

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 показателей, 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, объёмные 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 осциллоскоп» самописца (рис. 1). Регистрация РРГ осуществляется следующим образом. Амплитуды географических сигналов с симметричных участков тела устанавливаются с помощью переменных резисторов R2 и R4 такой величины, чтобы

при одновременной калибровке импульсами равного номинального значения компенсировались и отсутствовали значения сопротивления произвольных программ кнопками S1 или S2. Программа в прямом или обратном направлении — инвертированная регистрация — инвертированная РРГ здоровых лиц, зарегистрированная в прямом направлении, представляет собой почти прямую.

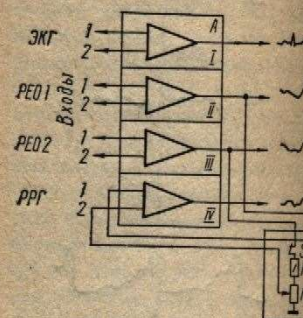


Рис. 1. Схема приставки для о
канальном медицинском сам
А — электрокардиограф ЭЛКАР-4 (разностной рео

Рис. 2. Образец регистрации
Сверху вниз: объемная реограмма

сосудистом русле, проявляющихся
ний реограммы, РРГ принимает
в сторону преобладания амплитуд
ный 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 которыми возникает раньше, чем участка. На РРГ этот отрезок анакротической фазы объемной реограммы пульсовой волны распространения пульсовой волны в реограмме с дистального участка, направлены в разные стороны (появляется спадом, начало которого реограммы с дистального участка на РРГ соответствует восходящего систолического повышения реограммы сосуда. Поскольку при помощи РРГ интерес представляют амплитуды объемных реограмм выраженности элементов РРГ, а

Описанный способ опреде
звolyет 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 S1 или S2. 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

евич

ИН ИЗ ПУТЕЙ ТИ РЕОГРАММ

и исследованиях сердечно-сосудистых показателей реограмм определений систолических волн реографических кривых в каждый элемент, трудоёмок и применяется на принципе векторных измерений не только амплитуды, но и фазы. Получаемая при этом больше отличающаяся от исходные объёмные реограммы

возможности реографических изменений. Так, вряд ли обоснованно изменения интегрального содержания, принципов, пока, как пространственное расположение усложняется также анализ измерения не только амплитуды, но и фазы, а определение без специальной синхронизации «векторреограмм», а для ре-

тудных значений реограмм, реографическая кривая в каждый момент времени в каждый момент времени вход усилителя с дифференциальными (равными по амплитуде и фазе) сигналами являются и на выходе усилителя, объёмные реограммы с другой, то сигнал на выходе реограмму (РРГ) [2]. Многоканальный электрокардиограф (дифференциальные каскады), то способ реографии подключаются к разбросанным РРГ осуществляется с помощью симметричных участков тела R2 и R4 такой величины, чтобы

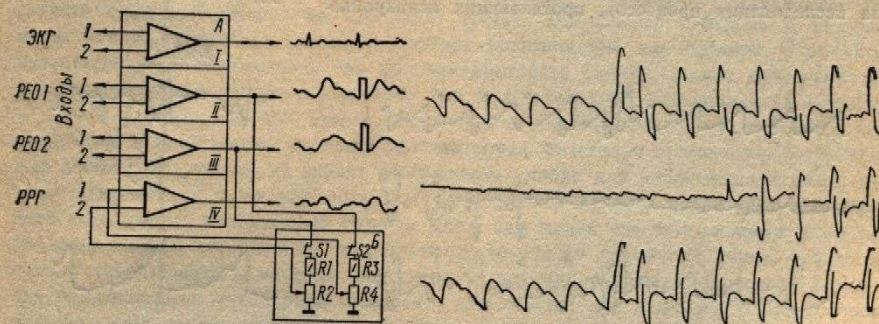


Рис. 1. Схема приставки для осуществления способа разностной реографии на многоканальном медицинском самописце с дифференциальными входными каскадами. А — электрокардиограф ЭЛКАР-4 (I—IV — каналы регистрации), Б — приставка для получения разностной реограммы. R1, R3 — 1 Мом, R2, R4 — 10 кОм.

Рис. 2. Образец регистрации разностной реограммы голеней здорового лица. Сверху вниз: объёмная реограмма правой голени, РРГ, объёмная 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 анакротического 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 пересёк каналов са-

