

УДК 004.627 + 616.12-073.7

СЖАТИЕ МНОГОКАНАЛЬНЫХ ЭКГ НА ОСНОВЕ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ И ПРИМЕНЕНИЯ ДВУМЕРНОГО ДКП

М.С. Зряхов, В.В. Лукин, д-р техн. наук, К.В. Наседкин

Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского "ХАИ"

Рассмотрены особенности сжатия многоканальных электрокардиографических (ЭКГ) сигналов. Основой предложенного метода является использование предварительной обработки данных и двумерного дискретного косинусного преобразования (ДКП). Показано, что при приемлемом для практических приложений качестве восстановления (PRD, равно 5%) средний коэффициент сжатия для 8-канальной ЭКГ достигает 18. Предложенный алгоритм достаточно прост и обладает высоким быстродействием.

* * *

Розглянуто особливості стиснення багатоканальних електрокардіографічних (ЕКГ) сигналів. Основою запропонованого методу є використання попередньої обробки даних і двовимірного дискретного косинусного перетворення (ДКП). Показано, що за умови задовільної для практики якості відновлення (PRD, який дорівнює 5%) середній коефіцієнт стиснення 8-канальної ЕКГ досягає 18. Запропонований алгоритм є досить простим і має високу швидкодію.

* * *

The peculiarities of multi-channel electrocardiographic (ECG) signal compression are considered. The basis of the proposed method is the use of preliminary data processing and 2-D Discrete Cosine Transform (DCT). It is demonstrated that for decompressed signal quality acceptable for practical applications (PRD equal to 5%) the average compression ratio for 8-channel ECG reaches 18. The proposed algorithm is rather simple and computationally efficient.

Введение

С ростом объема медицинской диагностической информации компьютерным клиническим системам требуется все больше ресурсов (памяти) для ее хранения. Как показала практика, особо большой объем памяти необходим для хранения многоканальных электрокардиографических (ЭКГ) сигналов. Достаточно часто осуществляется передача таких данных по локальным сетям и через Интернет. В связи с этим важной практической задачей является разработка эффективных методов сжатия сигналов данного вида, причем быстродействие соответствующих алгоритмов должно быть приемлемым для практических приложений [1, 2].

По критерию различия между восстановленными и исходными сигналами методы компрессии можно разделить на два типа: методы сжатия без потерь и с потерями (используют также термины «неразрушающее» и «разрушающее сжатие») [3]. Применение сжатия без потерь для сигналов рассматривает-

мого класса ограничено, поскольку коэффициент сжатия (степень сжатия), как правило, не превышает 1,5...2 раз.

Особенностью сжатия с потерями является то, что восстановление сигналов (после сжатия) происходит с некоторой ошибкой относительно исходного сигнала. При этом в зависимости от используемого метода сжатия и качества восстановления коэффициент сжатия может достигать нескольких десятков раз.

При разрушающем сжатии используют три основные группы методов [3]:

- 1) фрактальные ;
- 2) основанные на прямом сжатии;
- 3) основанные на ортогональных преобразованиях.

Основное требование, предъявляемое к сжатию с потерями, – это достижение максимального коэффициента сжатия при заданной величине потерь, обеспечивающей приемлемое сохранение необходимой информации в восстановленном сигнале для дальнейшего анализа.

Особенность многоканальных ЭКГ состоит в существенной степени корреляции сигналов в каналах отведений [2, 4, 5]. Следовательно, эффективный алгоритм должен учитывать данную особенность и устранять избыточность входных данных [2, 5], поскольку коэффициент сжатия фактически зависит от того, насколько эффективно выполняется устранение избыточности (декорреляция). В методах, в основе которых лежит фрактальная компрессия, как правило, используется вся информация о сигнале и обеспечивается достаточно высокий коэффициент сжатия. Однако основными недостатками этих методов являются большая сложность и сравнительно низкое быстродействие [6]. Алгоритмы, основанные на прямых методах сжатия [7], также малоэффективны из-за низкого коэффициента сжатия при больших ошибках восстановления исходной информации.

Пожалуй, наибольшее распространение получили алгоритмы, в основе которых лежат ортогональные преобразования. Их преимущество заключается в относительной простоте реализации при высокой степени сжатия [8]. Оптимальным ортогональным преобразованием в смысле декорреляции сигналов является преобразование Карунена-Лоэва (KLT). Но для его применения требуется априорное знание статистических характеристик сжимаемых сигналов, что не всегда возможно [9]. Наиболее близким к KLT в плане эффективности декорреляции входных данных и при этом сигнально независимым считают дискретное косинусное преобразование (Discrete Cosine Transform – DCT) [9].

Поэтому в данной статье основное внимание уделено разработке и анализу эффективности метода разрушающего сжатия многоканальных ЭКГ-сигналов на основе дискретного косинусного преобразования. Особенности предлагаемого метода, который можно назвать JPEG-подобным, состоят в применении двумерного DCT, использовании ряда предварительных (подготовительных) операций с

исходными многоканальными данными и применении методов арифметического кодирования вместо кодирования по Хаффмену, используемого в стандартом JPEG. При этом положим, что каналы отведений при регистрации многоканальной ЭКГ имеют определенный, заранее известный порядок размещения - 12 стандартных отведений по Франку [10].

1. Предлагаемый алгоритм сжатия многоканальной ЭКГ

Структурная схема предлагаемого алгоритма сжатия многоканального ЭКГ-сигнала изображена на рис. 1. Весь алгоритм можно разделить на три этапа: вначале отведения ЭКГ подвергаются предварительной обработке с целью подготовить сигнал к использованию ортогонального преобразования, далее следуют операции преобразования входных данных и квантования коэффициентов DCT, завершает алгоритм статистическое сжатие [3], применяемое к массиву квантованных коэффициентов.

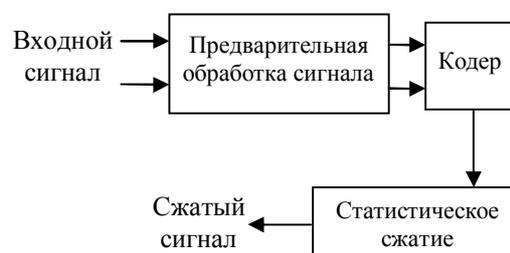


Рис. 1. Структурная схема алгоритма сжатия ЭКГ на основе двумерного DCT

Результатом предварительной обработки (подготовки к сжатию) многоканального ЭКГ-сигнала является двумерный массив (изображение) с числом строк, равным восьми, и числом столбцов, равным числу отсчетов K в регистрируемых ЭКГ для каждого канала. Так же, как и в работе [5], нами предлагаются сигналы для линейных отведений III, aVR, aVL, aVF сжатию не подвергать, так как после восстановления сигналов в основных отведениях сигналы

в отведениях III, aVR, aVL, aVF могут быть вычислены как

$$\begin{aligned} III_i &= II_i - I_i, \\ aVR_i &= -\frac{I_i + II_i}{2}, \\ aVL_i &= \frac{2I_i - II_i}{2}, \\ aVF_i &= \frac{2II_i - I_i}{2}, \end{aligned} \quad (1)$$

где i – номер отсчета в канале, $i=1, \dots, K$. При этом предполагается, что для линейных отведений III, aVR, aVL, aVF обеспечивается приемлемый уровень искажений (результаты экспериментальной проверки этого предположения приведены ниже).

1.1. Предварительная обработка

Для начала поясним, с какой целью нами предлагается выполнять предварительную обработку многоканальной ЭКГ. Известно, что сжатие одномерных сигналов на основе DCT тем эффективнее, чем более коррелированными являются соседние отсчеты [3]. Аналогичным образом коэффициент сжатия изображений (при фиксированном уровне искажений) при использовании JPEG и других методов на основе ортогональных преобразований существенным образом зависит от спектрально-корреляционных свойств обрабатываемого изображения [11]. При этом для изображений благодаря коррелированности значений отсчетов как по горизонтали, так и по вертикали обычно достигается больший коэффициент сжатия, чем для одномерных сигналов при одном и том же уровне искажений.

Многоканальные ЭКГ также можно рассматривать как изображения (двумерные массивы данных). При этом одной из возможностей повышения эффективности сжатия многоканальных ЭКГ является учет подобия сигналов в различных отведениях. Однако двумерный массив может быть сформирован из многоканальной ЭКГ различными способами, например, номер строки может соответствовать номеру канала [5]. В отличие от [5] для

достижения более эффективного сжатия предлагается сформировать строки изображения из сигналов в каналах таким образом, чтобы значения коэффициентов корреляции между соседними строками были как можно выше. При этом необходимо учесть, что энергия сигналов в различных каналах неодинакова, а значения коэффициентов корреляции в определенных пределах могут изменяться в зависимости от пациента, его состояния и т.д.

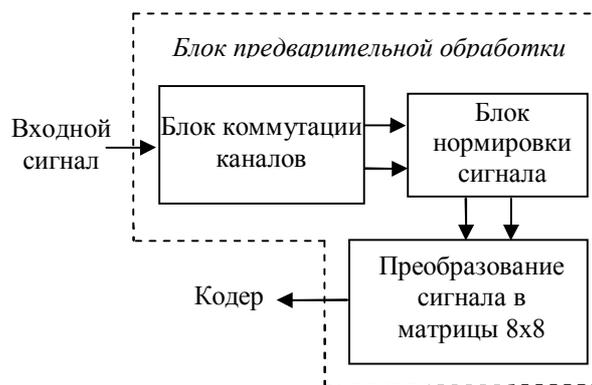


Рис. 2. Структурная схема блока предварительной обработки

Для определения порядка расположения сигналов в строках двумерного массива был проведен корреляционный анализ реальных многоканальных ЭКГ для нескольких пациентов. В частности, были определены значения коэффициентов межканальной корреляции и усредненные значения взаимной задержки ЭКГ, при которых имеют место максимумы взаимно корреляционной функции. В результате было выявлено следующее. Взаимная задержка сигналов не превысила 12 отсчетов (при частоте дискретизации 500 Гц). Для разных пациентов рассматриваемые характеристики отличались несущественно.

Значения усредненных коэффициентов корреляции (усреднение проводилось для девяти пациентов) для сигналов восьми основных отведений приведены в таблице. Как видно, коэффициенты корреляции изменяются в диапазоне значений от 0,97 до 0,4. Для различных пациентов отличие значений индивиду-

альных коэффициентов корреляции от усредненных невелико и не превышает 0,2.

Эти особенности позволяют использовать единый алгоритм формирования строк двумерного массива из многоканальной ЭКГ независимо от пациента. С учетом приведенных в таблице усредненных значений коэффициентов корреляции и взаимных задержек сигналов в каналах основные отведения предложено располагать в виде строк двумерного массива сигналов каналов в следующем порядке: I–V6–V5–II–V4–V3–V2–V1. Такое расположение обеспечивает «большую схожесть» сигналов ЭКГ по форме в соседних строках – для любых двух последовательных строк в двумерном массиве усредненные коэффициенты взаимной корреляции оказались не меньше 0,78. Операцию формирования строк двумерного массива из многоканальной ЭКГ выполняет блок коммутации (см. рис. 2).

Таблица усредненных коэффициентов корреляции сигналов в отведениях многоканальных ЭКГ

№	I	II	V1	V2	V3	V4	V5	V6
I	1	0,89	0,41	0,59	0,85	0,93	0,94	0,94
II	0,89	1	0,5	0,7	0,89	0,88	0,85	0,8
V1	0,41	0,5	1	0,85	0,59	0,46	0,42	0,4
V2	0,59	0,7	0,85	1	0,79	0,6	0,54	0,52
V3	0,85	0,89	0,59	0,79	1	0,92	0,86	0,8
V4	0,93	0,88	0,46	0,6	0,92	1	0,97	0,94
V5	0,94	0,85	0,42	0,54	0,86	0,97	1	0,96
V6	0,94	0,8	0,4	0,52	0,8	0,94	0,96	1

Как уже было сказано выше, энергия в различных отведениях неодинакова. Для улучшения сжатия предлагается осуществить нормировку входных значений в каждой строке

$$I_{ji} = \frac{X_{ji}}{Q_j}, \quad Q_j = \sqrt{\sum_{l=0}^{K-1} x_{jl}^2}, \quad (2)$$

где I – двумерный массив после нормировки значений, i – номер отсчета в строке массива, j – номер строки, X – исходный двумерный массив, получен-

ный на предыдущем этапе, Q – массив значений коэффициентов нормировки.

Использование построчной нормировки данных является второй отличительной особенностью предлагаемого метода. Коэффициенты нормировки подлежат сохранению при сжатии и учитываются при восстановлении. Для хранения значений Q обычно достаточно 16-20 байтов, что при длительности сжимаемых многоканальных ЭКГ порядка единиц или десятков секунд составляет не более 0,3% от общего объема сжатых данных.

Исследования показали, что при одинаковом уровне искажений использование нормировки на этапе предварительной обработки позволяет примерно в 1,3 раза повысить коэффициент сжатия.

На последнем этапе предварительной обработки проводится разбиение сформированного массива I на блочные матрицы для применения к ним DCT. В принципе, существуют методы сжатия на основе DCT с использованием различных схем разбиения [12], причем обычно размеры матриц (блоков) равны 2^n , где n – целое число. Это требование обусловлено целесообразностью применения быстрых алгоритмов DCT для повышения быстродействия сжатия. В качестве простейшего варианта при проведении исследований рассматривались блоки (матрицы) фиксированного размера 8×8 отсчетов. Число таких матриц равно $K/8$.

1.2. Кодер

Кодер (см. рис. 1) является основным структурным элементом алгоритма, его структурная схема изображена на рис. 5. Основная функция кодера – подготовить предварительно обработанные данные многоканальной ЭКГ к статистическому сжатию. С этой целью для каждого сформированного блока получают коэффициенты DCT

$$B_{pq} = a_p a_q \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} A_{mn} \cos \frac{\pi(2m+1)p}{2M} \cos \frac{\pi(2n+1)q}{2N},$$

где

$$a_p = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{M}}, p = 0 \\ \sqrt{\frac{2}{M}}, 1 \leq p \leq M-1 \end{cases} \quad \begin{matrix} 0 \leq p \leq M-1 \\ 0 \leq q \leq N-1 \end{matrix}$$

$$a_q = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{N}}, q = 0 \\ \sqrt{\frac{2}{N}}, 1 \leq q \leq N-1 \end{cases}, \quad (3)$$

где B – матрица коэффициентов DCT, A – исходный блок размером $M \times N$ (в данном случае $M=N=8$), p и q – обозначают индексы коэффициента DCT в матрице B , m и n – индексы элемента в матрице A .

Затем блоки с коэффициентами DCT поступают на коммутатор (рис. 3), где считываются для формирования одномерного массива данных из полученного набора матриц. Значения этого одномерного массива квантуют с шагом квантования, путем варьирования которого изменяется коэффициент сжатия и, соответственно, варьируется уровень вносимых при сжатии искажений.

Кроме того, степень сжатия одномерного массива зависит от метода его формирования из последовательности двумерных матриц и применяемого алгоритма неразрушающего сжатия. Учитывая тот факт, что наибольшие по модулю коэффициенты DCT концентрируются в левых верхних углах матриц B и постепенно уменьшается к правому нижнему, то согласно [3] наиболее эффективным методом (с точки зрения последующего кодирования) считывания коэффициентов DCT из блоков в одномерный массив является традиционно используемое при JPEG-кодировании зигзаг-сканирование. В результате матрица размером 8×8 переводится в соответствующий 64-элементный фрагмент одномерного массива.

После квантования осуществляется сжатие полученного массива одномерных данных без потерь. В

отличие от стандартного кодирования по Хаффмену, применяемого в JPEG, предложено использовать алгоритм сжатия без потерь, основанный на преобразованиях Барроуза-Уиллера (BWT) [11] и методе MFT, известном как «перемещения стопки книг» [3]. Как показали проведенные исследования, этот алгоритм сжатия без потерь для рассматриваемого приложения позволил достигнуть коэффициента сжатия данных от 4,3 до 5,5. Это на 10...20% лучше, чем при использовании архиваторов, основанных на словарных методах и методе предсказания по частичному совпадению [11, 13] (нами была рассмотрена возможность применения архиваторов PKZIP, ARJ, RAR, RK).

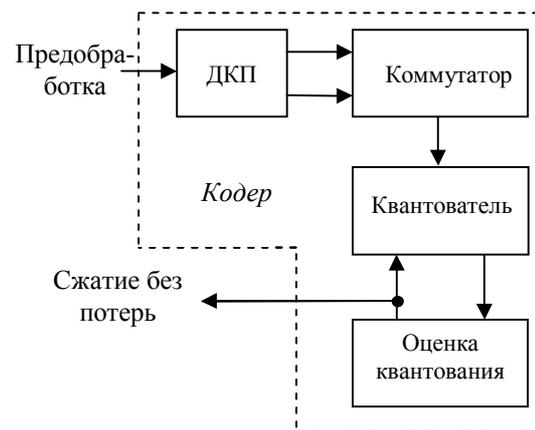


Рис.3. Структурная схема кодера

2. Критерии эффективности и качества сжатия

Степень сжатия (CR) определяется в виде отношения исходного размера сигнала (в байтах или битах) к размеру сигнала после сжатия.

Работоспособность и эффективность предложенного алгоритма сжатия многоканальной ЭКГ исследовались для 12-канальных реальных ЭКГ-сигналов, зарегистрированных компьютерной диагностической системой CardioLab2000, разработанной в НТЦ «ХАИ-Медика». Перед сжатием многоканальные ЭКГ были предварительно обработаны в целях уст-

ранения помех (артефактов) различного рода: низкочастотной и постоянной составляющих, 50 Гц сетевого напряжения. Необходимость выполнения такой предварительной фильтрации обусловлена двумя основными причинами. Во-первых, как было показано в [14], после подавления помех на зашумленных изображениях качество их сжатия улучшается. Во-вторых, оценка величины вносимых при сжатии искажений относительно зашумленных сигналов (изображений) в соответствии с традиционно используемыми критериями процентного среднеквадратического отклонения (PRD) или пикового соотношения сигнал-шум не является корректной и адекватно характеризующей качество сжатия [14].

В подавляющем большинстве случаев для оценки искажений при сжатии биомедицинских сигналов используют процентное среднеквадратическое отклонение [15]

$$PRD_j = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^K (X_{ij} - \tilde{X}_{ij})^2}{\sum_{i=1}^K (X_{ij} - \bar{X}_j)^2}} \times 100\%, \quad (4)$$

где \tilde{X} - восстановленный сигнал, \bar{X} - среднее значение на интервале длительностью K . Обычно полагают, что PRD при сжатии не должно превышать 5%. Считается, что при такой величине искажений необходимая диагностическая информация сохраняется [15].

Усредненный PRD (\overline{PRD}) для многоканальной ЭКГ рассчитывается как [5]

$$\overline{PRD} = \frac{\sum_{j=1}^8 PRD_j}{8}. \quad (5)$$

3. Анализ результатов

Как было сказано выше, линейные отведения многоканальной ЭКГ сжатию не подвергались. Поэтому при расчете CR при определении размерности

исходного массива данных учитывались только сигналы восьми основных отведений.

В связи с тем, что для разных пациентов в зависимости от физиологических свойств организма [4] многоканальные ЭКГ при заданном PRD сжимаются с разными коэффициентами сжатия, на рис. 4 показаны зависимости CR от PRD пациентов, для которых достигнуты минимальный и максимальный CR их ЭКГ. Для остальных пациентов зависимости лежат между приведенными кривыми и носят аналогичный характер.

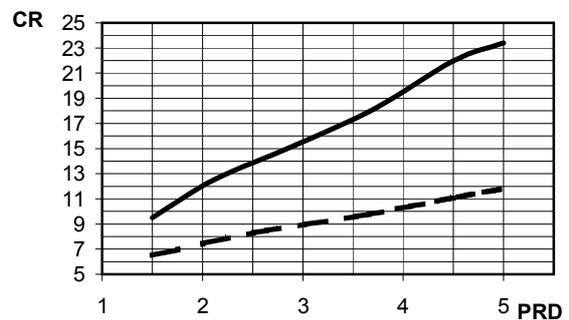


Рис. 4. Зависимости CR от PRD для ЭКГ с максимальным (непрерывная) и минимальным (штриховая) степенями сжатия

Продемонстрируем целесообразность применения предложенной методики предварительной обработки многоканальной ЭКГ, включающей в себя коммутацию каналов и нормировку сигналов в строках. На рис. 5 показаны зависимости усредненного CR от PRD для предложенного метода (сплошная кривая) и случая аналогичного сжатия двумерного массива, полученного из 8-канальной ЭКГ без перестановки (последовательность сигналов отведений в строках - I, II, V1, V2, V3, V4, V5, V6) и без выполнения нормировки (штриховая кривая). Сравнение этих кривых показывает существенный выигрыш в степени сжатия при использовании предварительной обработки. При PRD от 1,5 до 5 % наблюдается увеличение CR примерно в 1,5 раза.

Отметим, что выигрыш в эффективности сжатия (или при фиксированном CR в качестве восстанов-

ления) для предложенного метода имел место для всех исследованных пациентов. В качестве примера на рис. 6 изображены графики CR от PRD ЭКГ пациента, для которого коэффициент сжатия был наименьшим среди всех исследованных. Во всем диапазоне изменения PRD удалось повысить значение CR примерно на 30%.

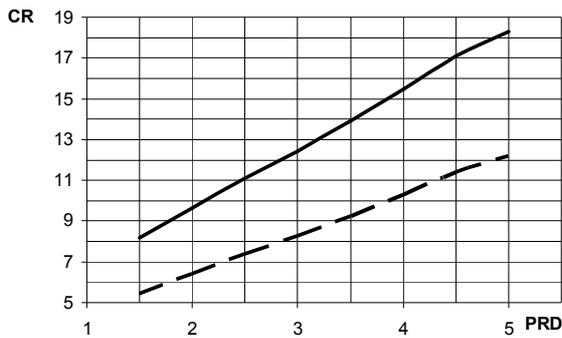


Рис. 5. Зависимости усредненных CR от PRD, рассчитанного для восьми основных отведений (сплошная – с учетом предварительной обработки, штриховая – без предварительной обработки)

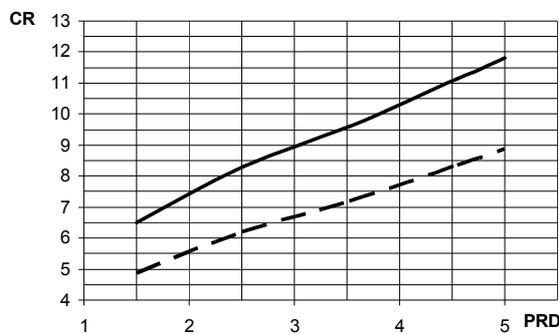


Рис. 6. Зависимости CR от PRD с предварительной обработкой (непрерывная), без предварительной обработки (штриховая) для ЭКГ пациента с наименьшей степенью сжатия данных

При исследовании качества восстановленного сигнала для разностных отведений (III, aVR, aVL, aVF) было установлено, что PRD сигнала в этих отведениях не превышает 5,5%. Такая величина потерь в данных отведениях, согласно [5], вполне допустима и не является критичной при анализе. Поэтому можно считать, что для 12-канальной ЭКГ

фактически достижимы в 1,5 раза большие CR, чем значения, приведенные на графиках.

Хотя CR зависит от конкретных ЭКГ, представляется целесообразным также сравнить полученные результаты с данными, приведенными в других работах, что возможно, например, для фиксированного PRD=5%. При сжатии одноканальных ЭКГ с использованием MC-LTP [2] достигнут CR порядка 7. Применение метода сжатия 12-канальных ЭКГ OZWC [16], в основе которого лежит вейвлет-преобразование, позволяет обеспечить CR порядка 8...11. В работе [17] для 12-канальных ЭКГ CR составил 20...31, что практически совпадает с данными для предложенного метода. Однако метод WHOSC [17] является более сложным и характеризуется значительно более низким быстродействием.

Отметим, что предложенный алгоритм сжатия многоканальных ЭКГ-сигналов без оптимизации кода позволяет обрабатывать данные в реальном масштабе времени на компьютерах с тактовой частотой процессора 166 МГц и выше.

4. Заключение

Таким образом, предложен метод сжатия многоканальных ЭКГ с потерями, который при приемлемом уровне искажений позволяет обеспечивать коэффициент сжатия на уровне наилучших известных аналогов – порядка 25...30 для 12-канальных ЭКГ. Высокие эффективность и качество сжатия достигаются благодаря специальной методике представления многоканальных ЭКГ в виде двумерных массивов данных, их предварительной обработке, использованию методов сжатия, применяемых при компрессии изображений, и кодированию данных на основе преобразования Барроуза-Уиллера и метода MFT. Программно-алгоритмическая или аппаратная реализации метода при использовании стандартных спецпроцессоров или современных компьютеров просты и позволяют осуществлять сжатие в реальном времени. На наш взгляд, возможности метода

далеко не исчерпаны и возможно дополнительное повышение его эффективности.

Литература

1. Rosen E. Mobile telemedicine arrives, *Telemedicine Today*. Oct. 1997. - Vol 40. - P. 14-42.
2. Cohen A., Zigel Y. Compression of Multichannel ECG Through Multichannel Long-Term Prediction // *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, January/February 1998. - P. 109-115.
3. Ватолин Д., Ратушняк А., Смирнов М., Юкин В. Методы сжатия данных. – М.: Вече, 2000. - 328 с.
4. Генкин А.А. Анализ ЭКГ // *Медицинская техника*. – 2002. - №3. - С. 32-45.
5. Enis Cetin A., Koymen Hayrettin, Cengiz Aydin M. Multichannel ECG Compression by Multirate Signal Processing and Transform Domain Coding Techniques // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. - May 1993. - Vol. 40. - № 5. - P. 495-499.
6. Fisher Y. *Fractal Image Compression: Theory and application*, N.Y. 1995. - P. 326.
7. Зубарев Ю.Б., Дворкович В.П. Цифровая обработка телевизионных и компьютерных изображений. – М., 1997. - 212 с.
8. Шрюфер Э. Обработка сигналов: цифровая обработка дискретизированных сигналов. – К.: Либідь, 1995. - 320 с.
9. Rusen Oktem. Transform Domain Algorithms for Image Compression and Denoising // Thesis for the Degree of Doctor of Technology, Tampere University of Technology, Finland, 2000. - 122 p.
10. Баранов Н.А., Калин А.Н., Манило А.Н. Кардиомониторинг. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов. - М.: Радиосвязь, 1993. - 163 с.
11. Burrows M., Wheeler D.J. A Block-sorting Lossless Data Compression Algorithm // SRC Research Report 124, Digital Systems Research Center, Palo Alto, May 1994.
12. Ponomarenko N., Lukin V., Egiazarian K., Astola J. Partition Schemes in DCT Based Image Compression, Technical Report # 3-2002, Tampere University of Technology, Finland, 2002. - 100 p.
13. Шкарин Д. Повышение эффективности алгоритма PPM // *Проблемы передачи информации*. – 2001. - 34 (4) - С. 44-54.
14. Егизарян К., Зеленский А.А., Лукин В.И., Пономаренко Н.Н. Анализ эффективности сжатия РСА изображений // *Электромагнитные волны и электронные системы*. – 2002. - №7. - с. 23-32.
15. Zigel Y., Cohen A., Katz A. ECG Signal Compression Using Analysis by Synthesis Coding // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. October 2000. - Vol.47. - №10. - P. 1038-1316.
16. Istepanian R. S. H., Pertrosian A. Optimal zonal wavelet-based ECG data compression for mobile telecardiology system // *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed.* Sept. 2000. - Vol. 4. P. 200-211.
17. Robert S., Istepanian H. ECG Date Compression Using Wavelets and Higher Order Statistics Methods // *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. June 2001. - Vol. 5. - № 2. P. 108-115.

Поступила в редакцию 24.04.03

Рецензенты: д-р техн. наук, профессор Кулемин Г.П., ИРЭ НАН Украины, г. Харьков; канд. техн. наук, доцент Шаронов В.Б., Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е.Жуковского «ХАИ», г. Харьков.