

Е.А. Самойличенко

ПРОБЛЕМЫ ОТОБРАЖЕНИЯ ЭЭГ–СИГНАЛА В КОМПЬЮТЕРНЫХ СИСТЕМАХ

Впервые регистрацию биоэлектрической активности мозга у человека осуществил австрийский психиатр, ректор Йенского университета Ганс Бергер (1929), показав, что биотоки мозга представляют электрические колебания, основными из которых являются колебания частотой 8-10 в секунду, названные им альфа-ритмом. Ему же принадлежит и термин “электроэнцефалограмма”, и соответствующая аббревиатура – ЭЭГ, используемая до настоящего времени. С этого момента начинается современный этап клинической электроэнцефалографии.

Первые устройства для регистрации ЭЭГ–сигналов были аналоговыми. Снимаемый сигнал они записывали на ленту по каждому отведению отдельно. Устройства позволяли регулировать скорость прокрутки ленты, тем самым сжимая или растягивая записываемый сигнал. На ленте была нанесена миллиметровая сетка, которая позволяла измерять период и амплитуду сигнала в миллиметрах. В то время единственным инструментом анализа ЭЭГ был визуальный метод, при котором врач качественно оценивал записанную на ленту электроэнцефалограмму, при необходимости измеряя амплитуду и период сигнала с помощью сетки или линейки.

С появлением «количественной» (цифровой) электроэнцефалографии распечатка записанной ЭЭГ на бумагу в большей степени служит для передачи её пациенту, нежели для анализа. Возможности компьютерной обработки значительно расширили набор инструментов для исследования записанного электроэнцефалографического сигнала. Но по-прежнему традиционное представление ЭЭГ в виде графиков на экране монитора остаётся актуальным. Для врача одним из критериев «правильной» работы системы для регистрации и обработки ЭЭГ является полное соответствие отображаемой на экране электрокардиограммы её эквиваленту на печатной ленте. При этом очень важно соблюсти масштаб, соответствующий установленной скорости прокрутки ленты.

Как известно, изображение на мониторе состоит из точек конечного размера, называемых пикселями. Это является конструктивной особенностью любого монитора. В связи с этим на произвольном отрезке экрана всегда присутствует конечное число точек.

Стандартными масштабами при отображении ЭЭГ являются: 7,5; 15; 30 и 60 мм/с. Размер точки для ЖКИ мониторов колеблется в пределах от 0,264 до 0,284 мм, что означает, что на 1 мм находится от 3,5 до 3,7 точек. Так как количество точек не может быть дробным, то оно округляется в меньшую сторону, что, в свою очередь вносит погрешность при отображении ЭЭГ–сигналов. Также на компьютере пользователя может быть установлено не «родное» разрешение экрана, а более низкое. В этом случае размер точки увеличивается, что приводит к ещё большей потере точности.

Современные приборы для регистрации ЭЭГ позволяют оцифровывать записываемый сигнал с частотами вплоть до 512 точек в секунду, что приводит к необходимости проведения дополнительной передискретизации ЭЭГ, с целью понижения количества отсчётов в секунду, так как даже при установке максимального масштаба в 60 мм/с и использовании монитора с минимальным размером точки на экране можно отобразить максимум 227 точек в секунду. При использовании меньшего масштаба эта цифра уменьшается.

Перечисленные выше проблемы характерны и для печати ЭЭГ–сигналов на бумагу, так как распечатываемая на принтере картинка также состоит из точек конечного размера.

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