

ЦИФРОВАЯ ОБРАБОТКА РЕОГРАММ С ЦЕЛЬЮ ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ДИАГНОСТИКИ СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

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

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

Реографический метод исследования кровообращения существует уже более 50 лет. За это время представления о реосигнале и о методах его обработки неоднократно изменялись и уточнялись. Реограмма- запись изменений электрического сопротивления биотканей переменному току, обусловленных приростом объема исследуемого участка органа при кровенаполнении. Обычно одновременно с реограммой записывается электрокардиограмма (ЭКГ) (рис. 1). ЭКГ- сигнал используется при анализе для определения периода систолы и диастолы, а также времени распространения пульсовой волны. Традиционно при анализе реосигнала определяют амплитуды максимумов и минимумов, первую и вторую производные фронтов сигнала. На основе этих данных выделяют отдельные компоненты реоволны и делают вывод об относительном кровенаполнении органа, об эластичности крупных и мелких артерий и о затрудненности венозного оттока. Существующие компьютерные системы анализа реограмм, в отличие от ручного анализа, лишь повышают скорость вычислений, не используя в полной мере возможности цифровой обработки информации. В настоящей работе предлагается новая методика автоматизированного исследования реограмм, направленная на повышение качества диагностики сосудистой системы человека.

Постановка задачи. Известно, что в реосигнале присутствуют отражения - копии основной пульсовой волны, которые возникают в точках ветвления сосудов при распространении волны от сердца к периферическим отделам кровеносной системы [3]. Эти отражения накладываются на основную волну и друг на друга, затрудняя тем самым определение амплитудных и временных параметров реосигнала традиционными методами. Например, амплитуда диастолической волны достаточно точно характеризует затрудненность венозного оттока у молодых людей, т. е. при хорошей эластичности стенок сосудов. Но при повышенной ригидности сосудистой стенки на основную диастолическую волну накладывается множество дополнительных отражений, и различить ее традиционными методами становится не возможно. Предложена математическая модель реосигнала в виде свертки основной пульсовой волны с импульсной характеристикой канала распространения (артериального русла).

На основе предложенной модели реосигнала для решения задачи выделения различных элементов реоволны использованы следующие методы цифровой обработки: 1) гомоморфная обработка с вычислением кепстра реосигнала; 2)инверсная фильтрация; 3) адаптивное моделирование.



Рис. 1. Пример записи реограммы и электрокардиограммы.

Сопоставительный анализ используемых методов цифровой обработки реограмм. Методы гомоморфной и инверсной обработки решают задачу выделения импульсной характеристики артериального русла из свертки её с основной пульсовой волной путем выбеливания спектра реосигнала. В результате спектр сигнала расширяется, выравнивается, а компоненты реосигнала и отражения сужаются во временной области в δ -образные импульсы с различными амплитудами и задержками (рис. 2). Таким образом, повышается качество оценки параметров системы кровообращения.

На рисунках 2, 3, 4 приводятся результаты инверсной, адаптивной и гомоморфной обработки реоэнцефалограмм. На рисунках обозначены: $r(n)$ - реосигнал, $h(n)$ - импульсная характеристика артериального русла (результат инверсной фильтрации и адаптивного моделирования), $s(n)$ - кепстр реосигнала (результат гомоморфной обработки), $m(n)$ - сигнал, моделирующий пульсовую волну, $v(n)$ - сигнал на выходе адаптивного фильтра, $v(n)$ - первая производная реосигнала, $a(n)$ - вторая производная реосигнала, n - номер отсчета.

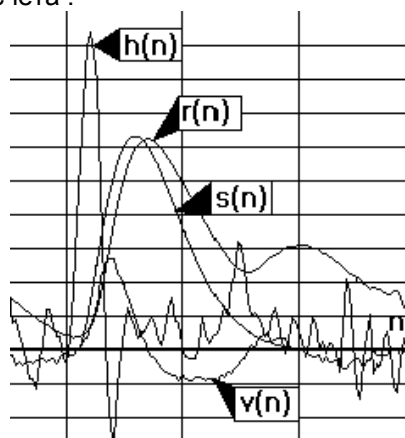


Рис. 2. Результат инверсной обработки реосигнала.

Схожими свойствами обладает и дифференцирующий фильтр. Но качество выравнивания спектра лучше у инверсного фильтра. При вычислении производной, характеристика фильтра является линейной, квадратичной или кубической, в зависимости от порядка производной, и не зависит от спектра самого сигнала, а инверсный фильтр, строится исходя из спектра сигнала. Его частотная характеристика является обратной спектру сигнала [4]. Это позволяет точнее определить задержку и амплитуду отраженного сигнала. К основным недостаткам метода инверсной фильтрации относятся: необходимость априорной информации о форме пульсовой волны и подчеркивание инверсным фильтром высокочастотных шумов. Первую проблему можно решить с помощью моделирования основной пульсовой волны на основе данных о спектре реосигнала и о фронте реоволны [2]. Для устранения второго недостатка необходимо ограничить частотную характеристику инверсного фильтра в области высоких частот. Однако это ухудшает качество восстановления импульсной характеристики артериального русла.

При адаптивном моделировании импульсного отклика артериального русла так же необходима информация о форме пульсовой волны. Коэффициенты адаптивного фильтра, на вход которого подается сигнал, моделирующий основную пульсовую волну, перестраиваются по принципу минимизации среднеквадратической ошибки сигнала на выходе фильтра относительно реосигнала. При адаптивном моделировании снижение влияния шумов осуществляется путем сокращения скорости и времени адаптации фильтра. В результате моделирования коэффициенты фильтра представляют собой модель импульсного отклика артериального русла (рис. 3).

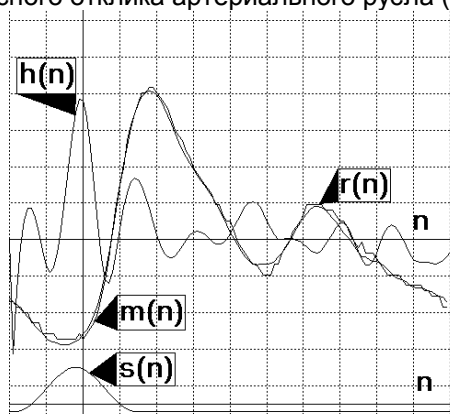


Рис.3 Результаты адаптивной обработки реосигнала.

Наилучшим из этих методов, является метод гомоморфной обработки с вычислением кепстра реосигнала, т. к. он не требует априорной информации о форме пульсовой волны. Кепстр вычислялся как обратное дискретное преобразование Фурье от логарифма модуля спектра реосигнала. В кепстре реосигнала присутствует информация об основной пульсовой волне и о канале распространения

(рис. 4). Разделить эти части кепстра можно, например, путем режекции кепстра в области малых задержек. Недостатком гомоморфной обработки является ее высокая чувствительность к шумам [1]. Эксперимент показал, что этот метод применим при соотношении сигнал/шум не менее 30- 40 дБ.

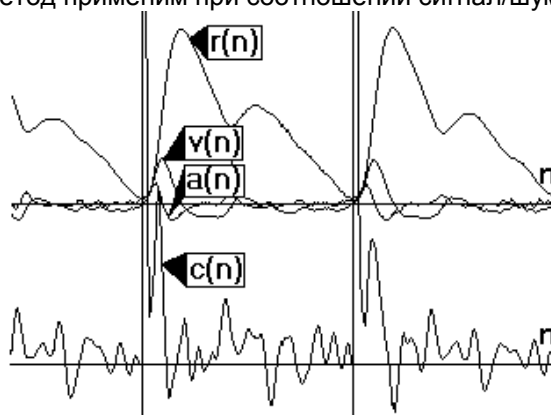


Рис 4. Результат гомоморфной обработки реосигнала.

В результате применения гомоморфной адаптивной или инверсной обработки реосигнала получаем импульсную характеристику канала распространения пульсовой волны. Коэффициенты этой характеристики связаны с параметрами артерий различного диаметра от аорты до артериол. О свойствах капиллярного и венозного отдела сосудистого русла можно судить лишь косвенно. Используя данные об импульсной характеристике артериального русла можно компенсировать действие отражений и выделить из реосигнала основную пульсовую волну. Исследование показало возможность применения инверсного фильтра для подавления отражений в сигнале.

Наблюдается коррелированность результатов инверсной гомоморфной и адаптивной обработки реограмм и соответствие найденной импульсной характеристики физиологическим особенностям строения артериального русла. Все эти методы в комплексе позволяют облегчить труд врача и повысить качество диагностики сосудистой системы.

Литература.

1. Бернюков А. К., Костикин И. Ю. Анализ биоэлектрических сигналов с отражениями на фоне шумов.// Доклады 3-й Международной конференции "Цифровая обработка сигналов и ее применение", ч.2.- М. Инсвязьиздат, 2000.-с.209-213.
2. Бернюков А. К., Костикин И. Ю., Сушкова Л. Т. Моделирование импульсного отклика артериального русла с помощью квазиинверсного фильтра.// Доклады 4-й Международной конференции "Цифровая обработка сигналов и ее применение", ч.1.- М. Инсвязьиздат, 2001.-с.75-78.
3. Иванов Л. Б. Лекции по реографии.- М., МБН, 1998.- 360с.
4. Василенко Г. И. Теория восстановления сигналов: О редукации к идеальному прибору в физике и технике.- М.: Сов. радио, 1979.-272 с.



DIGITAL PROCESSING OF REOGRAM FOR INCREASE THE QUALITY OF VASCULAR SYSTEM DIAGNOSTIC

Bernjukov A., Kostikin I., Sushkova L.

The reogram method of the vascular system research exists already more than 50 years. For this time a theory about reosignal and about methods of its processing repeatedly changed and were specified. Reogram is a record of organ electrical resistance to an alternating current changes caused by a gain of volume of a researched site of a body at pulse moution. The existing computer systems of the reogram analysis , as against the manual analysis, only raise speed of calculations, not using to the full opportunities of digital signal processing. In the present work the attempt is made to offer a new technique of the automated vascular system research, directed on increase of diagnostics quality of the man vascular system.

It is known, that in reosignal there are reflections - copy of a basic pulse wave, which arise in branching points of vessels at distribution of a pulse wave from heart to other departments of vascular system. These reflections are imposed on the basic wave and against each other, complicating thus definition of amplitude and time parameters of reosignal by traditional methods. The mathematical model of reosignal as convolution of a basic pulse wave with the pulse characteristic of the distribution channel (an arterial channel) is offered.

On the basis of the offered model for the decision of a problem of various reowave elements allocation the following methods of digital processing are used:

- 1) gomomorph processing with calculation of reosignal cepstrum;
- 2) an inverse filtration;
- 3) adaptive modeling.

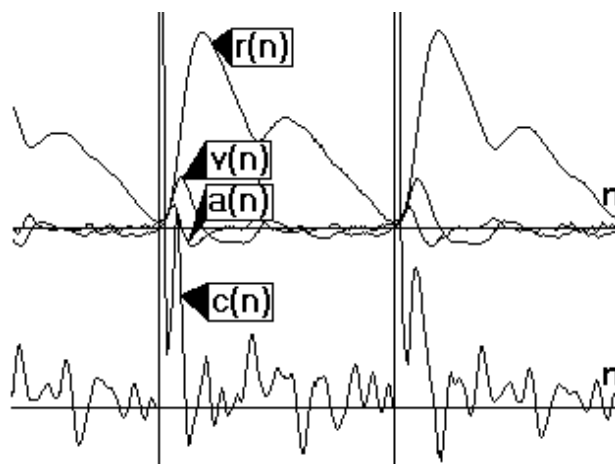


Fig. 1. Result of gomomorph processing of reosignal.

($r(n)$ – reosignal, $c(n)$ – reosignal cepstrum, $v(n)$ and $a(n)$ – derivatives, n - number of simple)

The methods of gomomorph and inverse processing solve a problem of an arterial channel pulse characteristic allocation from convolution by the spectrum extending. In the result the spectrum of a signal is leveled, and the reosignal components and reflections are narrowed in time area to δ - figurative pulses with various amplitudes and delays. Best of these methods, is the method of gomomorph processing. It does not require the apriory information on the pulse wave form. (fig. 1). The experiment has shown, that this method is applicable at a signal / noise ratio not less than 30 dB.

All these methods in a complex allow to facilitate work of the doctor and to increase quality of a vascular system diagnostic.