

## СЖАТИЕ ДАННЫХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ В БИОТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

О. Е. Безбородова<sup>1</sup>, А. Ю. Бодин<sup>2</sup>, О. Н. Бодин<sup>3</sup>, М. Н. Крамм<sup>4</sup>, Д. В. Мартынов<sup>5</sup>

<sup>1,3</sup> Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

<sup>2,4</sup> Национальный исследовательский университет «МЭИ», Москва, Россия

<sup>3,5</sup> Пензенский государственный технологический университет, Пенза, Россия

<sup>1,5</sup> ot@pnzgu.ru, <sup>2,3,4</sup> iit@pnzgu.ru

**Аннотация.** *Актуальность и цели.* Ввиду большой территориальной протяженности нашей страны задача сжатия и передачи медицинской информации различной природы занимает одно из ключевых мест в обеспечении населения качественной медицинской помощью. При этом необходимо отметить, что исполняться алгоритмы сжатия данных без потерь качества должны не только на распространенных архитектурах настольных компьютеров, но и на различных специализированных платформах, применяемых, к примеру, в переносных медицинских регистраторах биопотенциалов. Поэтому задача разработки и исследования методов неискажающего сжатия медицинских данных является актуальной научной и прикладной задачей, обусловленной развитием и совершенствованием вычислительной техники. Целью данной работы является оценка методов сжатия передаваемых данных в биотелеметрических системах на примере сжатия электрокардиосигнала. Для достижения этой цели необходимо решить следующие задачи: анализ существующих методов сжатия передаваемых данных в биотелеметрических системах на примере сжатия электрокардиосигнала; выбор метода сжатия передаваемых данных в биотелеметрических системах на примере сжатия электрокардиосигнала. Для биотелеметрической системы как радиотехнической и информационно-измерительной системы основными показателями являются погрешность измерения и достоверность передачи данных. *Материалы и методы.* Приведена структурная схема биотелеметрической системы, в ее основу положена структура разработанной распределенной кардиодиагностической системы и ее канала связи, рассмотрены методы сжатия данных на основе уменьшения избыточности и вейвлет-преобразования. *Результаты.* Проведены анализ возможностей методов сжатия и расчет коэффициента сжатия. *Выводы.* В результате проведенного исследования установлено, что вейвлет-преобразование данных более предпочтительно по сравнению со стандартом SCP-ECG для передачи данных электрокардиографического обследования в биотелеметрических системах.

**Ключевые слова:** биотелеметрическая система, сжатие данных, стандарт SCP-ECG, вейвлет-преобразование

**Для цитирования:** Безбородова О. Е., Бодин А. Ю., Бодин О. Н., Крамм М. Н., Мартынов Д. В. Сжатие данных с использованием вейвлет-преобразования в биотелеметрических системах // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2025. № 2. С. 105–114. doi: 10.21685/2307-5538-2025-2-13

## DATA COMPRESSION USING WAVELET TRANSFORM IN BIOTELEMETRY SYSTEMS

O.E. Bezborodova<sup>1</sup>, A.Yu. Bodin<sup>2</sup>, O.N. Bodin<sup>3</sup>, M.N. Kramm<sup>4</sup>, D.V. Martynov<sup>5</sup>

<sup>1,3</sup> Penza State University, Penza, Russia

<sup>2,4</sup> National Research University "MPEI", Moscow, Russia

<sup>3,5</sup> Penza State Technological University, Penza, Russia

<sup>1,5</sup> ot@pnzgu.ru, <sup>2,3,4</sup> iit@pnzgu.ru

**Abstract.** *Background.* Due to the large territorial extent of our country, the task of compression and transmission of medical information of various natures occupies one of the key places in providing the population with high-quality medical care. It should be noted that lossless data compression algorithms should be executed not only on common desktop computer architectures, but also on various specialized platforms used, for example, in portable medical biopotential recorders. Therefore, the task of developing and researching methods for undistorted compression of medical data is an urgent scientific and applied task, due to the development and improvement of computing technology. The aim of this work is to evaluate the methods of compression of transmitted data in biotelemetric systems using the example of compression of an electrocardiogram. To achieve this goal, it is necessary to solve the following tasks: analysis of existing methods of compression of transmitted data in biotelemetric systems using the example of compression of an electrocardiogram; selection of a method of compression of transmitted data in biotelemetric systems using the example

of compression of an electrocardiogram. For a biotelemetric system as a radio engineering and information-measuring system, the main indicators are measurement error and reliability of data transmission. *Materials and methods.* The article presents a structural diagram of a biotelemetric system, based on the structure of the developed distributed cardiagnostic system and its communication channel, and discusses data compression methods based on redundancy reduction and wavelet transformation. *Results.* The analysis of the possibilities of compression methods and the calculation of the compression ratio were carried out. *Conclusions.* As a result of the conducted study, it was established that the wavelet transform of data is more preferable compared to the SCP-ECG standard for transmitting electrocardiographic examination data in biotelemetric systems.

**Keywords:** biotelemetry system, data compression, SCP-ECG standard, wavelet transform

**For citation:** Bezborodova O.E., Bodin A.Yu., Bodin O.N., Kramm M.N., Martynov D.V. Data compression using wavelet transform in biotelemetry systems. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measuring. Monitoring. Management. Control.* 2025;(2):105–114. (In Russ.). doi: 10.21685/2307-5538-2025-2-13

### Введение

Сосредоточенность профильных медицинских лечебно-профилактических учреждений (ЛПУ) в крупных городах, а также стремление к сокращению сроков представления медицинских данных требуют организовать и обеспечить оперативную передачу этих данных по каналам связи от пациента к врачам в ЛПУ. Такая передача данных обеспечивается возможностями биотелеметрических систем. Во многих работах биотелеметрию (БТМ) рассматривают в качестве самостоятельной научно-технической области, изучающей проблемы сбора, преобразования, накопления, приема/передачи, обработки, оперативной аналитики и визуализации данных о функциональном состоянии организма пациента, дистанцированного от центров обработки данных [1]. Биотелеметрия представляет собой комплекс разноплановых мероприятий (организационно-управленческих, технических и экономических), обеспечивающих возможность пациента или его лечащего врача получать дистанционную консультацию другого врача, используя возможности цифровых технологий.

Биотелеметрические системы функционируют в структуре Единой государственной информационной системы здравоохранения (ЕГИСЗ) и входят в состав медицинских информационных систем (МИС) (рис. 1). Они связывают с МИС ЛПУ пациентов с мобильными медицинскими приборами, например, портативными кардиорегистраторами или приборами холтеровского мониторинга; приборы клиничко-диагностических лабораторий (КДЛ), а также медицинские учреждения базового уровня для телеконсультаций с узкими специалистами (рис. 2).



Рис. 1. Иерархия МИС в соответствии со структурой здравоохранения

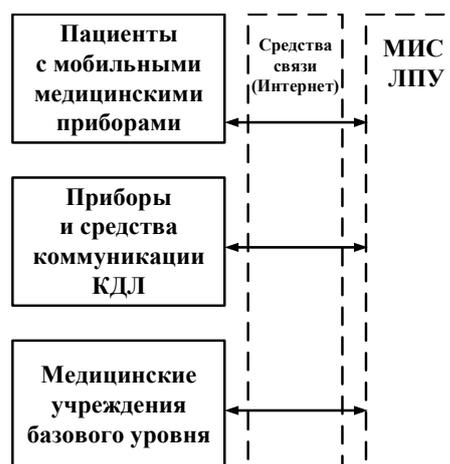


Рис. 2. Схема информационного обеспечения в биотелеметрических системах

Постоянный рост объемов передаваемых данных в биомедицинских системах приводит к сложности в оперативной передаче и обработке этих данных, так как канал связи, по которому она передается, обладает ограниченной пропускной способностью. Поэтому актуальны вопросы сжатия передаваемых данных.

Современное многообразие методов и алгоритмов сжатия данных обусловлено зависимостью эффективности их применения от формата сжимаемых данных (текст, изображения, аудио, видео и др.), следовательно, методы и алгоритмы сжатия должны быть адаптированы с учетом свойств передаваемых данных.

**Цель исследования** – оценить методы сжатия передаваемых данных в биотелеметрических системах на примере сжатия электрокардиосигнала.

**Задачи исследования:**

1. Анализ существующих методов сжатия передаваемых данных в биотелеметрических системах на примере сжатия электрокардиосигнала.

2. Выбор метода сжатия передаваемых данных в биотелеметрических системах на примере сжатия электрокардиосигнала.

Для биотелеметрической системы как радиотехнической и информационно-измерительной системы основными показателями являются погрешность измерения и достоверность передачи данных.

**Структура и особенности биотелеметрической системы**

В качестве средства сжатия передаваемых данных биотелеметрической системы авторами предлагается кардиодиагностическая система, в которой «технологический конвейер» регистрации, преобразования, накопления, приема/передачи, обработки, оперативной аналитики и визуализации данных о функциональном состоянии организма пациента, дистанцированного от центров обработки данных, типичны и инвариантны для неинвазивного обследования в различных областях здравоохранения. На рис. 3 приведена структурная схема биотелеметрической системы электрокардиодиагностики [2]. Данные измерительного контроля от пациента поступают в техническую систему и проходя несколько первичных измерительных преобразователей (датчики, электроды, самописцы и пр.) поступают на вторичные измерительные преобразователи, которые их преобразуют в аналоговый электрический сигнал. Далее этот сигнал фильтруется, масштабируется, преобразуется в цифровую форму в аналого-цифровом преобразователе.

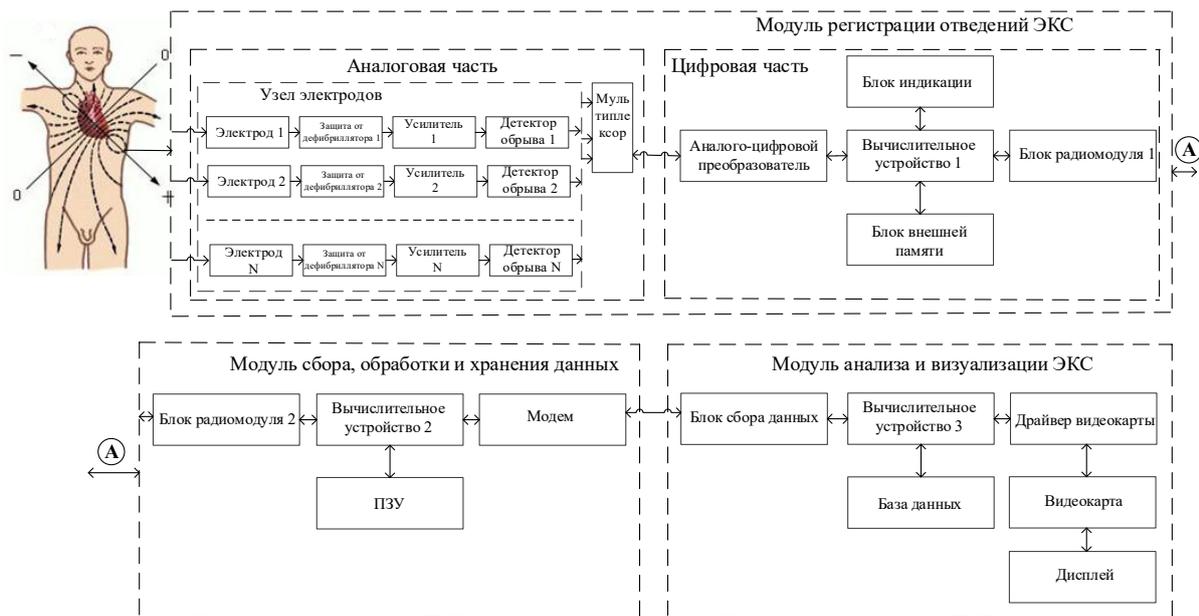


Рис. 3. Структурная схема биотелеметрической системы электрокардиодиагностики

Аналого-цифровое преобразование (АЦП) является необходимым этапом при анализе состояний сердца, поскольку осуществляет преобразование непрерывных биопотенциалов, регистрируемых электродами, в цифровую форму для дальнейшей обработки. При этом считается, что погрешность АЦП определяет погрешность измерения. Рассчитаем чувствительность АЦП с разрядностью 24 бита и уровнем опорного сигнала 2,4 В. Данными характеристиками обладают специализированные для работы с биопотенциалами АЦП [3]:

$$U_{\min} = \frac{U_{ref}}{(2^{res}-1)} = \frac{2,4}{2^{23}-1} \approx 0,28 \text{ мкВ}, \tag{1}$$

где  $U_{\min}$  – минимальный уровень сигнала, регистрируемый АЦП (чувствительность);  $U_{ref}$  – значение опорного сигнала;  $res$  – разрядность АЦП.

При амплитудном диапазоне зарегистрированного электрокардиосигнала (ЭКС) от  $10^2$  до  $5 \cdot 10^3$  мкВ максимальная погрешность АЦП составляет 0,003 %.

Достоверность передачи данных по каналу связи обеспечивается методами помехоустойчивого кодирования и требует отдельного исследования, выходящего за рамки настоящей работы.

### Методы сжатия данных

#### Уменьшение избыточности

Сжатие данных основано на уменьшении избыточности. При этом уменьшение избыточности исходных данных должно осуществляться без снижения их диагностической ценности. Избыточность биосигналов проявляется, во-первых, в том, что вероятность значительных отклонений от средних значений у большинства биофизических сигналов обычно мала, поэтому старшие разряды двоичного слова, описывающего каждый отсчет, на протяжении большей части времени остаются неиспользованными, т.е. избыточными. Во-вторых, часто являются избыточными значения отсчетов среднего уровня сигнала, поскольку оно остается постоянным, а также значения отсчетов, кодирующих информацию о низкочастотных составляющих сигнала.

Например, для ЭКС (рис. 4) большая часть энергетического спектра лежит в области частоты до 30 Гц, а частота дискретизации устанавливается исходя из верхней частоты спектра 500 Гц, т.е. налицо избыточность передаваемых данных (рис. 5).

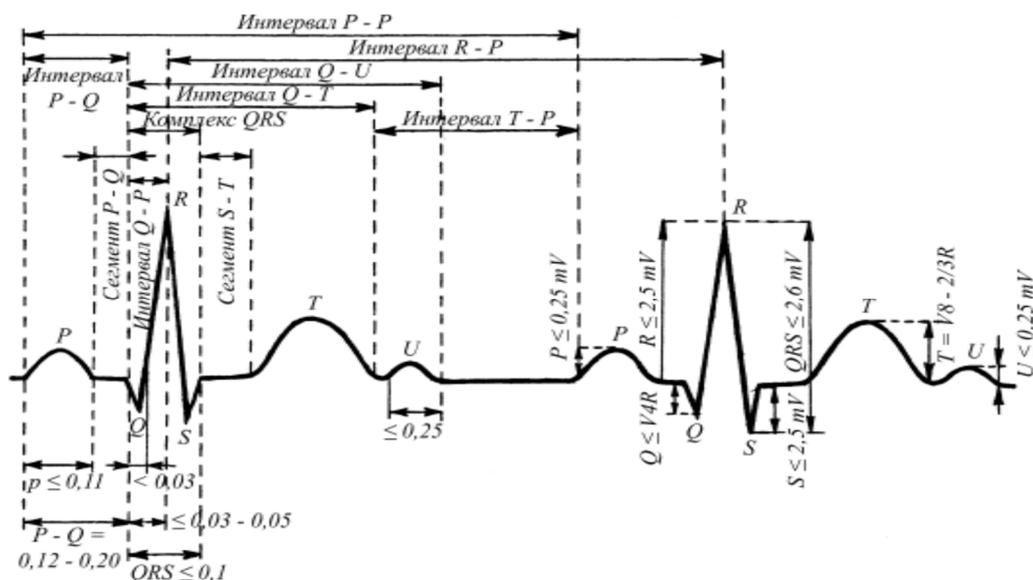


Рис. 4. Информационная структура электрокардиосигнала

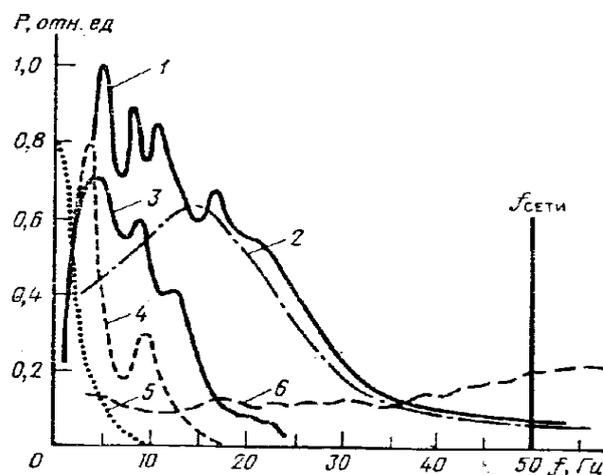


Рис. 5. Сравнительные характеристики спектральной мощности электрокардиосигнала, его составляющих и основных помех

В основе методов уменьшения избыточности лежит метод дельта-кодирования с порогом, т.е. осуществляется кодирование приращения амплитуды ЭКС между последовательными отсчетами сигнала.

Стандарт устанавливает формат передачи оцифрованного и сжатого ЭКС<sup>1</sup> так, что его можно восстановить после приема практически без информационных потерь. Этот стандарт устанавливает требования к разрешению сигнала  $\geq 5$  мкВ. Компрессия ЭКС в соответствии со стандартом основывается на выборе в сигнале *QRS* комплексов, базовых точек (вершины максимально высоких зубцов *R* и *S*). После этого выделенные фрагменты ЭКС разбиваются с использованием критериев подобия, например вычисления функции корреляции, на группы: сигналы, описывающие нормальное состояние или какие-либо отклонения (экстрасистолы). В наиболее многочисленной группе выбирают наиболее характерный фрагмент или его определяют статистически. Выбранный фрагмент вычитают из всех смежных с ним *QRS* фрагментов (фрагментов той же группы) обрабатываемого сигнала. Как результат этих действий получаем сигнал, представляемый меньшим количеством байб по отношению к исходному ЭКС.

Известно, что средний коэффициент сжатия стандарта SCP-ECG для обмена цифровыми ЭКС составляет 2,61 [4].

Дискретное вейвлет-преобразование

Дискретное вейвлет-преобразование (ДВП) является развитием непрерывного вейвлет-преобразования [5, 6]. В ДВП для обработки исходных измерительных данных по масштабу применяют фильтры с различными частотами пропускания: высокочастотные (ВЧФ) и низкочастотные (НЧФ). Алгоритм ДВП приведен на рис. 6.

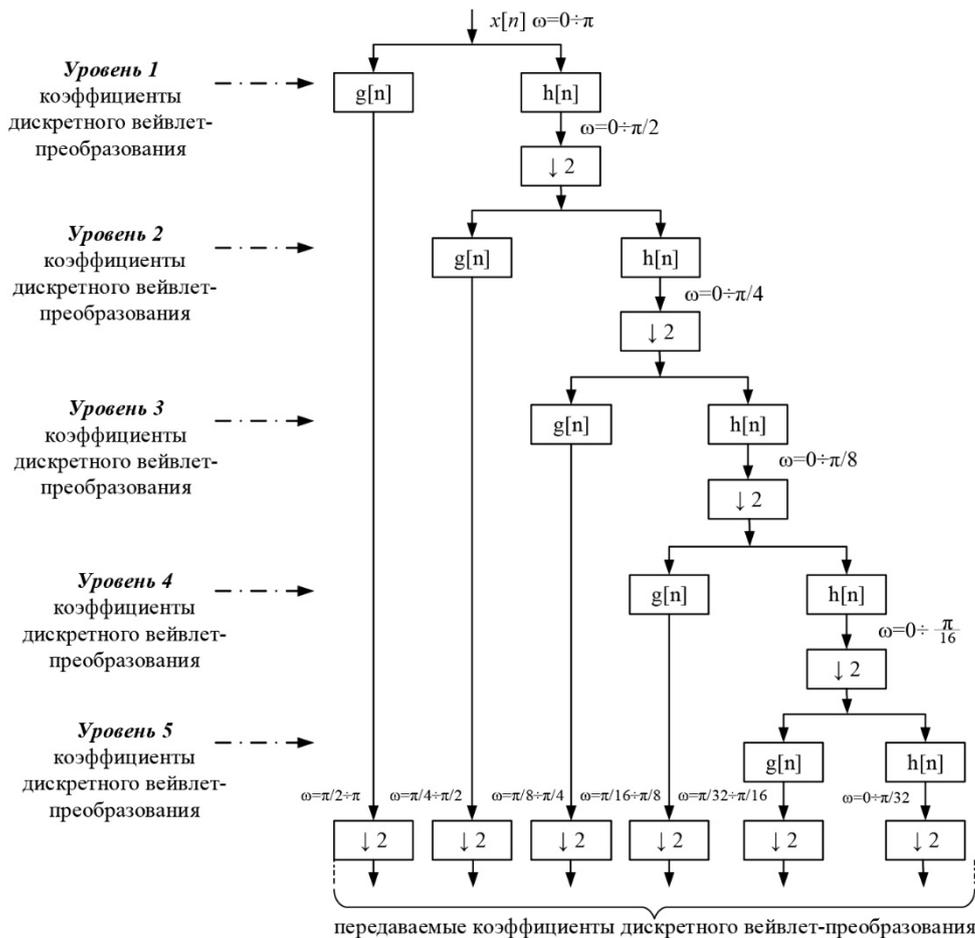


Рис. 6. Алгоритм дискретного вейвлет-преобразования:

$x[n]$  – исходная последовательность исходных данных;  $h[n]$  и  $g[n]$  – НЧФ и ВЧФ соответственно;

$\omega$  – полоса последовательности исходных данных на каждом уровне, рад.

<sup>1</sup> ENV1064. FINAL DRAFT. Standard communications protocol for computerized electrocardiography. CEN/TC251. Brussels, 1993. P. 145.

Разрешение данных, т.е. детализация информационной составляющей в передаваемых данных изменяется изменением частоты пропускания используемого фильтра, масштабирование ЭКС изменяется за счет уменьшения количества отсчетов при передаче данных и восстановления их количества после приема.

Коэффициенты ДВП получают путем дискретизации на диадической сетке  $s_0=2$  и  $t_0=1$ , т.е.  $s=2^j$  и  $t=k2^j$  (рис. 7) [7].



Рис. 7. Аналого-цифровое преобразование электрокардиосигнала на диадической сетке

Работа начинается с аналого-цифрового преобразования по масштабу оси  $s$ . Это выполняется путем логарифмирования по основанию два. Исходя из этого определяют коэффициенты ДВП в масштабах кратных двум: четыре, восемь и т.д. Наиболее предпочтительным является масштабирование до уровня пять или шесть. После чего также изменяется и ось времени. При выполнении этого изменения на каждом следующем шаге частота дискретизации уменьшается в два раза.

Из рис. 6, 7 видно, что ДВП работает с исходными данными в нескольких полосах частот, для каждой из которых установлено свое разрешение. Поэтому происходит разделение на «глубокую» низкочастотную аппроксимацию и высокочастотные детали. При ДВП используют две группы значений: масштабирующие функции и вейвлеты. Первая группа формируется НЧФ, а вторая – ВЧФ. Каждый уровень преобразования ДВП можно записать следующей формулой, в которой показано как последовательность исходных данных, проходя через НЧФ и ВЧФ, уменьшается вдвое:

$$y_{high}[k] = \sum_n x[n]g[2k-n], \quad y_{low}[k] = \sum_n x[n]h[2k-n], \quad (2)$$

где  $y_{high}[k]$  и  $y_{low}[k]$  – уменьшенные вдвое выходы ВЧФ и НЧФ соответственно.

На первом уровне ДВП разрешение по времени уменьшается на 50 %, потому что даже половина отсчетов может полно представить исходные данные (выход НЧФ). Но разрешение по частоте увеличивается на 50 % из-за того, что исходные данные занимают 0,5 от полосы частот, это ведет к уменьшению неопределенности. Эта последовательность действий повторяется несколько раз, обычно не более шести. Данные с выхода НЧФ поступают на аналогичную схему обработки. С выхода ВЧФ поступают вейвлет-коэффициенты.

ДВП состоит из множества, в которое включены вейвлет-коэффициенты всех уровней и отсчеты аппроксимации исходных данных последнего уровня.

Более информативные частоты исходных данных представляют как большие по амплитуде значения вейвлет-коэффициентов, характеризующие выделенный им диапазон частот.

Разрешение дискретизации по времени зависит от уровня ДВП, которому соответствует частота. Если информационная значимость исходных данных сосредоточена на высоких частотах, что бывает достаточно часто, то временная локализация этих частот будет более точной, так как они характеризуются большим количеством отсчетов. На низких частотах, напротив, отсчетов мало. Следовательно, разрешение по времени будет плохим, а разрешение по частоте – хорошим. Этот алгоритм работы с данными характерен для медицины.

Если вейвлет-коэффициенты имеют малые значения, то будет низкая амплитуда в соответствующих полосах частот исходных данных и от этих коэффициентов можно отказаться без потери информационного наполнения передаваемых данных. При этом можно существенно уменьшить объем передаваемых данных.

Импульсные характеристики НЧФ и ВЧФ являются значимыми параметрами ДВП и связаны формулой

$$g[L-1-n] = (-1)^n h[n], \tag{3}$$

где  $g[n]$  – ВЧФ;  $h[n]$  – НЧФ;  $L$  – длина фильтра (число точек).

ВЧФ получается из НЧФ путем «переворота» вектора его коэффициентов и изменения знака у нечетных коэффициентов. Операции фильтрации и прореживания могут быть записаны как

$$y_{high}[k] = \sum_n x[n]g[-n+2k], \quad y_{low}[k] = \sum_n x[n]h[-n+2k]. \tag{4}$$

Восстановление данных после такой операции происходит достаточно просто, потому что НЧФ и ВЧФ образуют ортонормальный базис. Оно осуществляется по обратной схеме, в которой на каждом уровне обратного ДВП данные интерполируются на 50 %, проходят через НЧФ и ВЧФ, а затем суммируются.

Исходя из этого можно сделать вывод, что фильтры разложения и восстановления данных аналогичны и отличаются только обратным порядком коэффициентов.

Формула восстановления для каждого уровня ДВП может быть записана в виде

$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (y_{high}[k]g[-n+2k]) + (y_{low}[k]g[-n+2k]). \tag{5}$$

### Результаты и обсуждение

В биотелеметрической системе (см. рис. 3) на передающей стороне осуществляется:

- вейвлет-преобразование ЭКС (пример 3D-вейвлет-спектрограммы приведен на рис. 8);
- подготовка к передаче ЭКС после вейвлет-преобразования (рис. 9).

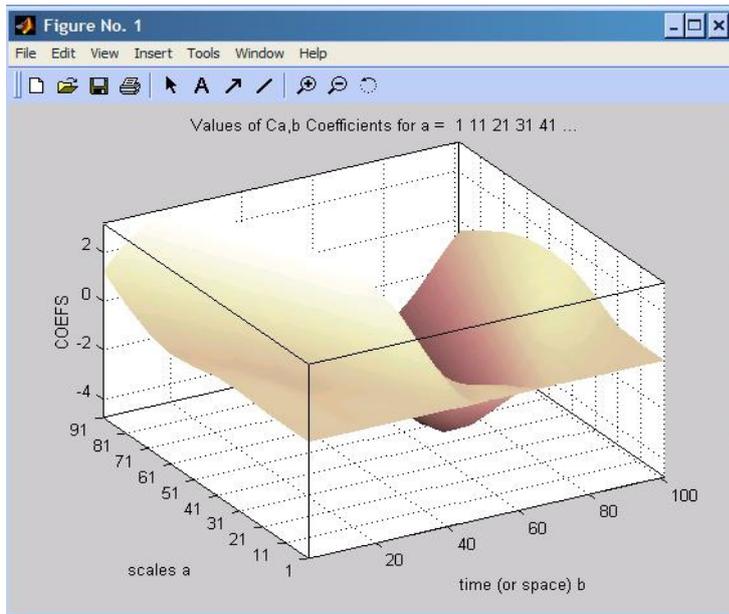


Рис. 8. 3D-вейвлет-спектрограмма

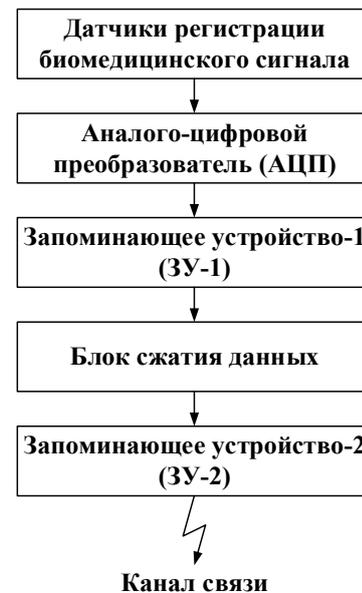


Рис. 9. Алгоритм передачи данных

Объем формируемых АЦП данных о текущем значении потенциала отведения ЭКС за интервал дискретизации описывается следующей формулой:

$$ADC_{data\ size} = N_{cmd\ size} + (DR_{adc\ channel\ size} N_{electrodes}) = (16 + 24) = 40\ bit, \tag{6}$$

где  $ADC_{data\ size}$  – размер цифрового кода в битах;  $N_{cmd}$  – размер специфической команды для АЦП, запускающей процесс преобразования, в общем случае имеет длину 16 бит [8];  $DR_{adc\ channel\ size}$  – размер цифрового кода, содержащий информацию о значении потенциала;  $N_{total\ channel}$  – количество каналов.

Рассчитаем общий объем формируемой информации о значениях отсчетов потенциалов отведения ЭКС за интервал времени 1 с:

$$ADC_{total\ size} = F_{ECG\ sample} \cdot ADC_{data\ size} = 1000 \cdot 40 = 40\ 000\ bit, \quad (7)$$

где  $F_{ECG\ sample}$  – частота дискретизации блока регистрации, равная 1000 Гц [5];  $ADC_{data\ size}$  – размер цифрового кода в битах (см. формулу (6)).

Следует отметить, что рассчитанный объем информации соответствует размеру данных, содержащихся в одном кардиоцикле (КЦ) с частотой сердечных сокращений (ЧСС) 60 уд./мин или одно сокращение в секунду. Этот сердечный ритм соответствует нормальному ритму сердца. Согласно рекомендациям Всемирной организации здравоохранения [9], нормальный сердечный ритм в покое изменяется в пределах от 55 (длительность кардиоцикла (КЦ) при этом составляет 1,09 с) до 80 уд./мин (длительность КЦ при этом составляет 0,75 с). ЧСС в покое от 55 до 40 (длительность КЦ равна 1,5 с) свидетельствует о брадикардии, а ЧСС в покое от 80 до 115 (длительность КЦ равна 0,52 с) свидетельствует о тахикардии. Значения ЧСС в покое менее 40 и более 120 (длительность КЦ равна 0,5 с) являются жизнеугрожающими и требуют незамедлительного врачебного вмешательства.

С учетом сказанного, объем информации, соответствующий размеру данных, содержащихся в одном КЦ с ЧСС 40 уд./мин, будет равен  $40\ 000 \cdot 1,5 = 60\ 000\ bit$ , а с ЧСС 115 уд./мин будет равен  $40\ 000 \cdot 0,52 = 20\ 800\ bit$ .

Таким образом, после АЦП формируется массив данных от 20 до 60 кб для одного КЦ. Другими словами, значение информационной емкости  $C_{з\ y1}$  (см. рис. 9) варьируется от 20 до 60 Kbit.

Значение информационной емкости  $C_{з\ y2}$  ЭКС после сжатия на основе вейвлет-преобразования определяется из следующих соображений:

– согласно алгоритму ДВП (см. рис. 6) количество коэффициентов определяется выражением

$$N = \sum_{i=1}^n 2^i, \quad (8)$$

где  $n$  – уровень ДВП. Для  $n = 5$   $N = 62$ ;

– согласно выражению (6) объем формируемых АЦП данных за интервал дискретизации равен 40 bit.

Тогда

$$C_{з\ y2} = 62 \cdot 40 = 2480\ bit,$$

а коэффициент сжатия  $K_{сж}$  изменяется в пределах от

$$K_{сж} = C_{з\ y1} / C_{з\ y2} = 20\ 000 / 2480 = 8$$

до

$$K_{сж} = C_{з\ y1} / C_{з\ y2} = 60\ 000 / 2480 = 24.$$

### Заключение

Рассмотрены алгоритмы сжатия передаваемых данных в биотелеметрической системе.

В основу предлагаемого алгоритма сжатия передаваемых данных положено ДВП исходных данных. Разработанный авторами алгоритм включает три базовых этапа.

Первый этап – это накопление и преобразование данных с использованием прямого ДВП и сохранение полученных вейвлет-коэффициентов.

Второй этап – передача / прием сжатых вейвлет-коэффициентов по каналам связи.

Третий этап – восстановление данных и вычисление обратного вейвлет-преобразования.

Установлено, что вейвлет-преобразование данных более предпочтительно по сравнению со стандартом SCP-ECG для передачи данных электрокардиографического обследования в биотелеметрических системах.

#### Список литературы

1. Бакалов В. П. Медицинская электроника: основы биотелеметрии. М. : Изд-во Юрайт, 2021. 326 с.
2. Пат. 2764498 Российская Федерация. Способ и устройство регистрации множественных отведений электрокардиосигнала / Бодин О. Н., Крамм М. Н. № 2020122154 ; заявл. 03.07.2020 ; опубл. 17.01.2022, Бюл. № 2. 35 с.
3. Бодин А. Ю., Бодин О. Н., Крамм М. Н. [и др.]. Особенности регистрации множественных отведений электрокардиосигналов // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии : докл. XV Междунар. науч. конф. (ФРЭМЭ XV). Суздаль, 2022.
4. Плотников А. В., Прилуцкий Д. А., Селищев С. В. Стандарт SCP-ECG для обмена цифровыми ЭКГ. URL: [https://masters.donntu.ru/2008/kita/golovach/library/4\\_ref/pub.html](https://masters.donntu.ru/2008/kita/golovach/library/4_ref/pub.html)
5. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. М. ; Ижевск : НИЦ Регулярная и хаотическая диалектика, 2004. 464 с.
6. Ватолин Д., Ратушняк А., Смирнов М., Юкин В. Методы сжатия данных. Устройство архиваторов, сжатие изображений и видео. М. : ДИАЛОГ-МИФИ, 2003. 384 с.
7. Поликар Р. Введение в вейвлет-преобразование / пер. с англ. В. Г. Грибунин. URL: <http://www.autex.spb.ru>
8. Специализированные АЦП. ADS1298 // Texas Instrument. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1296r.pdf>
9. Рекомендации по вопросам физической активности и малоподвижного образа жизни // Всемирная организация здравоохранения. URL: <https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/337001/9789240014909-rus.pdf>

#### References

1. Bakalov V.P. *Meditsinskaya elektronika: osnovy biotelemetrii = Medical electronics: fundamentals of biotelemetry*. Moscow: Izd-vo Yurayt, 2021:326. (In Russ.)
2. Patent 2764498 Russian Federation. *Sposob i ustroystvo registratsii mnozhestvennykh otvedeniy elektrokardiosignala = Method and device for recording multiple leads of an electrocardiosignal*. Bodin O.N., Kramm M.N. № 2020122154; appl. 03.07.2020; publ. 17.01.2022, Bull. № 2. 35 p. (In Russ.)
3. Bodin A.Yu., Bodin O.N., Kramm M.N. et al. Features of registration of multiple leads of electrocardiosignals. *Fizika i radioelektronika v meditsine i ekologii: dokl. XV Mezhdunar. nauch. konf. (FRAME XV) = Physics and radio electronics in medicine and ecology : reports of the XV International Scientific Conference (FRAME XV)*. Suzdal', 2022. (In Russ.)
4. Plotnikov A.V., Prilutskiy D.A., Selishchev S.V. *Standart SCP-ECG dlya obmena tsifrovymi EKG = The SCP-ECG standard for digital ECG exchange*. (In Russ.). Available at: [https://masters.donntu.ru/2008/kita/golovach/library/4\\_ref/pub.html](https://masters.donntu.ru/2008/kita/golovach/library/4_ref/pub.html)
5. Dobeshi I. *Desyat' lektsiy po veyvletam = Ten lectures on wavelets*. Moscow; Izhevsk: NITs Regulyarnaya i khaoticheskaya dialektika, 2004:464. (In Russ.)
6. Vatolin D., Ratushnyak A., Smirnov M., Yukin V. *Metody szhatiya dannykh. Ustroystvo arkhivatorov, szhatie izobrazheniy i video = Data compression methods. Device archivers, image and video compression*. Moscow: DIALOG-MIFI, 2003:384. (In Russ.)
7. Polikar R. *Vvedenie v veyvlet-preobrazovanie = Introduction to the wavelet transform*. Transl. from Eng. by V.G. Gribunin. (In Russ.). Available at: <http://www.autex.spb.ru>
8. Specialized ADCs. ADS1298. *Texas Instrument*. (In Russ.). Available at: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1296r.pdf>
9. Recommendations on physical activity and a sedentary lifestyle. *Vsemirnaya organizatsiya zdravokhraneniya = World Health Organization*. (In Russ.). Available at: <https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/337001/9789240014909-rus.pdf>

#### Информация об авторах / Information about the authors

##### Оксана Евгеньевна Безбородова

доктор технических наук, доцент,  
заведующий кафедрой техносферной безопасности,  
Пензенский государственный университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: ot@pnzgu.ru

##### Oksana E. Bezborodova

Doctor of technical sciences, associate professor,  
head of the sub-department of technosphere safety,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

**Андрей Юрьевич Бодин**

аспирант,  
Национальный исследовательский  
университет «МЭИ»  
(Россия, Москва, ул. Красноказарменная, 17, стр. 1Г)  
E-mail: iit@pnzgu.ru

**Олег Николаевич Бодин**

доктор технических наук, профессор,  
профессор кафедры информационно-измерительной  
техники и метрологии,  
Пензенский государственный университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40);  
заведующий кафедрой биомедицинской инженерии,  
Пензенский государственный  
технологический университет  
(Россия, г. Пенза, пр-д Байдукова/  
ул. Гагарина, 1а/11)  
E-mail: iit@pnzgu.ru

**Михаил Николаевич Крамм**

доктор технических наук, профессор,  
профессор кафедры основ радиотехники,  
Национальный исследовательский  
университет «МЭИ»  
(Россия, Москва, ул. Красноказарменная, 17, стр. 1Г)  
E-mail: iit@pnzgu.ru

**Дмитрий Владиславович Мартынов**

аспирант,  
Пензенский государственный  
технологический университет, Россия  
(Россия, г. Пенза, пр-д Байдукова/  
ул. Гагарина, 1а/11)  
E-mail: ot@pnzgu.ru

**Andrey Yu. Bodin**

Postgraduate student,  
National Research University "MPEI"  
(build. 1G, 17 Krasnokazarmennaya street,  
Moscow, Russia)

**Oleg N. Bodin**

Doctor of technical sciences, professor,  
professor of the sub-department of information  
and measurement technology and metrology,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia);  
head of the sub-department of biomedical engineering,  
Penza State Technological University  
(1a/11 Baidukova passage/Gagarina street,  
Penza, Russia)

**Mikhail N. Kramm**

Doctor of technical sciences, professor,  
professor of the sub-department  
of fundamentals of radio engineering,  
National Research University "MPEI"  
(build. 1G, 17 Krasnokazarmennaya street,  
Moscow, Russia)

**Dmitry V. Martynov**

Postgraduate student,  
Penza State Technological University  
(1a/11 Baidukova passage/Gagarina street,  
Penza, Russia)

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /  
The authors declare no conflicts of interests.**

**Поступила в редакцию/Received 27.01.2025**

**Поступила после рецензирования/Revised 24.02.2025**

**Принята к публикации/Accepted 10.03.2025**