

## УДАЛЕНИЕ ШУМОВ И СЖАТИЕ МЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

Чесноков Ю.В., Чижиков В.И.

Кубанский государственный университет  
cvi@phys.kubsu.ru

При записи ЭКГ сигнал неизбежно в большей или меньшей степени подвергается искажению различными шумами. Например, сетевая высокочастотная наводка электрической сети, мышечный тремор, низкочастотное плавание изолинии, обусловленное дыханием. В зависимости от выбранной частоты дискретизации и длительности записи ЭКГ сигнал, регистрируемый в течение суток, или ЭКГ с высоким разрешением (частота дискретизации может достигать 20 КГц) занимает достаточно много места на информационных носителях. Быстрое дискретное вейвлет преобразование позволяет эффективно удалять присутствующие шумы в оцифрованном сигнале и предоставляет возможность сжимать записанную ЭКГ в десятки раз, обеспечивая при этом высокое качество восстановленного сигнала.

Для выполнения этих задач нами было разработано программное обеспечение в среде Borland Builder C++. Кроме быстрого дискретного вейвлет преобразования, оно также реализует графическое представление записанных медицинских сигналов, их Фурье преобразование, непрерывное вейвлет преобразование и обычное дискретное вейвлет преобразование.

Основная идея быстрого вейвлет преобразования аналогична непрерывному вейвлет преобразованию. В результате анализа также получается частотно-временное представление сигнала. Только вместо вейвлетов используются высокочастотные и низкочастотные фильтры, не имеющие аналитического выражения, а задаваемые набором коэффициентов [1]. Принцип этого преобразования показан на рис. 1. Он основан на алгоритме Малла, называемом субполосным кодированием или пирамидальным алгоритмом.

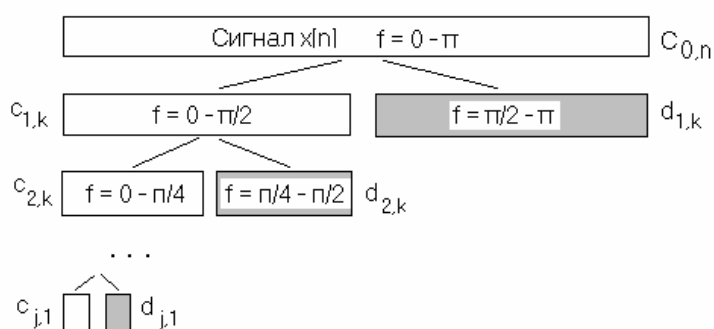


Рис. 1. Схема быстрого дискретного вейвлет преобразования

Пусть у нас есть сигнал определенной длины, оцифрованный на выбранной частоте дискретизации ЧД ( $2\pi$  радиан в обозначении радиальной частоты). Следовательно, максимальная частота, присутствующая в сигнале, равна  $\pi$  радиан (ЧД/2). Исходному сигналу  $x[n]$  длины  $n$  соответствует верхний столбик (рис. 1). Далее сигнал пропускается через высокочастотный фильтр, удаляющий низкие частоты в диапазоне от 0 до  $\pi/2$  радиан и сохраняющий диапазон частот от  $\pi/2$  до  $\pi$  радиан. Низкочастотный фильтр подавляет высокие частоты в сигнале и сохраняет диапазон частот от 0 до  $\pi$  радиан. Если сигнал оцифрован на ЧД, равной 128 Гц, то диапазон его частот лежит в интервале от 0 Гц до 64 Гц. После его пропускания через фильтры получаются два массива, равных половине длине сигнала и содержащих только низкочастотный 0 – 32 Гц  $c_{1,k}$  и высокочастотный 32 – 64 Гц  $d_{1,k}$  спектры. Они образуют первый уровень дискретного преобразования. Высокочастотная часть сигнала сохраняется для последующего восстановления исходного сигнала. Аналогичным образом анализируется низкочастотный диапазон 0 – 32 Гц. В результате получаем два массива, равных половине длине первого уровня преобразования низкочастотной части и содержащих полосы частот 0 – 16 Гц  $c_{2,k}$  и 16 – 32 Гц  $d_{2,k}$  соответственно. Здесь также сохраняется высокочастотный диапазон. Эти коэффициенты определяют второй уровень дискретного преобразования. Затем все повторяется и для третьего уровня до тех пор, пока на последнем уровне в результате деления на два длины предыдущего низкочастотного уровня не останется один низкочастотный  $c_{j,1}$  коэффициент и один высокочастотный  $d_{j,1}$ . На последнем уровне сохраняются оба диапазона частот. Количество уровней разложения ограничено длиной исходного сигнала либо необходимостью преобразования до определенного диапазона частот. В обоих случаях получается частотно-временное представление сигнала, не превышающее по длине исходный сигнал. Процедура синтеза обратная. По высокочастотным  $c_{j,k}$  и низкочастотным  $d_{j,k}$  коэффициентам последнего уровня восстанавливаются низкочастотные коэффициенты  $c_{j-1,k}$  предыдущего уровня. Поскольку высокочастотная часть  $d_{j-1,k}$  этого уровня сохранена, то аналогично восстанавливается низкочастотная часть  $c_{j-2,k}$  следующего уровня и так далее, пока на нулевом уровне  $c_{0,n}$  мы не получим исходный сигнал. Формулы для анализа имеют следующий вид [2]:

$$C[j+1,k] = \sum_m H^1[m-2k] * C[j,m], \quad (1)$$

$$D[j+1,k] = \sum_m G^1[m-2k] * C[j,m]. \quad (2)$$

Здесь  $C[j+1,k]$  – набор низкочастотных коэффициентов, полученный после пропуска коэффициентов  $C[j,m]$  предыдущего низкочастотного уровня  $j$  длины  $m$  через низкочастотный фильтр  $H^1$ . На уровне  $j = 0$  содержится сам сигнал длины  $m$  и  $C[0,m] = x[m]$ .  $D[j+1,k]$  – набор высокочастотных коэффициентов, полученный после пропуска коэффициентов  $C[j,m]$  предыдущего низкочастотного уровня  $j$  длины  $m$  через высокочастотный фильтр  $G^1$ .

Формула синтеза выглядит так:

$$C[j,k] = 2 * \sum_m (H[k-2m] * C[j+1,m] + G[k-2m] * D[j+1,m]). \quad (3)$$

Существует несколько семейств фильтров, используемых для дискретного преобразования [2]. Фильтры Добеши и койфлеты принадлежат к ортогональному семейству. Для них низкочастотные фильтры для анализа и синтеза равны  $H^1 = H$ . Для биортогональных фильтров применяются два разных низкочастотных фильтра  $H^1$  и  $H$ , один – для анализа, другой – для синтеза. Во всех случаях вычисляют коэффициенты только для низкочастотных фильтров, высокочастотные получают, используя формулы

$$G[n] = (-1)^n * H^1[L-1-n], \quad (4)$$

$$G^1[n] = (-1)^n * H[L-1-n]. \quad (5)$$

Здесь  $L$  – длина фильтра или число ненулевых моментов.

После применения быстрого вейвлет преобразования получаем вейвлет спектр исследуемого сигнала, который позволяет определить частотные составляющие каждого сердцебиения, т.е. получаем частотно-временное представление сигнала. В полученном вейвлет спектре на первых высокочастотных уровнях доминируют частоты комплекса QRS. Между ними присутствует ВЧ шум и высокочастотные компоненты зубцов P, T и U. Их значения меньше по сравнению с QRS. Положив равным нулю вейвлет коэффициенты близкие к нулю или не превышающие выбранный порог, на первых уровнях появляется много нулевых коэффициентов. При этом удаляются все ВЧ шумы в записанном сигнале. Для удаления плавания изолинии, частота которой меньше 1Гц, вейвлет преобразование проводится до того уровня, на котором низкочастотные вейвлет коэффициенты этого уровня будут в диапазоне от 0 до 1Гц или меньше. Положив их равными нулю, будет удалено плавание изолинии в восстановленном сигнале. В результате в вычисленном вейвлет спектре появляется большое число нулевых коэффициентов и его можно сжать обычными программами сжатия. Причем, чем выше частота дискретизации оцифрованного сигнала, тем сильнее сжимается сигнал. Вейвлет спектр ЭКГ, оцифрованной на частоте 250 Гц, в зависимости от выбранного вейвлета сжимается в 6 – 9 раз. Для частоты дискретизации 720 Гц сигнал можно сжать в 19 раз, тогда как сжатие самого сигнала ЭКГ в некоторых случаях вообще не приводит к желаемым результатам. Подобное сжатие дает идеальное качество восстановленной ЭКГ и к тому же удаляет плавание изолинии и ВЧ шума, затрудняющего визуальный анализ ЭКГ.

Необходимы дальнейшие исследования по выбору вейвлета для анализа, при котором лучше сжимается сигнал, сохраняя качественное восстановление исходной ЭКГ.

1. <http://engineering.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart4.html> // Wavelet tutorial by Robi Polikar.

2. <http://www.ann.jussieu.fr/~koutchmy/filters>. // Discreet wavelet filters.