

Биомедицинские приборы и системы

УДК 621.38

Реография с возможностью определения разности фаз

А.А. Попов, канд.тех.наук, **А.М. Чугуй**

Национальный Технический Университет Украины «КПИ»,
ул. Политехническая, 16, г. Киев, 03056, Украина.

Изложены основные принципы реографии, и поставлена задача модификации его аппаратного обеспечения на основе анализа биологических свойств и процессов, которые происходят в теле человека. Разработана схема реографического измерителя с возможностью регистрации разности фаз между зондирующим и регистрируемым сигналом; обосновано применение регистрации разности фаз; рассмотрены возможности современных реографов с примерами; приведены методы обработки реографического сигнала. Библ. 6, рис. 4, табл. 1.

Ключевые слова: *реография, разность фаз, кровонаполнение, импеданс тела, емкостная составляющая, фазовый детектор, «исключающее ИЛИ», аппарат для снятия реограммы, биоткань.*

Введение

Реография – неинвазивный метод исследования кровоснабжения органов, в основе которого лежит принцип регистрации изменений электрического сопротивления тканей в связи с меняющимся кровонаполнением. Чем больше приток крови к тканям, тем меньше их сопротивление [3]. Основу метода составляет измерение и анализ реограммы – кривой, отражающей пульсовые колебания электрического сопротивления.

Реография является весьма полезным методом диагностики различных заболеваний сердечнососудистой системы. Этот метод позволяет определить состояние кровеносной системы тех или иных органов, либо их участков. Применение данной методики позволяет выявить у пациента атеросклеротические или воспалительные поражения сосудов различных участков тела на ранних стадиях.

Важным преимуществом реографии является возможность одновременного исследования кровообращения нескольких сосудистых областей, что позволяет легко выявить нарушения кровообращения. Реографические исследова-

ния дают возможность диагностики затруднения венозного оттока, венозного застоя, несостоятельности путей венозного оттока при функциональных пробах. Следует также отметить, что реографические методы практически не имеют противопоказаний и пригодны для продолжительных исследований, в том числе мониторинга. Это свидетельствует о том, что реографические методы могут оказывать существенную помощь для правильной постановки диагноза и, особенно, для текущей оценки изменений кровообращения, в том числе при проведении функциональных проб.

Известно, что биологические ткани организма обладают не только активным, но и реактивным сопротивлением, которое зависит от свойств тканей и от функционального состояния организма в целом. Использование информации о реактивной составляющей импеданса тканей даст дополнительную диагностическую информацию про проведении реографии.

Существующие на данный момент устройства регистрации и анализа реограммы обладают высокими точностными характеристиками, но в настоящее время методика реографии сконцентрирована исключительно в измерении амплитудных характеристик регистрируемых сигналов.

В связи с этим, актуальной задачей является разработка реорегистратора, который бы давал дополнительную диагностическую информацию за счет измерения разности фаз между сигналом источника зондирующего тока и регистрируемым сигналом. Это позволит путем математической обработки снимаемого сигнала получить влияние на полное сопротивление также емкостной составляющей сопротивления кожи, что может позволить повысить точность регистрации.

В данной работе представлено обоснование измерения разности фаз при реографии, а также приведена разработанная схема реорегистратора с возможностью регистрации разности фаз.

Реография с измерением разности фаз

Под термином «реография» в настоящее время понимают графическую регистрацию изменений сопротивления живых тканей или органов в электрометрической цепи, обусловленных колебаниями их кровенаполнения.

Изменения импеданса участков живой ткани или органов между электродами измерительной схемы, вызываемые колебанием в них кровенаполнения, преобразуются в изменения напряжения на выходе схемы, которые затем усиливаются с помощью электронного усилителя, детектируются и регистрируются

Считается, что между изменениями электрического сопротивления и пульсовыми колебаниями объема крови существует линейная зависимость. В момент увеличения объема крови, вызванного систолическим сокращением желудочков сердца, электропроводность этой зоны увеличивается, а электрическое сопротивление уменьшается. Повышение электрического сопротивления обусловлено спадом пульсовой волны.

Причем колебания сопротивления связаны не только с объемом крови, но и со скоростью ее движения. Оказывают влияние также сократительная способность миокарда, диаметр, и эластичность сосудов, условия венозного оттока, фаза дыхания и форма электродов.

Реография позволяет оценить артериальное кровенаполнение, состояние артериальных сосудов, венозный отток, микроциркуляцию, ударный и минутный объемы кровообращения и т.д. При синхронной записи вместе с ЭКГ удается получить информацию о сократительной способности изолированного миокарда левого и правого желудочков. При двухканальной записи реограммы от симметрично расположенных электродов можно оценить асимметрию левого и правого кровеносных путей.

Известно [5], что электропроводность живой ткани определяется, главным образом, переносом заряда ионами растворенных солей, поэтому ее рассматривают, преимущественно, как ионный проводник. При пропускании электрического тока через живую ткань она ведет себя,

как комплексное сопротивление, включающее в себя активную (омическую) и реактивную (емкостную) компоненты, поэтому электрическое сопротивление тканей имеет резистивно-емкостную природу.

Полное электрическое сопротивление тканей - импеданс - является среднеквадратичной суммой активной и реактивной компонент электрического сопротивления:

$$Z = R + X_c, X_c = \frac{1}{2\pi fC},$$

где Z – импеданс, R – резистивное сопротивление, X_c – емкостное сопротивление.

Активная компонента сопротивления тканей определяется преимущественно ионной проводимостью, реактивная - в основном имеет емкостный характер и обусловлена возникновением поляризационной емкости в момент прохождения тока, в связи с неоднородностью тканей и большим количеством клеточных мембран. Импеданс ткани зависит от протекающего тока и чем больше частота тока, тем меньше импеданс, причем, главным образом, за счет уменьшения емкостной компоненты.

Активное (омическое) сопротивление снижается до известного предела, за которым сопротивление тканей практически перестает изменяться [6]. Таким образом, исследование разности фаз при проведении реографии может дать важную информацию про биофизические характеристики тканей человека, которые зависят от функционального состояния организма, от состава межклеточной и внутриклеточной жидкостей, от структуры тканей и мембран клеток и др. характеристик живого организма.

Разработка регистратора реограммы с возможностью измерения разности фаз

В настоящее время реографы, доступные на рынке, не позволяют проводить измерение разности фаз между зондирующим и регистрируемым сигналами. В табл. 1 приведены некоторые характеристики реографов, которые удовлетворяют всем требованиям к современным рутинным реографическим исследованиям.

Табл. 1. Параметры некоторых современных реографов

Реограф	F_1 , кГц	$I_{эфф}$, мА	Z_B , Ом	ΔZ , Ом	P , Вт	Измерение разности фаз	Подключение к ПК
«КРЕДО» [1]	100	$1 \pm 0,3$	10-1024	0,05-1	22	-	-
«Диамант - Р» [2]	28,115,230		10-550			-	+

Данные устройства позволяют получить и обработать реографический сигнал для его последующего анализа и формирования медицинского заключения.

Реограф «КРЕДО» позволяет осуществлять одновременную визуализацию на мониторе компьютера в реальном времени и в режиме стоп-кадра реограмм и их первых производных по 4 каналам, а также ЭКГ по 1 каналу.

4-х канальный, 3-х частотный реограф "Диамант-Р" для исследования центральной и периферической гемодинамики, жидкостных секторов и структуры тела.

Эти реографы не позволяют определить емкостную составляющую импеданса тела, поэтому для определения ее была предложена схема реорегистратора с возможностью определения фазового сдвига, о котором будет сказано ниже.

В качестве дополнения к реографическому регистратору предлагается использовать определитель разности фаз между зондирующим и регистрируемыми сигналами, что поможет более точно учитывать емкостную составляющую в общем импедансе тела. Поэтому, как начальный этап реализации такого устройства, был разработан реорегистратор, блок-схема которого приведена на рис. 1, а принципиальная схема – на рис. 2.

Основные требования (соответствие ГОСТ 12.2.025 – 76 и ГОСТ 19687-89, а так же ISO 13485-2003), выдвигаемые к разрабатываемому устройству:

- режим работы реографа: 2-электродный (биполярный), 4-электродный (тетраполярный);
- частота измерительного тока: 75 кГц;
- эффективное значение измерительного тока через биологический объект: $1,0 \pm 0,3$ мА;
- рабочий диапазон измерения базового сопротивления: 10 - 1024 Ом;
- погрешность измерения базового сопротивления: $\pm 10\%$;
- диапазон преобразования переменной составляющей сопротивления: 0,05 - 3 Ом;
- напряжение питания: 220 В, 50 Гц.

В разработанной схеме (рис. 2) микросхема DD5 (рис. 2,а) представляет собой источник высокочастотного напряжения для генерирования зондирующего тока требуемой частоты. Пары транзисторов VT5-6 и VT7-8 являются драйверами затвора для ключующих транзисторов VT1 и VT2. Трансформатор TV1 выполняет развязывающую функцию от цепи питания схемы. К разъему ХР3 подключаются отведения электродов от пациента.

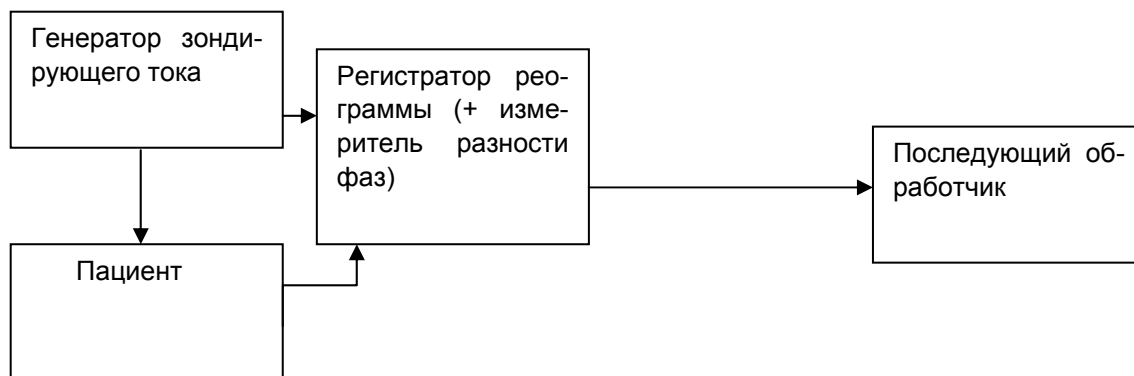
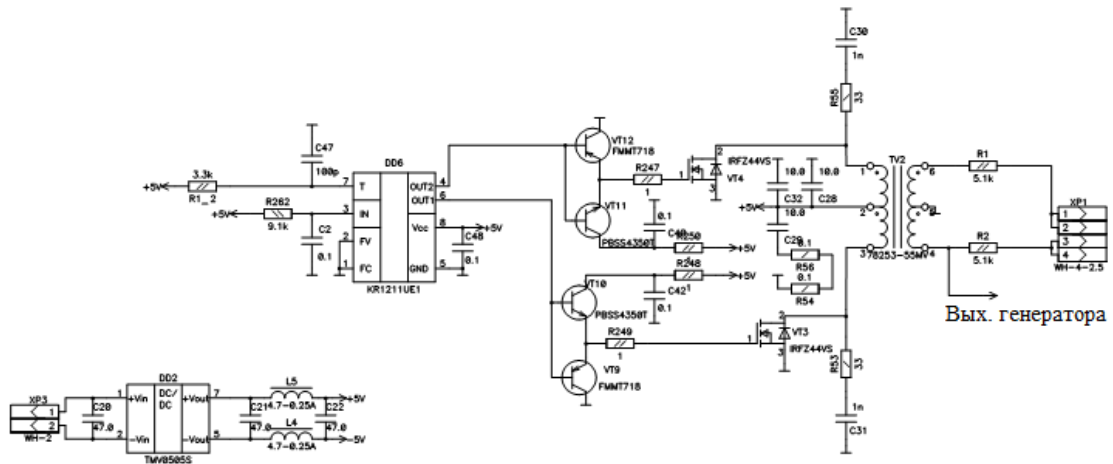
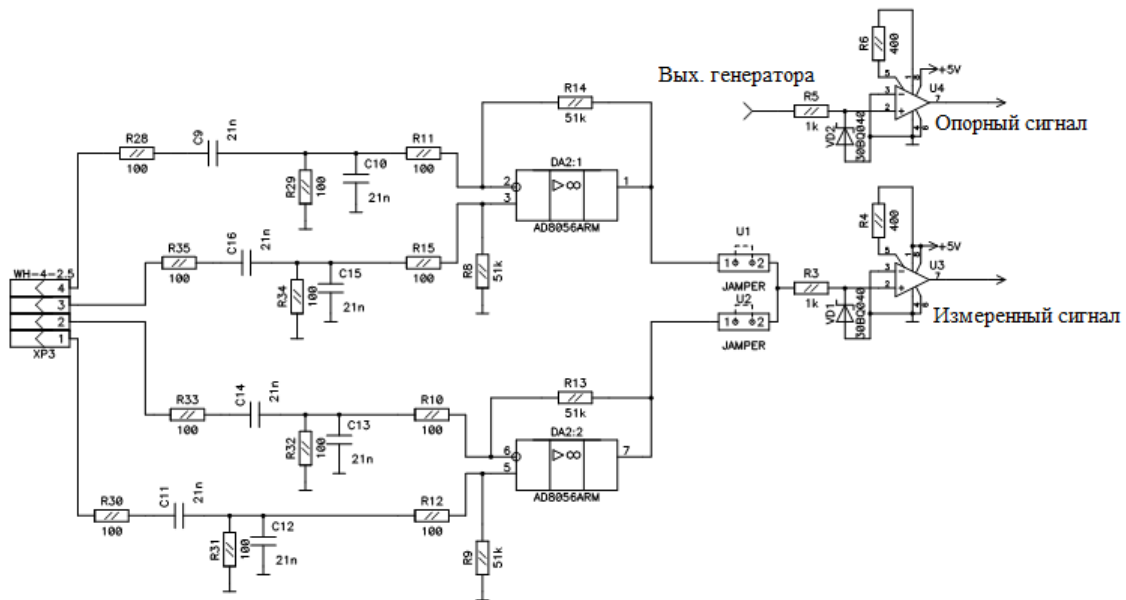


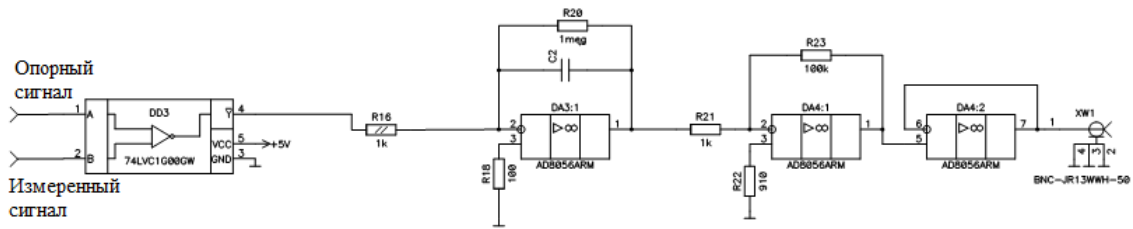
Рис. 1. Блок схема предложенного регистратора реограммы



а)



б)



в)

Рис. 2. Схема электрическая принципиальная реореографатора

а) генератор зондирующего тока и источник питания схемы, б) схема приема и усиления сигнала от тела человека, в) определитель разности фаз с выходным согласующим каскадом

Напряжение, которое регистрируется с тела человека, проходит фильтрацию перед попаданием в усилительный каскад. U3 и U4 – компараторы (рис. 2,б), включенные по схеме преобразования униполярного сигнала в биполярный для последующих преобразований и получения информации из этих сигналов.

Принцип фазового детектирования основан на преобразовании фазового сдвига в напряжение (или ток) и последующем измерении этого напряжения (тока). Схемы частотных и фазовых детекторов широко используются в аналоговой технике. Однако в большинстве случаев в таких схемах используются трансформаторы, что делает такие схемы неудобными для массового производства, поэтому имеет смысл попытаться найти решение при помощи цифровых микросхем. В аналоговых схемах наилучшими характеристиками обладают фазовые детекторы, построенные на основе умножителя. Если теперь символ "-1" обозначить как "0", то мы увидим, что полученная таблица истинности совпадает с инвертированной таблицей истинности логического элемента «исключающее ИЛИ». Микросхема DD3 (рис. 2,в) – элемент «исключающее ИЛИ», который является основным в схеме фазового детектора. После микросхемы DD3 имеется интегратор на операционном усилителе (рис. 3) для получения напряжения, соответствующего сдвигу фаз между входными сигналами, которое будет тем большим по модулю, чем больше разность фаз, что проиллюстрировано на рис. 4. На выходе схемы расположен буфер-

ный усилитель для обеспечения согласования ее с последующими каскадами.

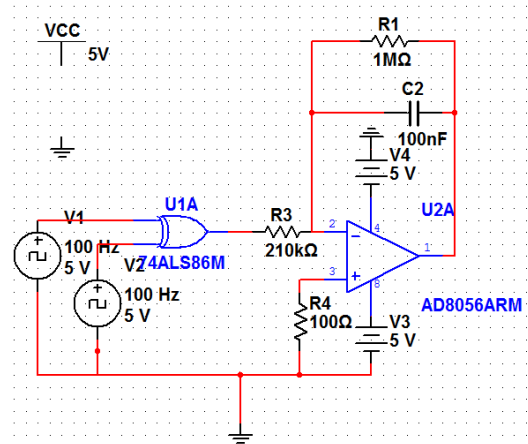


Рис. 3. Определитель разности фаз с интегратором

Данная схема позволяет получить сигнал реограммы как обычным амплитудным методом, так и путем измерения разности фаз между зондирующим и снимаемым сигналом с последующей обработкой этих данных для получения реографической кривой. Схема имеет трансформаторную развязку, что позволяет уменьшить паразитные пульсации сигнала на теле пациента, связанные с питанием схемы и внешними наводками. Применение в элементах схемы маломощных компонентов позволяет говорить о экономичности устройства в использовании.

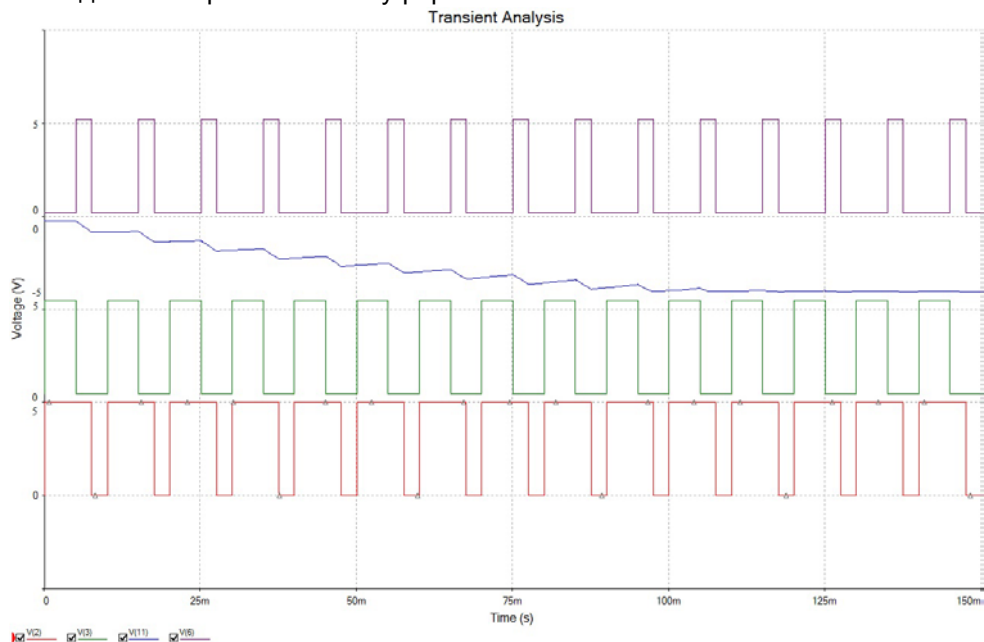


Рис. 4. Результат моделирования работы определителя разности фаз V(2), V(3) – входные сигналы, V(11) – напряжение на выходе интегратора, V(6) – выход элемента «исключающее ИЛИ»

Выводы

В данной работе предложена схема реорегистратора, которая позволяет получить в качестве дополнительного информативного параметра при регистрации реограммы разность фаз между зондирующим и регистрируемым сигналом. Актуальность регистрации данного параметра основана на биологических особенностях человеческого организма, а именно, на наличии реактивной составляющей сопротивления биотканей, учет которой даст полезную диагностическую информацию. Реорегистратор разработан с применением достаточно простых схемотехнических решений на недорогой компонентной базе и может применяться в комплексе с последующими устройствами для обработки и оцифровки реограммы, а так же передачи ее на ЭВМ. Моделирование схемы регистратора в среде Multisim подтверждает его заявленные возможности по определению разности фаз сигналов.

Особенностью предложенной реализации является то, что использование такого устрой-

ства позволяет применять различные методы исследования параметров человеческого тела с учетом реактивной составляющей сопротивления тела, что поможет повысить точность получаемых в процессе обработки данных для диагностики.

Литература

1. <http://www.astek-pro.ru/med/equipment/reo/credo.htm>.
2. http://www.diamant.spb.ru/pr_diamr.htm.
3. Гусев В.Г. Методы и технические средства для медико-биологических исследований: Учебное пособие. /В.Г.Гусев, Уфимск. Гос. авиац.техн.ун-т., – Уфа: УГАТУ, 2001. - 227 с.
4. Полищук В. И., Терехова Л. Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: Медицина, 1983, 176 с., ил.
5. Присный А. А. Биофизика: учебно-методический комплекс для магистров по дисциплине / А.А. Присный. – М., 2010. – 200 с.
6. Яруллин. Х.Х. Клиническая реоэнцефалография. – М.: Медицина, 1983. - 270 с.

УДК 621.38

Реографія з можливістю визначення фаз

А.О. Попов, канд.тех.наук, **О.М. Чугуй**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
вул. Політехнічна,16, 03056, Київ, Україна.

У роботі розглянуто метод реографії, і поставлена задача модифікації його апаратного забезпечення на основі аналізу біологічних властивостей і процесів, які відбуваються в тілі людини. Розроблено схему реографічного вимірювача з можливістю реєстрації різниці фаз між зондувальним і реєстрованим сигналом; обґрунтовано застосування реєстрації різниці фаз; розглянуті можливості сучасних реографії з прикладами; наведені методи обробки реографічного сигналу. Бібл. 6, рис. 4, табл. 1.

Ключові слова: *реографія, різниця фаз, кровонаповнення, імпеданс тіла, ємнісна складова, фазовий детектор, «виключна диз'юнкція», апарат для зняття реограми, біотканина.*

UDC 621.38

Rheography recording with determine of phase difference

A.O. Popov, Ph.D., **O.M. Chugui**

National Technical Institute Of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute»,
Politekhnichna str., 16, 03056, Kyiv, Ukraine.

This paper deals with the principles of the rheography method, which is an effective method of qualitative and quantitative diagnostics of the human body, and the modification of its hardware based on the analysis of biological properties and processes that occur in the body. Based on this analysis, a scheme rheographic to measure the phase difference between the probe and the measured signals is proposed in the article; application of the registration of the phase difference is justified; consider the possibilities of modern rheographs with examples; methods of signal processing rheographic signal are shown. Reference 6, figures 4, tables 1.

Keywords: *rheography, phase difference, blood filling, impedance of the body, capacitive component, phase detector, «exclusive OR», devices for rheogram detection, biological tissue.*

References

1. <http://www.astek-npo.ru/med/equipment/reo/credo.htm>.
2. http://www.diamant.spb.ru/pr_diamr.htm.
3. *Husev V. H.* (2001), [Methods and tools for biomedical research: manual]. Ufimsk. Gos. aviats. tehn. un-t., Ufa: UGATU, P. 227.
4. *Polishchuk V. I., Terekhova L. G.* (1983), [Technique and methods of rheography and rheoplethysmography]. M.: Meditsina. P. 176.
5. *Prisnyi A. A.* (2010), [Biophysics: a training system for masters of the discipline]. M. P.200.
6. *Iarullin Kh. Kh.* (1983), [Clinical rheoencephalography]. M.: Meditsina, P. 270.

Поступила в редакцию 26 февраля 2013 г.