УДК 61:007+004.932.72′1

А.Е. ФИЛАТОВА, канд. техн. наук

СИНТЕЗ РЕШАЮЩИХ ПРАВИЛ С РАЗЛИЧНЫМИ ПОРОГОВЫМИ ФУНКЦИЯМИ ПРИ СТРУКТУРНОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

Дана робота спрямована на вирішення задачі синтезу розв’язувального правила в методі структурної ідентифікації біомедичних сигналів. У статті розглядаються різні способи розрахунку порогової функції розв’язувального правила у випадку наявності й відсутності навчаючої вибірки.

The given work is directed on the decision of task of deciding rule synthesis in the method of biomedical signals structural identification. The calculation different ways of threshold function of deciding rule in the case of presence and absence of teaching selection are examined in the article.

Постановка проблемы. Проектирование диагностических компьютерных систем, предназначенных для автоматической диагностики заболеваний сердца и сердечно-сосудистой системы, является актуальной задачей медицинской кибернетики. Как правило, такие кардиологические системы состоят из следующих подсистем и соответствующих им этапов обработки биомедицинских сигналов [1 – 4]: подсистема регистрации и оцифровки сигнала; подсистема предварительной обработки сигнала; подсистема структурной идентификации сигнала; подсистема уточнения параметров структурных элементов; подсистема расчета диагностических показателей; подсистема постановки диагноза.

Одним из важнейших этапов анализа биомедицинских сигналов, который влияет на конечный результат работы всей кардиологической системы, то есть постановку диагноза, является этап структурной идентификации. Структурная идентификация биомедицинских сигналов – это выделение на фоне помех информационных фрагментов сигнала (например, зубцов электрокардиограммы). Возможные ошибки, допускаемые на этом этапе (пропуск структурного элемента или неправильное определение его типа), могут приводить к значительным искажениям при постановке диагноза.

Таким образом, решение задачи структурной идентификации биомедицинских сигналов является важным этапом создания автоматизированных кардиологических систем.

Анализ литературы. Задача структурной идентификации биомедицинских сигналов различной природы традиционно решается различными эвристическими методами, которые достаточно сложны в реализации из-за большого разнообразия форм структурных элементов, а также в силу наличия помех в рассматриваемых сигналах [5 – 8]. В [1, 2, 9] предложен метод структурной идентификации биомедицинских сигналов, в основу которого положена теория распознавания образов. В рассматриваемом методе исходный квазипериодический сигнал рассматривается с 2-х точек зрения. С одной стороны, биомедицинский сигнал – это решетчатая функция $x[t\times\tau_{\text{кв}}]=x_t$ ($t=\overline{1,w}$), где x_t – амплитуды сигнала в точках дискретизации; w – длина исходного сигнала; $\tau_{\text{кв}}$ – частота квантования сигнала. С другой стороны, биомедицинский сигнал – это множество структурных элементов $\Omega=\{\omega_1,\omega_2,\ldots,\omega_P\}$ (P – количество структурных элементов), причем $\Omega=\Omega_1\bigcup\Omega_2$, где Ω_1, Ω_2 – подмножества (классы), содержащие структурные элементы заданного типа и все остальные объекты, соответственно. Такое представление позволило перейти от описания объектов в исходном пространстве признаков *X*, где признаками являются значения x_t, в пространство *Y* меньшей размерности, где признаками являются значения опорных функций [1]. В новом пространстве признаков *Y* для построения решающего правила предложено рассчитывать функцию дифференциации расстояний $f_r[t]$, характеризующую расстояние от эталонного объект до всех остальных объектов исходного сигнала. Решающее правило имеет следующий вид [1]:

$$\omega_t\in\begin{cases}\Omega_1,\text{ если }\theta(\omega_t,P_d[t])=P_d[t]-\text{M}_\xi>0;\\ \Omega_2,\text{ если }\theta(\omega_t,P_d[t])=P_d[t]-\text{M}_\xi\le 0;\end{cases}\quad t\in\overline{1,w-N_x+1},$$

где ω_t – классифицируемый объект; $P_d[t]$ – пороговая функция; M_ξ – значение локального минимума функции $f_r[t]$ для объекта ω_t; N_x – количество признаков, задающих объект в пространстве *X*.

Цель статьи – обобщение метода структурной идентификации биомедицинских сигналов при синтезе решающих правил с различными пороговыми функциями.

Синтез решающего правила. Рассмотрим способы определения пороговой функции в зависимости от наличия или отсутствия обучающей выборки. Если обучающая выборка задана, то самый простой способ определения пороговой функции – это вычисление постоянного значения по выражению:

$$P_d[t]=P_d^{(\omega_l,\Omega_m)}=\frac{\max\limits_{\omega_t=\omega_l^{\Omega_1}}\text{M}_\xi+\min\limits_{\omega_t=\omega_l^{\Omega_2}}\text{M}_\xi}{2}=const,\qquad(1)$$

где $\max\limits_{\omega_t=\omega_l^{\Omega_1}}\text{M}_\xi$, $\min\limits_{\omega_t=\omega_l^{\Omega_2}}\text{M}_\xi$ – наибольшее и наименьшее значения локальных минимумов функции $f_r[t]$ для объектов $\omega_l^{\Omega_1} \in \Omega_1$ и $\omega_l^{\Omega_2} \in \Omega_2$, соответственно.

Исследования на реальных сигналах (различных отведениях ЭКГ) показали, что значения рассчитанного по (1) порога лежат в пределах $0{,}5 \pm 0{,}15$. Поэтому, даже при отсутствии обучающей выборки, можно вручную задавать значения пороговой функции $P_d[t]$ из интервала $0{,}5 \pm 0{,}15$.

Еще один способ определения пороговой функции $P_d[t]$ в случае отсутствия обучающей выборки основан на использовании идеи кластерного анализа. В этом случае функция $P_d[t]$ вычисляется по выражению:

$$P_d[t] = \frac{\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] + \mathrm{M}^{\Omega_2}[t]}{2};$$

$$\mathrm{M}^{\Omega_1}[t+1] = \begin{cases} \dfrac{N_1[t]\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] + \mathrm{M}_\xi}{N_1[t]+1}, & \text{если } \left|\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] - \mathrm{M}_\xi\right| < \left|\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] - \mathrm{M}_\xi\right|; \\ \mathrm{M}^{\Omega_1}[t], & \text{если } \left|\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] - \mathrm{M}_\xi\right| \ge \left|\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] - \mathrm{M}_\xi\right|; \end{cases}$$

$$\mathrm{M}^{\Omega_2}[t+1] = \begin{cases} \mathrm{M}^{\Omega_2}[t], & \text{если } \left|\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] - \mathrm{M}_\xi\right| < \left|\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] - \mathrm{M}_\xi\right|; \\ \dfrac{N_2[t]\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] + \mathrm{M}_\xi}{N_2[t]+1}, & \text{если } \left|\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] - \mathrm{M}_\xi\right| \ge \left|\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] - \mathrm{M}_\xi\right|; \end{cases}$$

$$N_1[t+1] = \begin{cases} N_1[t]+1, & \text{если } \left|\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] - \mathrm{M}_\xi\right| < \left|\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] - \mathrm{M}_\xi\right|; \\ N_1[t], & \text{если } \left|\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] - \mathrm{M}_\xi\right| \ge \left|\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] - \mathrm{M}_\xi\right|; \end{cases}$$

$$N_2[t+1] = \begin{cases} N_2[t], & \text{если } \left|\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] - \mathrm{M}_\xi\right| < \left|\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] - \mathrm{M}_\xi\right|; \\ N_2[t]+1, & \text{если } \left|\mathrm{M}^{\Omega_1}[t] - \mathrm{M}_\xi\right| \ge \left|\mathrm{M}^{\Omega_2}[t] - \mathrm{M}_\xi\right|; \end{cases}$$

$$\mathrm{M}^{\Omega_1}[1] = 0;\ \mathrm{M}^{\Omega_2}[1] = 1;\ N_1[1] = 1;\ N_2[1] = 1,$$

где $\mathrm{M}^{\Omega_1}[t]$, $\mathrm{M}^{\Omega_2}[t]$ – усредненные значения локальных минимумов функции дифференциации расстояний $f_r[t]$ для объектов классов Ω_1 и Ω_2, соответственно; M_ξ – значение локального минимума функции $f_r[t]$ для классифицируемого объекта; $N_1[t]$, $N_2[t]$ – количество найденных объектов классов Ω_1 и Ω_2, соответственно.

В [9] было предложено для расчета поровой функции использовать метод расчета адаптивного порога. В этом случае также не требуется наличия обучающей выборки. Идея расчета адаптивного порога лежит в следующем.

Рассмотрим функцию дифференциации расстояний $f_r[t]$ как сумму полезного сигнала $S[t]$ и шумовой составляющей $N[t]$. Так как полезным сигналом функции $f_r[t]$ являются локальные минимумы, значения которых для объектов искомого класса должны стремиться к 0, а сама функция может принимать значения из интервала $[0,1]$, то в начальный момент времени можно принять $S[1]=0$ и $N[1]=1$. При этом, если $f_r[t] > P_d[t]$, то необходимо выполнить коррекцию уровня шума, в противном случае – уровня сигнала. Тогда функция адаптивного порога определяется по выражению:

$$P_d[t] = N[t] + k_1(S[t] - N[t]);$$

$$N[t+1] = \begin{cases} k_2 f_r[t] + (1-k_2)N[t], & \text{если } f_r[t] > P_d[t]; \\ N[t], & \text{если } f_r[t] \le P_d[t]; \end{cases}$$

$$S[t+1] = \begin{cases} S[t], & \text{если } f_r[t] > P_d[t]; \\ k_2 f_r[t] + (1-k_2)S[t], & \text{если } f_r[t] \le P_d[t], \end{cases}$$

где $S[t]$, $N[t]$– скользящие оценки функции дифференциации расстояний и уровня шума, соответственно; k_1, k_2 – весовые коэффициенты, принимающие значения из интервала $(0,1)$. Так как весовой коэффициент k_1 определяет среднее значение пороговой функции $P_d[t]$, то предлагается выбирать значение $k_1 = 0{,}6 \div 07$. В свою очередь весовой коэффициент k_2 определяет интервал усреднения и зависит от частоты квантования исходного сигнала. Например, при частоте квантования 100 Гц можно выбирать значение $k_2 = 0{,}2 \div 0{,}3$.

Выводы. В данной работе выполнен синтез решающих правил с использованием различных пороговых функций в задаче структурной идентификации биомедицинских сигналов. Также даны некоторые рекомендации по определению соответствующих параметров решающего правила. В дальнейшем планируется выполнить сравнительный анализ качества структурной идентификации биомедицинских сигналов при использовании решающих правил с различными пороговыми функциями.

Список литературы: **1.** *Філатова Г.Є.* Структурна ідентифікація сигналів у кардіологічних системах: Автореф. дис. канд. техн. наук: 05.11.17 / Харківський національний університет радіоелектроніки. – Харків, 2002. – 20 с. **2.** *Филатова А.Е.* Разработка подсистемы структурной идентификации сигналов в кардиологических системах // Системи обробки інформації: Зб. наук. пр. – Харків: НАНУ, ПАНИ, ХВУ, 2002. – Вип. 3(19). – С. 203 – 206. **3.** *Абакумов В.Г., Геранін В.О., Рибін О.І.* Біомедичні сигнали та їх обробка. – К.: Век+, 1997. – 352 с. **4.** *Сватош Й.* Биосигналы с инженерной точки зрения // Укр. журнал медичної техніки і технології. – 1998. – № 1–2. – С. 93–97. **5.** *Мурашко В.В., Струтынский А.В.* Электрокардиография: Учебное пособие. – М.: МЕДпресс; Элиста: Джангар, 1998. – 313 с. **6.** *Матвейков Г.П., Пшонок С.С.* Клиническая реография. – Минск: Беларусь, 1976. – 176 с. **7.** *Чирейкин Л.В., Шурыгин Д.Я., Лабутин В.К.* Автоматический анализ электрокардиограмм. – Л.: Медицина, 1977. – 248 с. **8.** Вычислительные системы и автоматическая диагностика заболеваний сердца / Под ред. Ц. Касереса, Л. Дрейфуса. – М.: Мир, 1974. – 504 с. **9.** *Поворознюк А.И., Филатова А.Е.* Определение адаптивного порога при структурной идентификации биомедицинских сигналов // Інформатика і моделювання: Вісник Національного технічного університета «ХПІ»: Зб. наук. пр. – Вип. 19. – Харків: НТУ «ХПІ», 2003. – С. 125 – 128.

Поступила в редакцию 3.04.2006