

Проведенные нами экспериментальные исследования вейвлет-образов электрокардиосигналов с патологиями сердечно-сосудистой системы показали, что для выявления ИБС по вейвлет-плоскостям электрокардиосигналов целесообразно использовать две апертуры наблюдения. Это связано с тем, что вейвлет-образы, полученные при анализе сегментов кардиоцикла и множества кардиоциклов, качественно отличаются друг от друга и несут некоррелированную информацию. Поэтому целесообразно построить два признаковых пространства, соответствующие этим двум апертурам, а затем два блока решающих правил, которые соответствуют двум признаковым пространствам. После этого необходимо агрегировать решающие правила. Для агрегирования решающих правил целесообразно использовать нейросетевые структуры. Получение двух блоков решающих правил, соответствующих двум кортежам информативных признаков, и агрегирование решающих правил осуществляется в процессе обучения на основании обучающей выборки, полученной для конкретной стадии ИБС.

Таким образом, для анализа электрокардиосигнала при диагностике ИБС на основе частотно-временного анализа и адаптивного квантования мод необходимо выбрать две апертуры, одна из которых лежит в пределах одного-двух кардиоциклов, а другая охватывает множество кардиоциклов, после чего выполнить два вейвлет-преобразования электрокардиосигнала, соответствующие выбранным апертурам, выделить два кортежа информативных признаков, соответствующие двум вейвлет-образам, получить частные решающие правила по двум кортежам информативных признаков, агрегировать решающие правила, соответствующие двум признаковым пространствам, и принять решение на основании решающего правила, полученного в результате агрегирования двух блоков частных решающих правил.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Филист С.А.* Методика вейвлет-диагностики дисфонии по фонеме *И* / С.А. Филист, О.В. Шаталова, Н.В. Краснова // Вестник новых медицинских технологий. – Тула. – 2006. – Т. XIII. – №2. – С. 21–22.
2. *Ярославский Л.П.* Введение в цифровую обработку изображений. – М.: Сов. радио, 1979. – 312 с.

УДК 577.3 : 612.8

А.Ф. Индюхин

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ПОИСКА ЧАСТОТ СИНХРОНИЗАЦИИ ЭЭГ

В настоящее время возрастает интерес к электроэнцефалограмме (ЭЭГ) как эффективному средству исследования функционального состояния головного мозга. Развитие компьютерных диагностических систем (КДС) дает в руки исследователя все более совершенный математический аппарат: спектральные и биспектральные преобразования, функции когерентности и корреляции [1]. Однако фирмы, производящие КДС, ориентированы не только и не столько на исследовательские центры, и всегда будет иметь место опережение запросов относительно предложения разработчиков. Кроме того, «массовому» потребителю необходимо время для освоения уже заложенного в программы математического обеспечения, что также сдерживает разработку нового.

Упомянутые функции когерентности (ФК), показывающие относительную меру син-

хронизации протекающих в коре головного мозга процессов, давно доказали свою диагностическую эффективность и прогностическую ценность в клинике критических состояний – комы, тяжелых черепно-мозговых травм, опухолей мозга, у недоношенных детей. Меньшее распространение получили исследования здоровых детей и детей с минимальной мозговой дисфункцией (ММД).

В наших работах мы неоднократно обращались к проблеме нахождения электрофизиологических маркеров (ЭМ) состояния ММД [2 – 5]. В КДС «Нейрокартограф» (МБН, г. Москва) при расчете ФК исследователю предлагается таблица, содержащая средние уровни когерентности и средневзвешенные частоты в заданных частотных диапазонах (например, дельта, тета, альфа, бета). При всех возможных парах отведений (120 при 16 каналах записи) на каждого пациента получается 960 чисел, проанализировать которые достаточно затруднительно. В рассмотренной нами группе детей (по 14 человек в возрасте от 6 до 9 лет в выборках «Норма» и «ММД») было выявлено 63 ЭМ, из них 20 по среднему уровню когерентности и 43 по средневзвешенной частоте. Средневзвешенная частота ФК в частотном диапазоне, сигнализирующая о тенденции к возрастанию или убыванию функции, показала свою более высокую чувствительность и значимость для анализа и прогноза функционального состояния коры.

Другим аспектом анализа является методика подготовки к расчету ФК, включающая выбор эпох ЭЭГ, число, размер и качество которых существенно влияют на результат. Из нашего опыта можно утверждать, что устойчивость показателей обеспечивается при обработке не менее 4 – 5 безартефактных эпох, длина которых должна соответствовать заданному числу точек быстрого преобразования Фурье (БПФ).

Все вышесказанное подтверждает актуальность разработки программного комплекса, обеспечивающего получение оценки синхронизации процессов ЭЭГ, минуя стадии выбора эпох, БПФ и расчета ФК.

Программа построена на основе математической модели полосового фильтра (ПФ) с передаточной функцией

$$W(p) = \frac{2\Delta\omega_{\Pi}p}{\omega_{\Pi}^2 + 2\Delta\omega_{\Pi}p + p^2},$$

где ω_{Π} – резонансная частота фильтра; $\Delta\omega_{\Pi}$ – половина полосы пропускания.

Резонансная частота фильтра автоматически изменяется со скоростью, пропорциональной промежуткам времени между моментами пересечения нулевых, максимальных и минимальных значений входным и выходным сигналами фильтра, причем при опережении входного сигнала выходным резонансная частота увеличивается, а при отставании – уменьшается. Таким образом, по завершении процесса настройки доминирующий ритм исследуемого процесса проходит на выход фильтра без амплитудных и фазовых искажений (фазовая автоподстройка частоты) и, что важнее в нашем случае, резонансная частота полосового фильтра равна частоте доминирующего ритма. Такая модель позволяет измерять частоту и амплитуду доминирующего сигнала.

В качестве доминирующего ритма выступает сигнал такой частоты, на которой уровень синхронизации двух отведений ЭЭГ максимален. Это достигается тем, что на вход фильтра подается произведение двух разных каналов. При наличии в этих каналах совпадающих частотных составляющих произведение содержит постоянную составляющую, величина которой будет пропорциональна среднему уровню когерентности, и сигнал на удвоенной частоте синхронизации, на которую настроится полосовой фильтр.

Блок-схема работы ячейки программы представлена на рис. 1.

Как видно из рис. 1, схема содержит замкнутый контур автоматического регулирования частоты настройки (резонансной частоты) ПФ. Устойчивость контура обеспечивается

выбором коэффициента усиления интегратора, поскольку структурно такая система неустойчива вследствие наличия запаздывания в процессе установления фазы выходного сигнала ПФ (даже при мгновенном изменении частоты настройки соответствующий разности частот фазовый сдвиг выходного сигнала устанавливается спустя некоторый промежуток времени, зависящий от $\Delta\omega_{ПФ}$). Быстродействие системы настройки обратно пропорционально величине коэффициента усиления интегратора, поэтому его нельзя сделать сколько угодно малым. При моделировании реальных сигналов получено время настройки порядка 0,2 – 0,3 секунды, что обеспечивает решение задачи определения частоты синхронизации для длины анализируемой эпохи ЭЭГ, начиная с 1,0 – 1,5 секунды.

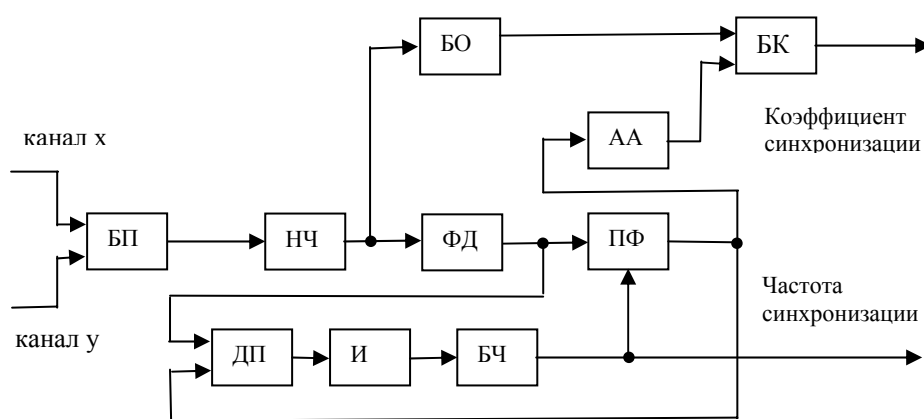


Рис. 1. Блок-схема определения частоты и коэффициента синхронизации между двумя каналами регистрации ЭЭГ: БП – блок произведения; НЧ – фильтр низкой частоты; ФД – фильтр диапазона; ПФ – полосовой фильтр; АА – анализатор амплитуды; БО – блок осреднения; ДП – детектор пересечений; И – интегратор; БЧ – блок частоты настройки

Шаг решения дифференциальных уравнений фильтра, от которого также зависит устойчивость процесса настройки, составляет 0,0005 секунды.

Программа написана на языке VB6. При работе программы в режиме настройки параметров задается полоса пропускания фильтра диапазона ФД, определяющего диапазон поиска частоты синхронизации (например, стандартный альфа либо произвольный – указываются границы). По умолчанию, по верхней границе диапазона настраивается фильтр низкой частоты НЧ.

В диалоговом режиме выбирается файл, содержащий запись ЭЭГ. Запрашивается, по желанию исследователя, ограничение эпохи анализа (например, 5 секунд либо вся запись).

В программе применен блок осреднения БО, определяющий величину постоянной составляющей в произведении, которая тем больше, чем выше коэффициент синхронизации (по сути, средний уровень когерентности). Однако величина эта также зависит от амплитуды сигнала в каналах записи. Для устранения этой зависимости анализатор амплитуды АА определяет уровень сигнала на выходе ПФ, с учетом которого блок коэффициентов БК рассчитывает коэффициент синхронизации.

Результаты обработки записей ЭЭГ представляются в виде текстовых сообщений (количество высокоуровневых связей), выводятся в текстовый файл в табличном виде; отображаются в виде топокарт, на которых линиями, соединяющими отведения, показаны

пары, в которых коэффициент и частота синхронизации соответствуют определенным требованиям по величине.

Проведено сравнение данных по ЭМ, полученным традиционным способом расчета ФК и по результатам поиска частот синхронизации на интервале аналогичной длины (20 – 25 секунд) разработанной программой. При задании стандартных частотных диапазонов совпадение по количеству ЭМ в указанных ранее группах составило от 75 до 85 %, что с учетом отличия параметров (частота максимальной синхронизации вместо средневзвешенной частоты) говорит, как о представительности выбранного параметра, так и об эффективности предложенного алгоритма.

Программный комплекс содержит также два дополнительных модуля, обеспечивающих набор базы данных по нозологиям (норма и различные неврологические нарушения), оценку достоверности отличий между группами по точному методу Фишера и сравнение данных конкретного пациента с базой данных. Оценка степени близости данных пациента по содержащимся в базе достоверным признакам в сочетании с несложным решающим правилом позволяет отнести его с определенной степенью вероятности к той или иной нозологической группе.

В заключение отметим, что описанный программный комплекс поиска частот синхронизации является альтернативой достаточно трудоемкому способу определения функций когерентности, позволяющей при минимуме формальных параметров методом математического моделирования определить степень согласованности работы мозга по записанной ЭЭГ.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Иванов Л.Б.* Прикладная компьютерная электроэнцефалография. – М.: АОЗТ «Антидор», 2000. – 256 с.
2. *Андреевская И.А., Жеребцова В.А., Прудникова С.А., Хабарова М.Ю., Индюхин А.Ф.* Визуализация типовых паттернов биопотенциалов детей в норме и при минимальной мозговой дисфункции // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2003. – Т. II. – № 3. – С. 233–235.
3. *Жеребцова В.А., Индюхин А.Ф.* Математическое моделирование типовых процессов ЭЭГ у детей в норме и при неврологической патологии // Валеология. – 2003. – № 3. – С. 18–27.
4. *Индюхин А.Ф.* Обработка электроэнцефалографической информации полосовым фильтром с переменными параметрами: Дис. ... канд. биол. наук. – Тула: ТулГУ, 2006.
5. *Хабарова М.Ю., Прудникова С.А., Жеребцова В.А., Индюхин А.Ф.* Динамическая фильтрация сигнала ЭЭГ в исследовании когнитивных процессов // Медицинские приборы и технологии / Под ред. А.З. Гусейнова и В.В. Савельева. – Тула: Изд-во ТулГУ, 2007. – С. 105–108.

УДК 378.14

А.Ф. Индюхин, Е.С. Новоселова

ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ВИРТУАЛЬНЫХ ЛАБОРАТОРНЫХ РАБОТ «НЕЙРОКАРТОГРАФ»

Лабораторные работы – это один из основных видов самостоятельной практической работы студентов, проводимой с целью закрепления и углубления теоретических знаний, полученных на лекциях, развития навыков и умений самостоятельного экспериментирова-