

АЛГОРИТМ СЖАТИЯ МНОГОКАНАЛЬНЫХ ЭКГ СИГНАЛОВ

В. И. Шульгин, К. В. Наседкин

Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ»

Приводится эффективный алгоритм сжатия многоканальных электрокардиографических сигналов, основанный на предварительном преобразовании сигнала в статистически независимые компоненты с понижением размерности. Использование предложенного метода позволяет снизить объем исходных данных и применить к ним независимое поканальное сжатие.

Приведено ефективний алгоритм стиску багатоканальних електрокардіографічних сигналів, які базуються на перетворенні сигналу в статистично незалежні компоненти з зниженням розмірності. Використання запропонованого методу дозволяє знизити об'єм даних, підлеглих кодуванню, і дозволяє використовувати незалежне поканальне стиснення.

The effective compression algorithm of multichannel electrocardiography signals, based on transformation to statically independent components with decreasing dimension, is introduced. The using of suggested algorithm allow decrease original data dimension and allow perform independent by channels compression.

Введение

Большинство существующих на настоящее время алгоритмов сжатия многоканального электрокардиографического (ЭКГ) сигнала, работает как совокупность алгоритмов сжатия одноканального сигнала. Одно из немногих исключений может составлять векторное квантование многоканального сигнала [1, 2], которое позволяет учитывать межканальную корреляцию. Эффективность данных алгоритмов возрастает в 1.5-2 раза по сравнению с независимым поканальным кодированием, однако ведет к существенному усложнению алгоритма сжатия.

Высокая межканальная корреляция обусловлена тем, что многоканальный ЭКГ сигнал представляет собой результат съема поверхностных потенциалов процессов поляризации и деполяризации практически точечного источника, векторное пространство которого ограничено всего тремя компонентами (дипольно-векторная модель электрической активности сердца [3]), тогда как регистрация производится в 10-12 отведениях (каналах). Уменьшение размерности вектора кодируемых данных без потери (или практически без потери) информации,

может позволить существенно повысить эффективность их сжатия.

Для преобразования многоканальной ЭКГ в векторную (3 канальную) и обратно существует большое количество матриц пересчета. Все они, применительно к уменьшению размерности исходного сигнала, обладают существенным недостатком – большой погрешностью пересчета из многоканальной ЭКГ в векторную и последующим восстановлением исходного многоканального сигнала. Данная погрешность обусловлена различным геометрическим положением сердца, погрешностью положения точек наблюдения и влиянию помех на точность преобразования. Для реализации данной модели для снижения размерности сигнала необходимо корректировать большое количество параметров матрицы пересчета для каждого ЭКГ сигнала.

Алгоритм сжатия многоканального

ЭКГ сигнала

Эффективность независимого поканального сжатия многоканального сигнала равна эффективности совместного сжатия только в том случае, если каналы являются статистически независимыми. Для статистически независимых каналов, совместная

энтропия многоканального сигнала X равна сумме энтропий каждого канала x_i (1).

$$H(X) = \sum_{i=1}^n H(x_i) \quad (1)$$

Одним из методов кодирования многоканальных сигналов, с высокой межканальной корреляцией, является предварительное выбеливание сигнала (пространственная декорреляция) [4]. После выбеливания, в большинстве случаев, можно выполнять независимое поканальное сжатие. Для сигналов с негауссовым распределением (а именно такое распределение имеет ЭКГ сигнал) некоррелированность еще не означает статистическую независимость. Это приводит к неравенству в выражении (1), и, следовательно, снижению эффективности при независимом кодировании каналов по сравнению со сжатием сигнала в целом.

В предлагаемом алгоритме сжатия для предварительной обработки многоканальной ЭКГ предлагается использовать метод анализа независимых компонент (АНК) [4].

Структурная схема алгоритма с использованием АНК приведена на рис. 1.



Рис. 1. Структурная схема алгоритма сжатия многоканального ЭКГ сигнала

Анализ независимых компонент

В настоящее время АНК нашел широкое применение при анализе и обработке биомедицинских сигналов: для устранения артефактов с электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов, локализации источников ЭЭГ сигнала и выделения ЭКГ сигнала плода на фоне ЭКГ матери.

АНК является частным случаем метода «слепого» разделения источников (сигналов) [5]. Основная идея метода АНК состоит в восстановлении q источников сигнала $S = s_i(t), i=1,2,\dots,q$ и смешивающей матрицы M , по данным наблюдения $X = x_i(t), i=1,2,\dots,p$, которые представляют собой сумму линейных комбинаций сигналов источников и шума (2).

$$X = M \cdot S + N \quad (2)$$

где матрица M формирует стационарное линейное преобразование из сигналов источников в сигналы наблюдения.

Основным положением АНК является статистическая независимость источников. Алгоритмы анализа независимых компонент, являются итерационными алгоритмами, и отличаются друг от друга методом оценки статистической независимости источников. В предлагаемом алгоритме сжатия многоканальной ЭКГ используется алгоритм JADE (Joint Approximate Diagonalization of Eigen-matrices) [6].

Межканальная декорреляция сигнала

Предварительной обработкой сигнала для алгоритмов АНК является межканальное выбеливание. В предлагаемом алгоритме, выбеливание производится с понижением размерности. Выбеливание состоит в линейном преобразовании исходного вектора X в вектор Z , компоненты которого являются некоррелированными с единичной энергией. Выбеливающее преобразование всегда возможно. Для его выполнения наиболее часто используют декомпозицию собственных векторов корреляционной матрицы (3).

$$E X, X^T = E \cdot D \cdot E^T \quad (3)$$

где $E X, X^T$ – ковариационная матрица сигнала;

E – ортогональная матрица собственных векторов $E X, X^T$;

D – диагональная матрица собственных значений ($D = \text{diag} [d_1, d_2, \dots, d_n]$).

Выбеливающее преобразование записывается выражением (4).

$$Z = E \cdot D^{-1/2} \cdot E^T \cdot X \quad (4)$$

где матрица $D^{-1/2}$ вычисляется простыми операциями над компонентами матрицы

$$(D^{-1/2} = \text{diag}(d_1^{-1/2}, d_2^{-1/2}, \dots, d_n^{-1/2}));$$

$E \cdot D^{-1/2} \cdot E^T$ – выбеливающая матрица W .

При выполнении выбеливающего преобразования с понижением размерности, выбеливающая матрица W рассчитывается по выражению (5).

$$W^{(k)} = D^{(k)-1/2} \cdot E^{(k)T} \quad (5)$$

где k – размерность вектора Z ($k \leq n$);

$W^{(k)}$ – выбеливающая матрица;

$D^{(k)-1/2}$ – диагональная матрица размерностью $k \times k$, состоящая из k собственных значений в степени $-1/2$ матрицы $E X, X^T$, расположенных в порядке убывания –

$$D^{(k)-1/2} = \text{diag}(d_1^{-1/2}, d_2^{-1/2}, \dots, d_k^{-1/2}),$$

$$d_1 \geq d_2 \geq \dots \geq d_k \geq d_{k+1} \geq \dots \geq d_n;$$

$E^{(k)}$ – матрица, состоящая из k , собственных векторов $E X, X^T$, расположенных в порядке убывания собственных значений.

Обратная матрица выбеливающего преобразования рассчитывается по выражению (6).

$$I W^{(k)} = E^{(k)} \cdot D^{(k)-1/2} \quad (6)$$

Выбор количества компонент

Независимые компоненты Y многоканального сигнала X определяются по выражению (7).

$$Y = M^{-1} \cdot W^{(k)} \cdot X = A \cdot X \quad (7)$$

где M^{-1} – матрица декомпозиции на независимые компоненты;

$W^{(k)}$ – матрица выбеливания с понижением размерности.

Одной из проблем является выбор количества компонент k для представления ЭКГ сигнала. При снижении количества компонент повышается эффективность сжатия, но происходит увеличение ошибки восстановления. Для определения количества компонент было проведено исследование зависимости совместной информации и зависимости ошибки восстановления от числа независимых компонент представления многоканальной ЭКГ.



Рис. 2. Зависимость взаимной информации и совместной энтропии от количества НК.

На рис. 2 изображены зависимости взаимной информации $I(s_1, s_1, \dots, s_q)$ (8) и совместной энтропии независимых компонент $H(S)$ от их количества, нормированные на совместную энтропию

многоканального ЭКГ сигнала, а на рис. 3 – зависимость ошибки восстановления от количества независимых компонент (НК) разложения ЭКГ сигнала.

$$I(s_1, s_2, \dots, s_q) = \sum_{i=1}^q H(s_i) - H(S) \quad (8)$$

где $H(\dots)$ – энтропия сигнала.



Рис. 3. Зависимость ошибки восстановления от количества компонент.

По графику на рис. 2 видно, что уже при более чем 3 компонентах разложения не происходит увеличения совместной энтропии НК, а это означает, что увеличение количества компонент не приводит к увеличению содержащейся в них информации. При этом происходит рост взаимной информации независимых компонент – увеличение их статистической зависимости. Ошибка восстановления исходного многоканального сигнала при 3 компонентах разложения не превышает 6% (рис. 3), что находится на уровне потери диагностичности ЭКГ сигнала.

Выбор 3 компонент разложения ЭКГ сигнала позволяет в 4 раза снизить количество исходных данных, подлежащих сжатию (для стандартного 12 канального сигнала). Кроме того, компоненты являются статистически независимыми, что позволяет сжимать их независимо.

После преобразования (7) компоненты Y многоканальной ЭКГ подвергается квантованию и кодируется с использованием параметрической модели долговременного предсказания (ПМДП) [7, 8]. Применительно к нескольким компонентам сигнала, временные параметры данной модели являются общими для всех каналов.

Сжатие ошибки

Сжатие ошибки может осуществляться тремя методами:

- сжатие ошибки ПМДП независимых компонент;
- восстановление многоканального сигнала и сжатие ошибки восстановления исходного многоканального сигнала;
- восстановление исходного сигнала, снижение размерности ошибки с использованием декоррелирующего преобразования, и дальнейшее экономное кодирование.

Недостатком первого метода является то, что даже при неразрушающем алгоритме сжатия ошибки, погрешность восстановления исходного сигнала не может быть ниже ошибки представления многоканального сигнала независимыми компонентами. Недостатком второго метода является увеличенное количество данных для сжатия ошибки, преимуществом – погрешность восстановления не зависит от точности разложения сигнала на независимые компоненты.

Третий метод сжатия ошибки наиболее предпочтителен, так как не зависит от точности разложения ЭКГ сигнала на независимые компоненты, как в первом методе, и не сильно увеличивает размерность сигнала ошибки, как во втором методе. При таком алгоритме сжатия ошибки происходит восстановление многоканального сигнала \tilde{X} из сжатого сигнала независимых компонент \tilde{Y} , над сигналом ошибки $R = X - \tilde{X}$ выполняется декоррелирующее преобразование с понижением размерности (9).

$$R^{(l)} = WR^{(l)} \cdot R \quad (9)$$

где $WR^{(l)}$ – выбеливающая матрица ошибки.

Сигнал ошибки R имеет распределение плотности вероятности, приближенное к гауссовому, поэтому, после выбеливания, каналы сигнала $R^{(l)}$ можно считать статистически независимыми. Это позволяет кодировать их независимо друг от друга. Выбор количества сигналов для представления ошибки l , влияет на точность восстановления сигнала и на эффективность сжатия. При увеличении числа каналов возрастает точность восстановления, но снижается эффективность. Количество компонент разложения ошибки может быть определено итерационно, в процессе кодирования, или выбрано по результатам исследования алгоритма.

При определении количества каналов представления ошибки, в процессе сжатия происходит восстановление исходного сигнала и определяется погрешность восстановления. Если погрешность выше порога, то происходит увеличение каналов представления ошибки, если ниже, то наоборот. В процессе исследования алгоритма было определено, что при 4 каналах представления сигнала ошибки, погрешность восстановления не превышала 3-4 процентов, для всех сигналов, с которыми проводился эксперимент.

После выбеливающего преобразования, сигнал ошибки $R^{(l)}$, фильтруется фильтром НЧ с динамически изменяемой полосой, подвергается адаптивной дискретизации, квантуется и сжимается с использованием ДКИМ и статистического кодирования.

Частота среза ФНЧ выбирается в зависимости от участка сигнала. Для участка QRS комплекса, частота среза составляет 70 Гц, для Р пика – 15 Гц, для Т пика – 12 Гц, для изолинии – 5 Гц (верхняя граничная частота полезного спектра соответствующего сегмента сигнала). Адаптивная дискретизация осуществляется изменением частоты дискре-

тизации для каждого участка сигнала. Частота дискретизации выбирается в 2 раза больше частоты среза фильтра на данном сегменте сигнала. Снижением частоты среза фильтров нижних частот можно дополнительно увеличивать эффективность алгоритма сжатия.

Структурная схема кодера ошибки изображена на рис. 4.

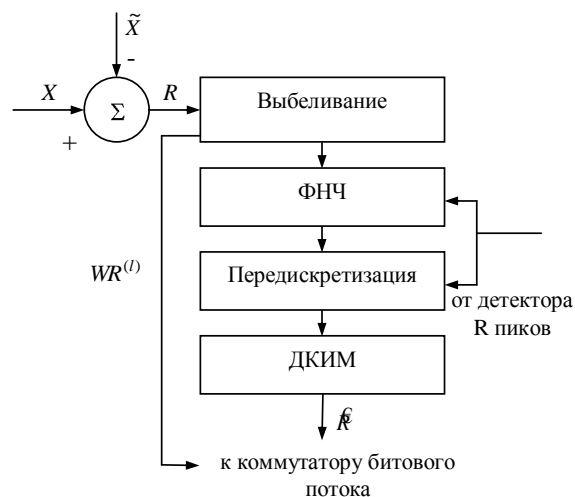


Рис. 4. Структурная схема кодера ошибки.

Распределение бит

Для восстановления сигнала, при кодировании с использованием АНК необходимо сохранить следующие данные:

- значение коэффициентов матрицы \mathcal{K} ;
- кодовую книгу классов (ККК) ПМДП S [7];
- параметры ПМДП CD_i [7];
- матрицу выбеливания ошибки $WR^{(l)}$;
- кодированную ошибку \mathcal{K} .

Исследование эффективности алгоритма

Исследование эффективности алгоритма кодирования проводилось на 12 канальных ЭКГ сигналах, записанных на системе КАРДИОЛАБ. На рис. 5 изображена зависимость скорости данных на один канал ЭКГ сигнала при кодировании 10 с записей, записей длиной 1 мин, и записей без ККК. Изменение эффективности сжатия для записей длиной 10 с и 1 мин определяется тем, что количество бит

для представления параметров \hat{A} , C , $WR^{(l)}$ не зависит от длины записи.

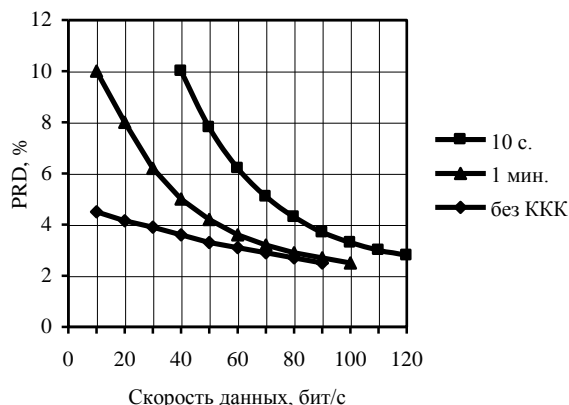


Рис. 5. Зависимость ошибки восстановления скорости данных на один канал.

Результаты исследования алгоритма на рис. 5 приведены для ЭКГ сигналов, содержащего один тип (класс) PQRST комплекса. При сжатии многоканальных ЭКГ, содержащих несколько типов комплексов, эффективность кодирования будет снижаться, из-за увеличения количества бит для представления кодовой книги классов C . Но так как вероятность появления более чем одного типа PQRST комплекса на записях такой длины достаточно мала, это не сильно повлияет на эффективность работы алгоритма в целом.

Выводы

Разработанный алгоритм сжатия многоканальных ЭКГ сигналов обладает высокой эффективностью при низкой ошибке восстановления. Алгоритм сжатия ЭКГ сигнала используется для архивирования данных в системе КАРДИОЛАБ. Использование данного алгоритма уменьшает размер 10 секундной записи 12 канальной ЭКГ с 80 кБ до 0,9 кБ (коэффициент сжатия 88:1). Наибольшая эффективность при использовании данного алгоритма достигается при сжатии длительных многоканальных ЭКГ (регистрация нагрузочных проб). Для сохранения одной минуты длительной записи необходимо

всего 2,7 кБ при исходном размере 540 кБ (коэффициент сжатия 200:1).

Литература

1. Cohen A., Zigel Y. Compression of multichannel ECG through multichannel long-term prediction // IEEE Eng. in Med. and Biol. – 1998. – Vol. 17, No. 1. – P. 109-115.
2. Paggetti C., Lusini M., Varanini M., Taddei A., Marchesi C. A multichannel template based data compression algorithm // Computers in Cardiology. – 1994. – P. 629-632.
3. Cetin A., Koymen H., Aydin M. Multichannel ECG data compression by multirate signal processing and transform domain coding techniques // IEEE Trans. on Biomed. Eng. – 1993. – Vol. 17, No. 5. – P. 495-499.
4. Hyvarinen A., Oja E. Independent Component Analysis: A Tutorial // Helsinki University of Technology. – 1999. – April. – 30 p.
5. Zarzoso V., Nandi A. K., Bacharakis E. Maternal and foetal ECG separation using blind source separation method // IMA Journal of Mathematics Applied in Medicine & Biology. – 1997. – Vol. 14. – P. 207-225.
6. Cordoso J.-F., Souloumiac A. Blind beamforming for non Gaussian signal // IEE-Proceedings-F. – 1993. – Vol. 140. – No. 6. – P. 362-370.
7. Шульгин В. И., Наседкин К. В. Сжатие ЭКГ сигнала с использованием параметрически модифицируемого долговременного предсказания // Технология приборостроения. – 2001. – №1-2. – С. 118-123.
8. Shulgin V., Nasedkin K. Effective ECG signal compression algorithm for holter monitor system // I krajova konferencija naukowo-techniczna «Elektronika w sluzbie medycyny». – Materialy konferencyjne, Supplement. – Przemyslowy institut elektroniki, Warszawa. – 2001. – P. 30-35.