

ПРОЕКТИРОВАНИЕ НЕЛИНЕЙНОГО ФИЛЬТРА В ЗАДАЧЕ СТРУКТУРНОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ С ЛОКАЛЬНО СОСРЕДОТОЧЕННЫМИ ПРИЗНАКАМИ

А.И. ПОВОРОЗНЮК, А.Е. ФИЛАТОВА

Работа направлена на повышение качества структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками за счет разработки новых методов решения поставленной задачи. Рассмотрена проблема проектирования интеллектуальных компьютерных кардиологических систем поддержки принятия решений и сформулированы основные этапы обработки биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками. Предложен обобщенный метод структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками с помощью цифрового нелинейного фильтра. Проведено исследование параметров нелинейного фильтра в задаче структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками, выполнен синтез критерия качества структурной идентификации на основе спроектированного нелинейного фильтра, а также выполнена экспериментальная проверка качества структурной идентификации при задании различных параметров нелинейного фильтра. Сделаны выводы об эффективности применения различных моделей полезного сигнала для структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками.

ВВЕДЕНИЕ

С появлением новых методов функциональной диагностики в кардиологии, например, таких, как холтер-мониторинг электрокардиограммы (ЭКГ) сердца, появилась необходимость в автоматическом анализе больших объемов информации. Поэтому проектирование интеллектуальных компьютерных кардиологических систем поддержки принятия решений (ИККСППР) является актуальной научно-технической проблемой. Большинство сигналов, полученных в результате функциональной диагностики состояния сердца и сердечно-сосудистой системы, относится к биомедицинским сигналам (БМС) с локально сосредоточенными признаками (ЛСП). Рассматриваемые БМС с ЛСП — это квазипериодические сигналы, имеющие сложную форму и несущие информацию о состоянии объекта на небольших фрагментах интервала наблюдения сигнала.

При проектировании ИККСППР можно выделить следующие основные этапы обработки БМС с ЛСП [1]:

- регистрация и оцифровка сигнала — прием аналогового сигнала и получение цифрового сигнала;
- предварительная обработка сигнала — цифровая фильтрация, разделение сигналов на отдельные файлы в случае синхронного приема нескольких сигналов по одному каналу;
- структурная идентификация (СИ) сигнала — выделение (расстановка меток) на фоне помех информативных фрагментов сигнала, называемых

структурными элементами (СЭ), в качестве которых могут выступать зубцы, впадины и другие характерные участки БМС с ЛСП;

- определение амплитудно-временных характеристик структурных элементов — на основании полученных после структурной идентификации меток определение амплитудно-временных показателей и пересчет их в физические единицы;

- расчет диагностических показателей — в зависимости от типа исследований вычисление соответствующих медицинских диагностических показателей с учетом полученных амплитудно-временных характеристик структурных элементов одного или нескольких синхронно снимаемых БМС с ЛСП;

- синтез решающих правил — реализация диагностических правил, принятых в медицинской практике, с учетом полученных диагностических показателей;

- постановка диагноза — автоматическая диагностика заболеваний сердца и сердечно-сосудистой системы.

Задача повышения качества автоматизированной обработки БМС с ЛСП является актуальной и напрямую зависит от повышения эффективности этапа СИ.

ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМЫ И АНАЛИЗ ЛИТЕРАТУРЫ

При создании эффективных методов структурной идентификации БМС с ЛСП для ИККСППР необходимо учитывать модель полезного сигнала (МПС), а также основанные на МПС методы преобразования БМС с ЛСП. Анализ различных МПС и соответствующих им методов преобразования БМС с ЛСП приведен в [2–6].

Задачу структурной идентификации БМС с ЛСП можно рассматривать как локальную цифровую обработку сигнала скользящим окном или апертурой, что по определению является цифровой фильтрацией [7–9]. При этом размер окна выбирается намного меньше длины обрабатываемого сигнала, и для каждого положения окна выполняются однотипные действия, которые определяют так называемый отклик или выход фильтра. Поскольку обычно действия, определяющие отклик фильтра, не изменяются в процессе перемещения по сигналу и описываются нелинейными функциями, структурная идентификация выполняется с помощью стационарного нелинейного фильтра (НФ).

Целью цифровой фильтрации БМС с ЛСП является обнаружение СЭ заданного вида, а также их локализация на рассматриваемом сигнале. Задача обнаружения сигнала широко рассмотрена в радиолокации [10]. При этом учитывая параметры сигнала для задачи обнаружения проектируются соответствующие фильтры, например, согласованные фильтры, целью применения которых является вычисление некоторого показателя. Анализ показателя с помощью порогового правила дает возможность решить, действительно ли присутствует нужный сигнал во входной смеси сигнала с шумом. Эти идеи были положены в основу синтеза НФ для решения задачи структурной идентификации БМС с ЛСП. В результате в [11] сделана общая постановка проблемы и предложена обобщенная схема структурной идентификации БМС с ЛСП на базе НФ (рис. 1).

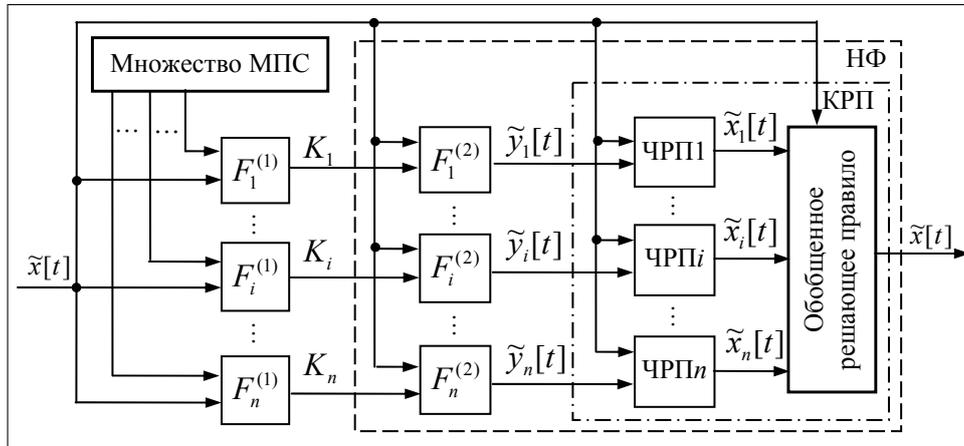


Рис. 1. Обобщенная схема структурной идентификации БС с ЛСП на основе НФ

Из схемы видно, что входной дискретный сигнал $x[t]$ ($t = \overline{0; T_s - 1}$), где T_s — длина входного сигнала, параллельно подается на вход блоков преобразований 1-го уровня $F_i^{(1)}$ ($i = \overline{1; n}$), которые реализуют методы преобразования сигнала $x[t]$ на основе МПС. На выходе каждого блока $F_i^{(1)}$ формируются кортежи $K_i = \langle x_0[t], \bar{p}_i, f_i(x[t], \bar{p}_i) \rangle$, где $x_0[t]$ ($t = \overline{0; T_0 - 1}$) — эталонный сигнал (эталон СЭ заданного класса); $T_0 \ll T_s$ — длина эталона; \bar{p}_i — вектор параметров i -го преобразования; $f_i(x[t], \bar{p}_i)$ — функция i -го преобразования сигнала $x[t]$ в пределах апертуры. При этом эталонный сигнал заданного класса СЭ $x_0[t]$ должен быть одинаковым для всех видов преобразований 2-го уровня $F_i^{(2)}$ ($i = \overline{1; n}$). В результате каждого i -го преобразований 2-го уровня $F_i^{(2)}$ вычисляются функции $\tilde{y}_i[t]$, названные в [1] функциями дифференциации расстояний (ФДР). На основании функций $\tilde{y}_i[t]$ с помощью частных решающих правил (ЧРП) определяются частные отклики фильтра $\tilde{x}_i[t]$, т.е. выполняется СИ. Так как адекватность определенной МПС для каждого СЭ различна, то при проектировании НФ предлагается объединять ЧРП в коллектив решающих правил (КРП).

Данная работа посвящена детальному рассмотрению работы НФ с целью создания обобщенного метода структурной идентификации БМС с ЛСП.

Цель работы — исследование параметров НФ в задаче структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками.

СИНТЕЗ НЕЛИНЕЙНОГО ФИЛЬТРА ДЛЯ СТРУКТУРНОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ БМС С ЛСП

Рассмотрим простейший случай обобщенной схемы, представленной на рис. 1, когда для выполнения структурной идентификации используется одна модель полезного сигнала, то есть реализуется один канал обобщенной схемы (рис. 2).

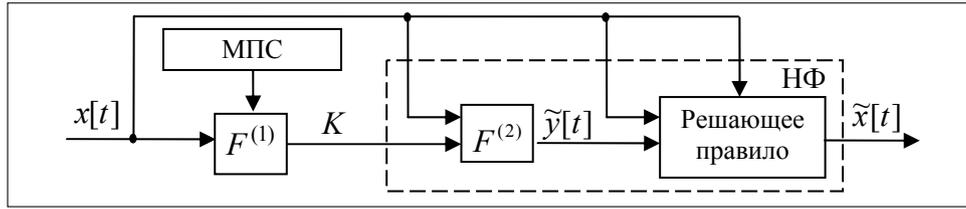


Рис. 2. Схема структурной идентификации БМС с ЛСП по одному каналу

Как было описано выше, на вход схемы подается дискретный сигнал $x[t]$. В результате преобразования 1-го уровня $F^{(1)}$ получаем кортеж $K = \langle x_0[t], \bar{p}, f(x[t], \bar{p}) \rangle$, где \bar{p} — вектор параметров преобразования; $f(x[t], \bar{p})$ — функция преобразования сигнала $x[t]$ ($t = 0; T_s - 1$) в пределах апертуры для синтеза отклика НФ. При этом линейный размер апертуры N_a НФ определяются линейным размером эталона $x_0[t]$ искомого класса СЭ на временной оси, т.е. $N_a = T_0$. Полученная функция преобразования $f(x[t], \bar{p})$ используется не только для описания сигнала ω^t в пределах апертуры фильтра, но и для описания эталона ω^3 искомого класса СЭ, т.е. $y_j^3 = f_j(x_0[t], \bar{p})$, $y_j^t = f_j(x[t], \bar{p})$, где y_j^3 , y_j^t — координаты ω^3 и соответственно; j — индекс координаты. Таким образом, целью преобразования 1-го уровня $F^{(1)}$ является определение параметров нелинейного фильтра, таких как линейный размер апертуры и весовая функция фильтра, а так же сигнала для обнаружения $x_0[t]$.

Преобразование 2-го уровня $F^{(2)}$ (рис. 2) — это получение новой функции во временной области $\tilde{y}[t] \in [0; 1]$, которая показывает степень схожести ω^3 с ω^t . Назовем функцию $\tilde{y}[t]$ функцией обнаружения, в качестве которой в [1, 11] было предложено использовать ФДР, рассчитанную на основе потенциальной функции. При этом, чем больше анализируемый объект похож на искомый СЭ, тем меньше значение ФДР. Для того, чтобы по аналогии с согласованной фильтрацией функция обнаружения на искомым СЭ принимала свои наибольшие значения, в данной работе предлагается расчет функции обнаружения $\tilde{y}[t]$ выполнять непосредственно по потенциальной функции:

$$\tilde{y}[t] = \frac{1}{1 + \alpha \sum_{j=1}^{N_a} (y_j^3 - y_j^t)^2}, \quad (1)$$

где $\alpha > 0$ — коэффициент, отражающий чувствительность к изменениям структурных элементов одного класса за счет наложения помех и вариации параметров.

На основании анализа функции обнаружения $\tilde{y}[t]$ выполняется структурная идентификация с помощью порогового решающего правила:

$$\tilde{x}[t] = \begin{cases} x[t] \quad \forall t \in [t_{0j}; t_{0j} + T_0], & \text{если } \tilde{y}[t_{0j}] > Pd; \\ x^0 & \text{в остальных случаях,} \end{cases} \quad (2)$$

где Pd — пороговое значение; t_{0j} — точка локального максимума (ЛМ) функции $\tilde{y}[t]$ такая, что $y[t_{0j}] \geq \tilde{y}[t] \quad \forall t \in \dot{\mathbf{M}}(t_{0j})$; $\dot{\mathbf{M}}(t_{0j}) = \mathbf{M}(t_{0j}) \setminus \{t_{0j}\}$ — проколота окрестность точки t_{0j} ; $\mathbf{M}(t_{0j})$ — окрестность точки t_{0j} ; j — индекс ЛМ; $x^0 = \text{const}$ — константа, определяющая уровень сигнала, соответствующий отсутствию СЭ заданного типа на текущем фрагменте сигнала (например, уровень изолинии ЭКГ).

С учетом введенной функции обнаружения (1) и порогового решающего правила (2) в обобщенной схеме структурной идентификации БМС с ЛСП (рис. 1) i -е частное решающее правило (ЧРПи) имеет следующий вид:

$$\tilde{x}_i[t] = \begin{cases} x[t] \quad \forall t \in [t_{0ij}; t_{0ij} + T_0], & \text{если } \tilde{y}_i[t_{0ij}] > Pd_i; \\ x^0 & \text{в остальных случаях,} \end{cases} \quad (3)$$

где Pd_i — пороговое значение ЧРПи; $\tilde{y}_i[t_{0ij}]$ — функция обнаружения вида (1) i -го канала; t_{0ij} — точка ЛМ функции $\tilde{y}_i[t]$ такая, что $\tilde{y}_i[t_{0ij}] \geq \tilde{y}_i[t] \quad \forall t \in \dot{\mathbf{M}}(t_{0ij})$; $\dot{\mathbf{M}}(t_{0ij}) = \mathbf{M}(t_{0ij}) \setminus \{t_{0ij}\}$ — проколота окрестность точки t_{0ij} ; $\mathbf{M}(t_{0ij})$ — окрестность точки t_{0ij} ; j — индекс ЛМ.

Исследования функций обнаружения $\tilde{y}_i[t]$ показали, что при использовании различных МПС и методов преобразования БМС с ЛСП в общем случае для j -го СЭ искомого вида $t_{0ij} \neq t_{0kj}$ при $j \neq k$. Введем для каждого канала вспомогательную функцию, которая принимает значение 1 на участках, соответствующих найденным структурным элементам, и 0 во всех остальных случаях:

$$z_i[t] = \begin{cases} 1, & \text{если } \tilde{x}_i[t] > x^0; \\ 0, & \text{в противном случае.} \end{cases}$$

В случае присутствия структурного элемента заданного класса на анализируемом отрезке сигнала большинство функций $z_i[t]$ будет принимать значения 1 для данного структурного элемента. Тогда для данного СЭ формируется множество начальных точек \mathbf{L}_j по следующему мажоритарному

правилу: $t_{0ij} \in \mathbf{L}_j$ если $\exists t \in [t_{0ij}; t_{0ij} + T_0]$ такое, что $\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n z_i[t] \geq \frac{n+1}{2n}$, где

n — число ЧРП.

Применение обобщенного решающего правила выполняется в два этапа. На первом этапе вычисляется вспомогательная функция $z[t]$:

$$z[t] = \begin{cases} 1, & \forall t \in [t'_{0j}; t''_{0j} + T_0]; \\ 0 & \text{в противном случае,} \end{cases} \quad (4)$$

где $t'_{0j} = \min(t_{0ij} \in \mathbf{L}_j)$, $t''_{0j} = \max(t_{0ij} \in \mathbf{L}_j)$ — минимальное и максимальное значения множества индексов найденных СЭ \mathbf{L}_j на j -м фрагменте сигнала.

Построение функции $z[t]$ по (4) можно проиллюстрировать следующим образом. Пусть в КРП включены 3 ЧРП, то есть $n = 3$. В случае обна-

ружения j -го структурного элемента суперпозиция функций $z_i[t]$ представлена на рис. 3. При этом $\mathbf{L}_j = \{t_{01j}, t_{02j}, t_{03j}\}$, $t'_{0j} = t_{02j}$ и $t''_{0j} = t_{03j}$.

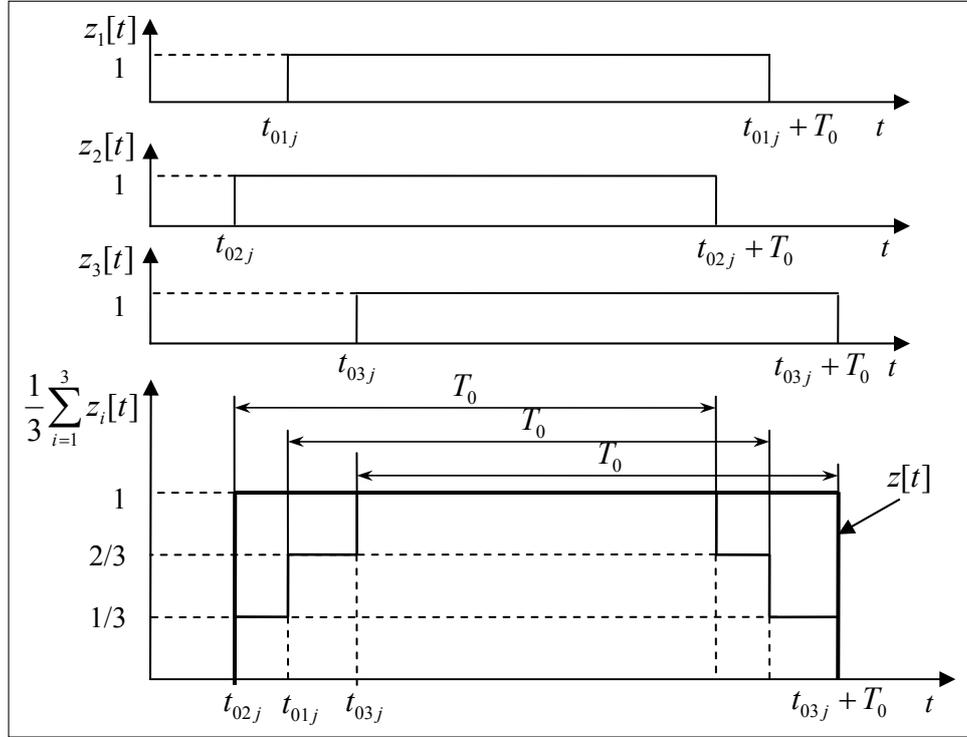


Рис. 3. Фрагменты функций $z_i[t]$ для j -го структурного элемента, суперпозиция функций $z_i[t]$ и получение функции $z[t]$

На втором этапе по $z[t]$ вычисляется отклик НФ по следующему правилу:

$$\tilde{x}[t] = \begin{cases} x[t] \quad \forall t \in [\bar{t}_{0j}; \bar{t}_{0j} + T_0], & \text{если } z[\bar{t}_{0j}] = 1; \\ x^0, & \text{если } z[\bar{t}_{0j}] = 0, \end{cases}$$

где $\bar{t}_{0j} = \sum_{i \in \mathbf{L}_j} w_i t_{0ij}$ — усредненное положение j -го структурного элемента

заданного типа; \mathbf{L}_j — множество индексов ЧРП для j -го структурного элемента; w_i — весовые коэффициенты, учитывающие вклад каждого ЧРП в КРП ($\sum_{i \in \mathbf{L}_j} w_i = 1$). В самом простом случае $w_i = 1/|\mathbf{L}_j|$, где $|\mathbf{L}_j|$ — мощность множества \mathbf{L}_j .

Таким образом, отклик фильтра определяется видом преобразования $F_i^{(2)}$ и видом КРП. В свою очередь вид функций $\tilde{y}_i[t]$ в результате преобразований $F_i^{(2)}$ напрямую зависит от описания эталона $x_0[t]$ искомого класса структурных элементов.

КРИТЕРИЙ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА СТРУКТУРНОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ НА ОСНОВЕ НЕЛИНЕЙНОГО ФИЛЬТРА

Для оценки качества структурной идентификации на основе спроектированного НФ необходим критерий, который учитывал бы два обстоятельства:

- НФ должен обеспечивать минимум ошибок 1-го и 2-го рода;
- ЛМ функции обнаружения $\tilde{y}[t]$ (1), соответствующие искомым СЭ, должны стремиться к единице, когда как все остальные ЛМ должны стремиться к нулю.

Первое обстоятельство можно учесть, используя следующий критерий:

$$K = \frac{N_0 - C_\alpha N_\alpha - C_\beta N_\beta}{N} \rightarrow \max, \quad (5)$$

где N — истинное количество искомым СЭ; N_0 — количество правильно обнаруженных СЭ заданного типа; N_α — количество СЭ заданного типа, которые не были обнаружены (ошибка 1-го рода); N_β — количество ложных обнаружений СЭ заданного типа (ошибка 2-го рода); C_α , C_β — весовые коэффициенты, учитывающие ошибки 1-го и 2-го рода соответственно.

Из выражения (5) видно, что при $C_\alpha = C_\beta = 1$ возможные значения критерия $K \in [-(N_\alpha + N_\beta)/N; 1]$. Причем если обнаружение СЭ заданного типа выполнено без ошибок, то $K = 1$, а если ни один СЭ заданного типа не был обнаружен (при $N_\beta = 0$), то $K = -1$. Очевидно, что критерий (5) не учитывает второе обстоятельство. Поэтому предлагается модернизировать критерий (5), определив соответствующим образом коэффициенты C_α , C_β и введя дополнительный весовой коэффициент C_0 :

$$K_{СИ} = \frac{C_0 N_0 - C_\alpha N_\alpha - C_\beta N_\beta}{N} \rightarrow \max. \quad (6)$$

Из анализа свойств функции обнаружения и решающего правила (2) видно, что чем дальше значения ЛМ функции обнаружения от порогового значения и чем меньше разброс ЛМ функции обнаружения для искомым СЭ и всех остальных объектов, тем устойчивее будет выполняться структурная идентификация сигнала. Обозначим локальные максимумы функции обнаружения:

$$\tilde{y}[t_{oj}] = \begin{cases} y_0^{\max}[n], & \text{если } \tilde{y}[t_{oj}] > Pd; \\ y_1^{\max}[l] & \text{в противном случае,} \end{cases}$$

где $y_0^{\max}[n]$ — ЛМ функции $\tilde{y}[t]$, соответствующий найденному СЭ; $y_1^{\max}[l]$ — ЛМ функции $\tilde{y}[t]$, соответствующий другому найденному объекту; n, l — индексы ЛМ функции $\tilde{y}[t]$ для СЭ и всех остальных объектов соответственно.

Определим

$$C_0 = m^0 - m^1; C_\alpha = \frac{m^0 + \sigma^0}{m^0 - \sigma^0}; C_\beta = \frac{1 - m^1 + \sigma^1}{1 - m^1 - \sigma^1}; \quad (7)$$

$$m^0 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N y_0^{\max}[n]; m^1 = \frac{1}{N_1} \sum_{l=1}^{N_1} y_1^{\max}[l];$$

$$\sigma^0 = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N (y_0^{\max}[n] - m^0)^2}; \sigma^1 = \sqrt{\frac{1}{N_1-1} \sum_{l=1}^{N_1} (y_1^{\max}[l] - m^1)^2},$$

где $m^0, m^1, \sigma^0, \sigma^1$ — математические ожидания и стандартные отклонения ЛМ функции $\tilde{y}[t]$ для СЭ и всех остальных объектов соответственно; N, N_1 — количество ЛМ функции $\tilde{y}[t]$ для СЭ и всех остальных объектов соответственно.

Тогда подставив (7) в (6), получим

$$K_{СИ} = \frac{(m^0 - m^1)N_0 - \frac{m^0 + \sigma^0}{m^0 - \sigma^0} N_\alpha - \frac{1 - m^1 + \sigma^1}{1 - m^1 - \sigma^1} N_\beta}{N} \rightarrow \max. \quad (8)$$

Поскольку функция $\tilde{y}[t]$ нормирована (принимает значения из интервала $[0;1]$), то $m^0, m^1, \sigma^0, \sigma^1 \in [0;1]$. Чем больше похожи найденные СЭ на эталон объект, тем ближе значение m^0 к единице. Аналогично, чем больше все остальные объекты не похожи на эталонный СЭ, тем ближе значение m^1 к нулю. В предельном случае $m^0 = 1, m^1 = 0$, т.е. максимально возможное значение коэффициента $C_0 = 1$. Тогда в случае безошибочной СИ, когда $N_\alpha = N_\beta = 0$, при $C_0 \rightarrow 1$ значение $K_{СИ} \rightarrow 1$.

В случаях безошибочного обнаружения СЭ заданного типа, а так же в случаях одинакового числа ошибок 1-го и 2-го рода критерий (8) дает разные результаты в зависимости от распределения значений ЛМ функции обнаружения. Рассмотрим несколько случаев, представленных на рис. 4.

Из случаев а) и б) рис. 4 видно, что при таком распределении локальных ЛМ функции обнаружения выполняется безошибочная СИ сигнала, т.е.

$$N_\alpha = N_\beta = 0. \text{ Тогда имеем } K_{СИ}^a = \frac{(m_a^0 - m_a^1)N_0}{N}, K_{СИ}^b = \frac{(m_b^0 - m_b^1)N_0}{N} \text{ (здесь}$$

и далее дополнительные индексы обозначают случаи на рис. 4). Однако $m_a^0 > m_b^0$, а $m_a^1 < m_b^1$, следовательно, $m_a^0 - m_a^1 > m_b^0 - m_b^1$ и $K_{СИ}^a > K_{СИ}^b$. Теперь рассмотрим случаи в) и г) на рис. 4. Отсюда видно, что ошибок 1-го рода в обоих случаях нет, но есть ошибки 2-го рода. Пусть число ошибок 2-го рода в обоих случаях одинаково, при этом $m_e^0 = m_z^0 = m^0, m_e^1 = m_z^1 =$

$$= m^1, \sigma_e^0 = \sigma_z^0, \text{ а } \sigma_e^1 > \sigma_z^1. \text{ Тогда } K_{СИ}^e = \frac{(m^0 - m^1)N_0 - \frac{1 - m^1 + \sigma_e^1}{1 - m^1 - \sigma_e^1} N_\beta}{N},$$

$$K_{СИ}^2 = \frac{(m^0 - m^1)N_0 - \frac{1 - m^1 + \sigma_2^1}{1 - m^1 - \sigma_2^1} N_\beta}{N}, \text{ следовательно, так как } \frac{1 - m^1 + \sigma_2^1}{1 - m^1 - \sigma_2^1} > \frac{1 - m^1 + \sigma_2^1}{1 - m^1 - \sigma_2^1}, \text{ то } K_{СИ}^a < K_{СИ}^2.$$

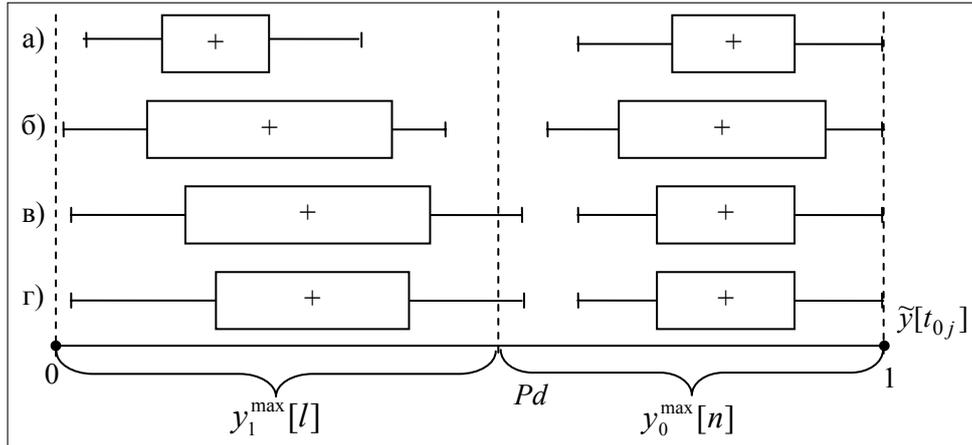


Рис. 4. Диаграммы распределения ЛМ функции обнаружения $\tilde{y}[t_{0j}]$: а), б) — безошибочное обнаружение; в), г) — обнаружение с ошибками; + — математическое ожидание; \square — $m \pm \sigma$; \dashv — разброс

Таким образом, при одинаковом уровне ошибок 1-го и 2-го рода качество структурной идентификации БМС с ЛСП на основе НФ будет тем выше, чем дальше математические ожидания и чем меньше стандартные отклонения ЛМ обнаружения $\tilde{y}[t]$ для СЭ заданного класса и для всех остальных объектов соответственно.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА КАЧЕСТВА СТРУКТУРНОЙ ИДЕНТИФИКАЦИИ ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ПАРАМЕТРАХ НФ

Для сравнительного анализа качества структурной идентификации БМС с ЛСП по каждому из каналов обобщенной схемы (рис. 1, 2) при различных параметрах НФ был выполнен ряд опытов для поиска зубцов P и T грудного отведения V4 ЭКГ. Во всех экспериментах использовались одни и те же эталоны заданных классов СЭ, которые были выделены на сигнале опорными точками. Пример задания эталона зубца P приведен на рис. 5. Обозначим опорные точки t_k . Параметры НФ приведены в табл. 1.

В опытах № 1–4 (табл. 1) эталонный сигнал $x_0[t]$ задан с помощью базисных функций Хаара. Тогда описание эталона имеет следующий вид: $y_{ij}^3 = a_k \quad \forall j = \overline{1, N_i}$ и $k \in \mathbf{S}$, где a_k — координаты базиса; $N_i = |\mathbf{S}|$ — количество координат, используемых для описания эталона; $\mathbf{S} \subseteq \{0, 1, \dots, T_0 - 1\}$ — множество индексов коэффициентов a_k . Если все a_k

($k = \overline{0; T_0 - 1}$) используются для описания эталона, то $\mathbf{S} = \{0, 1, \dots, T_0 - 1\}$ и $N_i = T_0$. В данных опытах $k = 0 \notin \mathbf{S}$.

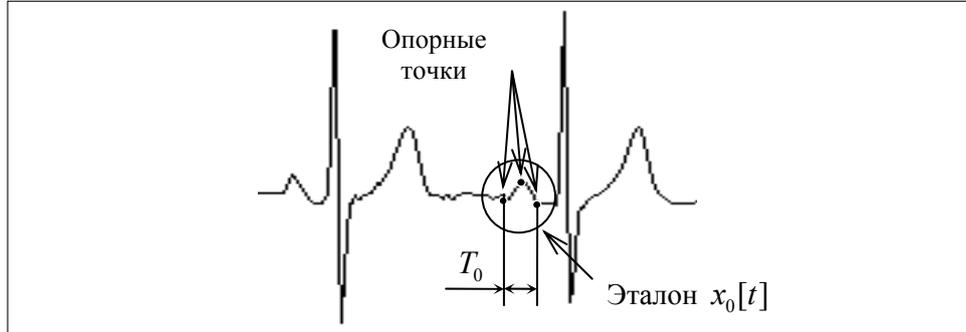


Рис. 5. Фрагмент грудного отведения V4 ЭКГ с отмеченным эталоном зубца P

В опытах № 5–16 (табл. 1) эталон $x_0[t]$ задан с помощью различных аппроксимирующих функций. Так в опытах № 5–12 в качестве аппроксимирующих функций были использованы прямые, проходящие строго через последовательные пары опорных точек. При этом описание эталона в опытах № 5–8 выполняется с помощью разделенных разностей 1-го порядка. Основным достоинством использования разделенных разностей 1-го порядка является небольшая вычислительная сложность при хорошем качестве СИ.

Таблица 1. Параметры НФ (содержимое кортежа K_i) в различных опытах

№ опыта i	МПС для эталона $x_0[t]$	Компоненты \vec{p}_i	Функция преобразования $y_{ij} = f_{ij}(x_0[t], \vec{p}_i)$
1–4	$x_0[t] = \sum_{k=0}^{T_0-1} a_k \varphi_k[t]$	T_0, \mathbf{S}	$y_{ij}^3 = a_k \quad \forall j = \overline{1, N_i},$ $k \in \mathbf{S}$
5–8	$x_0[t] = \sum_j x_j[t] + \varepsilon[t],$ $x_j[t] = \begin{cases} a_{0j} + a_{1j}t, & t \in [t_k; t_{k+1}] \\ 0, & t \notin [t_k; t_{k+1}] \end{cases}$	T_0, t_k	$y_{ij}^3 = \frac{x_0[t_{k+1}] - x_0[t_k]}{t_{k+1} - t_k},$ $j, k = 1, 2$
9–12	$x_0[t] = \sum_j x_j[t],$ $x_j[t] = \begin{cases} a_{0j} + a_{1j}t + \varepsilon_j[t], & t \in [t_k; t_{k+1}] \\ 0, & t \notin [t_k; t_{k+1}] \end{cases}$		$y_{ij}^3 = a_{1j}, \quad j = 1, 2$
13–16	$x_0[t] = \sum_j x_j[t],$ $x_j[t] = \begin{cases} a_{0j} + a_{1j}t + a_{2j}t^2 + \varepsilon_j[t], & t \in [t_k; t_{k+1}] \\ 0, & t \notin [t_k; t_{k+1}] \end{cases}$		где $t_j = (t_k + t_{k+1}) / 2$

В опытах № 9–12 в качестве аппроксимирующих функций были использованы линейные функции, наилучшим образом аппроксимирующие участ-

ки сигнала между парами опорных точек. В этом случае для описания эталона используются угловые коэффициенты аппроксимирующих функций.

И, наконец, в опытах №13–16 в качестве аппроксимирующих функций были использованы функции 2-го порядка, наилучшим образом аппроксимирующие участки сигнала между парами опорных точек. При этом описание эталона осуществляется с помощью первых производных аппроксимирующей функции 2-го порядка, вычисленных в середине интервалов между соответствующими парами опорных точек.

В табл. 2 приведены результаты проверки качества структурной идентификации в 16 опытах при использовании различных МПС для описания эталонов зубцов P и T (табл. 1) и различных параметрах α функции обнаружения (1). Объем обучающей выборки 553 периода ЭКГ (анализируемый сигнал содержит 553 зубца P и 552 зубца T). Из результатов, представленных в табл. 2, видно, что наибольшие значения критерия $K_{СИ}$ (выделены жирным шрифтом) были получены при использовании разных МПС и значений параметра α для структурной идентификации зубцов P и T грудного отведения V4 ЭКГ. Так же легко заметить, что даже при одинаковом уровне ошибок 1-го и 2-го рода были получены различные значения критерия $K_{СИ}$, зависящие от взаимного расположения локальных минимумов функции обнаружения $\tilde{y}[t_{0,j}]$ для структурных элементов заданного класса и всех остальных объектов.

Таким образом, анализ результатов экспериментальной проверки качества структурной идентификации БМС с ЛСП отдельно по каждому каналу обобщенной схемы с использованием различных МПС показал эффективность применения предложенных МПС. Однако даже для одного типа структурных элементов на разных участках сигнала нельзя отдать явное предпочтение одной МПС, что подтверждает необходимость применения коллектива решающих правил в многоканальной схеме, изображенной на рис. 1.

Таблица 2. Расчет критерия качества СИ (8)

i	СЭ	α	N_0	N_α	N_β	m^0	σ^0	m^1	σ^1	$K_{СИ}$
1	P	0,01	548	5	4	0,9165	0,0637	0,3755	0,2197	0,510631
2		0,05	548	5	4	0,6997	0,1056	0,1294	0,0915	0,543955
3	T	0,005	552	0	0	0,8459	0,0685	0,07132	0,0801	0,77458
4		0,01	551	1	0	0,7364	0,08599	0,0388	0,04704	0,694046
5	P	0,7	551	2	0	0,8897	0,1031	0,1081	0,0716	0,774209
6		0,9	552	1	1	0,86497	0,1167	0,08696	0,0593	0,772171
7	T	0,5	549	3	1	0,6438	0,1467	0,0526	0,04333	0,560597
8		0,15	552	0	0	0,8482	0,0921	0,1489	0,0935	0,6993
9	P	0,7	553	0	0	0,868	0,1055	0,0888	0,0618	0,7792
10		0,9	553	0	0	0,8394	0,1193	0,0711	0,0512	0,7683
11	T	0,15	551	1	1	0,8082	0,1016	0,0971	0,0466	0,702324
12		0,5	551	1	1	0,5795	0,1526	0,0317	0,0236	0,531333
13	P	0,5	553	0	0	0,8998	0,0888	0,1182	0,0792	0,77816
14		0,9	553	0	0	0,8394	0,1193	0,0711	0,0512	0,7683
15	T	0,6	552	0	0	0,8524	0,11596	0,0532	0,0399	0,7992
16		0,9	550	2	1	0,7739	0,13597	0,0364	0,3122	0,73195

ВЫВОДЫ

В работе предложен обобщенный метод структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками на базе цифрового нелинейного фильтра, а также рассмотрены способы описания эталона искомого класса структурных элементов на основе различных моделей полезного сигнала. Для проверки качества структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками разработан критерий оценки качества, учитывающий особенности функции обнаружения каждого из каналов спроектированного нелинейного фильтра. На примере структурной идентификации зубцов P и T грудного отведения V_4 электрокардиограммы выполнена экспериментальная проверка качества работы отдельного канала нелинейного фильтра при задании различных параметров для расчета функции обнаружения. Анализ полученных результатов показал, что для повышения качества структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками необходимо использовать несколько каналов нелинейного фильтра, задавая различные модели полезного сигнала для одного и того же класса структурных элементов. Дальнейшие исследования направлены на экспериментальную проверку эффективности коллектива решающих правил на реальных сигналах.

ЛИТЕРАТУРА

1. Филатова Г.Є. Структурна ідентифікація сигналів у кардіологічних системах: дис. канд. техн. наук: 05.11.17. — Харків, 2002. — 177 с.
2. Филатова А.Е. Нелинейная фильтрация биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками в задаче структурной идентификации // Вісник НТУ «ХПІ». Тематичний випуск: Інформатика і моделювання. — Харків: НТУ «ХПІ». — 2011. — № 17. — С. 168–174.
3. Файнзильберг Л.С. Методи та інструментальні засоби оцінювання стану об'єктів за сигналами з локально зосередженими ознаками: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня доктора техн. наук: спец. 05.13.06 «Автоматизовані системи управління та прогресивні інформаційні технології». — К., 2004. — 35 с.
4. Файнзильберг Л.С. ФАЗАГРАФ® — эффективная информационная технология обработки ЭКГ в задаче скрининга ишемической болезни сердца // Клиническая информатика и телемедицина. — 2010. — 6, № 7. — С. 22–30.
5. Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг: Навчальний посібник — К.: Нора-прінт, 2001. — 516 с.
6. Вычислительные системы и автоматическая диагностика заболеваний сердца / Под ред. Ц. Касереса, Л. Дрейфуса. — М.: Мир, 1974. — 504 с.
7. Айфичер Э., Джервис Б. Цифровая обработка сигналов: Практический подход — М.: Издательский дом «Вильямс», 2004. — 992 с.
8. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов: Учебное пособие. Второе издание. — СПб.: Питер, 2006. — 752 с.
9. Опенгейм А., Шафер Р. Цифровая обработка сигналов. — М.: «Техносфера», 2007. — 856 с.
10. Татарский Б.Г., Дудник П.И., Ильчук А.Р. Многофункциональные радиолокационные системы: Учебное пособие для вузов. — М.: Дрофа, 2007. — 283 с.
11. Поворознюк А.И., Филатова А.Е. Описание эталона для синтеза функции отклика нелинейного фильтра в задаче структурной идентификации биомедицинских сигналов с локально сосредоточенными признаками // Вісник НТУ «ХПІ». Тематичний випуск: Інформатика і моделювання. — 2012 — № 38. — С. 136–141.

Надійшла 15.05.2012