

Інформаційні технології в медицині

УДК 004.627+616.12-073.7

Е.А. Антоненко, В.А. Катрич, Н.П. Мустецов

Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина, Харьков

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

Ключевые слова: алгоритм сжатия, фотоплетизмограмма, точка максимальной кривизны дуги, кусочная аппроксимация, спектральный анализ.

Введение

Важное место в медицинской диагностике занимают системы мониторинга медицинских показателей. Системы непрерывного мониторинга состояния здоровья пациента полезны при наблюдении за хроническими больными, а также в критических ситуациях (гликемическая кома, предынфарктное 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.

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

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

Особенности кодирования и сжатия медицинских данных

Существующие методы сжатия медицинских данных можно разделить на две группы: сжатие без потерь и с потерями. Сжатие без потерь достигается за счет устранения статистической избыточности в представлении информации. Данный 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 достигается за счет использования аппроксимации или векторизации исходного сигнала по ключевым точкам. Использование этого 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, так как позволяет получить более высокую компрессию, по сравнению с алгоритмами без потерь.

Особенности кодирования обусловлены требованиями к медицинским системам. В медицинских приборах с визуализацией информации (томографы, рентгеновские аппараты, аппараты УЗИ) часто используются следующие алгоритмы сжатия: JPEG, JPEG2000 (на основе косинусного преобразования), вейвлет компрессия, фрактальный алгоритм и др. Эти приборы являются, как правило, компьютерными и 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, и как следствие – с низкой производительностью. В этом случае, требуется производить сжатие данных в реальном масштабе времени, без фрейма для обработки [1].

Алгоритмы сжатия данных характеризуются качеством восстановления исходных данных и показателями эффективности [2].

Эффективность алгоритма сжатия характеризуется, прежде всего, коэффициентом сжатия K , ко-

торый определяет отношение количества битовых символов исходного и сжатого сигнала:

$$K = \frac{S_0}{S_{сж}}$$

где S_0 - размер исходного сигнала в битах, $S_{сж}$ - размер сжатого сигнала в битах.

В качестве меры ошибки восстановления исходного сигнала используется максимальная приведенная погрешность γ :

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

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

Также, для оценки точности восстановления сигнала используется дисперсия ошибки D :

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

Алгоритм сжатия

Предлагаемый алгоритм относится к группе алгоритмов сжатия с потерями. Суть алгоритма состоит в выборе ключевых точек во время регистрации сигнала. В качестве ключевых точек выбраны *точки максимальной кривизны дуги (ТМКД)* и *экстремумы*. Известны алгоритмы, в которых в качестве ключевых точек используются точки перегиба и экстремумы [3]. Выбор ключевых точек предлагаемого алгоритма обусловлен их диагностической ценностью, а также особенностями биомедицинских сигналов. Эффективность предлагаемого алгоритма оценена на примере сжатия сигнала фотоплетизмограммы.

Для декомпрессии данных используется метод кусочной аппроксимации с помощью линейной и тригонометрических функций.

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 [4 – 5]. Однако, для некоторых случаев этого недостаточно. Наглядным примером может служить неярко выраженная дикротическая фаза при регистрации ФПГ или РГ (рис. 1).

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

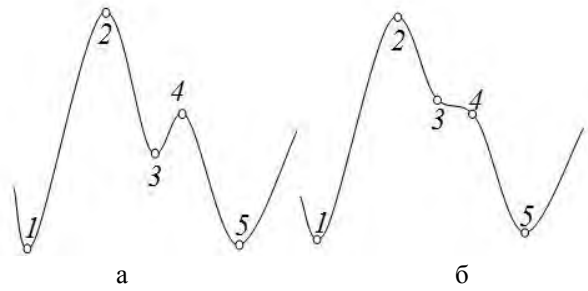


Рис. 1. Вид ФПГ с ярко выраженной (а) и неярко выраженной (б) дикротической фазой пульсовой волны

На рис. 2 приведен элемент кривой (дуги), не содержащий экстремума. Из рисунка видно, что касательная которая проходит через точку А образует с осью Ox угол $\pm 45^\circ$ и выполняется условие $|\Delta y| = \Delta x$.

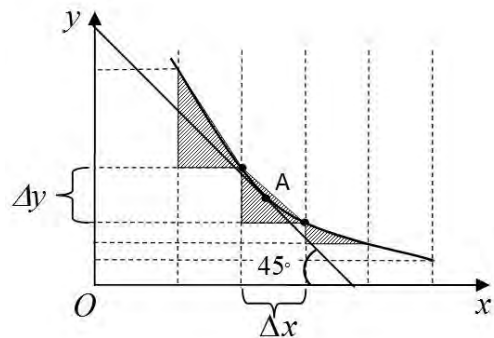


Рис. 2. Определение точки максимальной кривизны дуги

Следовательно, можно утверждать, что условием наклона касательной 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:

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

Таким образом, представление дискретной функции в виде:

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

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

На рис. 3 представлена временная зависимость сигнала $S(t)$ и его производная $S'(t)$. Точки, где производная принимает значения ± 1 , соответствую-

ют максимальной кривизне (отмечены вертикальными маркерами).

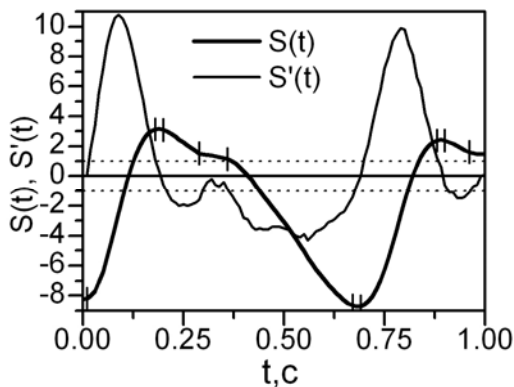


Рис. 3. Временные зависимости ФПГ сигнала ($S(t)$) и его производной ($S'(t)$)

На рис. 4 представлена временная зависимость сигнала $S(t)$ и его представление $\text{arctg}(S'(t))$.

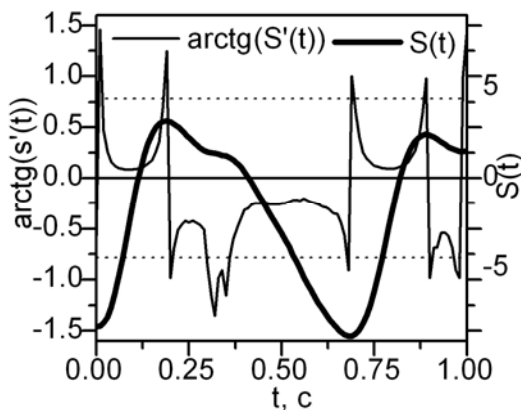


Рис. 4. Временные зависимости сигнала ФПГ ($S(t)$) и функции ($\text{arctg}(S'(t))$)

Из графика следует, что переход функции $\text{arctg}(S'(t))$ через ноль соответствует минимумам и максимумам функции. Для вычисления ТМКД используется отслеживание перехода функции $\text{arctg}(S'(t))$ через значение $\pi/4$.

На практике, более удобным для программной обработки является представление исходного сигнала в виде $\text{arctg}(S'(t))$, так как оно позволяет с большей надежностью выделять экстремумы функции при наличии шумов. Шум в исходном сигнале увеличивает количество ключевых точек, что приводит к снижению эффективности алгоритма.

Такое представление сигнала позволяет программными методами вычислить экстремумы и ТМКД в реальном масштабе времени. Ключевые точки и метки времени образуют массив сжатых данных. Введение ТМКД в качестве ключевых точек, позволяет использовать методы кусочной аппроксимации для декомпрессии данных с приемле-

мой точностью, что минимизирует потери качества и спектральных составляющих оригинального сигнала после процедуры сжатия/восстановления.

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

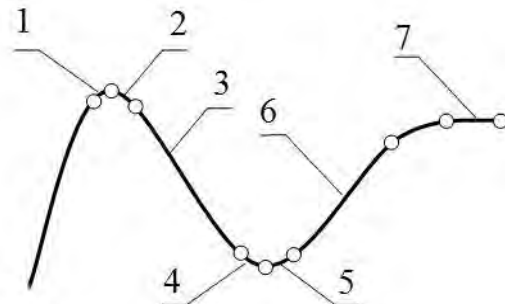


Рис. 5. Элементы кусочной аппроксимации

В предлагаемом алгоритме, примененном для сжатия сигнала ФПГ, не используются точки перегиба, что позволяет увеличить коэффициент сжатия приблизительно на 20%. Несомненно, это приведет к увеличению ошибки восстановления сигнала в окрестностях этих точек. В таком случае, следует учитывать особенности сигнала, подвергающегося компрессии и диагностическую ценность точек перегиба и при необходимости включать их в алгоритм.

Выражения для вычисления значений при интерполяции (восстановлении сигнала) приведены в табл. 1.

Таблица 1

Функции кусочной аппроксимации.

№	Интерполяционные выражения	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	$y = y_1 + \frac{ dY }{dt}t$	$P_1 = 0; P_2 = dt $

Здесь 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:

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

$$c = \cos(P_1).$$

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 $f_{\text{восст}}$ сигнала частоте дискретизации входного сигнала f_d :

$$f_{\text{восст}} = k f_d, \quad k \in \mathbb{N}.$$

Разработанный алгоритм был применен для сжатия сигнала, полученного при регистрации ФПГ. Сигнал был подвержен предварительной аналоговой фильтрации, уровень шума минимален.

На рис. 6 представлено сравнение исходного и восстановленного сигнала.

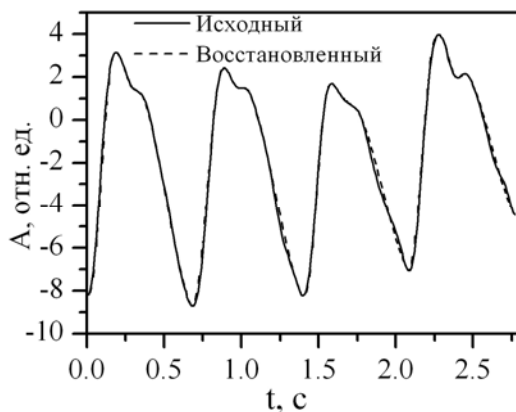


Рис. 6. Сравнение исходного и восстановленного после сжатия сигнала.

Алгоритм исключает искажение значений амплитуды сигнала в точках, которые имеют диагностическую ценность (минимумы, максимумы, ТМКД), 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 семи функций аппроксимации и частоте дискретизации 200 Гц коэффициент сжатия ФПГ составляет $K = 16$. При увеличении частоты дискретизации и неизменных парамет-

рах 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.

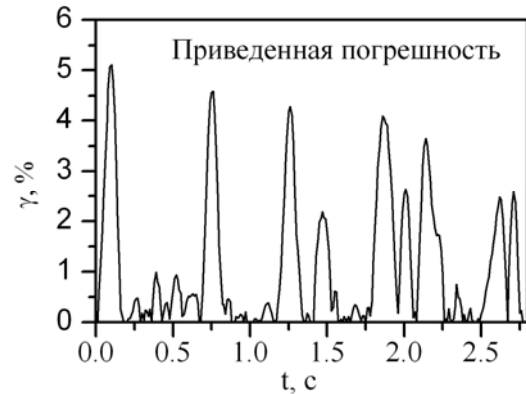


Рис. 7. Приведенная погрешность временного окна ФПГ

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.

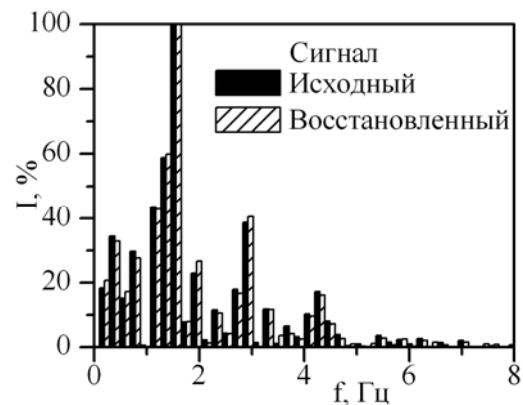


Рис. 8. Спектральная мощность сигнала ФПГ до и после сжатия

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.

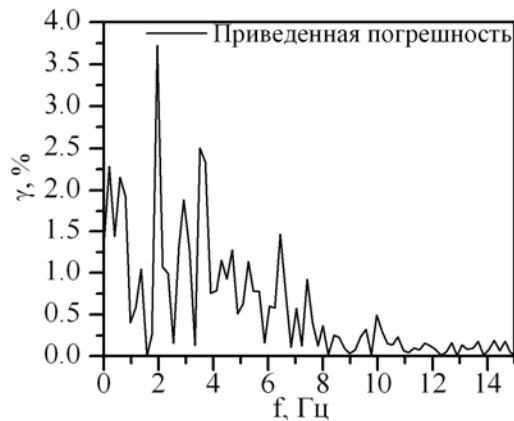


Рис. 9. Приведенная погрешность алгоритма в частотной области

Выводы

Разработан алгоритм сжатия биомедицинских сигналов на основе выбора ключевых точек (минимумы, максимумы, ТМКД). В качестве критерия для выбора ТМКД 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. Записаны выражения для интерполяции при восстановлении 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.

Повысить эффективность алгоритма, рассмотренного в данной работе можно повторным сжатием данных с помощью косинусного преобразования.

Список литературы

1. George R.M. *Energy-Efficient Real-Time Compression of Biosignals* / R.M. George, Audi 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 Cavarro-Menard. – New York: Wiley-ISTE, 2008. – 330 p.
3. Tai S.C. *ECG data compression by corner detection* / S.C. Tai // *Med. & Biol. Eng. and 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 редколлегию 22.10.2013

Рецензент: д-р физ.-мат. наук В.Р. Туз, Радиоастрономический институт НАН Украины, Харьков.

МЕТОД ОПТИМАЛЬНОГО СТИСНЕНИЯ ДАНИХ В СИСТЕМАХ МЕДИЧНОГО МОНИТОРИНГУ

Є.А. Антоненко, В.О. Катрич, М.П. Мустецов

Розроблений алгоритм стиснення одновимірного сигналу, заснований на виборі в реальному масштабі часу ключових точок. Ключовими точками є екстремуми і точки максимальної кривизни функції (сигналу). Дана оцінка максимальної приведенної погрешності алгоритму в часовій (5,2 %) і частотній (3,7 %) областях, що підтверджує можливість застосування алгоритму як для амплітудно-часового, так і для спектрального аналізу одновимірного біомедичного сигналу.

Ключові слова: алгоритм стиснення, фотоплетизмограма, точка максимальної кривизни дуги, шматкова апроксимація, спектральний аналіз.

METHOD OF OPTIMAL DATA COMPRESSION IN MEDICAL MONITORING SYSTEMS

Ye.A. Antonenko, V.A. Katrich, N.P. Mustecov

The algorithm of compression of unidimensional signal, based on a choice in the real scale of time of key points, is developed. Key points are extremums and points of maximal curvature of function (signal). The estimation of the maximal resulted error of algorithm is given in temporary (5,2 %) and frequency (3,7 %) realms, that confirms possibility of application of algorithm both for the peak-temporal and for spectral analysis of unidimensional biomedical signal.

Keywords: algorithm of compression, point of maximal curvature of arc, piece approximation, spectrology.