ПОМЕХОУСТОЙЧИВАЯ ОБРАБОТКА БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

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

Институт физиологии им. Л. А. Орбели АН Армении, Ереван

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

Առաջարկվում է ռեգրեսիոն ալգորիթմի հիման վրա մշակված կենսաէլեկտրական ազդանշանների սեղմման և ֆիլտրացիայի կոմպլեքս մեթոդ:

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

Биоэлектрические 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» биоэлектрических сигналов.

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

$$A_m = \overline{y} - B_m * \overline{x}, \tag{1}$$

$$B_m = \Big(\sum_{i=1}^{n} x_i * y_i - n * \overline{x} * \overline{y}\Big) / \Big(\sum_{i=1}^{n} x_i^2 - n * \overline{x}^2\Big), \tag{2}$$

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

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 среднеквадратического отклонения, вычисляемого по формуле

$$s^2 = \frac{1}{n-2}\Big(\Big(\sum_{i=1}^{n} y_i^2 - n * \overline{y}^2\Big) - \Big(\sum_{i=1}^{n} x_i * y_i - n * \overline{x} * \overline{y}\Big)^2 / \Big(\sum_{i=1}^{n} x_i^2 - n * \overline{x}^2\Big)\Big), \tag{3}$$

отвечают условию

$$s \leqslant \Delta s, \tag{4}$$

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 А так, что

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

при этом $S_{DBA} = S_{ACE}$, т. е. минимизируется среднее отклонение.

Обозначим через S_i разность между площадями трапеций на i-ом отрезке (рис. 1).

Имеем:

$$\sum_{i=1}^{n} S_i = 0; \Rightarrow \sum_{i=1}^{n-1} S_i + S_n = 0. \tag{6}$$

При построении $n+1$-го отрезка

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

$$S'_n = S_{DEAC} \text{ — новое значение } S_n.$$

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

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

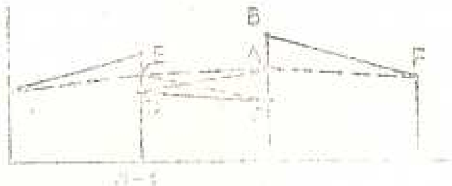

Рис. 1. Иллюстрация к приводимому методу сопряжения отрезков

и, следовательно,

$$S'_n = S_n + S_{ABF}$$

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

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

что и требовалось доказать.

Рассмотрим некоторые результаты исследования разработанного метода в вычислительных экспериментах.

Для оценки погрешностей аппроксимации в качестве исходной использовалась функция

$$y(x) = h(x) + \varepsilon(x), \tag{7}$$

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 $п(x)$ [3].

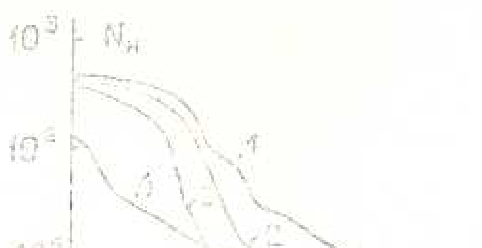

Рис. 2. Зависимости числа неизбыточных отсчетов N_H от величины апертуры Δ, полученные разными методами при уровне шума 3%: 1-экстраполяция, 2-интерполяция, 3-регрессионный метод, 4-регрессионный метод с последующим сопряжением отрезков.

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

$$\overline{\Delta\varepsilon} = \Delta\varepsilon \, h_{max}^{-1} \, 100\%,$$

где $\Delta\varepsilon = \varepsilon_{max} - \varepsilon_{min}$, $h_{max} = \max\limits_{[1, \infty]} h(x)$

Значения порогов допустимых погрешностей также задаются в процентах

$$\overline{\Delta\rho} = \Delta\rho \, h_{max}^{-1} \, 100\%,$$

Характер изменения числа неизбыточных 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 сокращения числа избыточных отсчетов.

Постановка задачи сжатия данных предполагает в неявной форме, что $y(x)$ представляет приближенное описание некоторой истинной 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_ε^2. В [1] было показано, что в качестве оптимального может быть принято следующее значение порога:

$$\Delta^0 = \sigma_\varepsilon \tag{8}$$

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 биоэлектрических процессов.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Мелконян Д. С.* Переходные процессы в нейронных системах. Ереван, 1987.
2. *Мелконян Д. С., Арешян Т. Г.* Изв. АН АрмССР, 38, 5, 1985.
3. Biomedical Telemetry (ed. by C. A. Caceres). New York: Academic Press, 392, 1965
4. *Ishijima M., Shin S. B., Hostetter G. H., Sklansky J.* IEEE Trans. Biomed. Eng BME—30, 11, 723—729, 1983.

Поступило 19.III 1992 г.