

МОДЕЛИРОВАНИЕ ИМПУЛЬСНОГО ОТКЛИКА АРТЕРИАЛЬНОГО РУСЛА С ПОМОЩЬЮ КВАЗИИНВЕРСНОГО ФИЛЬТРА

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

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

В настоящее время сердечно-сосудистые заболевания занимают первое место по количеству больных во всем мире. Наиболее оперативную информацию о нарушениях в работе сердца обеспечивают системы мониторинга, портативные или располагаемые у кровати пациента в стационаре. Но такие системы дают скудную информацию о состоянии сосудистого русла. В распоряжении врача только данные о давлении и об относительном кровенаполнении отдельных органов. Информация о неоднородностях артериального русла, ригидности стенок сосудов и о работе отдельных участков артериального русла недоступна для существующих систем мониторинга. Ультразвуковые и рентгенодиагностические методы позволяют определить состояние сосудов, но эти методы не могут использоваться для долговременного мониторинга.

Анализ механизма движения крови в сосудах, позволяет построить модель импульсного отклика артериального русла (ИОАР) на основе известных методов исследования: электрокардиограммы (ЭКГ) и реограммы (РГ), с использованием цифровой обработки сигналов.

Кровоток в организме имеет пульсирующий характер. Это естественно связано с регулярными сокращениями сердца. После возникновения пульсовая волна начинает распространяться по артериям от сердца к органам. Любой участок артерии, на котором меняются ее свойства, является местом частичного отражения волн наполнения. В каждой артерии имеются на всем протяжении многочисленные неоднородности и небольшие изгибы, приводящие в той или иной степени к отражению волн. Наиболее четко выраженные неоднородности, где отражение особенно существенно - это места ветвления артерий. Именно отражения приводят к наиболее значительным изменениям формы пульсовой волны. При достижении периферийных отделов кровеносной системы, пульсовая волна вызывает колебания объема участка тела человека, что приводит к изменению сопротивления этого участка переменному току.

Реограмма регистрирует изменение сопротивления участка тела переменному току. Снимая сигнал реограммы с любого участка тела пациента, мы получаем пульсовую волну «искаженную» после прохождения артериального русла.

Таким образом, сигнал реограммы $r(n)$ можно представить как свертку пульсовой волны с импульсной характеристикой артериального русла. Структура восстановления импульсного отклика артериального русла (ИОАР) из реограммы изображена на рисунке 1.

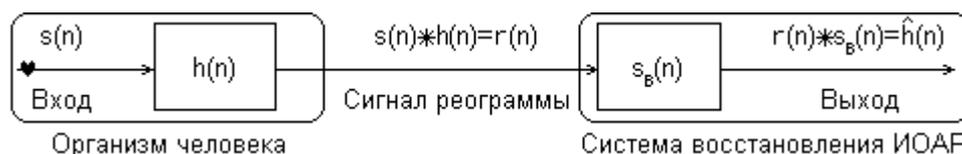


Рис.1. Структура восстановления ИОАР.

На выходе системы восстановления имеем оценку ИОАР $\hat{h}(n) = s_B(n) * r(n)$, где $*$ -знак свертки, $s_B(n)$ - весовая функция восстанавливающего фильтра, а $r(n) = h(n) * s(n)$, - функция на выходе системы приема сигнала (реограмма), где $s(n)$ - пульсовая волна, $h(n)$ - импульсная характеристика артериального русла.

Фурье образ $S_B(k)$, где k - дискретная частота, функции $s_B(n)$ есть передаточная функция восстанавливающего фильтра. $\hat{h}(n) = s_B(n) * [s(n) * h(n)]$ - является оценкой ИОАР. Воспользовавшись свойством ассоциативности свертки находим: $\hat{h}(n) = [s_B(n) * s(n)] * h(n) = s_c(n) * h(n)$, где $s_c(n) = s_B(n) * s(n)$. Точное восстановление ИОАР возможно только при $s_c(n) = \delta(n)$, то есть $s_B(n) * s(n) = \delta(n)$. Применяя к обеим частям равенства преобразование Фурье, получаем $S_B(k) \cdot S(k) = 1$. Следовательно, случаю точного восстановления соответствует передаточная функция восстанавливающей системы вида: $S_B(k) = 1/S(k)$. Фильтр с передаточной характеристикой $S_B(k)$ является инверсным.

Если не ограничивать полосу частот инверсного фильтра, то при $|k| \rightarrow k_{\Gamma}$, $S(k) \rightarrow 0$ и, следовательно, $S_B(k) \rightarrow \infty$. Это приводит к бесконечному усилению помехи.

Ограничение полосы частот фильтра промежутком $(-k_c, k_c)$, меньшим интервала $(-k_{\Gamma}, k_{\Gamma})$, эквивалентно умножению передаточной функции инверсного фильтра на индикаторную функцию $P(k|k_c)$ отрезка $(-k_c, k_c)$:

$$\hat{S}_B(k) = \frac{1}{S(k)} \cdot P(k|k_c), \text{ где } P(k|k_c) = \begin{cases} 1, & |k| \leq k_c, \\ 0, & |k| > k_c. \end{cases}$$

Фильтр с характеристикой $\hat{S}_B(k)$ является квазиинверсным (КИФ).

Изменяя значения k_c , можно менять соотношение между качеством восстановления сигнала и величиной случайной ошибки. При этом улучшение качества восстановления при увеличении k_c автоматически будет приводить к росту случайной ошибки.

Для точного восстановления импульсной характеристики артериального русла необходимо знать сигнал на входе сосудистого русла $s(n)$. Современные реографы позволяют измерить этот сигнал непосредственно в области сердца, но такие аппараты дороги и пока не очень широко распространены. Поэтому сигнал пульсовой волны необходимо смоделировать на основе данных о переднем фронте и спектральных характеристиках реограммы (рис. 2). Наиболее точно пульсовую волну моделирует сигнал $s(n) = a - \cos(n \cdot 2\pi/N)$, где $a = \text{const}$ - постоянная составляющая, N - количество отсчетов за период.

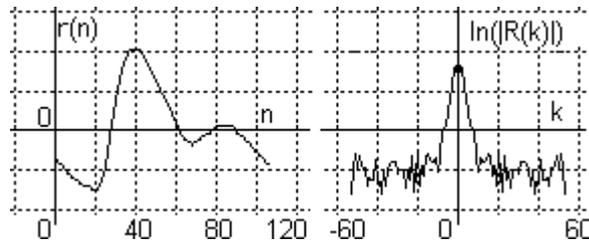


Рис. 2 Сигнал реограммы и его логарифмический спектр.

Модель пульсовой волны и ее логарифмический спектр приведены на рисунке 3а. Сравнивая модель пульсовой волны с сигналом реограммы можно убедиться в том, что передние фронты импульсов полностью совпадают. Это позволяет говорить об адекватности моделирования пульсовой волны (рис. 3б).

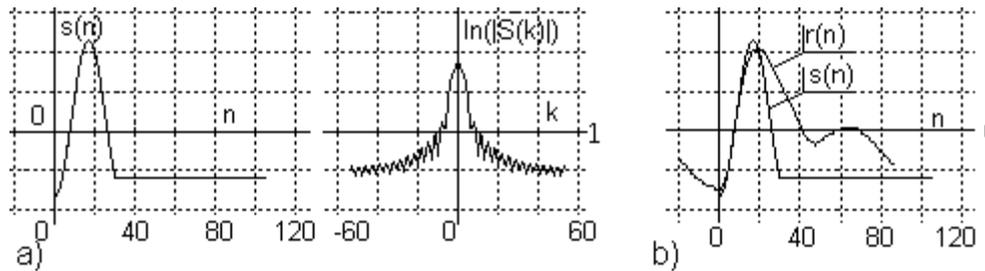


Рис. 3.

а-Модель пульсовой волны и ее логарифмический спектр,
 б- сравнение модели пульсовой волны с реограммой.

На основе спектральной характеристики модели пульсовой волны $S(k)$ вычисляется передаточная характеристика инверсного фильтра $S_B(k)$. Поскольку обрабатываемый сигнал реограммы зашумлен используется ограничение передаточной характеристики (рис. 4). В спектре реограммы $R(k)$, при $k > 40$, наблюдается резкий скачок, связанный с воздействием высокочастотных помех (рис. 2), поэтому k_c выбирается равным 40.

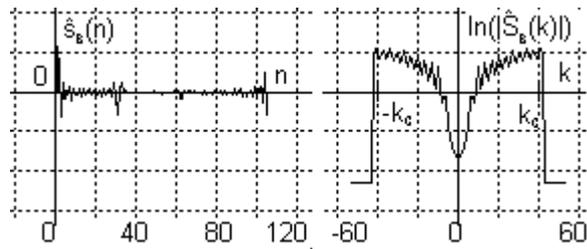


Рис 4 Импульсная и передаточная характеристики квазиинверсного фильтра

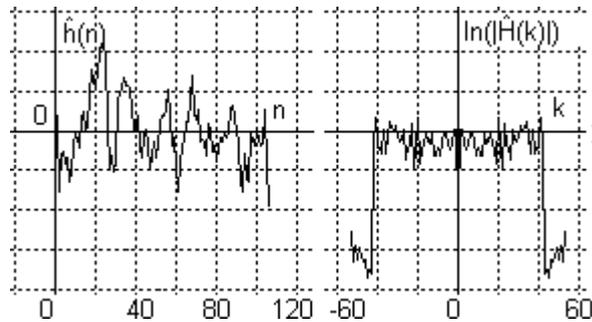


Рис. 5 Модель импульсного отклика артериального русла и логарифм ее спектра.

Обработка реограммы полученным квазиинверсным фильтром позволяет получить на выходе модель импульсного отклика артериального русла (рис. 5). Точная интерпретация результатов моделирования требует дополнительных исследований с использованием медицинских баз данных. Предварительно можно сказать, что соотношения площадей отдельных импульсов ИОАР связаны с соотношениями энергий затрачиваемых различными участками сосудистого русла: крупными артериями, мелкими артериями и капиллярами, на проведение крови от сердца к органам. Кроме того в качестве параметра, характеризующего кровоток, может использоваться функция затухания, построенная по вершинам импульсов ИОАР.

Итак, с помощью квазиинверсной фильтрации появляется возможность: выявить связь ИОАР со свойствами участков сосудистого русла; составить таблицы соответствия вида ИОАР тем или иным патологиям сосудистой системы; разработать систему автоматизированной диагностики и мониторинга состояния сосудистого русла.



MODELLING OF ARTERIAL SYSTEM PULSED RESPONSE BY MEANS OF QUASI INVERSE FILTER

Bernjukov A., Kostikin I., Sushkova L.

Vladimir State University
600026, Vladimir, Gorky str., 87.

At present heart and vascular diseases occupy the first place in number among sick people all over the world. After studying mechanism of blood motion in vessels, it is possible to build a model of arterial vessels pulsed response (AVPR) on the basis of the familiar methods of study: electrocardiogram (ECG) and reogram (RG), using a digital signal processing.

Reogram signal $r(n)$ can be presented as a convolution of a pulse wave with the pulsed feature of arterial vessels. Structure of arterial vessels pulsed response from the reogram recovering is on figure 1. The result of reogram processing is on figure 2.

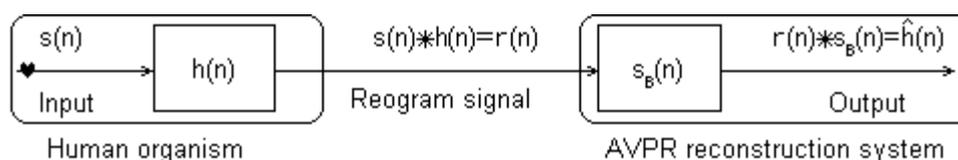


Fig. 1. Structure of AVPR reconstruction.

At the output of a reconstruction system we have an evaluation of AVPR $\hat{h}(n) = s_B(n) * r(n)$, where $*$ - a sign of convolution, $s_B(n)$ - weight function of restoring filter, $r(n) = h(n) * s(n)$, - a function on the output of a signal (reogram) receiving system, where $s(n)$ - pulse wave, $h(n)$ - a pulsed feature of arterial way. Furrier image $S_B(k)$, where k - a discrete frequency, of function $s_B(n)$ is a transmission function of restoring filter. $\hat{h}(n) = s_B(n) * [s(n) * h(n)]$ - an evaluation of AVPR.

Using the characteristic of associativity of convolution, we can find: $\hat{h}(n) = [s_B(n) * s(n)] * h(n) = s_c(n) * h(n)$, where $s_c(n) = s_B(n) * s(n)$. Exact reconstruction of AVPR is possible only if $s_c(n) = \delta(n)$, namely $s_B(n) * s(n) = \delta(n)$. Using both parts of equalities a Furrier transformation, we get $S_B(k) \cdot S(k) = 1$. But we need to limit a band of inverse filter frequencies for reducing the high-frequency noise. Band restriction of filter frequencies by the section $(-k_c, k_c)$, smaller as interval $(-k_r, k_r)$, is equivalent of inverse filter transmission functions multiplying on indicator function $P(k|k_c)$ of section $(-k_c, k_c)$:

$$\hat{S}_B(k) = \frac{1}{S(k)} \cdot P(k|k_c), \text{ where } P(k|k_c) = \begin{cases} 1, & |k| \leq k_c, \\ 0, & |k| > k_c. \end{cases}$$

Filter with the feature $\hat{S}_B(k)$ is quasi-inverse (QIF).

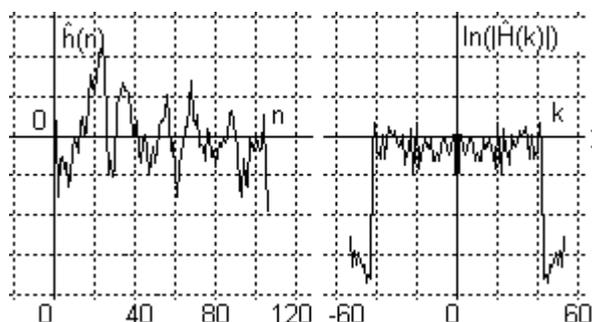


Fig. 2. Model of arterial system pulsed response and logarithm of its spectrum.

So, quasi-inverse filtration gives a possibility to develop units for vascular system automatic diagnostics and monitoring.