо инвазивны, либо дорогостоящи, либо малоинформативны. А «золотой стандарт» кардиологии – ультразвуковое исследование – с успехом позволяет оценить морфологию сосудистой стенки, однако не дает представления о пропульсивной активности сосудистого русла, т.е. биомеханике кровообращения. Вместе с тем

несправедливо забыт перспективный метод медицинской практики, обладающий широким диагностическими возможностями, – реография (РГ).

Реография (греч. rheos – течение, поток + grapho – писать, изображать; син. импедансная плетизмография, реоплетизмография, электроплетизмография) – общее название метода исследования кровенаполнения органов и тканей или отдельных сегментов тела на основе регистрации изменений их электрического сопротивления [18]. Сущность метода РГ заключается в следующем: на исследуемый участок тела накладывают электроды и пропускают через них электрический ток высокой частоты. Изменение степени кровенаполнения и скорости движения крови в кровеносных сосудах сопровождается колебаниями электрического сопротивления в живых тканях, расположенных между электродами. В общем виде эта связь определяется формулой А.А. Кедрова: $\Delta V/V$

= $-\Delta R/R$, где $\Delta V/V$ – относительное изменение объема ткани в исследуемом сегменте тела практически равное изменению объема крови в этом сегменте; $\Delta R/R$ – относительное изменение сопротивления этого сегмента [10].

Значительным преимуществом РГ является возможность одновременного изучения кровообращения различных областей тела: головного мозга – реоэнцефалография, легких – реопульмография, почек – реоренография, конечностей – реовазография (РВГ), печени – реогепатография и других сосудистых бассейнов, исследование которых иными методами сопряжено с техническими трудностями или не представляется возможным [13].

Цель работы: детально описать этапы развития реографии с момента возникновения по настоящее время, показать возможности и перспективы использования данного метода для изучения различных аспектов системы кровообращения.

Становление реографии как метода исследования в медицине. Особенностью метода РГ является возможность длительной и непрерывной регистрации незначительных изменений кровотока без нарушения физиологических условий исследуемого участка (Г.И. Эниня, 1968). Установлено, что различные ткани организма имеют разную электропроводность, причем наибольшим сопротивлением обладает кожа, наименьшим – кровь [8, 27]. Данное физическое явление послужило стимулом для разработки и развития метода РГ.

Зарождению и развитию метода РГ предшествовало значительное количество работ ученых разных стран, посвященных изучению живой ткани как биологической материи с использованием электрометрических схем на постоянном и переменном токе различных частот (Малов Н.Н., Ржевкин С.Н., 1929-1932; Mann H., 1937; Кедров А.А., 1911-1948; Holzer W., Polzer K., Marko A., 1945, и др.). Значительное число данных исследований было посвящено изучению структуры живой ткани биологических объектов и изменению ее электрических характеристик при динамическом кровенаполнении сосудов [15].

Развитие метода РГ неразрывно связано с установлением зависимости между сокращениями сердца и колебаниями электропроводности и емкости тканей. Изменения электрической емкости, обусловленные колебаниями объема сердца, были обнаружены еще М. Стрегер в 1907 г. Автор, изучая сократительную деятельность сердца лягушки, помещенного в поле пластин плоского конденсатора, обнаружил, что при этом происходит синхронное с пульсовыми колебаниями изменение емкости конденсатора. Анализируя это явление, М. Стрегер высказал предположение, что между сократительной работой сердца и биофизическими характеристиками ткани существует определенная зависимость, которая может быть использована для изучения деятельности системы кровообращения. По мнению М. Стрегер, причиной обнаруженных явлений служит изменение емкости тела исследуемого, обусловленное колебаниями кровенаполнения. М. Стрегер отметил, что гальванометр в соединении с такой измерительной цепью может быть использован для регистрации

изменений, происходящих в биологическом объекте. Rappoport и Grey в 1927 г. при изучении сердца черепахи с помощью переменного тока выявили, что электропроводность увеличивается во время систолы [10].

В дальнейшем Е. Atzler et G. Lehmann (1932), а затем L. Acher et E. Hopf (1936) использовали для регистрации деятельности сердца принцип диэлектрографии, когда исследовалось изменение диэлектрической постоянной объекта в поле переменного тока частотой 100-150 МГц, связанные с его ритмичной деятельностью. Исследованиями Gildemeister (1928), Richter (1929), McClen don Hemingway (1930), Barnett (1938), Г.Г. Кривошеиной (1940) и В.Г. Карелина (1957) было обнаружено, что кожные покровы, по сравнению с другими тканями, обладают наибольшей величиной электрического сопротивления [13]. М.И. Бененсон (1936) выявил, что кровь, по сравнению с кожей, обладает ничтожно малой величиной электрического сопротивления [21]. Sigmann, Kolin, Katz, Iochim (1937), изучив свойства дефибрилированной бычьей крови, установили зависимость между колебаниями сопротивления тканей и скоростью кровотока [26].

Настоящим прорывом в развитии метода РГ стали ценные исследования Мэпп (1937). С помощью усовершенствованного им мостика Уитстона, с использованием переменного тока, он обнаружил ритмические колебания электропроводности пальцев кисти, синхронные с пульсацией кровеносных сосудов. Мэпп выявил определенную корреляцию между амплитудой регистрируемой кривой и объемом циркулирующей крови и предложил использовать это явление в качестве метода исследования периферического кровообращения любой части тела [10].

Существенные дополнения в разработку метода внес А.А. Кедров (1949), впервые в нашей стране зарегистрировавший колебания электропроводности тела человека и животных, используя для этой цели электрический ток частотой от 1 до 300 кГц. Применяя манжету аппарата Рива-Роччи, А.А. Кедров у здоровых людей обнаружил зависимость между пульсовыми колебаниями и количеством крови в крупных артериях, назвав метод электроплетизмографией [13].

Реокардиография. Впервые термин «реография», обозначающий запись сопротивления тканей и термин «реокардиография», характеризующий метод исследования сердечной деятельности, путем измерения колебаний импеданса грудной клетки, связанных с динамикой кровенаполнения сердца и крупных сосудов в течение сердечного цикла, был введен W. Holzer, K. Polzer (1945, 1946). Данные авторы совместно с А. Марко (1945) впервые применили РГ в клинике для исследования сердечной деятельности [10]. Уже в первых исследованиях авторами была предпринята попытка оценки ударного объема крови по изменению амплитуды реокардиограммы. Разработка научно обоснованных способов определения этого показателя связана с работами А.А. Кедрова (1941, 1948), показавшего, что отношение прироста объема крови к исходному ее объему в исследуемом участке тела пропорционально отношению прироста импеданса к базовому импедансу на том же участке [13].

В эксперименте Nyboer (1959), Нгуен-Зуй-Зунг (1963) обнаружили, что после прекращения кровотока путем пережатия восходящей дуги аорты или бедренной артерии полностью исчезают колебания сопротивления. Эти данные подтверждены клиническими наблюдениями Kaindl, Polzer, Schuhfried (1959) [13].

Значительный вклад в развитие РГ внесли отечественные исследователи А.И. Бронштейн и А.В. Лебединский (1950), Э.А. Богданова (1958), Ю.Е. Москаленко (1962) и др. Они убедительно доказали, что колебания сопротивления зависят от изменения не только объема сосудов, но и скорости кровотока в них. Тем самым была установлена возможность использования РГ для исследования центрального и периферического кровообращения [10].

Реовазография. С конца 50-х годов прошлого века РГ активно применялась в различных областях клинической медицины: от контроля за результатами оперативных вмешательств на сосудах конечностей (Eppmich и др., 1956) до оценки гемодинамики при угрожающих состояниях: шок, кровопотеря, электротравма (А.Д. Байбузов, М.Т. Туркменов, 1964) [21].

При исследовании пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы целесообразно применять метод, который бы позволял судить о состоянии кровообращения не только в главных, но и в коллатеральных сосудах. Таким методом является РВГ, отражающая суммарно изменения сопротивления конечностей, происходящие под влиянием пульсовых изменений объема сосуда.

В нашей стране впервые в клинике профессора Н.Н. Еланского исследованием периферического кровообращения начал заниматься В.А. Карелин, который предложил для РГ конечностей термин «реовазография» [12]. Изучением периферического кровообращения с помощью РГ занимались Ю.Т. Пушкар (1958), Э.Я. Богданова (1958), Madzдорff (1961), Wick (1962), Heeger (1963), Нгуен-Зуй-Зунг (1963), Г.К. Карабуля (1964), Г.И. Энина (1968), Т.В. Максимова и др. [10, 28]. В 1959 г. в свет выходит монография Kaindl, Polzer, Schuhfried, в которой опубликован значительный объем фактического материала по исследованию периферического кровообращения при помощи РВГ. А.М. Демецкий и С.Ф. Сурганова (1966), С.Ф. Сурганова и А.С. Бренева (1969) доказали в своих работах возможность применения метода РГ для дифференциальной диагностики заболеваний артериальной и венозной систем конечностей [13]. Свидетельством целесообразности изучения с помощью РВГ венозного отдела БКК служат исследования В.Г. Шершнева (1965), Коеске (1961), Heeger (1963), Г.П. Матвейкова и С.С. Пшоник (1976) [15].

Wick (1962), Heeger (1963) показали адекватность использования РВГ для определения состояния венозного кровообращения в БКК [8]. Они доказали, что физиологические колебания кровенаполнения вен не влияют на кривую реограммы, форма которой изменяется лишь при значительных нарушениях наполнения венозной системы.

Экспериментальные и клинические исследования Нгуен-Зуй-Зунга (1963), свидетельствующие о высокой чувствительности метода РГ при регистрации объемных колебаний артерий, позволили выявить корреляцию между степенью уменьшения просвета артерии и величиной основной волны реограммы. По данным этого автора, метод РГ конечностей (реоаортоангиография) по точности приближает клиническое наблюдение к физиологическому эксперименту. Некоторые авторы, применявшие этот метод исследования, сообщали, что с его помощью можно регистрировать сосудистую реакцию на боль при операционных манипуляциях (В.А. Карелин, 1957) и гипоксию (Е.Г. Потапов, 1962) [13].

И.М. Кахновский (1964) применял реографическое исследование периферического кровообращения при инфаркте миокарда. Исследования реографических показателей при заболеваниях сердца ревматической этиологии, клапанных пороках сердца и недостаточности кровообращения проведены В.Г. Шершневым (1965), С.С. Пшоник (1972), Kaindl, Polzer, Schuhfried (1959) [10].

Разработанная в нашей стране Ю.Т. Пушкар (1958) оригинальная методика прекардиальной реокардиографии использована Ц.А. Левиной и др. (1958) при исследовании больных с недостаточностью кровообращения [18]. И.Н. Иванчикова и Г.А. Глезер (1963) считали возможным использовать реокардиографию для определения ударного и минутного объемов сердца. На связь систолической волны реограммы и ударного объема крови указывали Б.Д. Зислин, В.В. Суворов (1965), А.А. Маркель (1965), Ю.С. Гончар (1966). Прекардиальную реокардиографию многие исследователи использовали для изучения фазовой структуры систолы левого желудочка (Л.Г. Терехова, 1969; Garbini, Poppi, 1957; Matzdorff, 1961; Bober, Czapliski, 1965) [15].

Реопульмонография. Важным этапом в изучении РГ и более широко ее применении явилась разработка Ю.Т. Пушкар (1961) метода РГ легочной артерии и начальной части аорты. В комплексе с электрокардиограммой и фонокардиограммой эта методика позволила проводить отдельный анализ фаз систолы правого и левого желудочков сердца, а следовательно, и оценивать сократительную способность миокарда обоих желудочков, выявлять диссоциацию в их деятельности [17].

Своеобразные изменения реограмм аорты и легочной артерии получены при пороках сердца (Ю.Т. Пушкар, Н.М. Мухарлямов, 1963; Н.Н. Кипшидзе и др., 1963; В.А. Сонкина, А.И. Павлова, 1965; Г.А. Красина, 1967; Ю.Т. Пушкар, В.Е. Толпекин, 1967; С.С. Пшоник, 1972), ревмокардитах (Р.Ф. Гавалова, 1967; Г.П. Матвейков и др., 1968; С.С. Пшоник и др., 1972), гипертонической болезни, ишемической болезни сердца (Ю.С. Гончар, 1966; Л.З. Полонешкий, 1969) [7].

Реоэнцефалография. В начале 50-х годов 20 века появляются работы, посвященные применению РГ для изучения кровообращения головного мозга. Большой вклад в разработку метода внесен Polzer et Schuhfried (1953), впервые применившими РГ для изучения мозгового кровообращения, а также А.А. Кедровым и А.И. Науменко

(1954), создавшими методику электроплетизмографии независимо от зарубежных исследователей [26]. Значительную роль в изучении гемодинамики головного мозга методом РГ сыграли работы Jenkner (1966), предложившего термин «реозцефалография» (РЭГ). Вопросы техники и методики реозцефалографии отражены в многочисленных работах (М.К. Коновалов и др., 1961; А.М. Вейн и Ронкин, 1962; Х.Х. Яруллин, 1967; Г.И. Энния, 1968; Garbini et al., 1957; Angelini et al., 1961). И.В. Запущалов (1994) считает, что РЭГ достаточно информативна как при функциональных нарушениях мозгового кровообращения, так и при органических поражениях сосудов головного мозга. РЭГ с фронтомастоидальным наложением электродов отражает суммарное состояние экстракраниальных и интракраниальных сосудов преимущественно в бассейне внутренних сонных артерий [26].

Реогепаатография. Для изучения внутрипеченочной гемодинамики метод РГ впервые применен К. Holzer и W. Polzer (1945), назвавшими его гепатореографией. Независимо от них метод начали разрабатывать португальский ученый Bettencourt (1956) и итальянцы Malamani и Brangi (1956). А.С. Логиновым и Ю.Т. Пушкарем (1962) впервые в нашей стране предложен метод количественной оценки реограмм печени с использованием ряда показателей [10]. Т.А. Глазкова и Г.В. Коношенков с помощью реогепаатографии исследовали внутрипеченочную гемодинамику при различных поражениях желудочно-кишечного тракта. А.С. Логинов и Ю.Т. Пушкарь (1962), Л.С. Киржнер и др. (1966), Г.П. Матвейков и С.С. Пшоник (1972), сопоставив показатели реогепаатограмм с данными прижизненного морфологического исследования печени, выявили соответствие между анатомическими изменениями в печени и формой реографической кривой [13].

Исследование других областей человеческого тела. В 1963 г. Агтепио впервые применяет реоренографию для изучения почечного кровотока в клинической практике. Несмотря на техническую сложность выполнения исследования, метод реоренографии широко использовался для изучения кровенаполнения почек и оценки состояния почечной гемодинамики (А.И. Неймарк, 1971; Н.Е. Савчаево и др., 1973). РГ с успехом применялась в диагностике поражения щитовидной железы (В.М. Удод, М.Ф. Набок, 1964), пародонта (Крацклит, 1965), полового аппарата (Т. Бостанджиев, И. Мерджанов, 1968), глаза (Л.А. Кацнельсон, 1966; И.К. Чеберене, 1975; С.Н. Лания, 2002). По мнению Л.А. Кацнельсона (1977), И.К. Чеберене (1975), Ersler (1965), реоофтальмограмма в основном отражает кровенаполнение увеального тракта [12].

Способы интерпретации реограмм. По своей физической природе реограмма представляет собой совокупность омической и емкостной составляющих колебания электрического сопротивления живых тканей в конкретной изучаемой области человеческого тела, сумма которых составляет полное сопротивление, или импеданс: $Z = \sqrt{R^2 + X_c^2}$, где Z – импеданс, R – омическое, X_c – емкостное сопротивление [10].

По мнению В.В. Сучкова (1968), величина импеданса зависит от ряда факторов: электрического сопротивле-

ния тканей, площади электродов, расстояния между ними и самое главное, – частоты переменного тока [13].

По результатам исследований Gildmeister (1928) и Г.Г. Кривошейной (1940), электрическое сопротивление кожи колеблется в пределах 14–40 тысяч Ом, а по данным В.А. Карелина – 20–60 тысяч Ом [15]. Как следует из последнего уравнения, такое значительное сопротивление кожи при измерении импеданса подлежащих под ней тканей может быть преодолено использованием переменного тока высокой частоты. Кровь обладает значительно более высокой электропроводностью, чем остальные ткани (М.Е. Бененсон, 1936) [8]. Таким образом, применение высокочастотного переменного тока, резко уменьшая сопротивление кожи и подлежащих тканей, дает возможность выделить омическую составляющую импеданса, обусловленную колебаниями кровенаполнения.

Исследования Ю.Е. Москаленко (1962–64) показали, что для записи реограмм оптимальными являются частоты 80–150 кГц, потому как именно в этом диапазоне наблюдаются максимальные величины изменений электрических параметров исследуемой области тела, связанные с гемодинамическими сдвигами [26]. По мнению Ю.Е. Москаленко (1962) и Lifshitz (1963), применение более высоких частот, превышающих 250 кГц, нецелесообразно потому, что в этом случае стирается граница между импедансными свойствами крови и окружающих тканей [10]. Многолетний опыт исследований Х.Х. Яруллина и А.Л. Арнаутова показал, что наиболее оптимальные в плане качества и стабильности кривые формируются в диапазоне частот 80–175 кГц, независимо от величины применяемых электродов [13].

В отношении интерпретации реографической кривой и метода ее оценки в настоящее время не существует общепризнанного и единого принципа. Анализу пульсовой волны с момента возникновения теории ее происхождения, данной Вебером в начале 19 века, посвящено большое количество работ. В работах А.А. Кедрова, Т.Ю. Либерман (1949), Ю.Е. Москаленко (1962), А.И. Науменко и В.В. Скотникова (1975), В.И. Полищук и Л.Г. Тереховой (1983) показано, что форма пульсовых циклов реограмм аналогична пульсовой волне сфигмограмм, зарегистрированных на одноименных участках тела [10, 15]. Пульсовой цикл реограммы по своей форме аналогичен кривой объемного пульса и пульсового давления, что дало основание ряду авторов для применения к нему контурного анализа волны сфигмограммы. Однако следует подчеркнуть, что сфигмография не заменяет, а лишь дополняет реографическое исследование, поскольку она отражает состояние кровотока в крупных артериях, в то время как РГ дает интегральное представление о колебаниях кровенаполнения во всей сосудистой сети в изучаемом сегменте (В.Н. Тонков, 1951; Нгуен-Зуй-Зунг, 1963; Г.П. Матвейков и С.С. Пшоник, 1972) [13]. При анализе пульсовой волны объемной реограммы в первую очередь обращают внимание на форму кривой, максимальную амплитуду ее систолической и диастолической волн, вычисляя их отношение к величине калибровочного импульса (F. Jenkner, 1962; Х.Х. Яруллин, 1967; А.И. Науменко и др., 1975) [12, 15, 25].

Значительное число авторов, интерпретируя графическое изображение реограммы и ее компонент, рассматривают максимальную амплитуду систолической волны как высоту перпендикуляра, опущенного с ее вершины на основание кривой реограммы [10]. Оценивается характер вершины, дикротической волны, инцизуры (Clement F. et al., 1959; Jępknet F., 1962; А.М. Вейн и др., 1962; Х.Х. Яруллин, 1967; А.И. Науменко и др., 1975) [13]. Более того, многими авторами производится вычисление различных относительных показателей оценки реограммы, представляющих собой соотношение временных и амплитудных показателей (Jantsch H., 1958; Kaindl F. Et al., 1959; А.М. Вейн и др., 1962; В.Э. Нагорный и др., 1977) [15]. Однако на основании обследования 50 здоровых лиц В.Г. Шершнев и соавт. (1977) пришли к выводу о большой вариабельности различных реографических показателей, в том числе и реографического индекса [10].

К сожалению, до настоящего времени в работах многих авторов (В.А. Карелин, 1957; Clement F. et al., 1959; А.М. Вейн и др., 1962; Х.Х. Яруллин, 1967; А.И. Науменко и др., 1975) отсутствуют общепринятые обозначения фаз и элементов кривой реограммы. Так, например, второй зубец после анакротической фазы реограммы некоторые авторы относят к дополнительным волнам, другие называют дикротическим зубцом, третьи – дикротической волной [25]. Длительность катакротической фазы А.А. Науменко и В.В. Скотников (1975), М.А. Ронкин и И.М. Максименко (1969) считают от перпендикуляра, опущенного из вершины систолической волны на изоэлектрическую линию, до конца реопульсового цикла [10]. В исследованиях Х.Х. Яруллина (1967) длительность времени β простирается не до конца катакротической части реограммы, а лишь до ее уплощенного участка [13].

Дальнейшая разработка метода РГ нашла отражение в исследованиях Ю.Т. Пушкаря, в 1972 г. предложившего способ регистрации и анализа реопульмограмм, сущность которого заключается в записи кривых основной и дифференциальной реограмм бассейна легочной артерии. Автор выделил на основной кривой реограммы систолическую волну, отражающую приток артериальной крови к исследуемому органу, диастолическую волну, характеризующую изменение наполнения вен в связи с динамикой давления в предсердиях, и инцизуру, разделяющую эти волны и соответствующую моменту захлопывания полулунных клапанов. Ю.Т. Пушкарь предложил при анализе реопульмограмм учитывать амплитуду систолической и диастолической волн, характер вершины реограммы [7, 17].

Компьютерный анализ реограмм. В предложенной Ю.Т. Пушкарем интерпретации реопульмограмм имеются неточности: восходящая часть кривой анакроты описывается как систолическая, хотя во время систолы происходит отток крови и снижение электропроводности, что отражается на кривой реограмм снижением амплитуды, в то время как в анакроту электропроводность возрастает, а значит восходящая часть «систолической» кривой есть диастола; в то же время следующая за инцизурой

«диастолическая волна» описана автором как диастола, в то время как в этот период возрастает сопротивление, т.е. происходит отток крови – систола [23].

Используя эти противоречия, В.Н. Фатенков предложил оригинальную фазовую структуру малого круга кровообращения (МКК) на основе уникальной методики анализа реопульмограмм. Регистрация реопульмограмм проводилась по стандартной традиционной методике, предложенной Ю.Т. Пушкарем. С помощью поликардиографа авторы регистрировали кривые реограмм с последующим формированием базы данных на ЭВМ, затем, используя пакет прикладных программ, выполняли построение первой и второй производных реопульмограммы и проводили ручную постановку реперных точек, которые служат границами фаз МКК. На основании этого принципа В.Н. Фатенков предложил выделять в сосудистом цикле МКК периоды систолы и диастолы по аналогии с сердечным циклом [23].

Продолжая исследования в области компьютерного анализа биомеханики кровообращения в 2014 г. Гариным А.А. и соавт. было проведено 300 одномоментных обзорных исследований [3, 4]. Всем обследуемым регистрировались реограммы верхних и нижних конечностей. В основе обработки кривых реограмм положен принцип, разработанный В.Н. Фатенковым и Л.П. Бухваловой (1994).

В процессе анализа реограмм и их производных А.А. Гарин и соавт. (2014) установили, что график второй производной реограмм, зарегистрированных как на верхней, так и на нижней конечностях, содержит два идентифицируемых минимума, три максимума и два перехода через ноль. Причем эта последовательность чередования точек на второй производной прослеживается на реограммах различных сосудистых бассейнов БКК [26]. Согласно данному принципу авторам удалось выделить в сосудистом цикле БКК два периода: систолы и диастолы, по аналогии с сердечным циклом, и разделить каждый период на фазы. В каждую выделенную фазу вычисляются значения первой и второй производной реограмм и с их помощью определяются следующие параметры биомеханики: t_c – продолжительность фазы; $v_{ср}$, Ом/с – средняя скорость изменения сопротивления; $a_{ср}$, Ом/с² – среднее ускорение; $N_{ср}$, Ом²/с³ – средняя мощность; W , Ом²/с² – работа. По качественным и количественным колебаниям указанных выше параметров можно судить об изменении биомеханики в любую из указанных выше фаз в том или ином отделе системы кровообращения [5].

Способы наложения электродов. Значительное количество исследований по изучению реографического метода посвящено разработке способов наложения электродов для регистрации реограмм различных сосудистых бассейнов. Значение расстояния между электродами показаны в исследованиях Нгуен-Зуй-Зунга (1963) и Л.Г. Тереховой (1969), обнаруживших, что при уменьшении расстояния между электродами снижается амплитуда сигнала на 30-50%, появляются дополнительные волны, изменяющие формы реограмм и продолжительность систолического подъема [16]. В связи с вышеизложенным,

нецелесообразно применение методик регистрации реограмм с близким расположением электродов. В то же время в исследованиях Sel (1954) отмечено, что с увеличением расстояния между электродами наблюдается лишь расширение вершины пульсовой волны на реограмме [11]. Периферическая РГ, в зависимости от расположения электродов, подразделяется на продольную и поперечную. Многочисленные исследования (Matzdorff, 1961; Нгуен-Зуй-Зунг, 1963; Л.Г. Терехова, 1969; С.С. Пшоник, 1972) показали, что при поперечном расположении электродов на конечности наблюдаются значительные искажения сигнала и малая амплитуда реографической кривой [14]. Кроме того, Нгуен-Зуй-Зунг отмечает, что значение периферической РГ при поперечном расположении электродов для количественной оценки кровотока невелико [11].

Одной из первых методик наложения электродов, положивших начало научным исследованиям при помощи РГ, явилась поперечная РГ, которая дает возможность уточнить локализацию артериальных нарушений кровообращения. Электроды в этом случае располагаются на конечности на одном уровне [9]. В 1957 г. Garbini et al. предлагают уникальную методику наложения квадратных пластинчатых электродов продольно на проксимальные и дистальные отделы плеча и предплечья, т.е. по сегментарно, и нижней конечности. А.А. Кедров (1948) предлагает свой способ расположения электродов, когда циркулярные электроды накладываются на симметричные участки верхней конечности: в верхней трети плеча справа и слева. Метод позволяет оценить ударный объем [13].

Z. Fejjar et M. Fejjarova (1961) размещают циркулярные электроды в области шеи и таза, и используют методику для регистрации реограмм туловища и последующего определения ударного объема [23]. Широкое применение получил способ тетраполярной РГ по W. Kubisek et соавт. (1966) и по J. Demange et соавт. (1972). В первом случае 2 циркулярных электрода располагаются в области шеи, 2 – в области талии. Во втором случае 4 пластинчатых электрода располагают на передней поверхности грудной клетки. Обе методики позволяют судить об ударном объеме и регистрировать реокардиографию [14]. Известно стандартное лобно-сосцевидное расположение электродов, когда активный электрод фиксируется в области лба, а индифферентный – в области одного из сосцевидных отростков. Методика позволяет оценить кровенаполнение головного мозга [27]. В.Е. Шершнева et соавт. (1976) для получения продольной реограммы накладывают пластинчатые электроды 8x6 см на предплечье и плечо. Данным способом возможно зарегистрировать кровоток в конечности в целом и судить о функции артериальной и венозной части системы кровообращения и состоянии микроциркуляторного русла [11].

В 2014 г., учитывая недостатки предыдущих методик, А.А. Гаранин et соавт. (2014) предлагают уникальный способ наложения электродов, согласно которому при проведении РВГ, электроды накладываются на определенном расстоянии друг от друга, всегда равным 400 мм и 600 мм на верхней и нижней конечностях со-

ответственно. Это минимальное расстояние, на котором можно наложить электроды у взрослого человека. Фиксированная длина изучаемого сегмента позволяет минимизировать погрешность, получаемую при измерениях и количественной обработке реограмм [6].

Применение реографии для оценки функции эндотелия. Особое значение РГ приобрела в связи с возникновением в кардиологии концепции сердечно-сосудистого континуума, одной из главных составляющей которого является эндотелиальная дисфункция (ЭД). Под ЭД понимают такое состояние эндотелия, при котором он не способен выполнять свои основные физиологические функции (регуляция сосудистого тонуса, системы гемостаза, процессов воспаления в сосудистой стенке и т.д.).

Впервые в нашей стране РГ для оценки функции эндотелия применили (Поднялов В.П., 2007; Полонский Л.З., 2007) [10, 15, 17]. Используя РВГ предплечья, авторами определялись реографический и диастолический индексы, время быстрого и медленного кровенаполнения. ВФЭ оценивалась по относительному приросту реографического индекса во время реактивной гиперемии. Авторы накладывали электроды от реографа и окклюзионную манжету на плечо и проводили РГ плеча в исходном состоянии и в периоде постокклюзионной реактивной гиперемии. В качестве критерия оценки ВФЭ использовали показатель относительного изменения максимальной объемной скорости кровенаполнения ($\Delta dz/dt$), рассчитываемый по формуле: $\Delta dz/dt = ((dz/dt 1' - dz/dt \text{ исх.}) / dz/dt \text{ исх.}) \times 100\%$, где $dz/dt \text{ исх.}$ и $dz/dt 1'$ – максимальная объемная скорость кровенаполнения в состоянии покоя и через минуту после декомпрессии соответственно. При значении $\Delta dz/dt \geq 12\%$ считали, что функция эндотелия не нарушена, от -2 % до 12 % – умеренно выраженное нарушение ВФЭ, от -2 % до -15 % выраженное нарушение ВФЭ и $\Delta dz/dt < -15\%$ резко выраженное нарушение ВФЭ [10]. Впоследствии данная методика была модифицирована и апробирована в 2010 г. Ковалевым Д.Ю. [12].

Независимо от вышеперечисленных авторов в 2007 г. Воробьев А.П. et соавт. предложили кросскорреляционный метод измерения СПВ при помощи РГ. Используются лишь восходящие участки пульсовых волн, и для них программно вычисляется функция взаимной корреляции: $r(T) = \int X_1(t - T) X_2(T) dt$, где $X_1(t)$, $X_2(t)$ – центральный и периферический сигналы, t – время, T – интервал смещения. Максимуму функции $r(T)$ соответствует искомое время запаздывания Тзап. Идентификация времени запаздывания производится в 100%, а погрешность зависит лишь от частоты дискретизации сигнала. Так, при 100 Гц погрешность составляет 14,3%, при 500 Гц – 2,9%, при 1000 Гц – всего 1,4%. При накоплении 15-20 с записи ошибка дополнительно уменьшается в n раз, где n – количество «заполненных» кардиоциклов [2].

В 2008 г. Е.И. Волчанский et соавт. проводят изучение функции эндотелия у здоровых лиц с использованием проб с реактивной гиперемией и окклюзией кровотока. В исследовании использовался метод, который основывается на определении растяжимости артериол пульсовой волной. Величина растяжения артериол вычислялась как

показатель сосудистого тонуса в процентах к исходному импедансу в условных единицах Ом/мм рт. ст. Величину артериолярного тонуса (АТ) рассчитывали по формуле: $AT = Z \times K \times \Delta P / 100 \times h \times 0,1$, где АТ - тонус артериол, ед.; Z - величина импеданса по шкале реографа, Ом; K - калибровочный сигнал 0,1 Ом в мм; ΔP - прирост давления в артериолах, равный разности АД систолического и АД среднего, гемодинамического, мм рт. ст.; h - линейная величина прироста объема артериол при пульсовой волне, мм; 100 - коэффициент процентного отклонения от исходной величины; 0,1 - величина калибровочного сигнала, Ом. Методика апробирована впоследствии у больных с артериальной гипертензией [1].

Дальнейшее изучение ВФЭ получает в исследовании Рогозы А.Н. и соавт. (2011). Авторы осуществляли регистрацию реограмм верхней конечности в исходном состоянии и в периоде реактивной гиперемии, создаваемой при окклюзионной пробе, и вычисление относительного изменения количественных показателей реовазограммы. Электроды от реографа накладывали на область кисти, а окклюзионную манжету - на предплечье и по отношению к изменению амплитуды основной волны реовазограммы ($\Delta A\%$), рассчитываемому по формуле: $\Delta A\% = (A(Ом)_{ср.знач. 2-3 \text{ мин}} - A(Ом)_{исх.}) / A(Ом)_{исх.} \times 100\%$, где $A(Ом)_{исх.}$ - исходное значение амплитуды основной волны реовазограммы, $A(Ом)_{ср.знач. 2-3 \text{ мин}}$ - среднее значение амплитуды основной волны реовазограммы на 2-й и 3-й минуте постокклюзионной гиперемии. Оценивали ВФЭ как нормальную при $\Delta A\% > 23,2\%$ и как нарушенную - при $\Delta A\% \leq 23,2\%$ [20, 21].

В 2015 г. Гаранин А.А. проводит изучение ВФЭ при помощи компьютерной РВГ. В качестве объекта исследования автор использовал верхнюю конечность, выполняя компьютерную РГ которой, разделял сосудистый цикл на 2 периода (систола и диастола), а периоды - на 7 фаз. Анализ эндотелиальной функции проводился только в фазу сосудистого цикла, деятельность которой обеспечивается сокращением мышечных элементов меди - фазу мышечного компонента оттока. Рассчитывался градиент сосудистого сопротивления (ГСС) по формуле: $ГСС = (\Delta vM / \Delta v0 - 1) \times 100\%$, где $\Delta v0$ - исходное значение средней скорости изменения сопротивления, ΔvM - значение средней скорости изменения сопротивления на 60

секунде реактивной гиперемии. При значении ГСС $\geq 50\%$ диагностируют нормальную эндотелиальную функцию, при значении ГСС $< 50\%$ диагностируют ЭД.

Приведенные данные свидетельствуют о широких возможностях метода РГ для изучения гемодинамики жизненно важных органов и систем. Суммарное представление об объемных и скоростных изменениях органного кровообращения является ценной информацией для своевременной диагностики сердечно-сосудистых расстройств, а также в спортивной, авиационной и космической медицине, у водолазов и лиц, занимающихся высотными работами и др.

Заключение

Реография является перспективным методом исследования различных аспектов функционирования системы кровообращения, не потерявшего значения на протяжении целого столетия и сохранившего диагностический интерес в наши дни. Эволюция реографии и появление компьютерного анализа реограмм позволяет расширить диагностические возможности точного и объективного метода, независимого от опыта и субъективных суждений регистратора об анатомии и физиологии человеческого тела. При помощи компьютерной реографии, применяя новые разработки отечественных ученых, можно установить четкую взаимосвязь центральной гемодинамики и периферического кровообращения, преемственность между сердцем и сосудистой системой по перемещению ударного объема крови, что позволяет связать биомеханику сердца с кинетикой магистральных артерий, биомеханикой большого и малого кругов кровообращения. Реография с успехом может быть использована для оценки различных аспектов функции эндотелия, эластических свойств артерий и состояния микроциркуляторного русла. ■

Гаранин А.А., Рябов А.Е., Дьячков В.А., Ямщикова Е.Н., Ковальская А.Н., Зуева И.С., Дроздова М.Н., ГБОУ ВПО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России, НУЗ «Дорожная клиническая больница на ст. Самара ОАО «РЖД», Самара; Автор, ответственный за переписку - Гаранин Андрей Александрович, РФ, 443013, Самара, ул. Магнитогорская 5-222, тел. 8-927-299-31-62, e-mail: sameagle@yandex.ru.

Литература:

1. Волчанский Е.И., Жидких А.Н., Стаценко Е.Л. и др. Возможности импедансометрии в оценке эндотелиальной дисфункции у больных артериальной гипертензией. *Пермский медицинский журнал*. 2008; 25 (1): 49-53.
2. Воробьев А.П., Фралов А.В., Мельникова О.П. Компьютерный реограф «Импекард-М». Методика применения: Методическое руководство. Минск; 2007.
3. Гаранин А.А., Рябов А.Е. Новое в биомеханике большого круга кровообращения. *Российский журнал биомеханики*. 2014; 18 (3): 345-360.
4. Гаранин А.А., Рябов А.Е. Новые представления о фазовой структуре большого круга кровообращения. *Российский кардиологический журнал*. 2014; 8 (112): 100-105.
5. Гаранин А.А., Рябов А.Е. Способ анализа фазовой структуры сосудистого цикла большого круга кровообращения. Патент России № 2558471. 2015.
6. Гаранин А.А., Рябов А.Е., Щукин Ю.В. Способ наложения электродов для регистрации реовазограмм. Патент России № 2558471. 2015.

7. Жуковский Л.И., Фринерман Е.А. Основы клинической реографии легких. Ташкент: «Медицина»; 1976.
8. Иванов Л.Б., Макаров В.А. Лекции по клинической реографии. М.: АОЗТ «Антидор»; 2000.
9. Инструкция по применению «Способ оценки вазомоторной функции эндотелия плечевой артерии реовазографическим методом»: утв. Мин-вам здравоохранения Респ. Беларусь 14.07.2005. Минск; 2005.
10. Клиническая реография. Под редакцией проф. В.Е. Шершнева. Киев: Здоров'я; 1977.
11. Ковалев Д.Ю. Клиническое значение определения вазомоторной функции эндотелия и эластичности сосудов у больных артериальной гипертонией. Автореф. дис. канд. мед. наук. Смоленск; 1-19.
12. Макаров В.А., Иванов Л.Б., Сахно Ю.Ф. Реовазография: Пособие для врачей. М.; 2002.
13. Матвейков Г.П., Пшоник С.С. Клиническая реография. Минск: Беларусь; 1976.
14. Подпалов В.П., Журова О.Н. Метод оценки вазомоторной функции сосудов предплечья с использованием веноокклюзионной плетизмографии: инструкция по применению. Минск; 2007.
15. Полищук В.И., Терехова Л.Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии. М.: Медицина; 1983.
16. Полонецкий Л.З. Исследование вазомоторной функции эндотелия плечевой артерии с использованием импедансной технологии у больных атеросклерозом. Медицинская панорама. 2005; 7: 40-43.
17. Пушкарь Ю.Т., Подгорный В.Ф., Хеймец Г.И., Цветков А.А. Возможности и перспективы развития реографических методов для изучения системы кровообращения. Терапевтический архив. 1986; 11: 132-135.
18. Реография. БМЭ. 3-е изд. М., Т.29; 1984.
19. Рогоза А.Н., Балахонова Т.В., Чихладзе Н.М. и др. Современные методы оценки состояния сосудов у больных артериальной гипертонией: Пособие для практикующих врачей. М.: Издательский дом «АТ-МОСФЕРА»; 2008.
20. Рогоза А.Н., Заирова А.Р., Ощепкова Е.В. Способ оценки вазомоторной функции эндотелия с применением реовазографии. Патент России № 2428923. 2011.
21. Ронкин М.А., Иванов Л.Б. Реография в клинической практике. М.; 1997.
22. Тищенко М.И., Смирнов А.Д., Данилов Л.Н. и др. Характеристика и клиническое применение интегральной реографии – нового метода измерения ударного объема. Кардиология. 1973; 11: 54-62.
23. Фатенков В.Н. Новое в биомеханике сердца, артерий и малого круга кровообращения: монография. Самара: Самар. Гос. техн. ун-т; 2009.
24. Чазов Е.И. Пути снижения смертности от сердечно-сосудистых заболеваний. Терапевтический архив. 2008; 8: 11-16.
25. Щукин Ю.В., Гаранин А.А. Методические рекомендации по исследованию биомеханики кровообращения. Самара: ООО «Издательство Ас Гард»; 2014.
26. Ярулин Х.Х. Клиническая реоэнцефалография. Л.: Медицина; 1983.
27. Barnett A. The phase angle of normal human skin. J. Physiol. 1938; 93 (4): 349-366.
28. Janisch H. Zur Auswertung des peripheren Rheogramms. Wiener med. Wochenschr. 1958; 108: 1004.
29. Chin-Dusting P.P., Cameron J.D., Dart A. et al. Human forearm venous occlusion plethysmography: methodology, presentation and analysis. Clinical science. 1999; 96: 439-440.
30. Vittone F., Vessari D, Mozzerro C. et al. Evaluation of endothelium - dependent and independent vasodilatation in periferal microcirculatory bed by laser doppler floumetry: comparison with venous occlusion plethysmography. J. Hypertens. 2003; 21 (4): 48.