

УДК 612.161

Исследование весовых функций при обработке сигналов пульсовых волн

***Р.Д. Чачанидзе**, студент*

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»*

Научный руководитель: В.Б. Парашин, д.т.н, профессор

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»
pvi@bmstu.ru*

Пульсовые волны

Пульсовая волна — процесс распространения изменения объема вдоль эластичного сосуда в результате одновременного изменения объема и массы жидкости.[1] По скорости распространения пульсовой волны можно судить об эластичности артерий и величине их мышечного тонуса.[3]

Также, существуют механизмы построения функций преобразования пульсовых волн, позволяющие измеряя периферийный кровоток определять параметры центрального кровотока, представляющего больший диагностический интерес.

Биологическое описание исследуемого объекта

При сокращении сердца (систоле) кровь выбрасывается из сердца в аорту и отходящие от нее артерии. Особенностью системы кровообращения является эластичность стенок сосудов.

Эластичность стенок сосудов приводит к тому, что во время систолы кровь выталкивается сердцем, растягивая аорту, то есть крупные сосуды воспринимают за время систолы больше крови, чем ее отток к периферии. Систолическое давление человека в норме равно приблизительно 16 кПа ($16 \cdot 10^3$ Па). Во время расслабления сердца (диастолы) растянутые кровеносные сосуды сокращаются, и потенциальная энергия этих сосудов

переходит в кинетическую энергию крови, которая начинает двигаться в сосудах с некоторой скоростью.

При этом поддерживается диастолическое давление, примерно равное 11 кПа.

Скорость пульсовой волны можно оценить по формуле Моенса- Кортвега:

$$V = \sqrt{\frac{Ea}{2\rho R}} \quad (1)$$

где E - модуль упругости сосудов; ρ - плотность вещества сосуда; a - толщина сосуда; R - радиус сосуда.

Интересно отметить, что у человека с возрастом модуль упругости возрастает, поэтому становится больше и скорость пульсовой волны.

Пульсовая волна распространяется со скоростью 5- 10 м/с, поэтому за время систолы ($T_c \sim 0,3$ с) она должна пройти расстояние от сердца до конечностей. Это означает, что фронт пульсовой волны достигает конечностей раньше, чем начнется диастола. Пульсовой волне соответствует пульсирование скорости кровотока в крупных артериях, однако скорость крови существенно меньше скорости распространения пульсовой волны и, примерно, равна 0,3- 0,5 м/с. При этом ток крови принимает непрерывный характер.

При таком механизме продвижения крови только часть энергии, развиваемой мышцей при сокращении, передается непосредственно крови в аорте и переходит в ее кинетическую энергию. Остальная часть энергии переходит в потенциальную энергию растяжения эластичных стенок крупных сосудов и затем уже по мере возвращения их в исходное состояние эта энергия передается крови в период диастолы. Этим и объясняется непрерывный характер тока крови.

На рис. 1 приведены графики изменения давления и скорости движения крови в основных частях сосудистой системы. Давление (p) - это избыточное давление над атмосферным.

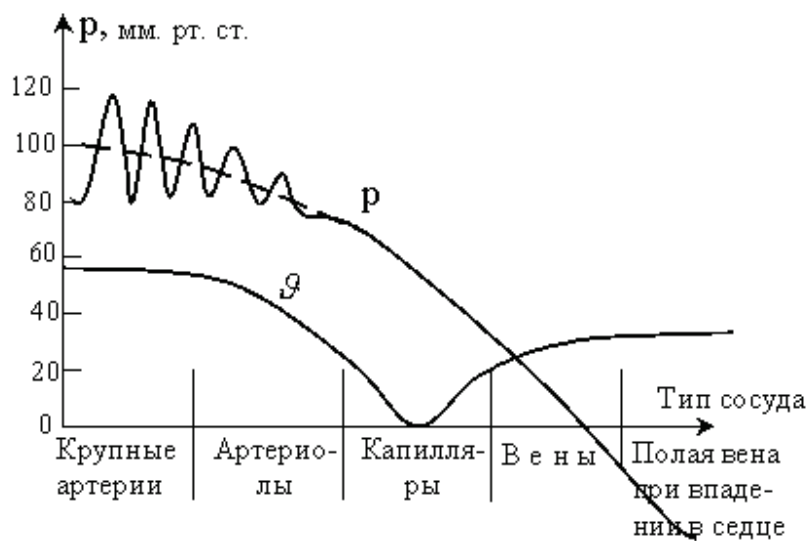


Рис. 1. Изменения давления и скорости движения крови в основных частях сосудистой системы

Движение крови по сосудам, особенно распределение ее между различными частями кровеносной системы, зависит не только от работы сердца, но и от общего просвета сосудов. В эластичных стенках сосуда имеются гладкие мышечные волокна, от степени сокращения которых зависит просвет сосуда. Имеет значение также общее количество циркулирующей крови и ее вязкость. Все эти факторы находятся под регулирующим влиянием центральной нервной системы. Таким образом, физиологические факторы, накладываясь на физические закономерности, регулируют кровообращение в различных участках.

Весовые функции.

В гармоническом анализе окна используются для уменьшения нежелательных эффектов просачивания спектральных составляющих.[2] В этом случае перед расчетом ДПФ сигнал умножается на весовую функцию $\omega(k)$, которая должна спадать к краям сегмента.

Атомарные функции. Окна Кравченко

По определению атомарные функции (АФ) представляют собой финитные бесконечно дифференцируемые функции, являющиеся решениями дифференциальных уравнений со смещенным аргументом вида[4]

$$Lf(x) = \lambda \sum_{k=1}^M c_k f(ax - b_k) \quad |a| > 1 \quad (2)$$

где L — линейный дифференциальный оператор с постоянными коэффициентами

Материнская атомарная функция $up(x)$

$$up(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \exp(jux) \prod_{k=1}^{\infty} \text{sinc}(u 2^{-k}) du \quad (3)$$

Отсчеты функции $up(x)$ могут быть высчитаны через ее моменты, которые в свою очередь могут быть рассчитаны по рекуррентным соотношениям

Это позволяет получить для вычисления значений функции $up(x)$ на отрезке $[0,1]$ эффективный ряд специального вида[5]:

$$up(x) = 1 + \sum_{k=1}^{\infty} \frac{(-1)^{s_k} p_k}{2^{k(k-1)/2}} \sum_{j=0}^k \frac{b_{k-j-1}}{(k-j-1)! j!} (\{x\} \cdot 2^k)^j \quad (4)$$

где $b_{-1} = 1$, $p_k = [x \cdot 2^k] \bmod 2$ - разряды двоичного представления аргумента

$x = 0, p_1, p_2, \dots, p_n, \dots$

$$s_k = \sum_{j=1}^k p_j$$

Численный эксперимент. Общие положения

Для расчетов использовались записи сигналов реоэнцефалограммы, частота дискретизации 128 Гц.

Использовалась кривая формы 5 ($I_1 > 0$, $I_2 = 0$) [6][7]. Для простоты анализировалась запись длительностью 1 с (128 отсчетов), что несколько превышало длительность одного периода пульсовой волны.

Обработка реоэнцефалограмм проводилась для дальнейшего построения функций преобразования, исходя из чего и были сформулированы требования к весовым функциям.

В ходе численного эксперимента было произведено сравнение классических окон и окна, сформированного на атомарных функциях по следующим параметрам:

1. Эквивалентная шумовая полоса, бин :

$$k1 = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (w_i)^2}{\left(\sum_{i=0}^{N-1} w_i \right)^2} \cdot \frac{1}{\Delta} \quad (5)$$

2. Коггерентное усиление

$$k2 = \Delta \cdot \sum_{k=0}^{N-1} (w_k) \quad (6)$$

3. Паразитная амплитудная модуляция, дБ.

$$k3 = 20 \log \left[\frac{\sum_{k=0}^{N-1} \left[(w_k) \cdot e^{\frac{-i \cdot \pi \cdot k}{0.5N}} \right]}{\left[\sum_{k=0}^{N-1} (w_k) \right]} \right] \quad (7)$$

4. Максимальный уровень боковых лепестков, дБ: k4

Исследовались следующие весовые функции:

$$\text{Окно Кравченко-Рвачева} \quad w(x) = up(x) + 0.01up''(x) \quad (8)$$

Комбинированное окно Кравченко - Блэкмана - Харриса (4-х членное)

Результаты

Характеристики новых окон продемонстрируем в сравнении с двумя классическими : Хеннинга (при $\alpha=4$) и Хемминга.

Все рассчитанные параметры сведены в таблицу :

Параметр Окно	k1	k2	k3	k4
Хеннинга ($\alpha=4$)	1.922	0.375	0.8	-47
Хемминга	1.361	0.54	1.76	-43
Кравченко-Рвачева (КР)	1.5	0.5	1.4	-40
Кравченко - Блэкмана - Харриса (КБХ)	2.37	0.32	0.59	-60

Видно, что в рамках рассматриваемой задачи, окно , построенное с помощью атомарных функций не уступает, в по некоторым параметрам и превосходит классические окна. Также стоит отметить, что скорость убывания боковых лепестков у окон Кравченко значительно выше. Подобные окна имеют большой потенциал в решении задач спектрального анализа импульсных волн, в частности в построении функций преобразования. Для построение функции преобразования воспользуемся окном КР, имеющим узкий главный лепесток, так как требуется обеспечить высокое разрешение между близкими компонентами сигнала.

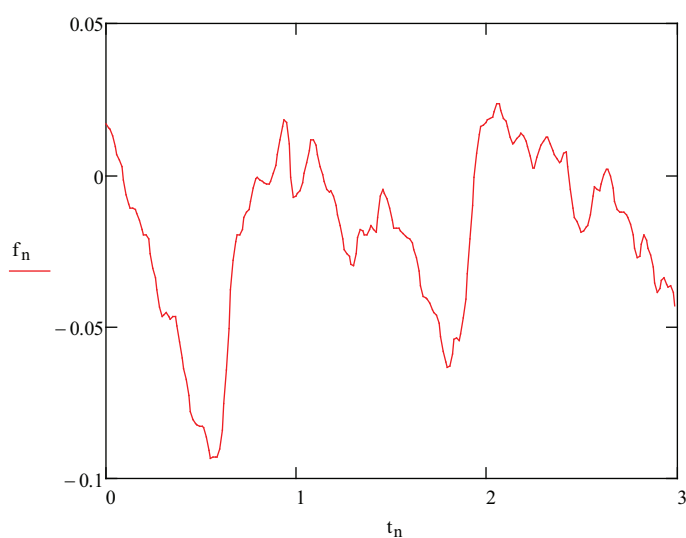


Рис. 2. Анализируемый сигнал (по оси абсцисс дискретное время [с], по оси ординат

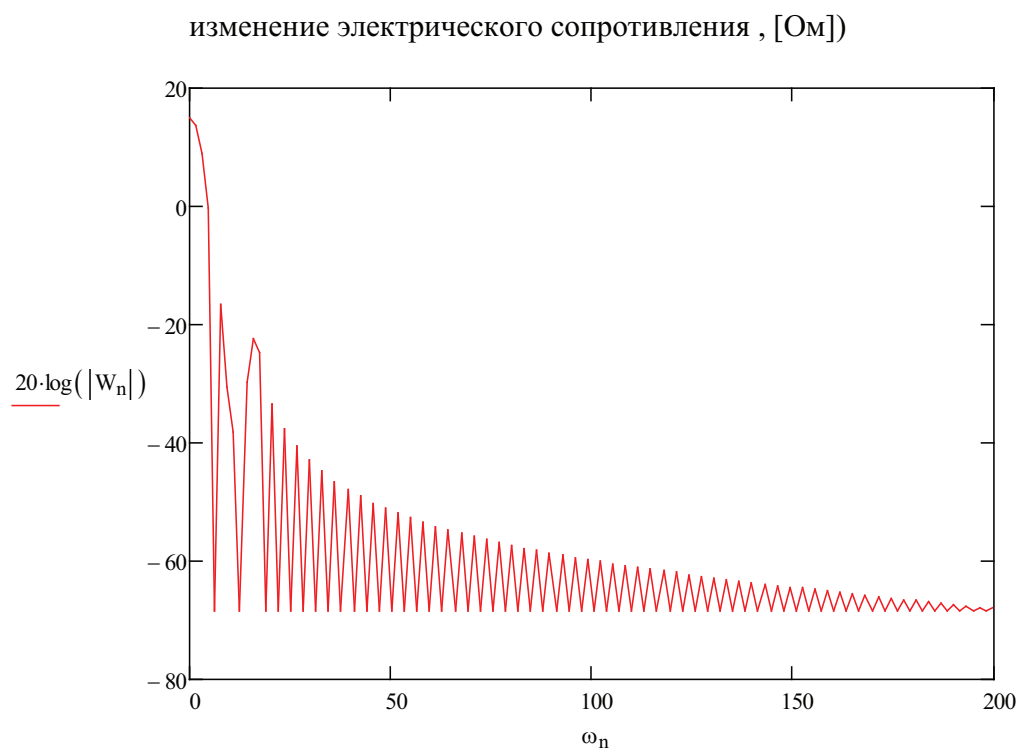


Рис. 3. Спектр окна КР

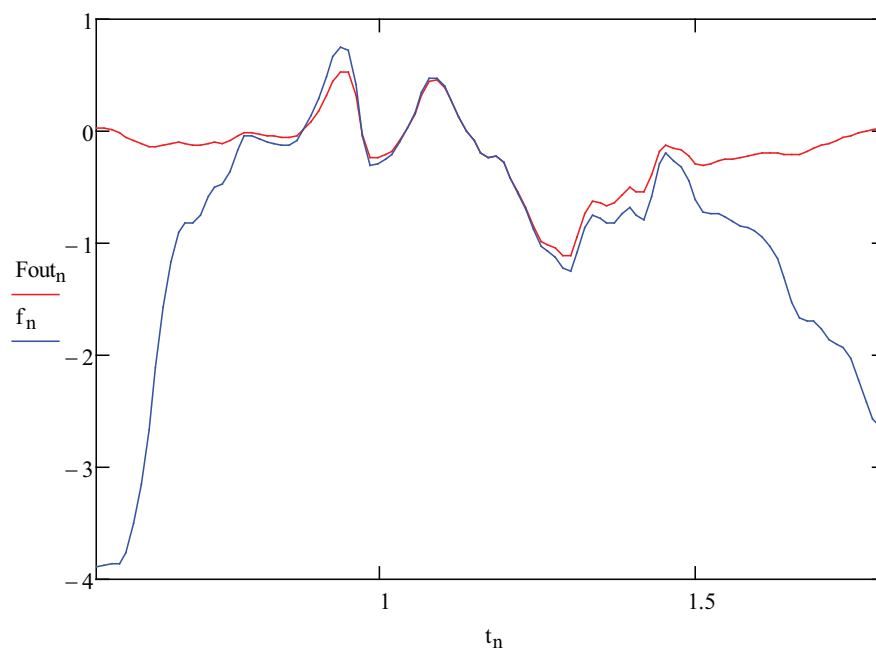


Рис. 4. Исходный и пропущенный через окно КР сигнал (f_n и F_{out} соответственно)

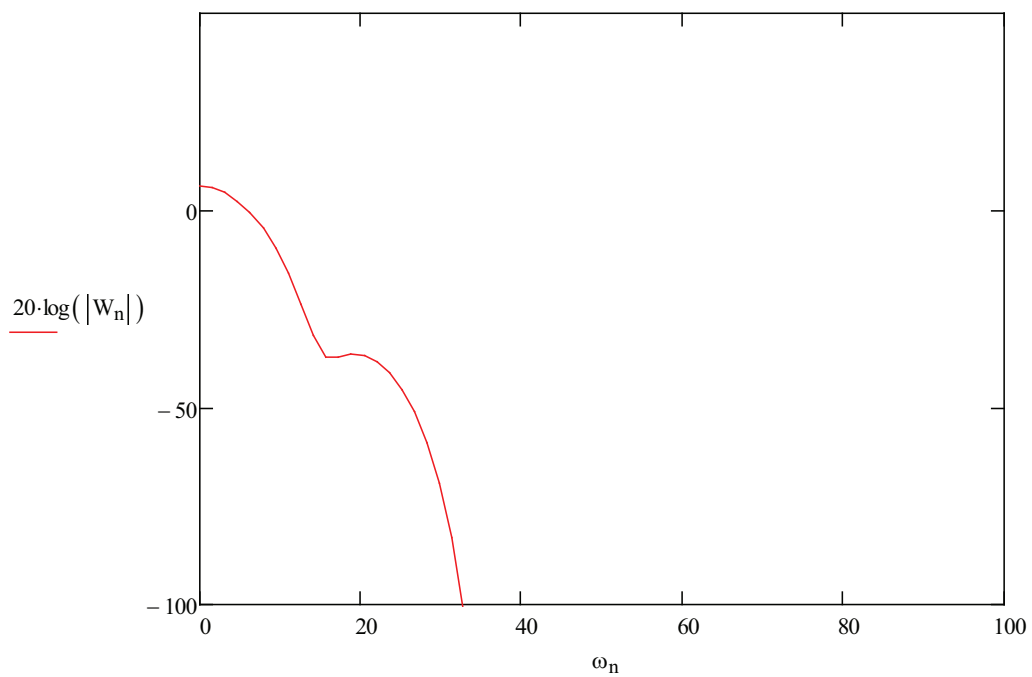


Рис. 5. Спектр окна КБХ

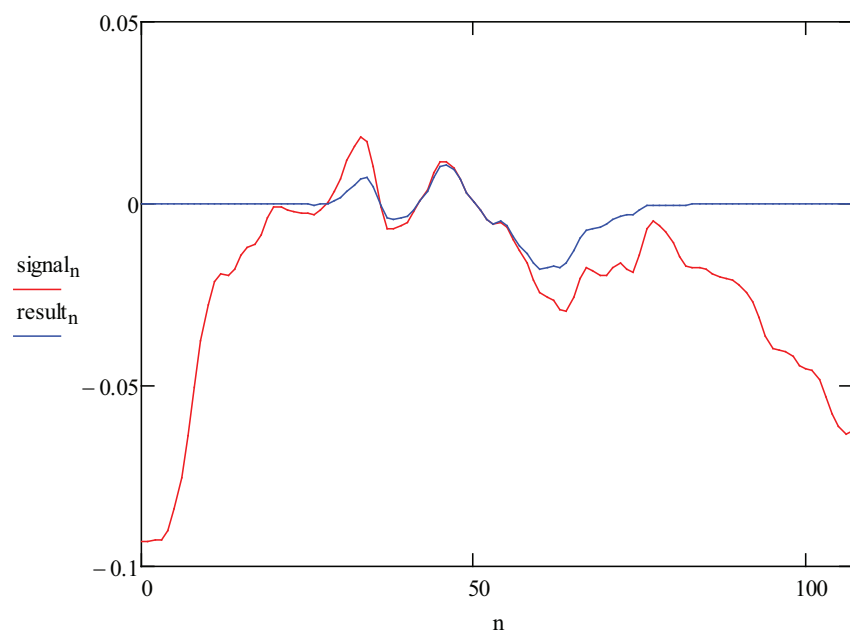


Рис. 6. Исходный и пропущенный через окно КБР сигнал (f_{in} и F_{out} соответственно)

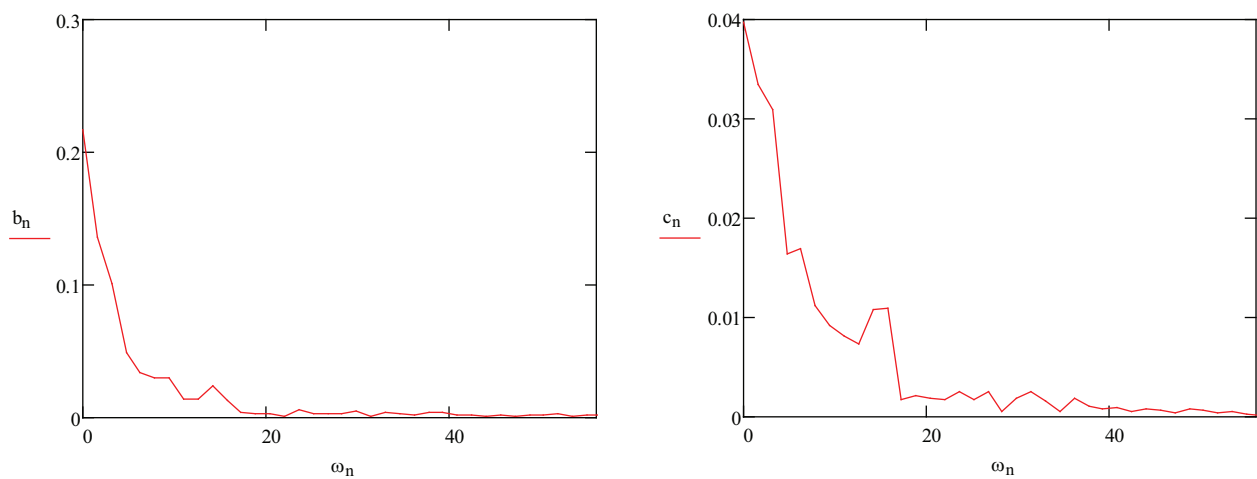


Рис. 7. Спектры исходного и пропущенного через окно КР сигнала (b и a соответственно)

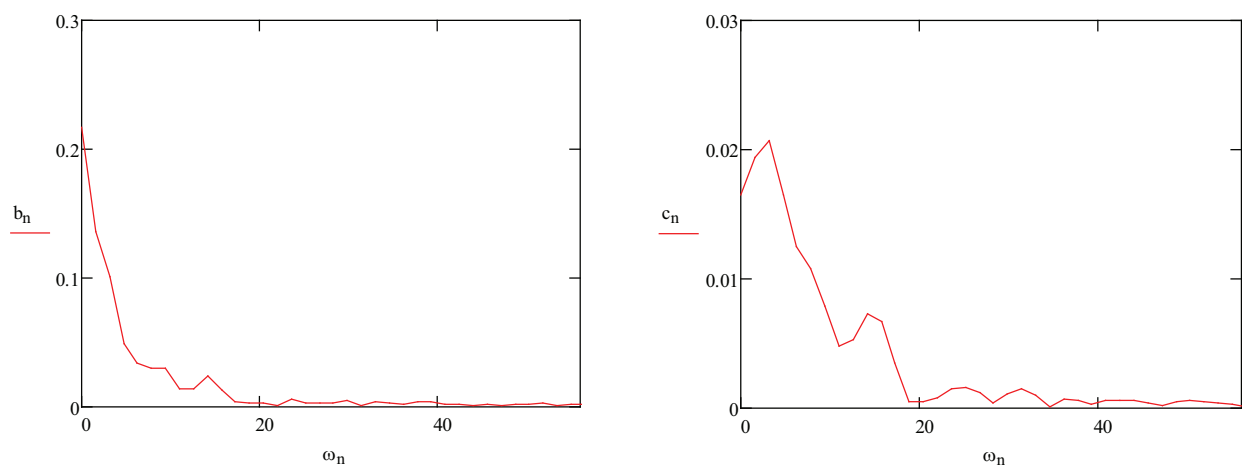


Рис. 8. Спектры исходного и пропущенного через окно KBX сигнала (b и c соответственно)

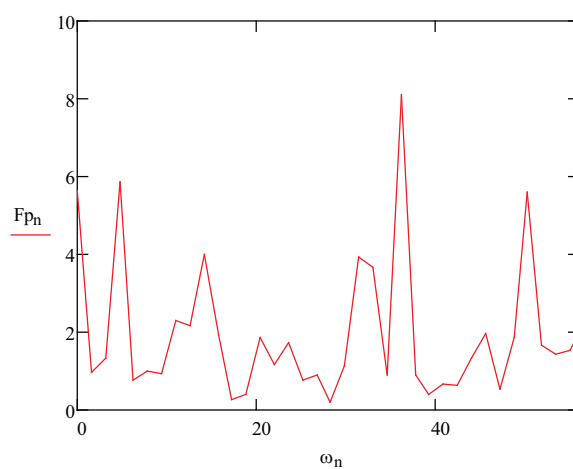


Рис. 9. Функция преобразования

Список литературы

1. В.Ф. Антонов, А. М. Черныш, В. И. Пасечнк, С. А. Вознесенский, Е. К. Козлова. Биофизика.// Учебник для студ. высш. учеб. Заведений – М.: Гуманит. изд. Центр ВЛАДОС , 1999. – 288 с.
2. Хэррис Ф. Дж. Использование окон при гармоническом анализе методом дискретного преобразования Фурье // ТИИЭР. 1978. Т. 68. № 1. С. 60–96.
3. Ройтберг Г.Е. Внутренние болезни. Сердечно–сосудистая система / Г.Е. Ройтберг, А.В. Струтынский. – М.: Бином, 2003. – 856
4. В.Ф. Кравченко. Новые синтезированные окна. Доклады академии наук, 2002, том 382, № 2, с. 190-1 98.
5. Кравченко В. Ф. Лекции по теории атомарных функций и некоторым их приложениям. — М.: Радиотехника, 2003. — 512 с.
6. Исследование параметров гемодинамики головного мозга с помощью многоканальной реоэнцефалографии / Е.М. Астапенко [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2011. – №10. – С. 33-38.
7. Герасимов Е.М. Вены головы , шеи и наружного основания черепа как пути оттока крови от головы и из полости черепа (анатомические исследования). – Оренбург: ООО «Центр пром. медицины», 2002.- 395 с.
8. Парашин В.Б., Иткин Г.П. Биомеханика кровообращения: Учебное пособие / Под ред. С.И. Щукина. - М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э.Баумана, 2005. - 224 с.: ил.