

МЕТОДИКА

Разностная реография

УДК 612.014.421.7

А. М. Соколюк, Т. В. Мижевич

РАЗНОСТНАЯ РЕОГРАФИЯ — ОДИН ИЗ ПУТЕЙ ПОВЫШЕНИЯ ИНФОРМАТИВНОСТИ РЕОГРАММ

Реография получила широкое распространение при исследованиях сердечно-сосудистой системы. Среди качественных и количественных показателей реограмм определенное место занимает коэффициент асимметрии амплитуд систолических волн реографических кривых, регистрируемых с симметричных участков тела [1, 3]. При ручной обработке реограмм вычисление коэффициента асимметрии остается трудоемкой операцией. Кроме того, при патологических процессах могут изменяться не только амплитудные, но и временные соотношения отдельных участков реографических кривых, что снижает точность и достоверность определения кровенаполнения по коэффициенту асимметрии, вычисленному без учета изменившихся временных соотношений. Имеет значение также оценка асимметрии амплитуд реографических кривых в каждый момент времени. Ручной расчет при этом мало показателен, трудоемок и применяется редко [4, 5]. Поэтому были предложены методики, основанные на принципе векторного анализа с применением электронных устройств [4, 5, 6]. Получаемая при этом «векторреограмма» описывает петлеобразную кривую, тем больше отличающуюся от прямой линии, чем больше отличаются друг от друга исходные объемные реограммы в каждый момент времени [4, 7].

Методика векторреографии, безусловно, расширяет возможности реографических исследований, но встречает ряд принципиальных возражений. Так, вряд ли обоснована применимость к реограмме, отражающей скалярные изменения интегрального сопротивления участка тела, связанные с пульсовым кровенаполнением, принципов, положенных в основу анализа векторных процессов (таких, как пространственное расположение вектора электрической оси сердца) [6]. Значительно усложняется также анализ полученной информации вследствие необходимости измерения не только амплитудных, но и угловых значений координат отдельных точек «реовектора», а определение временных параметров практически невозможно без специальной синхронизации. Кроме того, затрудняется процедура калибровки «векторреограмм», а для регистрации требуется специальная аппаратура.

Нами разработан способ оценки асимметрии амплитудных значений реограмм, регистрируемых синхронно с двух симметричных участков тела в каждый момент времени. Способ основан на том, что при поступлении на вход усилителя с дифференциальным (симметричным) входным каскадом синфазных (равных по амплитуде и одинаковых по полярности) сигналов, они взаимно подавляются и на выходе усилителя сигнал отсутствует. Если входные сигналы, например, объемные реограммы с симметричных участков тела, будут отличаться друг от друга, то сигнал на выходе представит собой разность входных сигналов, или разностную реограмму (РРГ) [2].

Если для регистрации реограмм используется многоканальный электрокардиограф или электроэнцефалограф (имеющие симметричные входные каскады), то способ реализуется с помощью простой приставки, входы которой подключаются к разъемам «выход на осциллограф» самописца (рис. 1). Регистрация РРГ осуществляется следующим образом. Амплитуды реографических сигналов с симметричных участков тела устанавливаются с помощью переменных резисторов R2 и R4 такой величины, чтобы

при одновременной калибровке импульсами равного номинала компенсировались и отсутствовали значениях сопротивления произведения кнопками S1 или S2 реограмма в прямом или обратном канале регистрации — инвертирующая РРГ здоровых лиц, зарегулированная почти прямой

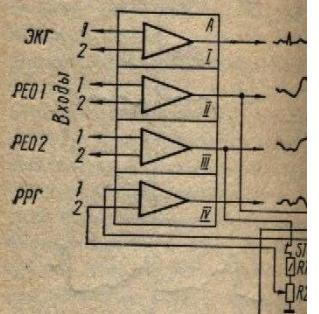


Рис. 1. Схема приставки для одноканальном медицинском самописце. А — электроэнцефалограф ЭЛКАР-4 (разностной реограф)

Рис. 2. Образец регистрации реограмм. Сверху вниз: объемная реограмма брахиоцефалического сосуда, проявляющаяся в виде петлеобразной кривой; РРГ, принимаемая в сторону преобладания амплитуды объемной реограммы в каждый момент времени (рис. 3).

РРГ можно также использовать, как время распространения ставки подаются объемные реограммы исследуемого сосуда, например, вышения объемной реограммы исследуемого сосуда, в связи с которым возникает раньше, чем участок. На РРГ этот отрезок апакротической фазы объемной реограммы пульсовой волны в грамме с дистального участка, направлены в разные стороны (пляски спадом, начало которого реограммы с дистального участка на РРГ соответствует восстановлению систолического повышения объемного сосуда. Поскольку при помощи РРГ интерес предстает амплитуды объемных реограмм выраженной элеменности РРГ, а

Описанный способ определяет исключить ошибки, свя-

при одновременной калибровке обоих каналов объёмных реограмм калибровочными импульсами равного номинального значения ($0,05-0,1-0,2$ Ом и др.) они взаимно компенсировались и отсутствовали на РРГ (рис. 2). Калибровка РРГ в абсолютных значениях сопротивления производится путем отключения входа одной из объёмных реограмм кнопками S_1 или S_2 . При этом будет регистрироваться другая объёмная реограмма в прямом или обратном виде, в зависимости от того, на какой из входов канала регистрации — инвертирующий или неинвертирующий она поступает.

РРГ здоровых лиц, зарегистрированная со строго симметричных участков тела, представляет собой почти прямую линию (рис. 2). При патологических изменениях в

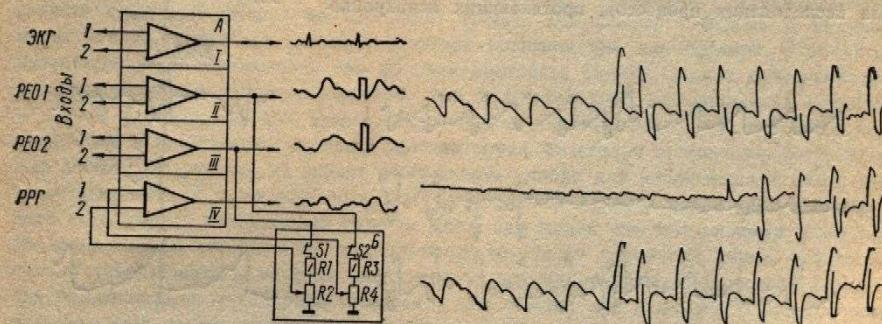


Рис. 1. Схема приставки для осуществления способа разностной реографии на много-канальном медицинском самописце с дифференциальными входными каскадами. А — электрокардиограф ЭЛКАР-4 (I—IV — каналы регистрации). Б — приставка для получения разностной реограммы. R₁, R₃ — 1 Мом, R₂, R₄ — 10 кОм.

Рис. 2. Образец регистрации разностной реограммы голени здорового лица. Сверху вниз: объемная реограмма правой голени, РРГ, объемная реограмма левой голени. Калибровочные импульсы по 0,1 Ом.

сосудистом русле, проявляющихся в нарушении амплитудных и временных соотношений реограммы, РРГ принимает вид кривой, отдельные участки которой направлены в сторону преобладания амплитудного значения одной из объёмных реограмм в данный момент времени (рис. 3).

РРГ можно также использовать при исследованиях таких параметров кровотока, как время распространения пульсовой волны (ВРПВ). Для этого на входы приставки подаются объёмные реограммы с участков тела, расположенных по длине исследуемого сосуда, например, бедра и стопы (рис. 4). Начало анакротической повышения объёмной реограммы с участка, расположенного проксимально по длине исследуемого сосуда, в связи с конечной скоростью распространения пульсовой волны по времени возникает раньше, чем такая же точка на объёмной реограмме с дистального участка. На РРГ этот отрезок проявится в виде повышения, соответствующего началу анакротической фазы объёмной реограммы с проксимального участка. По мере распространения пульсовой волны возникает анакротическое повышение на объёмной реограмме с дистального участка, а так как на РРГ объёмные реограммы графически направлены в разные стороны (рис. 2 и 3, конечные отрезки РРГ), то повышение сменяется спадом, начало которого соответствует началу анакротической фазы объёмной реограммы с дистального участка. Таким образом, ВРПВ между исследуемыми участками на РРГ соответствует восходящей части первого зубца, направленного в сторону систолического повышения реограммы проксимального участка по ходу исследуемого сосуда. Поскольку при определении времени распространения пульсовой волны с помощью РРГ интерес представляют не амплитудные, а временные параметры, то амплитуды объёмных реограмм выбираются, исходя из наилучшей разборчивости и выраженности элементов РРГ, а калибровка её теряет смысл.

Описанный способ определения времени распространения пульсовой волны позволяет исключить ошибки, связанные с неточностью установки первьев каналов са-

и исследованиях сердечно-сосудистых показателей реограмм определят систолических волн реограмм участков тела [1, 3]. При асимметрии остается трудоемким, могут изменяться не только участков реографических кризисов кровенаполнения по коэффициентам временных соотношений, графических кривых в каждый зален, трудоемок и применяется основанное на принципе векторного [5, 6]. Получаемая при этом тем больше отличающиеся от исходные объемные реограммы

возможности реографических измерений. Так, вряд ли обосновано изменения интегрального сопротивления, принципов, по которым, как пространственное расположение усложняется также измерения не только амплитуда «реовектора», а определяется без специальной синхронизации «векторреограмм», а для ре-

зультатов значений реограмм, реограмм тела в каждый момент времени, вход усилителя с дифференциальных (равных по амплитуде и являются и на выходе усилителя, объемные реограммы с друг друга, то сигнал на выходе остаточную реограмму (РРГ) [2]. Одноканальный электрокардиографический каскад), то способ реограмм подключаются к разъемамания РРГ осуществляется следующим образом: симметричных участков тела R2 и R4 такой величины, чтобы

мописц и необходимостью перспективного совмещения кривых, зарегистрированных на разных каналах.

Предложенная методика разностной реографии позволяет не только оценить асимметрию реографических сигналов с двух симметричных участков тела, но, благодаря возможности калибровки РРГ, и количественно измерить эту асимметрию в единицах сопротивления. Регистрация РРГ осуществляется одновременно с объемными реограммами на том же многоканальном регистрирующем приборе с помощью простой приставки, которая не нуждается в наладке и проста в эксплуатации. РРГ можно также использовать для исследования процессов, протекающих асинхронно



Рис. 3. Образец регистрации разностной реограммы голени больного с остеохондромой верхней трети большеберцовой кости.

Расположение кривых см. рис. 2.

Рис. 4. Образец определения времени распространения пульсовой волны на участке между бедром и стопой с помощью РРГ.

Сверху вниз: объемная реограмма бедра, РРГ, объемная реограмма стопы. Стрелками отмечено ВРПВ. Вертикальной линией показано начало анаэробы реограммы бедра (вверху) и стопы (внизу).

по длине сосуда, что повышает точность и достоверность получаемых данных. Принципы, положенные в основу описанного метода можно использовать для получения дополнительной информации при других физиологических методах исследования (сфигмография, плецизография и др.). Метод РРГ расширяет возможности реографического исследования и может найти широкое применение при научных и клинических исследованиях.

Литература

- Выховская А. Г., Беличенко И. А. Диагностика и показания к хирургическому лечению тромбооблитерирующих заболеваний артерий конечностей. М.: Медицина, 1967.
- Грэм Дж., Тоби Дж., Ньюелман Л. Проектирование и применение операционных усилителей. М.: Мир, 1974. 512 с.
- Еголина Э. И., Кулакова А. И. Некоторые реографические показатели кровообращения рук у здоровых детей и у больных с гипертонической болезнью в начальных стадиях. — Педиатрия, 1973, № 4, с. 28—31.
- Пятаков Ф. А., Харин В. Д. Объемно-дифференциальная векторреограмма легких и ее количественный анализ. — Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений. М., 1972, с. 140—142.
- Сидоренко Г. И., Полонецкий Л. З. Использование метода векторреографии для оценки сократительной функции сердца у здоровых и больных инфарктом миокарда. — Кардиология, 1971, 11, № 1, с. 124—127.
- Сидоренко Г. И., Полонецкий Л. З., Сидоренко Е. Р. Векторный анализ реографических данных в оценке функционального состояния сердца. — Биологическая и медицинская электроника, часть 2. Свердловск, 1972, с. 138—140.
- Wetterer E., Busse R., Bauer R. D., Schabert A., Summa Y. Photoelectric device for contact-free recording of the diameters of exposed arteries in situ. — Pflügers Archiv, 1977, 368, N 2, p. 149—152.

Киевский институт ортопедии

Поступила в редакцию
11.1 1979 г.

ТЕЛЕВИЗИОННАЯ ПРИСТАВКА К ИНВЕРТИРОВАНИЮ С КУЛЬТУРОЙ

Культивируемые миокарды верхности стекла, являются у свойств сердечной мышцы на морфологических свойства клеток инвертированных микроскопов. Блюдинение клеток в окularе микроскопа и весьма утомительно для зрения недостаток и существенно улучшает систему. Получаемое на экране чувствительности телекамер и чистое качественное изображение промышленные и специальные трудно использовать в качестве вибрации большого веса и габарита недостаточной светочувствительности.

Более рациональной, по нашему мнению, системы из отдельных блоков, боткой. В таком случае установка заключается в конструировании радиочастотного преобразователя телекамерой. Возможно также подключение телевизора переносить в выборе телевизора для наилучшего телевизионного сигнала выхода. Чувствительность имеют только видеокамеры. Чувствительность видеосигнатурного типа в 5÷10 раз ниже, чем у телевизоров полупроводниковых экранов.

Нами выбран вариант с лампой 50-III-1 «Весна 308», поскольку диагонали — достаточно большой диаметр культивируемых клеток, но еще с малым числом. Применение этого телевизора сильнее.

Таким образом, предлагаем следующих основных блоков: трансформатор телекамеры и видеосигнал полупрозрачную призму, направляемую зумального контроля через систему

Установка работает следующим образом: освещаемого от конденсора с фокусом попадает в объектив инвертора фрагму — на фотокатод видеокона визуального контроля. Вырабатываемый видеосигнал на вход видеосигнала.

Коэффициенты оптического и визуальной системы выбраны так