

Для повышения точности отображения ЭЭГ необходимо: устанавливать на мониторе максимальное разрешение, при котором количество пикселей будет соответствовать количеству точек на экране; запрещать изменение разрешения дисплея в процессе работы программного обеспечения регистрации и обработки ЭЭГ; вводить в программу физические размеры видимой части экрана монитора в миллиметрах, а также, в зависимости от масштаба отображения, осуществлять пересчет входного сигнала, с целью получения необходимого количества точек в секунду.

Таким образом, используя описанные выше способы, можно добиться качественного отображения ЭЭГ-сигналов на дисплее персонального компьютера с минимальной потерей точности.

УДК 615.47:681.3

В.Л. Сахаров

ПРИНЦИПЫ КЛАСТЕРИЗАЦИИ СИГНАЛОВ ПДЕ В ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ

Электромиография – это метод исследования нервно-мышечной системы посредством регистрации электрических потенциалов мышц [1]. Функциональным элементом скелетной мышцы является мышечное волокно. Сокращение мышечного волокна происходит в результате прихода к нему возбуждения по двигательным нервным волокнам. Мышечные волокна внутри мышцы объединены в функциональные группы, называемые нервно-мышечными двигательными единицами (ДЕ), которые представляют собой совокупность мышечных волокон, иннервируемых одним мотонейроном передних рогов спинного мозга или ядер ствола. При возбуждении мотонейрона возбуждаются, соответственно, все мышечные волокна, которые он иннервирует. В результате регистрируется потенциал действия (ПД) ДЕ, представляющий собой сумму ПД многих мышечных волокон [2]. С методической точки зрения анализ ПДЕ (рис. 1) заключается в том, что в исследуемой мышце должно быть зарегистрировано некоторое количество (около 20) различных ПДЕ и далее проведен статистический анализ их параметров (длительности, амплитуды, количества фаз, полифаз и т.д.). При регистрации электромиограммы для нахождения ПДЕ в мышцу вводится игла, выполненная в виде отводящего электрода. При этом в процессе регистрации в одной точке мышцы регистрируются 1–3 различные ПДЕ, при этом наблюдается повторяемость, т.е. возникают так называемые «одинаковые» сигналы ПДЕ. Среди таких «одинаковых» необходимо выбрать наиболее высокоамплитудную и показательную, которая в дальнейшем ляжет в основу статистического расчета.

Как правило, решение по выбору наиболее подходящих ПДЕ отводится врачу, проводящему исследование. Однако при использовании компьютерных систем появляется задача автоматизированного, а еще лучше автоматического обнаружения и кластеризации нужных ПДЕ, чтобы разгрузить врача от рутинного поиска нужного для дальнейшей оценки сигнала. Первым шагом в этом направлении стоит считать реализацию алгоритма обнаружения. Для этого необходимо задать критерии поиска ПДЕ в записываемой электромиограмме [3]. Обнаружение стоит начать с поиска тех участков сигнала, на которых потенциально может находиться ПДЕ. Поскольку ПДЕ определяются на участках, где пациент совсем слабо напрягает исследуемую мышцу, то общая фоновая активность вокруг ПДЕ, как правило, не превышает 10 % от размаха самой ПДЕ. Соответственно, участки сигнала, на которых такая активность превышает установленный порог, необходимо

отмечать как несоответствующие критериям поиска ПДЕ. Такие участки соответствуют либо артефактам, либо сильному мышечному напряжению.

Таким образом, область поиска ПДЕ сужается. Следующим шагом можно считать поиск участков сигнала, предположительно соответствующим ПДЕ. Для этого на оставшихся участках ищутся экстремумы, превышающие допустимый для определения ПДЕ порог, и определяются границы начала и окончания области, в которой эти экстремумы возникают. Таким образом, определяются участки сигнала, на которых предположительно находятся ПДЕ. Далее по критериям максимальной длительности и максимального числа фаз происходит отброс не соответствующих этим параметрам участков. Остальные участки принимаются за ПДЕ. Соответственно, первую часть задачи автоматического выделения ПДЕ можно считать завершенной.

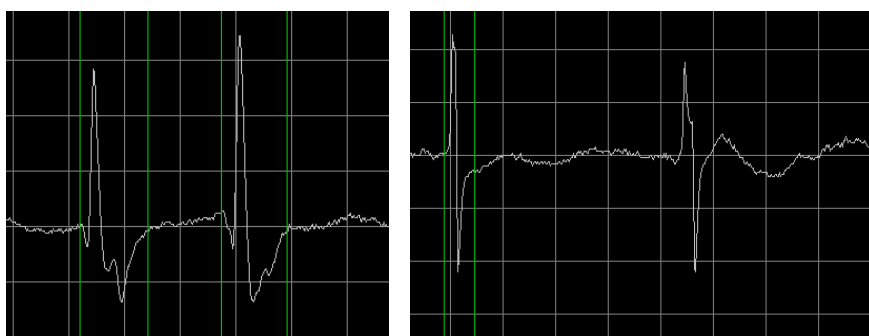


Рис. 1. Примеры сигналов ПДЕ

Второй частью задачи можно считать собственно кластеризацию, т.е. отнесение ПДЕ к одной группе предположительно одинаковых ПДЕ и набор заданного количества таких групп. В основе алгоритма кластеризации лежит принцип определения степени «похожести» ПДЕ, т.е. соотношение их к одному классу так, как это делает вручную врач-нейрофизиолог, проводящий электромиографию. Похожие ПДЕ, зарегистрированные в одной точке мышцы, как правило, имеют одинаковую (или близкую) форму, но отличаются по амплитуде. Таким образом, нужно определить, в чем заключается одинаковость формы. Во-первых, это количество фаз, т.е. количество раз, сколько график ПДЕ пересекает нулевую линию сигнала. Оно у одинаковых ПДЕ должно совпадать. Во-вторых, это знак первого экстремума. Этот знак должен быть один и тот же у одинаковых ПДЕ. В-третьих, это отношение амплитуд каждой фазы (каждого экстремума) ПДЕ. Эти отношения между соответствующими экстремумами ПДЕ не должны отличаться друг от друга более чем на 20 %. И, наконец, это длительность, которая также не должна отличаться более чем на 20 %. Таким образом, производится распределение на группы одинаковых ПДЕ, которое можно считать кластеризацией.

Третья задача – поиск максимальной ПДЕ в каждой группе и выбор их для дальнейшего совместного статистического анализа. Эта задача заключается в простом сравнении амплитудного размаха всех ПДЕ в группе и выбора максимального.

Таким образом, при корректной работе всех составляющих представленного общего алгоритма кластеризации ПДЕ есть возможность реализации автоматического режима по формированию отчета по проведению методики анализа ПДЕ. Хотя всегда лучше применять режим автоматизации с возможностью вмешательства врача-исследователя в данный процесс.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Зенков Л.Р., Ронкин М.А.* Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: Медицина, 1991. – 640 с.
2. *Бадалян Л.О., Скворцов И.А.* Клиническая электронейромиография (Руководство для врачей). – М.: Медицина, 1986 – 368 с.
3. *Котляров В.В., Сахаров В.Л.* Аппаратно-программный комплекс для исследования нервно-мышечной активности // Медицинские информационные системы. Межведомственный тематический научный сборник. – Таганрог. – 1995. – Вып. 5. – С. 59–62.

УДК 612.13:004.42

В.Н. Ананченко, А.В. Литвин, А.А. Мелкозеров, Ашраф Абушавер

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДИАГНОСТИКИ
СОСТОЯНИЯ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ**

Одним из методов изучения типологических особенностей проявления свойств нервной системы является методика «теппинг-тест».

Максимальные скоростные показатели человека в физиологии принято понимать, как проявление способности совершать различного рода действия в минимальный промежуток времени. Максимальный темп движений, изменяясь при утомлении, торможении, возбуждении нервной системы, различного рода стрессе, может служить индикатором функционального состояния человека.

Для проведения теппинг-теста используются электронные ключи, которые подключаются к ПЭВМ через интерфейсы ввода-вывода.

В настоящее время для настольных и портативных компьютеров разработано два высокоскоростных устройства с последовательной шиной: USB и IEEE-1394, называемой также i.Link или FireWire.

В разработанном АПК аппаратный интерфейс был разработан на базе компьютерной мыши (USB) фирмы Genius. При подключении к ПК данное устройство должно определяться как “USB Optical Human Device”, драйвер устройства имеется в операционных системах, начиная с Windows 2000/ME.

Для ввода данных использовались следующие API-функции и типы данных:

```
Type MOUSE_EVENT_RECORD
dwMousePosition As COORD
dwButtonState As Long
dwControlKeyState As Long
dwEventFlags As Long
End Type
Const MOUSEEVENTF_MIDDLEDOWN = &H20 ' middle button down
Const MOUSEEVENTF_MIDDLEUP = &H40 ' middle button up
Const SPI_GETMOUSEKEYS = 54
Const SPI_SETMOUSEKEYS = 55
Declare Sub mouse_event Lib "user32" Alias "mouse_event" (ByVal dwFlags As Long, ByVal dx As Long, ByVal dy As Long, ByVal cButtons As Long, ByVal dwExtraInfo As Long)
```

Частота опроса мыши по протоколу USB составляет примерно 200 Гц, что является достаточным для регистрации нажатий кнопки ключа. Чтобы опросить ключ через API-