

Теория сигналов и систем

УДК 004.627+616.12-073.7

Е.А. Антоненко, В.А. Катрич, д.-р. физ.-мат. наук, **А.И. Карпов**, канд. техн. наук,
Н.П. Мустецов, канд. техн. наук

Харьковский национальный университет им. В.Н.Каразина
пл. Свободы 4, г. Харьков, 61022, Украина.

Метод оптимального сжатия данных в системах медицинского мониторинга

Разработан алгоритм сжатия одномерного сигнала, основанный на выборе в реальном масштабе времени ключевых точек. Ключевыми точками являются экстремумы и точки максимальной кривизны функции (сигнала). Выбор ключевых точек обусловлен их диагностической ценностью, а так же особенностями биомедицинских сигналов. Эффективность предлагаемого алгоритма оценена на примере сжатия сигнала фотоплетизмограммы.

Для восстановления сигнала используется метод аппроксимации. Ключевые точки делят биомедицинский сигнал на семь элементов, которые, при восстановлении, аппроксимируются линейной и тригонометрическими функциями. Записаны выражения для интерполяции сигнала при его восстановлении.

Дана оценка максимальной приведенной погрешности алгоритма во временной (не превышает 5,2 %) и частотной (не превышает 3,7 %) областях, что подтверждает возможность применения алгоритма как для амплитудно-временного, так и для спектрального анализа одномерного биомедицинского сигнала. Библ. 5, рис. 9, табл. 1.

Ключевые слова: алгоритм сжатия; фотоплетизмограмма; максимальная кривизна; кусочная аппроксимация; спектральный анализ.

Введение

Важное место в медицине занимают системы мониторинга медицинских показателей. Особое значение системы мониторинга имеют для контроля состояния пациентов с хроническими заболеваниями в критических ситуациях (гликемическая кома, прединфарктное состояние и т.д.). На практике получили распространение медицинские GSM-сигнализаторы (GSM Medical Alert System) врачебного контроля выбранного показателя. Независимо от структуры системы мониторинга (система накопления и

передачи данных по завершению времени наблюдения или система динамического наблюдения), эффективность ее работы, в значительной степени, зависит от алгоритмов сжатия информации.

Как в первом, так и во втором случае актуальным является сжатие и подготовка данных к сохранению на электронный носитель или передаче через систему связи.

Особое значение проблема сжатия медицинских данных приобретает в палатных системах и прикроватных мониторах, где необходимо производить запись большого числа данных (многоканальный мониторинг).

Особенности кодирования и сжатия медицинских данных

Существующие методы сжатия медицинских данных можно разделить на две группы.

Сжатие без потерь. Достигается за счет устранения статистической избыточности в представлении информации. Метод является универсальным и используется, когда важна идентичность сжатых данных оригиналу. В медицине этот подход важен, например, при дальнейшем спектральном анализе данных, где любые искажения сигналов при сжатии неизбежно приведут к диагностической неточности.

Сжатие с потерями данных. Сжатие достигается за счет использования аппроксимации или векторизации исходного сигнала по ключевым точкам. Использование метода допустимо для данных, которые могут быть восстановлены с ошибкой, слабо влияющей (или не влияющей) на диагностическую точность. Для сжатия одномерных сигналов такой подход более распространен, что обусловлено его высокой эффективностью.

Особенности кодирования обусловлены требованиями к медицинским системам. В случае медицинских приборов с визуализацией на основе современных компьютеров (томографы,

рентгеновские аппараты, аппараты УЗИ) часто используются следующие алгоритмы сжатия: JPEG, JPEG2000 (на основе косинусного преобразования), Wavelet, Фрактальный алгоритм, требования к быстродействию и объему памяти полностью удовлетворяются. Иначе обстоит ситуация со сжатием одномерных биомедицинских сигналов, особенно в портативных устройствах с ограниченным объемом памяти на основе процессоров с низким энергопотреблением, а как следствие – с низкой производительностью. В таком случае, требуются производить сжатие данных в реальном масштабе времени, без фрейма для обработки [1].

Характеризуются методы сжатия данных качеством восстановления исходных данных и показателями эффективности [2].

Эффективность алгоритма сжатия характеризуется, прежде всего, коэффициентом сжатия K , который определяет отношение количества битовых символов исходного и сжатого сигнала:

$$K = \frac{S_0}{S_{сж}},$$

где S_0 - размер исходного сигнала в битах, $S_{н\bar{a}e}$ - размер сжатого сигнала в битах.

В качестве меры ошибки восстановления исходного сигнала используется максимальная приведенная γ погрешности во временном окне регистрации сигнала (окно должно быть больше периода сигнала):

$$\gamma = \frac{|x(n) - \bar{x}(n)|}{X} \cdot 100\%,$$

где $n = \overline{1, N}$, N - количество отсчетов сигнала в интервале, $x(n)$ - отсчеты исходного сигнала, $\bar{x}(n)$ - отсчеты восстановленного сигнала, X - верхний предел шкалы.

Так же, для оценки точности восстановления сигнала используется дисперсия ошибки D :

$$D = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x}(n))^2.$$

Сущность алгоритма сжатия

Предлагаемый алгоритм относится к группе алгоритмов сжатия с потерями. Сущность алгоритма состоит в выборе ключевых точек во время регистрации сигнала. Особенностью является то, что в качестве ключевых точек выбраны точки *максимальной кривизны* и *экстремумы*. Известны алгоритмы, в которых в качестве ключевых точек используются точки перегиба и экстремумы [3]. Для декомпрессии данных используется метод кусочной аппроксима-

ции линейной и тригонометрическими функциями.

На практике, при проведении контурного анализа, большинства биомедицинских сигналов (электрокардиограмма (ЭКГ), фотоплетизмограмма (ФПГ), реограмма (РГ) и др.), диагностическую ценность представляют минимумы, максимумы и точки перегиба дискретной функции [4-5]. Однако, для некоторых случаев этого не достаточно. Наглядным примером может служить неярко выраженная дикротическая фаза при регистрации ФПГ или РГ (рис. 1).

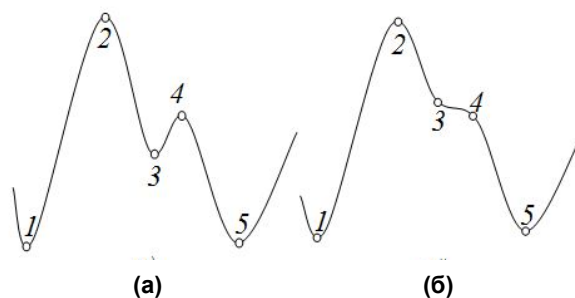


Рис. 1. Графики ФПГ с ярко выраженной (а) и неярко выраженной (б) дикротической фазой пульсовой волны

Для проведения контурного анализа ФПГ, в общем случае, достаточно пяти точек, которые соответствуют экстремумам кривой (рис. 1а), но в случае с неярко выраженной дикротической фазой, точки 3 и 4 (рис. 1б) являются точками максимальной кривизны (или точками с минимальным радиусом кривизны).

На рис. 2 приведен элемент выпуклой кривой. Из рисунка видно, что в точке, касательная к которой проходят под углом $\pm 45^\circ$ к оси Ox , выполняется условие: $|\Delta y| = \Delta x$.

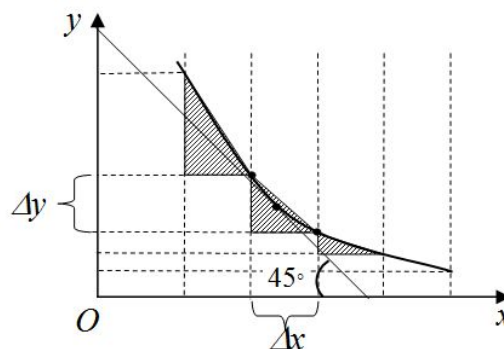


Рис. 2. Определение точки максимальной кривизны

Следовательно, для непрерывной функции можно утверждать, что условием наклона касательной

тельной под углом $\pm 45^\circ$ к оси Ox является равенство единице производной функции в этой точке: $|y'(x)| = 1$ или $y'(x) = \pm 1$. Знак указывает на возрастание или убывание функции.

Также эта точка может быть выражена через арктангенс:

$$\operatorname{arctg}\left(\frac{\Delta y}{\Delta x}\right) = \pm \frac{\pi}{4}.$$

Таким образом, представление дискретной функции в виде:

$$S(t) = \operatorname{arctg}\left(\alpha \frac{\Delta y}{\Delta x}\right) \text{ или } S(t) = \alpha \frac{\Delta y}{\Delta x},$$

где α - масштабирующий коэффициент, Δx - шаг квантования, Δy - изменение амплитуды на шаге квантования, удобно для последующего программного анализа и выбора ключевых точек (точек с максимальной кривизной и экстремумов).

На рис. 3 представлена временная зависимость сигнала $S(t)$ и его производная $S'(t)$. Точки, где производная принимает значения ± 1 , соответствуют максимальной кривизне (отмечены вертикальными маркерами).

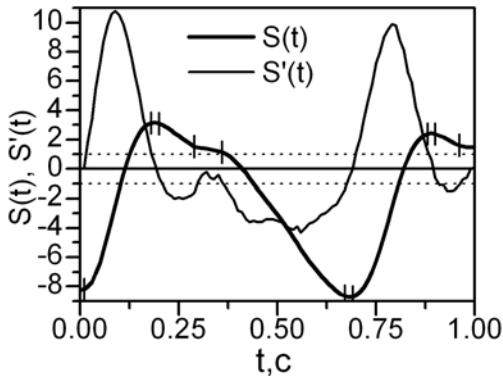


Рис. 3. Временные зависимости ФПГ сигнала ($S(t)$) и его производной ($S'(t)$)

На рис. 4 представлена временная зависимость сигнала $S(t)$ и $\operatorname{arctg}(S'(t))$. Из графика следует, что переход функции $\operatorname{arctg}(S'(t))$ через ноль соответствует минимумам и максимумам. Для вычисления точек, которые соответствуют максимальной кривизне, используется отслеживание перехода функции $\operatorname{arctg}(S'(t))$ через значение $\pi/4$.

Такое представление сигнала помогает определить экстремумы и дополнительные ключевые точки (максимальной кривизны), что

минимизирует потери качества и спектральных составляющих оригинального сигнала после процедуры сжатия/восстановления.

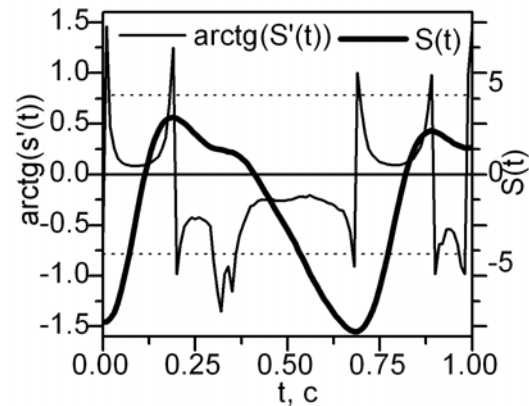


Рис. 4. Временные зависимости ФПГ сигнала ($S(t)$) и функции ($\operatorname{arctg}(S'(t))$)

Декомпрессия данных осуществляется методом кусочной аппроксимации тригонометрическими функциями. Для этого, сигнал раскладывается на семь элементов (рис. 5);, которые, при восстановлении сигнала, будут интерполированы с помощью линейной и тригонометрических функций. В качестве аппроксимирующей функции выбран косинус.

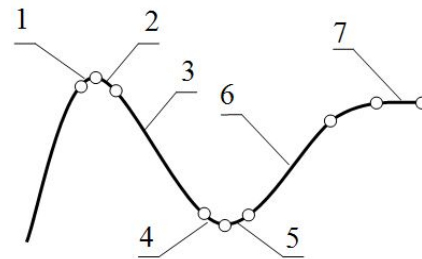


Рис. 5. Элементы кусочной аппроксимации

Выражения для вычисления значений функции при интерполяции (восстановлении сигнала) приведены в табл.1, где t - пробегает значения от P_1 до P_2 , $dY = y_2 - y_1$ - амплитуда элемента аппроксимации, c - смещение функции, n - нормирующий коэффициент.

Значение нормирующего коэффициента и смещения вычисляются по следующим формулам:

$$n = |\cos(P_1) - \cos(P_2)|, \quad c = \cos(P_1).$$

Выбор масштабирующего коэффициента α определяется отношением масштабов осей системы координат. При равенстве масштабов, $\alpha = 1$.

Для точного сшивания элементов аппроксимирующих функций необходимо выполнение условия кратности частоты квантования восстановителя $f_{восст}$ сигнала частоте дискретизации входного сигнала f_D :

$$f_{восст} = k f_D, \quad k \in N.$$

Таблица 1. Функции кусочной аппроксимации

Номер эл-та	Значение амплитуды при интерполяции	Диапазон принадлежности
1	$y = y_2 + \frac{ dY }{n}(\cos t - c)$	$P_1 = -\frac{\pi}{4};$ $P_2 = 0$
2	$y = y_1 + \frac{ dY }{n}(\cos t - c)$	$P_1 = 0;$ $P_2 = \frac{\pi}{4}$
3	$y = y_1 + \frac{ dY }{n}(\cos t - c)$	$P_1 = \frac{\pi}{4};$ $P_2 = \frac{3\pi}{4}$
4	$y = y_1 + \frac{ dY }{n}(\cos t - c)$	$P_1 = \frac{3\pi}{4};$ $P_2 = \pi$
5	$y = y_2 + \frac{ dY }{n}(\cos t - c)$	$P_1 = -\pi;$ $P_2 = -\frac{3\pi}{4}$
6	$y = y_2 + \frac{ dY }{n}(\cos t - c)$	$P_1 = -\frac{3\pi}{4};$ $P_2 = -\frac{\pi}{4}$
7	$y = y_1 + \frac{ dY }{dt}$	$P_1 = 0;$ $P_2 = dt $

Разработанный алгоритм был применен для сжатия сигнала, полученного при регистрации ФПГ. На рис. 6 представлено сравнение исходного и восстановленного сигналов.

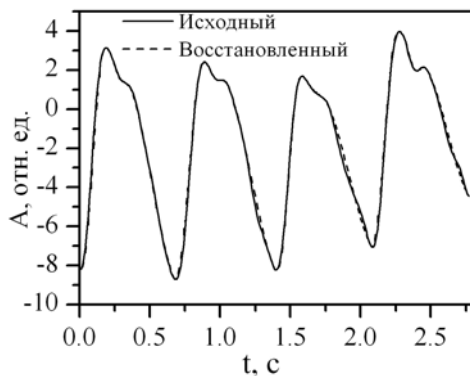


Рис. 6. Графическое сравнение исходного и восстановленного после сжатия сигнала

Алгоритм исключает искажение значений амплитуды сигнала в точках, которые имеют диагностическую ценность (минимумы, максимумы, точки максимальной кривизны), что не приводит к ошибке вычисления медицинских показателей. Присутствует небольшое расхождение исходного и восстановленного сигналов вблизи точек перегиба. Ошибка может быть минимизирована введением дополнительных аппроксимирующих функций, что снизит коэффициент сжатия алгоритма. При использовании 6 функций аппроксимации и частоте дискретизации 200 Гц, - коэффициент сжатия ФПГ составляет $K = 16$. При увеличении частоты дискретизации и неизменных параметрах сигнала, - коэффициент сжатия будет увеличиваться пропорционально.

На рис. 7 представлена зависимость приведенной погрешности алгоритма сжатия от времени для фрагмента ФПГ. График показывает, что приведенная погрешность не превышает 5,2%. Эта погрешность не влияет на точность вычисления амплитудно-временных параметров пульсовой волны.

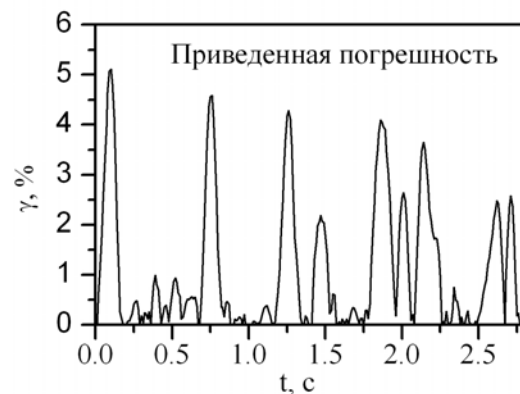


Рис. 7. Приведенная погрешность временного окна ФПГ

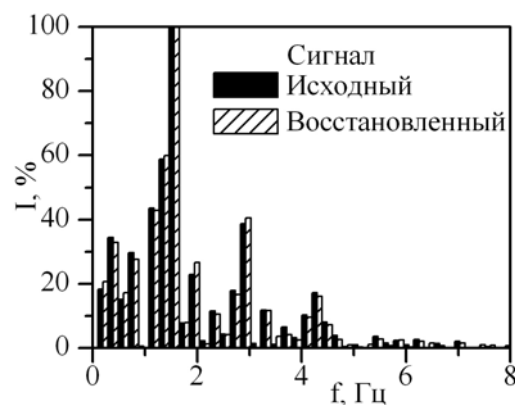


Рис. 8. Изображение спектральной мощности сигнала ФПГ до и после сжатия

Несмотря на положительный результат применения алгоритма во временной области, возникает вопрос о возможности его применения в частотной области. Для этого был проведен спектральный анализ сигнала ФПГ в исходном виде и после процедуры сжатия-восстановления. Сравнительный анализ спектров представлен на рис.8.

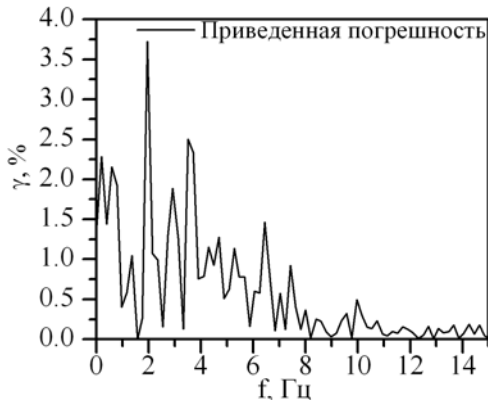


Рис. 9. Изображение погрешности алгоритма в частотной области

Оценка приведенной погрешности для спектра восстановленного сигнала представлена на рис. 9. Максимальное значение погрешности составляет 3,7 %.

Погрешность алгоритма можно снизить дополнительным введением в него точек перегиба, что позволит уменьшить погрешность на участках сигнала с максимальной крутизной.

Выводы

Разработан новый алгоритм сжатия биомедицинских сигналов на основе выбора ключевых точек (минимумы, максимумы, точки максимальной кривизны). В качестве критерия для выбора точек максимальной кривизны взято значение угла наклона касательной в этой точке равное 45° (значение первой производной в этой точке равно ± 1). Выбор обусловлен диагностической ценностью этих точек и позволяет минимизировать погрешность контурного анализа восстановленного сигнала. Предложено два простых варианта для вычисления точек

максимальной кривизны сигнала в реальном масштабе времени. Получены выражения для кусочной интерполяции восстанавливаемого сигнала.

Проведен расчет приведенной погрешности алгоритма сжатия во временной и частотной областях, найдены максимальные погрешности алгоритма при анализе сигнала ФПГ. Установлено, что алгоритм может быть использован как для временного, так и для спектрального анализа биомедицинских сигналов.

Анализ погрешности при использовании предложенного алгоритма показал, что максимальная погрешность возникает на участках, которые не используются в качестве диагностических признаков при решении задач медицинской диагностики.

Список использованных источников

1. George R. M. Energy-Efficient Real-Time Compression of Biosignals / R.M. George, Audí J. Cardona, R. Ruff, K. Hoffmann // Biomed Tech. – 2012. P. 645 – 648.
2. Amine Nait-Ali. Compression of Biomedical Images and Signals / Nait-Ali Amine, Christine Cavaro-Menard. – New York: Wiley-ISTE. – 2008. – 330 p.
3. Tai S.C. ECG data compression by corner detection / S.C. Tai // Med. & Biol. Eng. end Comp. – 1992. - Vol. 30. - P. 584-590.
4. Qawqzeh Y.K. The Investigation of the Effect of Aging Through Photoplethysmogram Signal Analysis of Erectile Dysfunction Subjects / Y. K. Qawqzeh, M.B.I. Reaz, O. Maskon, Kalaivani Chellappan, M. T. Islam, M. A. M Ali // Proceedings of the 10th WSEAS International Conference on Telecommunications and Informatics and Microelectronics, Nanoelectronics, Optoelectronics, and WSEAS International Conference on Signal Processing. – 2011. – P. 53-58.
5. Rubins Uldis. Finger and Ear Photoplethysmogram Waveform Analysis by Fitting with Gaussians / Uldis Rubins // Medical and Biological Engineering and Computing. – 2008. – Vol. 46(12). – P. 1271-1276.

Поступила в редакцию 27 июля 2015 г.

УДК 004.627+616.12-073.7

С.О. Антоненко, В.О. Катрич, д.-р. фіз.-мат. наук, **О.І. Карпов**, канд. техн. наук,
М.П. Мустецов, канд. техн. наук

Харківський національний університет ім. В.Н.Каразінапл. Свободи 4, м. Харків, 61022, Україна.

Метод оптимального стиснення даних в системах медичного моніторингу

Розроблено алгоритм стиснення одновимірного сигналу, що заснований на виборі в реальному масштабі часу ключових точок. Ключовими точками є екстремуми і точки максимальної кривизни функції (сигналу). Вибір ключових точок обумовлений їх діагностичною цінністю, а також особливостями біомедичних сигналів. Ефективність запропонованого алгоритму оцінена на прикладі стиснення сигналу фотоплетізограми.

Для відновлення сигналу використовується метод апроксимації. Ключові точки ділять біомедичний сигнал на сім елементів, які, при відновленні, апроксимуються лінійною і тригонометричними функціями. Записані вирази для інтерполяції сигналу при його відновленні.

Дана оцінка максимальної наведеної похибки алгоритму в часовій (не перевищує 5,2%) і частотній (не перевищує 3,7%) областях, що підтверджує можливість застосування алгоритму як для амплітудно-часового, так і для спектрального аналізу одновимірного біомедичного сигналу. Бібл. 5, рис. 9, табл. 1.

Ключові слова: алгоритм стиснення; фотоплетізограма; максимальна кривизна; кусочної апроксимація; спектральний аналіз.

UDC 004.627+616.12-073.7

E. Antonenko, V. Katrich, Dr.Sc., **A. Karpov**, Ph.D., **N. Mustetsov**, Ph.D.

V.N. Karazin Kharkiv National University, Svobody Sq. 4, Kharkiv, 61022, Ukraine.

The optimal method of data compression in medical monitoring systems

The compression algorithm of one-dimensional signal based on a selection of real-time points is developed. The key points are the extremes, and the point of maximum curvature of the function (signal). The keypoints selection specified their diagnostic value and characteristics of biomedical signals. The affectivity of the proposed algorithm is evaluated on the example of PPG signal compression. To restore the signal approximation method is used. The key points are divided biomedical signal into seven elements that the reduction is approximated by a linear and trigonometric functions. The expressions to the interpolation is written. The estimation of the maximum error of the algorithm shown in the time (less than 5.2%) and the frequency (less than 3.7%) areas that confirms the possibility of applying the algorithm for time and amplitude analysis, and for a spectral analysis of the one-dimensional biomedical signal. References 5, figures 9, tables 1.

Keywords: compression algorithm; photoplethysmography; maximum curvature; piece-wise approximation; spectral analysis.

References

1. George, R. M., Audí, J. Cardona, Ruff, R., Hoffmann, K. (2012). Energy-Efficient Real-Time Compression of Biosignals. Biomed Tech. P. 645 – 648.
2. Nait-Ali Amine. (2008). Christine Cavaro-Menard Compression of Biomedical Images and Signals. New York: Wiley-ISTE. P. 330.
3. Tai, S. C. (1992). ECG data compression by corner detection. Med. & Biol. Eng. end Comp. Vol. 30. Pp. 584-590.
4. Qawqzeh, Y. K., Reaz, M. B., Maskon, O., Kalaivani Chellappan, Islam, M. T., Ali, M. A. M. (2011). The Investigation of the Effect of Aging Through Photoplethysmogram Signal Analysis of Erectile Dysfunction Subjects. Proceedings of the 10th WSEAS International Conference on Telecommunications and Informatics and Microelectronics, Nanoelectronics, Optoelectronics, and WSEAS International Conference on Signal Processing. Pp. 53-58.
5. Rubins, Uldis. (2008). Finger and Ear Photoplethysmogram Waveform Analysis by Fitting with Gaussians. Medical and Biological Engineering and Computing. Vol. 46(12). Pp. 1271-1276.