

УДК 004.627+616.12-073.7

М.С. ЗРЯХОВ, В.В. ЛУКИН

*Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ»***МОДИФИКАЦИЯ МЕТОДА СЖАТИЯ МНОГОКАНАЛЬНОЙ ЭКГ НА ОСНОВЕ ДВУМЕРНОГО ДИСКРЕТНОГО КОСИНУСНОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ**

Рассмотрены особенности многоканальных электрокардиографических (ЭКГ) сигналов и предложен модифицированный метод их сжатия. Его основой являются использование двумерного дискретного косинусного преобразования (ДКП) и ряд процедур, повышающих качество сжатия. Показано, что при приемлемом для практических приложений качестве восстановления (PRD, равном 5%) средний коэффициент сжатия для 8-канальной ЭКГ достигает 26. Предложенный алгоритм прост и обладает высоким быстродействием.

**сжатие ЭКГ, обработка многоканальных данных, коэффициент сжатия, ДКП****Введение**

Высокоэффективные методы сжатия цифровых сигналов играют важную роль в современных системах передачи информации по проводным и беспроводным линиям связи, при работе с графическими и звуковыми приложениями.

Алгоритмы экономного кодирования нашли широкое применение не только в мультимедийной и телекоммуникационной областях, но и в медицине для хранения суточных записей холтеровского мониторинга и записей многоканальных кратковременных электрокардиограмм (ЭКГ) в специализированных диагностических комплексах, для которых только в течении одного года возможно накопление порядка нескольких десятков Гбайт информации [1]. Кроме того, сжатие необходимо и при передаче ЭКГ-сигналов по цифровым линиям теле- и радио-коммуникаций, благодаря развитию которых стало возможным такое направление, как телемедицина [1].

За последние 10–15 лет было предложено множество алгоритмов сжатия ЭКГ-сигналов [2, 3]. Наиболее эффективные можно разделить на две категории: прямые методы и методы, основанные на ортогональных преобразованиях. Обе категории относятся к методам сжатия с потерями, для которых восстановление сигнала после сжатия происхо-

дит с некоторой ошибкой относительно исходного сигнала. Основное требование, предъявляемое к сжатию с потерями, – это достижение максимально-го коэффициента сжатия (CR) при величине потерь, обеспечивающей качество восстановленного сигнала, приемлемое для его дальнейшего анализа.

Лучшими из прямых методов по критериям минимума ошибки восстановления и наибольшей степени сжатия являются алгоритмы, основанные на использовании кодовых книг QRS-комплексов, долговременного предсказания и кодирования остатка предсказания с применением анализа через синтез [3]. Такие методы обладают высокими CR для ЭКГ-записей большой длительности. Кроме того, эти методы характеризуются большой вычислительной сложностью, что ограничивает их практическое применение [1].

Пожалуй, наибольшее распространение получили алгоритмы, в основе которых лежат ортогональные преобразования. Это связано с их относительной простотой реализации при достаточно высоких степенях сжатия и допустимых ошибках восстановления [4 – 7].

В работе [5] нами предложен эффективный алгоритм сжатия многоканальных ЭКГ-сигналов, особенности которого состоят в представлении многоканальной ЭКГ в виде двумерного массива данных с определенным порядком расположения сигналов

отведений, использовании ряда процедур предварительной обработки (фильтрации, построчной нормировки данных, разбиения двумерного массива на блоки фиксированной величины  $8 \times 8$ ) и применении к каждому блоку двумерного дискретного косинусного преобразования (ДКП) с последующим квантованием коэффициентов преобразования и кодированием их с помощью метода Барроуза-Уилера и метода MFT.

Однако в ходе дальнейших исследований выяснилось, что при разработке метода [5] нами были приняты во внимание не все особенности ЭКГ, учет которых может способствовать повышению качества сжатия. В частности, не был учтен сдвиг между сигналами в соседних отведениях. Выбор порядка расположения сигналов отведений многоканальной ЭКГ в строках двумерного массива был в значительной степени эмпирическим. Не была рассмотрена возможность варьирования и оптимизации размера блоков, который в [5] был фиксирован и равен  $8 \times 8$ . При кодировании не были учтены статистические свойства квантованных коэффициентов ДКП, которые представлялись 16-ю битами независимо от их величины.

Логично предположить, что учет перечисленных выше особенностей может позволить дополнительно повысить CR. Поэтому целью данной статьи является модернизация предложенного в [5] метода сжатия многоканальных ЭКГ и исследование эффективности и целесообразности практического применения предложенных подходов и алгоритмов.

При этом предполагается, что сигналы в каналах отведений при регистрации ЭКГ имеют определенный порядок размещения – 12 стандартных отведений по Франку [8], частота дискретизации составляет 500 Гц, а каждый отсчет данных представлен двумя байтами (для исследований обрабатывались реальные данные, полученные с помощью разработанной в НТЦ «ХАИ-Медика» компьютерной диагностической системы CardioLab 2000).

## 1. Особенности метода сжатия многоканальной ЭКГ на основе двумерного ДКП

Чтобы пояснить суть предлагаемых ниже модификаций, кратко рассмотрим структуру описанного в [5] метода сжатия многоканальных ЭКГ-сигналов.

Как отмечалось выше, его основой является представление многоканальной ЭКГ в виде двумерного массива данных (изображения), что дает возможность применить двумерное ДКП и учесть корреляцию между сигналами различных отведений.

Метод сжатия можно разделить на три основных этапа: предварительная обработка, двумерное ДКП входных данных с последующим квантованием коэффициентов преобразования и сжатие без потерь [3].

По мере поступления данных сигналы отведений многоканальной ЭКГ подвергаются предварительной обработке. На данном этапе данные представляются в виде двумерного массива  $D$  с числом строк, равным 8, и числом столбцов, равным числу отсчетов  $K$  в регистрируемых ЭКГ для каждого канала (при этом последовательность строк имеет свой определенный порядок [5]).

Сформированное «изображение» после окончания поступления данных построчно нормируется. Эта операция реализуется очень быстро и полученные коэффициенты нормировки являются частью служебной информации, подвергаемой последующему кодированию. Кроме того, изображение размером  $8 \times K$  разбивается на блоки  $A$  фиксированного размера  $8 \times 8$ . Сигналы для линейных отведений III, aVR, aVL, aVF сжатию не подвергаются, поскольку могут быть вычислены по соответствующим формулам [9] из основных отведений I и II. Далее в блоках  $8 \times 8$  осуществляются операции преобразования входных данных из амплитудно-временной области в пространство коэффициентов ДКП

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

где  $B$  – матрица коэффициентов DCT;  $A$  – исходный блок размером  $M \times N$  (в данном случае  $M = N = 8$ );  $a_p = 1/\sqrt{M}$  при  $p = 0$ ;  $a_q = 1/\sqrt{N}$  при  $q = 0$ ;  $a_p = \sqrt{2/M}$  при  $1 \leq p \leq M-1$ ;  $a_q = \sqrt{2/N}$  при  $1 \leq q \leq N-1$ ;  $p, q$  – индексы коэффициента DCT в матрице  $B$ ;  $m, n$  – индексы элемента в матрице  $A$ .

Преобразование данных из двумерных массивов в векторную последовательность осуществляется путем обычного зигзаг-сканирования с последующим квантованием коэффициентов и представлением каждого из них двумя байтами. Затем квантованные коэффициенты преобразования кодируются вместе со служебной информацией необходимой для корректного восстановления ЭКГ (шаг квантования и коэффициенты нормировки) посредством преобразования Барроуза-Уилера и метода MFT [3].

Результаты, приведенные в [5], показали, что разработанный метод обладает не только достаточно высоким CR (порядка 15–21 в зависимости от пациента при PRD = 5%), но и достаточно прост, что делает его пригодным для реализации непосредственно в регистраторах ЭКГ-сигнала.

## 2. Предлагаемые варианты повышения коэффициента сжатия

Известно, что электрокардиографическим сигналам в каналах отведений присущ некоторый «взаимный сдвиг» друг относительно друга, который можно характеризовать величиной

$$\Delta\tau_{ij} = \arg \max_{\tau} R_{ij}(\tau), \quad (2)$$

где  $i, j$  – номера строк (сигналов) в сформированном изображении, для которых вычисляется взаимно корреляционная функция (ВКФ)  $R_{ij}(\tau)$ .

Как показали проведенные исследования, величина  $\Delta\tau_{ij}$  в большинстве многоканальных ЭКГ незначительна и варьируется от 1 до 30 отсчетов (2 – 60 мс при частоте дискретизации 500 Гц). Однако, с учетом того, что в qRS-комплексах сигнал изменяет-

ся быстро, наличие сдвига может отрицательным образом влиять на величину сжатия.

Чтобы учесть  $\Delta\tau_{ij}$ , предлагается сдвигать сигнал в строках сформированного двумерного массива данных после его построчной нормировки. Эту процедуру можно организовать следующим образом: найти координаты максимумов ВКФ сигналов  $R_{1j}(\tau)$  для строк с  $j = 2, \dots, 8$ , и затем циклически смещать сигналы на найденную величину  $\Delta\tau_{1j}$ . При этом сигнал из первой строки остается неизменным, а сдвигаются только сигналы в строках с второй по восьмую. При выполнении этой операции часть значений отсчетов переносятся либо в начало, либо в конец соответствующей строки в зависимости от знака  $\Delta\tau_{1j}$ . Отметим, что выполнение перечисленных выше операций (модификация П1) возможно лишь после окончания регистрации многоканальной ЭКГ. При этом значения  $\Delta\tau_{1j}$ ,  $j = 2, \dots, 8$ , являются частью служебной информации и подлежат кодированию. Реализация модификации П1 приводит к возрастанию вычислительных затрат на сжатие в примерно 1,5 ... 1,7 раза.

Следующим важным фактором, учет которого может положительным образом повлиять на степень и качество сжатия, является выбор размера блоков  $A$ , к которым применяется ДКП. Очевидно, что полученное изображение можно разбивать на блоки различного размера, что во многих приложениях сжатия на основе ДКП дает явный положительный эффект, в частности, уменьшение проявления «блочного эффекта» и эффекта Гиббса [3], повышение степени сжатия и т.п.

Качество и степень сжатия могут зависеть от  $M$ . Следовательно, с одной стороны, возникает вопрос оптимального выбора  $M$ . С другой стороны, при  $M \neq N$  необходимо определить, какая из возможных процедур считывания коэффициентов ДКП является наиболее подходящей и эффективной в плане последующего кодирования коэффициентов. Отметим,

что при  $M \neq N$  стандартная реализация зигзаг-сканирования неприменима.

С целью выбора процедуры считывания данных из блоков с  $M \neq N$  нами был проведен анализ дисперсии коэффициентов ДКП в блоках размерностью  $8 \times 8$ . В частности, были получены оценки

$$\sigma_{p,q}^2 = \frac{1}{K/M - 1} \sum_{k=1}^{K/M} (B_{p,q,k} - \bar{b}_{p,q})^2 \quad (3)$$

где  $K/M$  – количество матриц  $B$ ,  $k$  – индекс блока  $B$ ,  $\bar{b}_{p,q}$  – среднее значение коэффициентов ДКП с индексами  $p, q$ . Полученные значения  $\sigma_{p,q}^2$  для 8-канальной ЭКГ одного из пациентов при использовании 12-битного АЦП, используемого в серийно выпускаемой компьютерной диагностической системе CardioLab 2000, представлены в табл. 1.

Таблица 1

Значения  $\sigma_{p,q}^2$  для 8-канальной ЭКГ

$0,8 \times 10^8$	$0,8 \times 10^7$	$0,5 \times 10^6$	$0,46 \times 10^5$	$0,2 \times 10^5$	$0,4 \times 10^4$	$0,2 \times 10^3$	$0,1 \times 10^{-2}$
$0,5 \times 10^8$	$0,8 \times 10^7$	$0,54 \times 10^6$	$0,43 \times 10^5$	$0,21 \times 10^5$	$0,4 \times 10^4$	$0,2 \times 10^3$	$0,1 \times 10^{-2}$
$0,53 \times 10^8$	$0,9 \times 10^7$	$0,7 \times 10^6$	$0,42 \times 10^5$	$0,27 \times 10^5$	$0,4 \times 10^4$	$0,3 \times 10^4$	$0,1 \times 10^{-2}$
$0,83 \times 10^7$	$0,1 \times 10^7$	$0,68 \times 10^5$	$0,5 \times 10^4$	$0,3 \times 10^4$	$0,1 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-3}$
$0,39 \times 10^7$	$0,1 \times 10^6$	$0,7 \times 10^4$	$0,1 \times 10^4$	$0,1 \times 10^{-4}$	$0,1 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-4}$
$0,24 \times 10^8$	$0,39 \times 10^7$	$0,38 \times 10^6$	$0,22 \times 10^5$	$0,14 \times 10^5$	$0,2 \times 10^4$	$0,1 \times 10^6$	$0,1 \times 10^{-4}$
$0,7 \times 10^7$	$0,1 \times 10^7$	$0,13 \times 10^6$	$0,6 \times 10^4$	$0,5 \times 10^4$	$0,1 \times 10^4$	$0,1 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-5}$
$0,57 \times 10^7$	$0,4 \times 10^6$	$0,45 \times 10^5$	$0,3 \times 10^4$	$0,2 \times 10^4$	$0,1 \times 10^{-4}$	$0,1 \times 10^{-3}$	$0,1 \times 10^{-5}$

Из анализа данных следует, что наибольшая энергия сигнала сосредоточена в коэффициентах ДКП, расположенных в левом верхнем углу и она быстро уменьшается к правому нижнему. Аналогичные данные были получены для всех остальных реальных ЭКГ девяти пациентов.

Аналогичные закономерности характерны и для случаев использования разбиения массива данных на прямоугольные блоки. С учетом этого, для считывания данных из  $K/M$  прямоугольных матриц в одномерный массив  $V$  длительностью  $L = 8M$ , было предложено использовать процедуру обхода, показанную на рис. 1, которая среди всех рассмотренных вариантов обеспечивает наибольший CR.

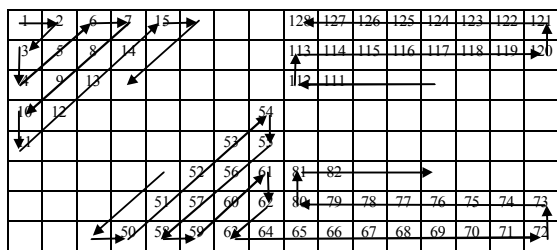


Рис. 1. Комбинированная процедура считывания коэффициентов ДКП из прямоугольных блоков

Описанная выше модификация, предусматривающая разбиение массива данных на прямоугольные блоки и считывание коэффициентов ДКП в соответствии с рис. 1, далее обозначается П2.

При реализации алгоритма [5] каждому квантованному значению коэффициента ДКП при его представлении отводилось 16 бит. Вместе с тем, в ходе проведенных исследований [10] было установлено, что при однородном квантовании на каждый блок приходится лишь один или несколько значений коэффициентов ДКП, для представления которых необходимо от 8 до 16 бит, в то время как амплитуды остальных (а их подавляющее большинство) лежат в диапазоне значений  $-128 \dots 127$ .

Чтобы учесть эту особенность распределения, нами предлагается выделять 8 бит для коэффициентов ДКП, не выходящих за пределы  $-128 \dots 127$ , и 24 бита для коэффициентов ДКП с большими абсолютными значениями (из них один байт «флаговый»). Эта модификация далее обозначается П3.

В работе [5] на основе усредненных значений коэффициентов корреляции и взаимных задержек  $\Delta\tau_{ij}$ , нами было предложено основные отведения много-

канальной ЭКГ располагать в строках двумерного массива в следующем порядке: I – V6 – V5 – II – V4 – V3 – V2 – V1. Для обоснования такой практической рекомендации и ее правомерности нами проведено дополнительное исследование, в ходе которого были найдены CR шести реальных многоканальных ЭКГ при всех возможных вариантах расположения сигналов в двумерном массиве данных (строка в двумерном массиве соответствует определенному отведению многоканальной ЭКГ). Результаты этого исследования приведены в разделе 4.

С учетом вышеупомянутых дополнений и модификаций структурная схема предложенного в [5] метода сжатия многоканальных ЭКГ примет следующий обобщенный вид (рис. 2). Предложенные модификации могут использоваться как в комплексе, так и раздельно в зависимости от приоритета требований и ограничений, характерных для конкретных приложений.

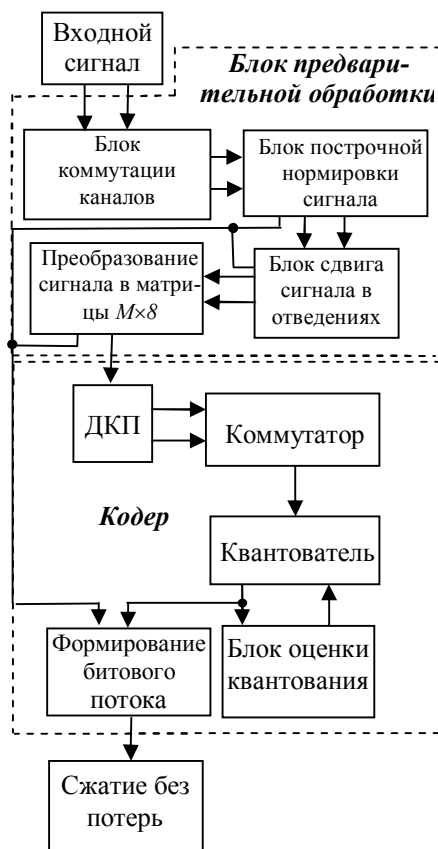


Рис. 2. Структурная схема предлагаемого алгоритма сжатия многоканальных ЭКГ

### 3. Критерии эффективности и качества сжатия

Для определения эффективности сжатия наиболее часто используют критерий (параметр) – степень сжатия (CR – compression ratio), определяемый в виде отношения исходного размера сигнала (в байтах или битах) к размеру сигнала после сжатия (в тех же единицах). Как и в [5], эффективность модифицированного алгоритма сжатия многоканальной ЭКГ исследовались для девяти 12-канальных реальных ЭКГ-сигналов, зарегистрированных компьютерной диагностической системой CardioLab2000, разработанной в НТЦ «ХАИ-Медика».

Многоканальные ЭКГ были предварительно обработаны с целью устранения помех для улучшения качества сжатия [5, 10, 11] и корректного использования стандартного критерия качества сжатия ЭКГ-сигналов – процентного среднеквадратического отклонения (PRD) [12], которое в нашем случае имеет вид (4) и определяется в области коэффициентов ДКП:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^K (V_i - \tilde{V}_i)^2}{\sum_{i=1}^K (V_i - \bar{V})^2}} \times 100\%, \quad (4)$$

где  $\tilde{V}$  – массив квантованных коэффициентов ДКП,  $\bar{V}$  – среднее значение на интервале длительностью  $8 \cdot K$ .

Обычно полагают, что PRD при сжатии не должно превышать 5%. Считается, что при такой величине искажений необходимая диагностическая информация сохраняется [12].

### 4. Анализ полученных результатов

В ходе исследований линейные отведения III, aVR, aVL, aVF многоканальной ЭКГ сжатию не подвергались. Поэтому при расчете CR при определении размерностей исходного массива данных и массива данных после сжатия в данном разделе учитывались только сигналы восьми основных отведений.

Для анализа целесообразности и эффективности применения предложенных модификаций метода сжатия многоканальной ЭКГ [5] на рис. 3 приведе-

ны зависимости усредненного (по всем девяти исследованным пациентам) CR от PRD для предложенных процедур (зависимости с метками П1,...П3) и случая аналогичного сжатия двумерного массива, полученного для 8-канальной ЭКГ при использовании метода [5] (зависимость с меткой «Без предложенных модификаций»). При этом метка П3 означает, что была использована лишь модификация, связанная с представлением квантованных коэффициентов ДКП, а метка П1+П2+П3 отражает тот факт, что использовались все три предложенные модификации.

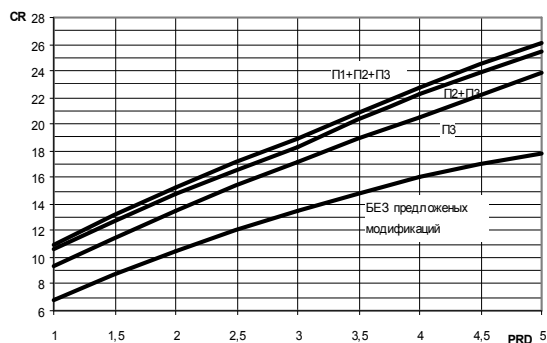


Рис. 3. Зависимости усредненных CR от PRD для 8-ми основных отведений при использовании различных модификаций и их комбинаций ( $M = 64$ )

Сравнение кривых на рис. 3 наглядно демонстрирует существенный выигрыш в степени сжатия при использовании предложенных модификаций. При PRD, изменяющемся в пределах от 1 до 5%, для комбинации П1+П2+П3 наблюдается увеличение усредненного CR от 1,6 до 1,4 раз. Такая степень возрастания CR имела место для всех исследованных пациентов.

Вместе с тем, модификации вносят различный вклад в увеличение CR. Так использование сдвига сигнала (модификации П1) практически не повлияло на эффективность сжатия, повысив CR в среднем лишь в 1,02 раза. При этом, как уже отмечалось, временные затраты на сжатие вследствие необходимости вычислять ВКФ существенно возросли. Следовательно можно сделать вывод, что применять процедуру П1 на практике нецелесообразно.

Наибольший вклад в положительный эффект возрастания степени сжатия вносят увеличение размерности блоков по горизонтали и представление квантованных коэффициентов ДКП различным числом бит (модификации П2 и П3). Для определения влияния  $M$  (размера по горизонтали блоков, к которым применяется двумерное ДКП) на степень сжатия на рис.4 приведен график зависимости CR от  $M$  (при PRD равном 5%). Анализ проведен для предложенной процедуры (рис. 1) считывания коэффициентов из  $B$  (непрерывная линия) и процедуры построчного считывания (пунктирная кривая).

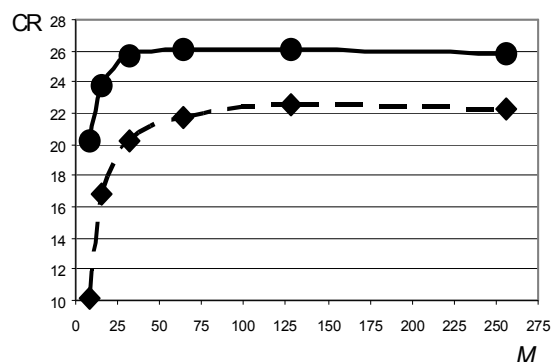


Рис. 4. Зависимости CR от  $M$  при PRD = 5% (непрерывная – при считывании коэффициентов DCT предложенным комбинированным методом, пунктирная – при построчном считывании)

Как следует из анализа графиков на рис. 4, с увеличением размера блоков по горизонтали (от  $M = 8$  до  $M = 64$ ) наблюдается увеличение CR. Однако, дальнейшее увеличение  $M$  не приводит к увеличению CR. Более того, начинают все сильнее проявляться эффекты Гиббса в восстановленных ЭКГ. Следовательно, на наш взгляд, оптимальным является такая размерность матриц  $B$ , при которой  $M = 64$ .

Из сравнения кривых, приведенных на рис. 4, также следует, что предложенная нами процедура считывания для прямоугольных блоков оказалась более эффективной в плане обеспечения большего CR после кодирования, нежели наиболее распространенное построчное считывание [3]. Именно оптимизация горизонтального размера блока (использование модификации П2) приводит к наибольшему положительному эффекту.

Отметим также, что представление большинства квантованных коэффициентов преобразования 8-ю битами с разбиением больших коэффициентов (использование модификации ПЗ) дало выигрыш в сжатии (рис. 5) примерно в 1,07 раза. Таким образом, на практике целесообразно использовать модификации П2 и ПЗ в комплексе.

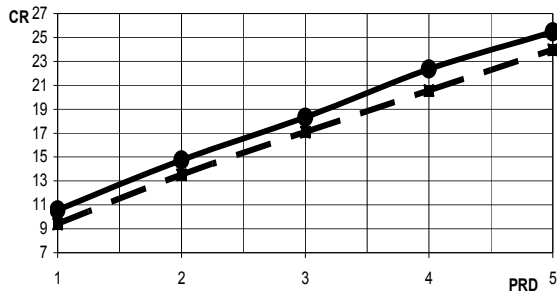


Рис. 5. Усредненные зависимости CR от PRD при представлении коэффициентов ДКП 8-ю битами (непрерывная кривая) и 16-ю битами (пунктирная)

Кроме того, нами было проведено дополнительное исследование, касающееся выбора последовательности отведений при формировании двумерного изображения. Были найдены коэффициенты сжатия шести реальных многоканальных ЭКГ при всех возможных вариантах расположения сигналов отведений в двумерном массиве данных (напомним, что строка в двумерном массиве соответствует определенному отведению многоканальной ЭКГ). В табл. 2 приведены последовательности отведений, при которых CR для ЭКГ шести пациентов оказался наибольшим. Для ЭКГ 1, 3 и 5 таковым оказался предложенный в [5] порядок I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1. Для трех других пациентов оптимальными оказались другие, причем различные порядки. Поэтому для соответствующих ЭКГ приведены значения CR и для рекомендованного порядка I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1. Как видно из табл. 2, CR при расположении сигналов с последовательностью I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1 для исследуемых многоканальных ЭКГ оказался либо наибольшим, либо практически не отличается от максимального CR для конкретной ЭКГ. Таким образом, использование предложенного порядка является правомерным.

Таблица 2

CR для оптимальных и рекомендованного порядков расположений отведений

	CR	Порядок отведений
ЭКГ1	27,52	I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1
ЭКГ2	28,54	II-I-V6-V5-V4-V3-V2-V1
	28,47	I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1
ЭКГ3	25,82	I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1
ЭКГ4	30,42	II-V5-I-V4-V3-V6-V2-V1
	30,37	I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1
ЭКГ5	31,27	I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1
ЭКГ6	19,36	II-V5-V6-I-V4-V3-V2-V1
	19,1	I-V6-V5-II-V4-V3-V2-V1

Отметим также существенное повышение CR при использовании представления многоканальной ЭКГ в виде изображения и его сжатия по сравнению с применением сжатия на основе ДКП к каждому каналу ЭКГ (восьми одномерным массивам раздельно). Результаты применения обоих подходов к сжатию многоканальных ЭКГ приведены на рис. 6.

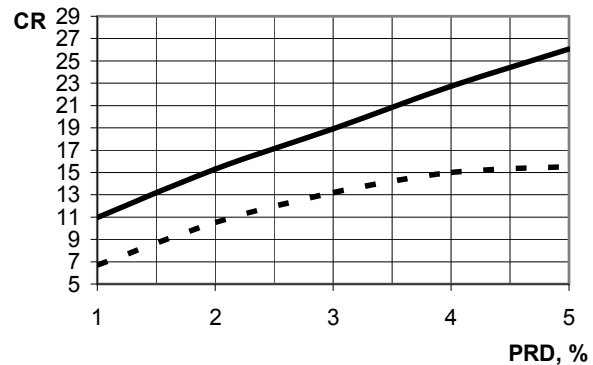


Рис. 6. Усредненные зависимости CR от PRD для методов сжатия ЭКГ с двумерным ДКП (непрерывная кривая) и одномерным ДКП (пунктирная)

Из анализа зависимостей следует, что благодаря учету и устранению межканальной корреляции использование сжатия на основе двумерного дискретного косинусного преобразования примерно в 1,7 раза эффективнее, чем на основе одномерного. При этом для обоих подходов использованы модификации П2 и ПЗ.

Таким образом, проведенные исследования и предложенные на их основе модификации позволили увеличить CR алгоритма сжатия в среднем до 26 раз для 8-ми канальной ЭКГ при PRD = 5%. При

этом следует отметить, что качество восстановленного сигнала для отведений III, aVR, aVL, aVF приемлемое. PRD восстановленных сигналов для них не превышает 7,5%, что вполне допустимо для практических приложений [9].

При разработке метода сжатия применялась процедура быстрого вычисления ДКП, что позволило значительно сократить время, необходимое для сжатия данных. При сжатии данных на компьютерах с тактовой частотой процессора 100 МГц и выше полное время обработки 8-канальных ЭКГ, содержащих 5000 отсчетов в каждом канале, при использовании модификаций П2 и П3 составляет менее 5 с.

### Заклучение

В статье проведены исследования, направленные на улучшение предложенного в [5] метода сжатия многоканальных ЭКГ на основе двумерного ДКП. Предложенные модификации позволяют повысить эффективность сжатия в среднем в 1,45 раза и достичь для 12-канальных ЭКГ CR, равного 39 при PRD = 5% при относительно малых аппаратных затратах, что делает метод конкурентоспособным и превосходящим по ряду показателей наиболее распространенные и известные в настоящее время методы.

Высокие эффективность и качество сжатия достигнуты благодаря оригинальному представлению многоканальных ЭКГ в виде двумерного массива данных (изображения), их специальной обработке и кодированию данных с использованием преобразования Барроуза-Уиллера и метода MFT.

### 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. Шрюфер Э. Обработка сигналов: цифровая обработка дискретизированных сигналов. – К.: Либідь, 1995. – 320 с.

5. Зряхов М.С., Лукин В.В., Наседкин К.В. Сжатие многоканальных ЭКГ на основе предварительной обработки и применения двумерного ДКП // Радіоелектронні і комп'ютерні системи. – 2003. – Вип. 1. – С. 18 – 25.

6. Rusen O. Transform Domain Algorithms for Image Compression and Denoising. Thesis for the Degree of Doctor of Technology. Tampere University of Technology. – Finland, 2000. – 122 p.

7. Enis Cetin A., Hayrettin Koymen, 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.

8. Баранов Н.А., Калинин А.Н., Манило А.Н. Кардиомониторинг. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. – М.: Радиосвязь, 1993. – 163 с.

9. Кардиомониторы. – М.: Радио и связь, 1994. – 193 с.

10. 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.

11. Егизарян К., Зеленский А.А., Лукин В.И., Пономаренко Н.Н. Анализ эффективности сжатия PCA изображений // Электромагнитные волны и электронные системы. – 2002. – № 7. – С. 23 – 32.

12. Yaniv Zigel, Aron Cohen, Amos Katz. ECG Signal Compression Using Analysis by Synthesis Coding // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – October 2000. – Vol. 47. – № 10. – P. 1038 – 1316.

*Поступила в редакцию 03.12.2004*

**Рецензент:** д-р. техн. наук, проф. С.С. Зеленский, Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского "ХАИ", Харьков.