

Применение дискретного вейвлет-преобразования с изменением представления коэффициентов для сжатия данных в мобильных системах мониторинга ЭКГ

Аннотация

Рассматривается задача сжатия данных, регистрируемых датчиками ЭКГ системы мобильного мониторинга сердечной деятельности человека. Приведен алгоритм сжатия данных ЭКГ, основанный на преобразовании коэффициентов дискретного вейвлет-преобразования, реализуемый на вычислительном устройстве, обладающем ограниченной вычислительной мощностью и малым потреблением. Представленный алгоритм апробирован на реальных сигналах и показал свою эффективность.

Введение

Развитие средств беспроводных персональных сетей и миниатюрных беспроводных датчиков ЭКГ, не требующих электрического контакта с телом человека, дает возможность построения беспроводной системы мониторинга сердечно-сосудистой деятельности человека. Ведение непрерывного мониторинга требует хранения и передачи большого объема данных, что неизбежно отражается на времени непрерывной работы такой системы. В [1] рассмотрена разработанная нами система мониторинга, состоящая из датчика пульса и бесконтактных датчиков ЭКГ, передающих данные по Bluetooth LE (BT LE)-каналу на систему сбора и обработки данных (микросервер) на базе микроконтроллера STM32 со сверхмалым потреблением, в котором производится предварительная обработка данных. Микросервер сопряжен по беспроводному каналу с сотовым телефоном, передающим данные удаленному медицинскому серверу. Полученные микросервером данные передаются на сотовый телефон по каналу BT v3.0, обладающему более высоким потреблением по сравнению с каналом BLE. Уменьшение объема данных, передаваемых на сотовый телефон, позволяет снизить нагрузку на канал связи и увеличить время автономной работы комплекса. Большинство существующих методов сжатия ЭКС ориентированы на применение в стационарных вычислительных устройствах и требуют выполнения большого объема вычислительных операций [2]-[4]. Однако существуют эффективные способы сжатия ЭКС, не требующие выполнения большого объема вычислительных операций, основанные на применении аппарата вейвлет-преобразований и алгоритмах сжатия, таких как LZW, RLE [5]. Данный подход подразумевает сжатие с потерями, но позволяет достичь значений коэффициента сжатия в пределах 10...15 и может быть представлен в виде совокупности следующих шагов:

- нормировка и вейвлет-преобразование исходных данных;
- выполнение обнуления части полученных коэффициентов вейвлет-преобразования, чьи абсолютные значения близки к нулю;
- сжатие полученных коэффициентов.

Высокие значения коэффициента сжатия (CR), на наш взгляд, достигаются за счет особенности посимвольного представления данных в виде ASCII-кода при хранении вейвлет-коэффициентов на жестком диске компьютера – использовании символов-разделителей. Это дает более высокую избыточность по сравнению с «прямым», побайтовым представлением данных в системе мобильного мониторинга.

В настоящей статье рассматривается способ сжатия ЭКС, позволяющий отказаться от необходимости применения алгоритмов сжатия коэффициентов вейвлет-преобразования. Данный способ основан на масштабировании и изменении формата коэффициентов вейвлет-преобразования исходных данных.

Получение электрокардиосигнала. Предварительная обработка

Регистрация ЭКС производится беспроводными датчиками, имеющими бесконтактные емкостные сенсоры, аналогичные описанным в [6]. Сенсор имеет встроенный аналоговый фильтр, ограничивающий спектр ЭКС перед его аналого-циф-

ровым преобразованием. После получения и передачи цифрового сигнала микросерверу производится его предварительная обработка по следующему алгоритму:

- 1) обработка полученного цифрового сигнала блоком фильтров, подавляющих действие электрической сети и влияние мышечного напряжения пациента [7]. Фильтрация исходного сигнала позволяет увеличить число нулевых коэффициентов вейвлет-разложения за счет сужения частотного спектра исходного сигнала;
- 2) выявление и удаление искаженных под действием различных возмущений участков электрокардиосигнала [8];
- 3) приведение масштаба исходного сигнала к диапазону 0...1. Полученный в результате предварительной обработки сигнал $X_i, i = \overline{1, M}$, где M – количество отсчетов полученного сигнала, обрабатывается с целью сжатия.

Дискретное вейвлет-преобразование

Одним из возможных способов представления вейвлета является его представление в виде банка фильтров декомпозиции – фильтра нижних Lo_D и Hi_D верхних частот. Дискретное вейвлет-преобразование сигнала X_i выполняется путем свертки сигнала X_i с векторами коэффициентов импульсных характеристик фильтров декомпозиции:

$$A(k) = \sum_{j=\max(1, k+1-n)}^{\min(k, M)} X(j)Lo_D(k+1-j); \quad (1)$$

$$D(k) = \sum_{j=\max(1, k+1-n)}^{\min(k, M)} X(j)Hi_D(k+1-j), \quad (2)$$

где k – число коэффициентов импульсной характеристики фильтра Lo_D и Hi_D соответственно. В результате выполнения уравнений (1), (2) формируются коэффициенты аппроксимации $A(k)$ и детализации $D(k)$ вейвлет-преобразования сигнала X_i .

Увеличить число коэффициентов вейвлет-преобразования, абсолютные значения которых близки к нулю, позволяет применение многоуровневого вейвлет-преобразования, которое заключается в каскадном соединении фильтров и многократном повторении вейвлет-преобразований полученных коэффициентов аппроксимации исходного сигнала X_i . Так, на каждом уровне m разложения на вход фильтров подаются коэффициенты аппроксимации предыдущего уровня $m-1$. В результате формируются коэффициенты аппроксимации A_m последнего уровня разложения и коэффициенты детализации всех уровней разложения $D_m, m = \overline{1, L}$, где $L \leq \log_2(M)$ и равно количеству уровней разложения [9], [10]. Восстановленный сигнал \hat{X} формируется преобразованием (1), (2), но с применением фильтров реконструкции и поэлементным суммированием полученных последовательностей. Выявить и обнулить коэффициенты, значения которых близки к нулю, позволяет пороговая обработка вида

$$y = \begin{cases} x, & \text{если } |c| \geq \Theta; \\ 0, & \text{если } |c| < \Theta, \end{cases} \quad (3)$$

где c – значение коэффициента до фильтрации; y – значение коэффициента после фильтрации; Θ – порог.

Мера ошибки восстановления сигнала

Восстановление сигнала по коэффициентам дискретного вейвлет-разложения выполняется с ошибкой (разницей между исходным сигналом X_i и восстановленным сигналом \hat{X}_i), при этом значение ошибки восстановления увеличивается с ростом количества обнуленных коэффициентов разложения (увеличением коэффициента сжатия сигнала). В [11] ошибка оценивается при помощи значения PRD , определяемого из соотношения

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x_n - \hat{x}_n)^2}{\sum_{n=1}^N (x_n - \bar{x})^2}} \cdot 100 \%, \quad (4)$$

где x_n – отсчет исходного сигнала; \hat{x}_n – отсчет восстановленного сигнала; \bar{x} – среднее значение сигнала X_i ; N – длина сигнала X_i . В [11] показано, что значение (4), составляющее менее 9 %, соответствует «высокому» качеству восстановленного сигнала. Однако в результате эксперимента с использованием реального ЭКС от емкостных датчиков было установлено, что при значении критерия более 1,3...1,6 % в восстановленном сигнале \hat{X}_i возникают искажения ST-сегмента кардиокомплекса, обозначенные кругом на рис. 1, где представлено сравнение исходного X_i и восстановленного \hat{X}_i сигналов при значении PRD 1,9 %. Внесение искажений в ST-сегмент может привести к ошибкам при оценке важных диагностических параметров, таких как элевация и депрессия ST-сегмента, при этом восстановленный сигнал будет пригоден только для оценки RR-интервалов и оценки их равномерности.

Масштабирование коэффициентов вейвлет-преобразования

Для сохранения коэффициентов ВП, полученных в результате пороговой обработки (3) в формате исходных данных – uint8, производится приведение их динамического диапазона к диапазону 0...255 при помощи преобразований, примененных поочередно к коэффициентам аппроксимации и детализации:

$$\tilde{C}_i = \begin{cases} C_i + |\min(C)|, & \text{если } \min(C) < 0; \\ C_i - |\min(C)|, & \text{если } \min(C) \geq 0, \end{cases} \quad i = \overline{1, n}, \quad (5)$$

где n – общее число масштабируемых коэффициентов; C_i, \tilde{C}_i – исходный и квантованный коэффициенты разложения соответственно. Преобразование (5) позволяет привести нижнюю границу динамического диапазона коэффициентов ВП к нулю. Рассмотрим преобразование, позволяющее отобразить значе-

ния, полученные в результате преобразования (5) на диапазон 0...255:

$$\begin{aligned} \tilde{C}_i &= \left[\tilde{C}_i \cdot p \right], \quad i = \overline{1, n}; \\ p &= \frac{255}{\max(\tilde{C})}. \end{aligned} \quad (6)$$

Коэффициент p , значение $\pm|\min(C)|$ сохраняются для выполнения обратного вейвлет-преобразования. Применение преобразований (5), (6) к коэффициентам вейвлет-преобразования A_m, D_m ($m = \overline{1, M}$) исходного сигнала X_i показало изменение значения оценки PRD в пределах 0,06...0,1 при различных порогах значения Θ .

Сжатие ЭКС путем изменения представления коэффициентов вейвлет-преобразования

Рассмотрим подход к сжатию ЭКС без применения дополнительных методов сжатия данных, что позволит упростить техническую реализацию и снизить нагрузку на вычислительные средства микросервера. Для этого представим результат вейвлет-преобразования в виде последовательности ненулевых элементов и массива их позиций в исходных данных. Массив позиций ненулевых¹ элементов после выполнения преобразований (3), (5), (6), формируется следующим образом. При значении коэффициента вейвлет-разложения, равном нулю, в массив индексов добавляется нуль, иначе добавляется единица. Массив позиций ненулевых элементов записывается побитно и требует для хранения число байт, равное

$$V_{in} = \left\lceil \frac{Nw}{8} \right\rceil, \quad (7)$$

где Nw – общее количество коэффициентов вейвлет-разложения. После чего производится сохранение только ненулевых коэффициентов вейвлет-разложения. Определим получаемый в результате такого преобразования коэффициент сжатия:

$$CR = \frac{L}{N_{\neq 0} + V_{in}}, \quad (8)$$

где $N_{\neq 0}$ – количество ненулевых коэффициентов вейвлет-разложения; L – объем исходного сигнала в байтах.

Выбор применяемой вейвлет-функции и глубины разложения

Для выбора применяемой вейвлет-функции применим следующую процедуру:

1. Определение вейвлет-функций (вейвлета), обеспечивающих максимальное значение коэффициента сжатия, при различных значениях глубины разложения m , порога Θ и ошибке PRD , не превышающей 1,5 %.

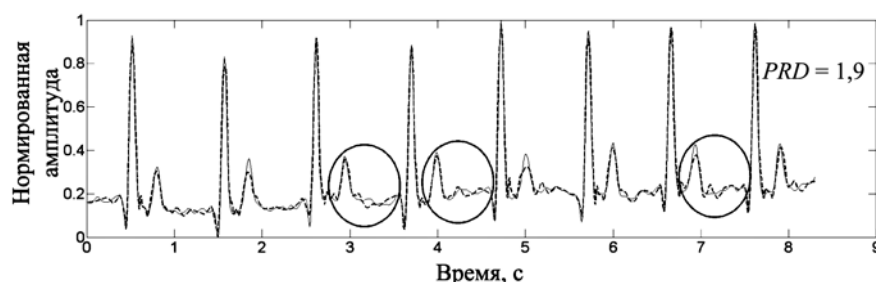


Рис. 1. Сплошной линией показан исходный сигнал, прерывистой линией – восстановленный сигнал, кругом отмечены искажения ST-сегментов

¹ Под нулевым элементом в данном случае подразумевается элемент, значение которого было равно нулю до преобразований (5), (6), а не после.

2. Для полученных вейвлетов определяется вид зависимостей $CR(m)$, $E(m)$, $O(m)$ (трудоемкости, определяемой как количество необходимых операций умножения для выполнения ВП от глубины разложения). На основе полученных зависимостей определяются оптимальная вейвлет-функция и глубина разложения m , обеспечивающая минимальную ошибку E , максимальное значение CR или минимальную трудоемкость.

Для определения порогового значения Θ существуют различные подходы: на основе энергетических параметров сигнала [5], при помощи введения и оценки целевой функции $Q(\Theta)$ [12] вида

$$Q(\Theta) = PRD + \frac{w}{CR}, \quad w > 1, \quad (9)$$

где w – весовой коэффициент, задающий приоритет между повышением коэффициента сжатия сигнала или уменьшением значения ошибки PRD . Применение целевой функции (9) позволяет связать ошибку PRD восстановления сигнала, коэффициент сжатия сигнала CR и значение порога Θ , а также, в отличие от [5], не требует эмпирического определения порогового значения энергии сигнала \hat{X}_i . Усреднением значений (9),

полученных для различных фрагментов ЭКС при вариации значения порога Θ , формируется обобщенная кривая. В результате аппроксимации, например методом наименьших квадратов, обобщенной кривой формируется функция $f(\Theta)$, по минимуму которой определяется значение порога Θ .

Экспериментальные результаты

Для определения оптимального вейвлета были получены значения коэффициента сжатия CR , ошибки восстановления E и трудоемкости O выполнения вейвлет-преобразования при различной глубине разложения m и использовании следующих семейств вейвлетов: биортогональных, Добеши, койфлетов и симмлетов. В результате эксперимента с использованием выборок ЭКС длительностью 5000 отсчетов, полученных с частотой дискретизации 1 кГц, разрешением 8 бит емкостными бесконтактными датчиками и прошедших предварительную обработку, было установлено, что при всех значениях глубины вейвлеты Добеши 4, койфлет 2 и симмлет 4 показали наиболее высокие значения коэффициента сжатия. На рис. 2 представлены графики зависимостей $CR(m)$, $E(m)$, $O(m)$ для данных вейвлетов.

Наиболее высокое значение коэффициента сжатия CR уда-

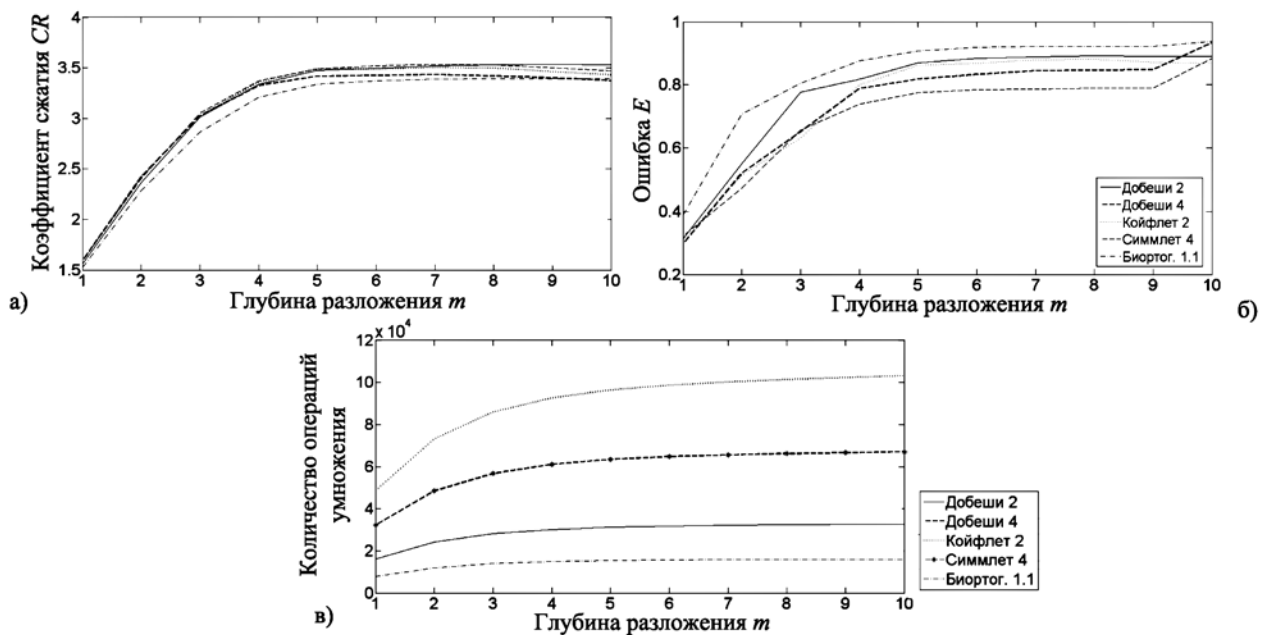


Рис. 2. Графики зависимостей $CR(m)$ (а); графики зависимостей $E(m)$ (б); графики зависимостей $O(m)$ (в), полученные для различных вейвлетов

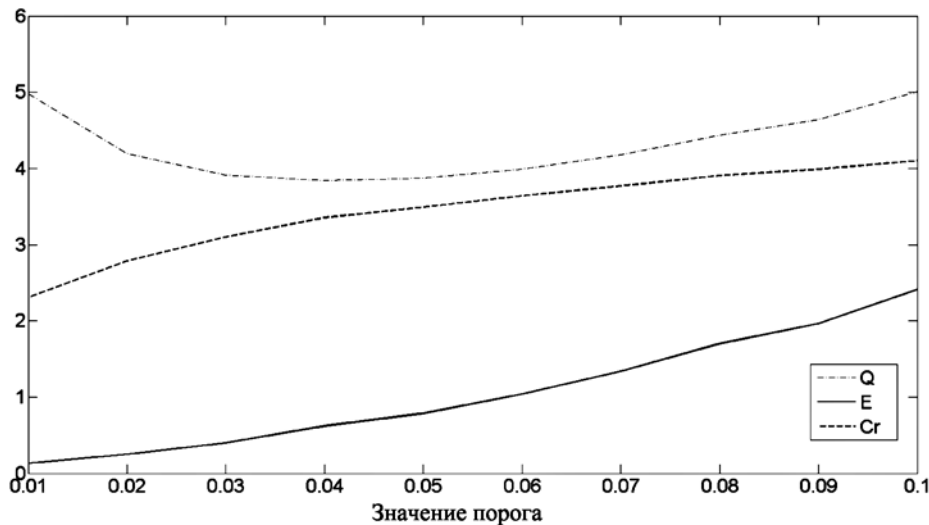


Рис. 3. Зависимость ошибки E восстановления сигнала (сплошная линия), зависимость коэффициента сжатия CR (прерывистая линия) и зависимость целевой функции Q (штрихпунктирная линия) от значения порога Θ

ется получить при применении вейвлетов Добеши 2 и симмлет 4 (рис. 2а), обладающих равной трудоемкостью (рис. 2б), при этом минимальная ошибка восстановления PRD достигается при применении вейвлета симмлет 4 (рис. 2б), позволяющего достичь коэффициента сжатия, равного 3,5, используя только изменения представления коэффициентов вейвлет-преобразования, без дополнительного применения специализированных алгоритмов сжатия данных.

Для подтверждения работоспособности подхода к определению порогового значения Θ , описанного ранее, рассмотрим зависимости ошибки восстановления E , коэффициента сжатия CR и зависимость целевой функции Q при $w = 10$ от порогового значения Θ , представленные на рис. 3 в виде сплошной и прерывистой линий соответственно. Вид данных зависимостей был получен для произвольного фрагмента ЭКГ при использовании вейвлета симмлет 4 и глубине разложения, равной 6 (см. рис. 3).

В результате нахождения точки минимума функции Q было определено значение порога Θ , равное 0,05. В области значений порога Θ (0,05...0,1) наблюдается более чем двукратное увеличение значения ошибки E при малом изменении коэффициента сжатия CR , следовательно, дальнейшее увеличение значения порога Θ нецелесообразно.

Заключение

В данной статье рассмотрено применение способа сжатия данных, получаемых от датчиков ЭКГ, основанного на изменении представления коэффициентов вейвлет-преобразования электрокардиосигнала, который позволяет получить коэффициент сжатия в пределах 3...4. Специфика представления данных в памяти микросервера и применение масштабирования коэффициентов вейвлет-преобразования позволяют отказаться от применения алгоритмов сжатия коэффициентов вейвлет-преобразования исходного сигнала. В настоящей статье рассмотрено получение порогового значения Θ путем проведения «пассивного эксперимента»: определение минимума функции $f(x)$ производилось не в процессе работы системы мониторинга, а на основе накопленной выборки данных. Дальнейшего увеличения коэффициента сжатия и уменьшения значения ошибки PRD можно достичь, например, при помощи адаптивной настройки значения порога Θ , реализованной путем градиентного спуска [13] в минимум целевой функции $Q(\Theta)$, параметры которой определяются во время работы комплекса мониторинга.

Список литературы:

1. Бессмельцев В.П., Катасонов Д.Н., Мазурок Б.С., Макеев И.В., Служев В.А., Морозов В.В., Шевела А.И. Мобильная система для автоматизированного дистанционного мониторинга сердечной деятельности // Медицинская техника. 2015. № 1. С. 5-9.

2. Dixon A.M.R. et al. Compressed sensing system considerations for ECG and EMG wireless biosensors // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2012. Vol. 6. № 2. PP. 156-166.
3. Tai S.C., Sun C.C., Yan W.C. A 2-D ECG compression method based on wavelet transform and modified SPIHT // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2005. Vol. 52. № 6. PP. 999-1008.
4. Allstot E.G. et al. Compressed sensing of ECG bio-signals using one-bit measurement matrices // New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), 2011 IEEE 9th International. IEEE, 2011. PP. 213-216.
5. Chen J., Itoh S. A wavelet transform-based ECG compression method guaranteeing desired signal quality // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1998. Vol. 45. № 12. PP. 1414-1419.
6. Chi Y.M., Deiss S.R., Cauwenberghs G. Non-contact low power EEG/ECG electrode for high density wearable biopotential sensor networks // Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on. IEEE, 2009. PP. 246-250.
7. Luo S., Johnston P. A review of electrocardiogram filtering // Journal of Electrocardiology. 2010. Vol. 43. № 6. PP. 486-496.
8. Bessmeltsev V.P., Katasonov D.N., Mazurok B.S., Makeev I.V., Sluev V.A., Morozov V.V., Shevela A.I. A mobile system for automated remote monitoring of cardiac activity // Biomedical Engineering. 2015. № 1. PP. 5-9.
9. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. – М.: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001.
10. Воробьев В.И., Грибунин В.Г. Теория и практика вейвлет-преобразования // СПб.: ВУС, 1999. Т. 208.
11. Zigel Y., Cohen A., Katz A. The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2000. Vol. 47. № 11. PP. 1422-1430.
12. Abo-Zahhad M., Ahmed S.M., Zakaria A. ECG signal compression technique based on discrete wavelet transform and QRS-complex estimation // Signal Processing – An International Journal (SPIJ). 2011. Vol. 4. № 2. P. 138.
13. Шпилевая О.Я. Адаптивные системы с эталонными моделями. – Новосибирск: НГТУ, 2007. 103 с.

Виктор Павлович Бессмельцев,
канд. техн. наук, зав. лабораторией,
Денис Николаевич Катасонов,
инженер-программист,
Институт автоматизации и электрометрии СОРАН,
г. Новосибирск,
e-mail katasonovdenis@ya.ru

А.А. Федотов

Робастная методика обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигнала

Аннотация

В статье рассматривается робастная методика детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала, основанная на применении полосового фильтра с линейной фазовой характеристикой, преобразования Гилберта и адаптивного порогового алгоритма. Исследована эффективность различных детекторов QRS-комплексов в условиях действия интенсивных помех. Эффективность предложенного подхода была верифицирована для различных клинических записей ЭКГ-сигнала из базы данных MIT Physionet.

Введение

Регистрация и обработка электрокардиографического (ЭКГ) сигнала находят широкое применение в системах медицинской диагностики. Активное развитие в последнее время систем кардиомониторинга на основе анализа изменчивости параметров сердечного ритма обуславливает необходимость

точного детектирования QRS-комплексов ЭКГ-сигнала для минимизации погрешностей измерения длительностей R-R интервалов ЭКГ-сигнала в условиях влияния помех и шумов различной природы возникновения [1], [2].

В то же время методы и алгоритмы обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигнала должны быть относительно простыми в реализации для их успешной имплементации в портативные