

ПОМЕХОУСТОЙЧИВАЯ ОБРАБОТКА
БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Д. С. МЕЛКОНЯН, М. Д. МЕЛКОНЯН, А. Г. АЙВАЗЯН

Институт физиологии им. Л. А. Орбели АН Армянской ССР

Предлагается комплексный метод сжатия и фильтрации биологических сигналов, разработанный на основе регрессионного алгоритма обработки данных.

Առաջարկվում է սկզբնական ապարքիմիկ հիման վրա ածական ֆիլտրացիոնական և սեղմման մեթոդները կոմպլեքսային մեթոդի միջոցով և ֆիզիոլոգիական կոմպլեքսային ալգորիթմի միջոցով.

On the base of data processing regression algorithm the method of biological signal combined compression and filtering is suggested.

Биологические сигналы — регрессионный алгоритм

Методы сокращения избыточности данных являются одним из основных современных средств цифровой обработки сигналов в системах телеметрии, связи. Широко применяются они и в биомедицинских исследованиях, главным образом для обработки электрокардиограмм [1]. Однако в ряде случаев специфика задач анализа биосигналов, связанная с необходимостью выполнять обработку при наличии значительных помех, делает эти алгоритмы малоэффективными. Характерным примером является область анализа вызванной активности нервной системы, возникающей на фоне ее спонтанной активности.

Ранее был предложен помехоустойчивый регрессионный метод сжатия данных [2]. Было обнаружено, что при определенных условиях в процессе сжатия данных метод улучшает отношение полезного сигнала к шуму и благодаря этому совмещает задачу сокращения избыточности данных с задачей их адаптивной фильтрации [1]. Для практического использования этих фильтрующих возможностей регрессионного метода в настоящей работе мы представляем его усовершенствованную версию и разработанный на ее основе комплексный метод сжатия и фильтрации определенного класса «зашумленных» биологических сигналов.

Пусть $Y = \{y_0 \dots y_n\}$ множество дискретных отсчетов функции $y(x)$, заданных на множестве точек $X = \{x_0 \dots x_n\}$. В результате сжатия данных новое множество отсчетов $Q = \{q_0 \dots q_m\}$ ($m \leq n$), заданных на множестве $Z = \{z_0 \dots z_m\}$. В качестве приближенного описания исходной функции $y(x)$ при этом служит кусочно-линейная аппроксимирующая функция $q(x)$, составленная из отрезков прямых, соединяющих значения $q_k = q(z_k)$ ($k = 0 \dots M$). В рассматриваемом алгоритме аппроксимирующие отрезки строятся методом линейной регрессии, как это было предложено ранее [1, 2]. Ордината начала отрезка $[z_k, z_{k+1}]$ A_k и коэффициент наклона B_k вычисляются по формулам:

$$A_m = \bar{y} - B_m \bar{x}, \quad (1)$$

$$B_m = \left(\sum_{i=1}^n x_i \cdot y_i - n \bar{x} \bar{y} \right) / \left(\sum_{i=1}^n x_i^2 - n \bar{x}^2 \right), \quad (2)$$

где $n \in \{z_m, \dots, z_{m+1}\}; (m = 0, \dots, M-1)$;

Данные формулы позволяют проводить рекурсивный расчет коэффициентов A_m и B_m .

Требования к точности аппроксимации считаются удовлетворительными, если на любом из интервалов $[z_m, z_{m+1}]$ значение средне-квadrатического отклонения, вычисляемого по формуле

$$s^2 = \frac{1}{n-2} \left(\left(\sum_{i=1}^n y_i^2 - n \bar{y}^2 \right) - \left(\sum_{i=1}^n x_i \cdot y_i - n \bar{x} \bar{y} \right)^2 / \left(\sum_{i=1}^n x_i^2 - n \bar{x}^2 \right) \right), \quad (3)$$

отвечает условию

$$s \leq \Delta s, \quad (4)$$

где Δs —порог допустимой погрешности.

Вычислительный алгоритм строится следующим образом:

1. Принимается $m=0$ и $n=0$, где m —номер отрезка, n —начальная ордината m -го отрезка.

2. $k=n+2$ (при $k=n+1$ решение тривиально).

3. По формулам (1) и (2) рассчитываются коэффициенты A_m и B_m для отрезка $[n, k]$.

4. Проверяется условие (4).

5. Если условие выполняется, то k увеличивается на единицу, расчеты начинаются с пункта три. В противном случае m увеличивается на единицу, $n=k$, и расчеты начинаются с пункта два.

После завершения расчетов кусочно-линейная кривая представляет множество отрезков с разрывами 1 рода в точках z_k . С целью устранения разрывов в ранее разработанном алгоритме предлагалось начальную точку отрезка совмещать с концом предыдущего отрезка [2].

В настоящей работе предлагается процедура, которая устраняет разрывы путем минимизации среднего отклонения между результирующей кривой и исходными отрезками. Для этого между концом предыдущего и началом следующего отрезков строится точка A так, что

$$h_2(A - A_2) = h_1(A_1 - A_2), \text{ т. е. } A = (A_1 h_1 + A_2 h_2) / (h_1 + h_2), \quad (5)$$

при этом $S_{\text{ош1}} = S_{\text{ош2}}$, т. е. минимизируется среднее отклонение.

Обозначим через S_i разность между площадями графений $n+1$ -го отрезка (рис. 1).

Имеем:

$$\sum_{i=1}^n S_i = 0 \Leftrightarrow \sum_{i=1}^{n-1} S_i + S_n = 0. \quad (6)$$

При построении $n+1$ -го отрезка

$S_n = S_{DEC}$ — старое значение S_n ,

$S'_n = S_{DEAC}$ — новое значение S_n ,

$$S_{n+1} = -S_{ABP}$$

$S'_n = S_n + S_{ABC}$; очевидно, что, согласно (5), $S_{ABC} = S_{ABP}$



Рис. 1. Иллюстрация к приводимому методу сопряженных градиентов. Следовательно,

$$S'_n - S_n = S_{ABP}$$

$S_n = S'_n - S_{ABP} = S'_n + S_{n-1}$. Подставляя (6), получаем:

$$\sum_{i=1}^{n-1} S_i = \sum_{i=1}^{n-1} S'_i + S'_n + S_{n-1} = 0,$$

что и требовалось доказать.

Рассмотрим некоторые результаты исследования разработанного метода и вычислительных экспериментов.

Для оценки погрешностей аппроксимации в качестве исходной использовалась функция

$$y(x) = h(x) + \varepsilon(x), \quad (7)$$

где $h(x)$ — аналитически заданная переходная функция переходного звена [3],

$\varepsilon(x)$ — рассчитываемая по программе генерации белого шума случайная функция, имитирующая помеху, наложенную на полезный сигнал $h(x)$ [3].

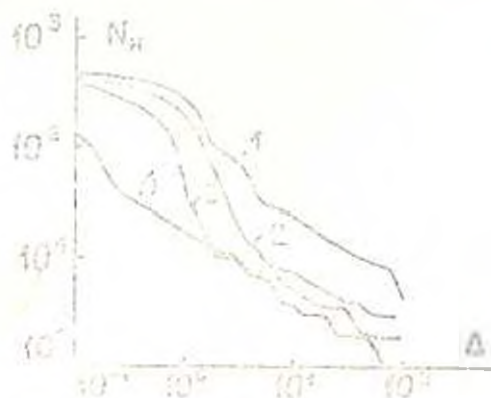


Рис. 2. Зависимости числа избыточных отсчетов N_n от величины апертюры Δ , полученные разными методами при уровне шума 3%: 1 — экстраполяция, 2 — интерполяция, 3 — регрессионный метод, 4 — регрессионный метод с последующим сопряжением отрезков.

Если $\epsilon_{\min}$ и $\epsilon_{\max}$ — минимальное и максимальное значения функции $\epsilon(x)$, представленной в виде реализации белого шума на отрезке $[x_a, x_b]$, то уровень помехи в процентах

$$\Delta\epsilon = \Delta\epsilon \cdot h_{\max}^{-1} \cdot 100\%,$$

где $\Delta\epsilon = \epsilon_{\max} - \epsilon_{\min}$, $h_{\max} = \max h(x)$

$$[1, \infty]$$

Значения порогов допустимых погрешностей также задаются в процентах

$$\Delta\bar{\epsilon} = \Delta\bar{\epsilon} \cdot h_{\max}^{-1} \cdot 10\%,$$

Характер изменения числа избыточных отсчетов N в зависимости от величины порога допустимой погрешности при уровне помехи в 3% иллюстрируется рис. 2. Как видно, предлагаемый метод наиболее эффективен в смысле сжатия числа избыточных отсчетов.

Постановка задачи сжатия данных предполагает в неявной форме, что $y(x)$ представляет приближенное описание некоторой непрерывной функции. Действительно, именно при этом условии абсолютно точное воспроизведение не является необходимым, поскольку вместе с $y(x)$ восстанавливается и ошибка. Вместе с тем при удачном выборе аппроксимирующей функции может быть найден компромисс между правильным восстановлением исходной функции и уменьшением помехи.

Задача решается путем выбора оптимального значения порога δ^0 по заданной величине дисперсии помехи σ^2 . В [1] были показаны, что в качестве оптимального может быть принято следующее значение порога:

$$\delta^0 = \sigma^2 \quad (8)$$

Это соотношение было подтверждено в вычислительных экспериментах по исследованию данного алгоритма.

Совмещение в разработанном алгоритме двух важных этапов цифровой обработки — сокращения избыточности данных и фильтрации — при существенно лучших параметрах сжатия, чем в известных процедурах, обеспечивает широкие возможности для построения эффективных алгоритмов обработки биомедицинских процессов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Малакян Д. С. Промежуточные процессы и управляющие системы. Ереван, 1987.
2. Малакян Д. С., Арешян Т. Р. Изв. АН АрмССР, 34, 5, 1985.
3. Biomedical Telemetry (ed. by C. A. Ciceri). New York: Academic Press, 392, 1967.
4. Ishijima M., Shin S. B., Hostetter G. H., Sklansky J. IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-30, 11, 723-729, 1983.

Поступило 12.III 1992 г.

