

## АВТОМАТИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ ПЕРИФЕРИЧЕСКОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Бернюков А.К., Костикин И.Ю., Сушкова Л.Т.

Владимирский государственный университет  
600026, ул. Горького, 87, кафедра РТ и РС

При сердечно-сосудистых заболеваниях по данным всемирной организации здравоохранения смертность составляет 60-70%. Поэтому актуально совершенствование методов ранней диагностики и мониторинга состояния сосудистой системы.

Для оценки объемных характеристик кровоснабжения различных органов и участков тела человека, на наш взгляд, перспективным является реографический метод, основанный на измерении импеданса участка тела при воздействии переменного тока. Из-за эффекта поляризации на поверхности кожи частота зондирующего тока выбирается от 50кГц до 150кГц в зависимости от объекта исследований. Пульсовой приток крови к исследуемому органу вызывает периодическое изменение импеданса. Чем лучше кровоснабжение участка тела, тем выше его проводимость.

Основной технической и методической трудностью реографического метода является низкая амплитуда регистрируемого сигнала. Переменная часть импеданса, порядка 1 Ом, составляет около 1% от базового постоянного сопротивления участка тела. На стабильность амплитуды реосигнала влияют: частота зондирующего тока, качество контакта датчиков с кожей пациента, общий объем участка тела между датчиками.

Случайное изменение любого из этих факторов может привести к снижению амплитуды регистрируемого сигнала, что по существующим методикам анализа реосигнала интерпретируется как уменьшение кровоснабжения органа. Существует множество реографических методик исследования периферического кровообращения. Реоэнцефалография (РЭГ) применяется для исследования кровообращения головы. Поэтому особенно важно повышение точности и оперативности этого метода исследований.

Методика РЭГ предусматривает одновременную запись четырех реосигналов и сигнала электрокардиограммы (ЭКГ). ЭКГ сигнал используется как синхросигнал для определения начала и окончания периода.

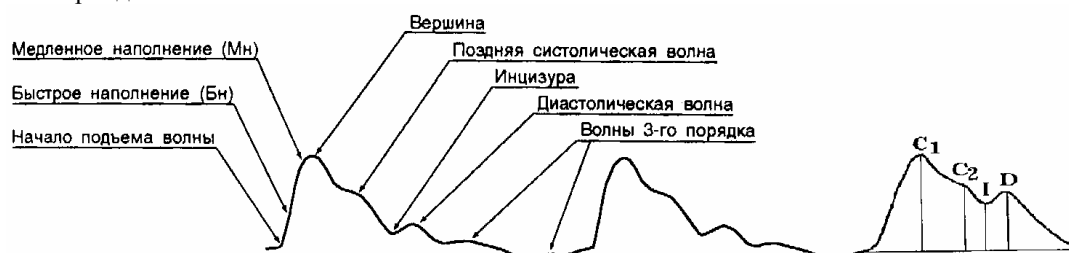


Рис. 1.

После выделения отдельных периодов и отбраковки поврежденных участков сигнала определяются основные элементы и параметры реограмм (рис. 1). В современных реографических комплексах различные показатели автоматически вычисляются за период реосигнала. Основными являются амплитудные показатели реограмм: С-амплитуда систолической волны, соответствует максимуму систолической волны от нулевой линии, С1-амплитуда первой систолической волны, С2-амплитуда второй систолической волны, I-амплитуда инцизуры, D-амплитуда диастолической волны.

На их основе рассчитываются относительные и динамические амплитудные показатели. Заключение формируется исходя из оценки значений показателей относительно нормы.

Существует несколько методик диагностики по показателям реосигнала [2], имеющих небольшие отличия друг от друга. Их общий недостаток связан с тем, что используются контурные методы анализа. При этом не учитывается известный факт наложения отражений на основную пульсовую волну, что приводит к ошибкам в определении амплитудных показателей и взаимовлиянию временных и амплитудных показателей реограмм. В итоге, сокращается область применения реографического метода исследования периферического кровообращения. Моделирование реосигнала показало, что ошибка определения амплитудных показателей составляет 20-30 % от действительного значения для амплитуды диастолической волны D и более 50% для второй систолической волны С2.

Очевидно, что повышение точности определения показателей реограмм является актуальным для улучшения качества диагностики состояния сосудистой системы. Это возможно при более четком разделении элементов реограммы.

Для этого исследовались [1] следующие методы цифровой обработки сигналов:

- 1) гомоморфная обработка, вычисление кепстра периода реосигнала;
- 2) инверсная фильтрация;

3) адаптивное моделирование.

Была предложена математическая модель реосигнала в виде свертки основной пульсовой волны и импульсной характеристики артериального русла (ИХАР). Такая модель учитывает наложение отражений на основную волну и допускает применение перечисленных методов цифровой обработки для выделения из реосигнала ИХАР.

Методика применения гомоморфной, инверсной и адаптивной фильтрации к реосигналу разработана с учетом особенностей этих методов и самого реосигнала.

В результате обработки была получена импульсная характеристика артериального русла (Рис. 2). Наилучший результат достигнут при вычислении кепстра и использовании инверсной фильтрации, так как импульсная характеристика определяется этими методами на каждом периоде реосигнала  $r(n)$ . Идентификация импульсной характеристики артериального русла с помощью адаптивного фильтра дает интегральную оценку за 10 – 20 периодов. Кроме того, существует проблема устойчивости процесса адаптации.

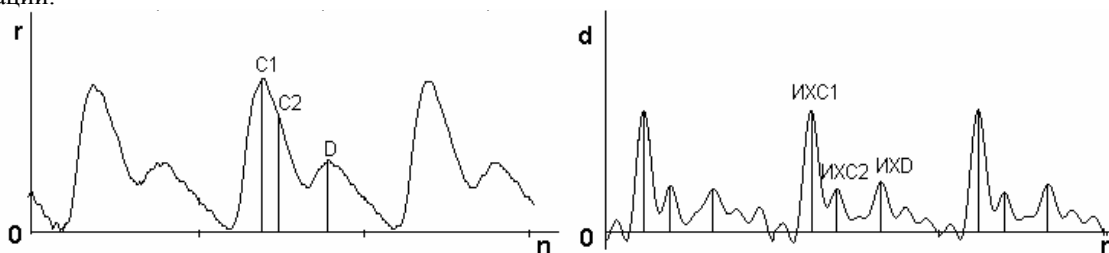


Рис. 2.

На основе полученной импульсной характеристики  $d(n)$  артериального русла (ИХАР) предложена новая система показателей реограмм.

В начале автоматизированного анализа импульсной характеристики определяется величина пиков и временные задержки. Как правило можно выделить три основных пика ИХАР соответствующих первой систолической волне (ИХС1), второй систолической волне (ИХС2) и диастолической волне (ИХД). Обозначения задержек относительно R пика ЭКГ: ИХТ0, ИХТ1, ИХТ2. На втором этапе предлагается нормировать величины пиков, выбрав за единицу ИХС1, и задержек, где за единицу берется ИХТ0. В результате определяем вектор-образ артериального русла. Размерность вектора может меняться, в зависимости от числа пиков ИХАР, используемых при анализе. Для трех основных пиков получаем четырехмерный вектор-образ.

В этом случае алфавит состоит из четырех признаков, которые определяются по формулам:

$A1 = ИХС2/ИХС1$ ;  $T1 = (ИХТ1/ИХТ0) - 1$ ;  $A2 = (ИХД/ИХС1)$ ;  $T2 = (ИХТ2/ИХТ0) - 1$ . Пары признаков определяют свойства артериального русла на участке артерий сопротивления ( $A1, T1$ ) и на участке мелких артерий и артериол ( $A2, T2$ ). Признак А зависит от пропускной способности сосудистого русла после характеризуемого участка ветвления. Признак Т показывает тонус сосудов до этого участка. Графически образ артериального русла выглядит как отрезок на плоскости АОТ (Рис 3).

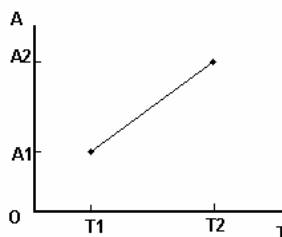


Рис.3.

Преимуществами предложенной системы автоматизированного исследования периферического кровообращения по сравнению с традиционными методами:

- 1) независимость диагностических признаков от абсолютных амплитудных параметров реосигнала, за счет нормировки;
- 2) дифференцированный анализ пропускной способности и тонуса сосудов разного поколения ветвления за счет выделения отдельных пиков импульсной характеристики артериального русла;
- 3) инвариантность к возрастным изменениям тонуса сосудов, за счет снижения взаимовлияния амплитудных и временных показателей реограмм.

В то же время предложенная методика допускает совместимость с уже существующими методиками анализа реограмм. Это дает врачу больше возможностей при выборе средств и методов диагностики в случае неопределенности или не однозначности диагностики по одной из принятых методик.

**Литература.**

1. Бернюков А. К., Костикин И. Ю., Сушкова Л. Т. Цифровая обработка реограмм с целью повышения качества диагностики сосудистой системы.// Доклады 5-й Международной конференции "Цифровая обработка сигналов и ее применение", ч.2.- М. Инсвязьиздат, 2003.-с.90-93.

2.Иванов Л. Б. Лекции по реографии.- М., МБН, 1998.- 360с.

