

СПОСОБ АВТОМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОНИСТАГМОГРАММ

И.С. Гурский, С.А. Лихачев, И.П. Марьенко

ГУ «РНПЦ неврологии и нейрохирургии» ул. Ф. Скорины, 24, г. Минск, Беларусь. E-mail: isgour@mail.ru

Electronystagmography (ENG) is a useful tool for the diagnosis of vestibular dysfunction. The objective of the research was to develop software for automatic analysis of ENG records to be used with AENG-1 equipment manufactured in Belarus. The developed software employs the algorithm for nystagmus recognition which is robust enough to accurately detect most nystagmus cycles.

При диагностике вестибулярной дисфункции важным диагностическим методом является электронистагмография (ЭНГ). При этом часто существенную диагностическую информацию даёт измерение параметров нистагма, таких как скорость его медленной фазы (СМФ) и скорость быстрой фазы (СБФ) [1]. Эти параметры оцениваются при различных функциональных пробах, таких как калорическая стимуляция, вращательная стимуляция, оптокинетическая стимуляция, и др. Измерение скоростей фаз нистагма подразумевает определение для каждого нистагмического цикла времени начала и конца быстрой и медленной фаз.

Целью работы явилась разработка программного обеспечения, включающего алгоритм помехоустойчивого автоматического распознавания быстрой и медленной фаз нистагма с измерением их скоростей, которое было бы применимо для анализа записей прибора АЭНГ-1.

Цифровая запись сигнала ЭНГ, может быть представлена как ряд значений y_i , где i -ое значение отражает разность потенциалов, измеренную в i -й момент времени. Время от начала записи до момента измерения i -го значения ряда составляет $t_i=i \cdot f$, где f – частота дискретизации сигнала, которая в случае аппарата АЭНГ-1 составляет по умолчанию 470 Гц.

Первым этапом предложенного и реализованного нами алгоритма является вычисление мгновенной скорости изменения разности потенциалов dy/dt методом линейной регрессии с последующим обнаружением пиков модуля скорости $|dy/dt|$, которые указывают на быстрые фазы циклов нистагма. Линейная регрессия проводится по выборке сигнала из скользящего окна настраиваемой ширины (по умолчанию – 20 мс). Минимальное расстояние между пиками рассчитывается как сумма минимальной продолжительности быстрой и медленной фаз нистагма (по умолчанию – 30 мс + 100 мс = 130 мс); при этом из двух пиков, расположенных на более близком расстоянии друг от друга, оставляется более высокий. Пики высотой меньше порогового значения $|dy/dt|_{\min}$ не учитываются в дальнейших расчётах, при этом $|dy/dt|_{\min}$ определяется по формуле:

$$|dy/dt|_{\min} = \text{СБФ}_{\min} / C_f,$$

где СБФ_{\min} – пороговое значение СБФ, C_f – калибровочный коэффициент (размерность градус/В).

Далее подбирается оптимальное сочетание индексов начала и конца быстрой фазы нистагма i_1 и i_2 , при котором максимально значение функции:

$$WFP(i_1, i_2) = \frac{|k|^{0.3} (i_2 - i_1 + 1)}{\left(k^2 \sum_{i=i_1}^{i_2} i^2 + (i_2 - i_1 + 1)b^2 + \sum_{i=i_1}^{i_2} y_i^2 + 2kb \sum_{i=i_1}^{i_2} i - 2k \sum_{i=i_1}^{i_2} iy_i - 2b \sum_{i=i_1}^{i_2} y_i \right)^{0.7}},$$

где k и b – коэффициенты уравнения линейной регрессии $y=ki+b$, аппроксимирующего сигнал на отрезке записи с индексами от i_1 до i_2 , i_1 принадлежит $[P-\text{maxsaccwnd}; P-\text{minsaccwnd}]$, i_2 принадлежит $[P+\text{minsaccwnd}; P+\text{maxsaccwnd}]$, P – номер отсчёта, соответствующий найденному пику $|dy/dt|$, minsaccwnd и maxsaccwnd –

настраиваемые параметры, отражающие минимальную и максимальную продолжительность быстрой фазы в интервалах дискретизации (по умолчанию соответствуют 30 мс и 100 мс). Функция отражает компромисс между максимальной продолжительностью и скоростью быстрой фазы, и минимальным отклонением измерений от линии регрессии.

СБФ рассчитывают по формуле:

$$\text{СБФ} = k * f * C_f ,$$

где f – частота дискретизации, C_f – калибровочный коэффициент (размерность градус/В), k – коэффициент уравнения линейной регрессии $y=ki+b$, которое аппроксимирует сигнал на отрезке записи, соответствующем быстрой фазе.

Для выделения медленной фазы нистагма подбирается оптимальный индекс начала медленной фазы нистагма i_1 , при котором максимально значение функции:

$$WSP(i_1, i_2) = \frac{|k|^{0.7} (i_2 - i_1 + 1)}{\left(k^2 \sum_{i=i_1}^{i_2} i^2 + (i_2 - i_1 + 1)b^2 + \sum_{i=i_1}^{i_2} y_i^2 + 2kb \sum_{i=i_1}^{i_2} i - 2k \sum_{i=i_1}^{i_2} iy_i - 2b \sum_{i=i_1}^{i_2} y_i \right)^{0.3}} ,$$

где k и b – коэффициенты уравнения линейной регрессии $y=ki+b$, аппроксимирующего сигнал на отрезке записи с индексами от i_1 до i_2 , i_1 принадлежит $[i_2 - \text{maxspwnd}; i_2 - \text{minspwnd}]$, i_2 – индекс отсчёта сигнала, с которого начинается быстрая фаза, minspwnd и maxspwnd – настраиваемые параметры, отражающие минимальную и максимальную продолжительность медленной фазы в интервалах дискретизации (по умолчанию соответствуют 100 мс и 2000 мс). Функция отражает компромисс между максимальной продолжительностью и скоростью медленной фазы, и минимальным отклонением измерений от линии регрессии, и отличается от функции для быстрой фазы другими показателями степеней.

Если интервал времени между вычисленными по вышеописанным формулам концом быстрой фазы одного цикла и началом медленной фазы следующего цикла не больше определённого настраиваемого значения (по умолчанию – 40 мс), то за начало медленной фазы второго нистагмического цикла принимается конец быстрой фазы первого.

СМФ рассчитывают по формуле:

$$\text{СМФ} = k * f * C_f ,$$

где f – частота дискретизации, C_f – калибровочный коэффициент (размерность градус/В), k – коэффициент уравнения линейной регрессии $y=ki+b$, которое аппроксимирует сигнал на отрезке записи, соответствующем медленной фазе.

Использование метода линейной регрессии для вычисления $|dy/dt|$, и отказ от использования второй производной (отражающей ускорение) обуславливают повышенную помехоустойчивость алгоритма.

Предложенный алгоритм реализован в форме компьютерной программы, которая также включает возможность удобного просмотра записей в виде графиков, редактирования нистагмических циклов вручную, фильтрации сигналов для дополнительного уменьшения влияния шума и дрейфа изолинии, сохранения результатов измерений, просмотра результатов в виде графиков.

Разработанная компьютерная программа была испытана на записях оптокинетического нистагма и вестибулоокулярного рефлекса, полученных на аппарате АЭНГ-1 белорусского производства. Для большинства нистагмических циклов фазы нистагма были достаточно точно определены автоматически и не требовали редактирования вручную.

Таким образом, предложенный алгоритм позволяет автоматически распознавать фазы нистагма и определять его параметры (СМФ и СБФ) по электронистагмограммам, в том числе – по записям отечественного прибора АЭНГ-1, что ускорит и упростит обработку

специалистом результатов обследования и таким образом способствует внедрению ЭНГ и прибора АЭНГ-1 в практику отечественного здравоохранения.

Литература

1. Склют И.А., Цемахов С.Г. Нистагм. – Минск, 1990.

**ДИНАМИКА ПАРАМЕТРОВ ОСНОВНЫХ ПИКОВ СОМАТОСЕНСОРНЫХ
ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ У ПАЦИЕНТОВ С ПИСЧИМ СПАЗМОМ ПРИ
ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ**

С.А. Лихачев, О.В. Глеб, Т.Н. Чернуха, Г.В. Забродец

*РНПЦ неврологии и нейрохирургии, ул. Ф. Скорины, 24, РНПЦ неврологии и нейрохирургии,
220114, Минск, Беларусь; E-mail: hlebovolha@gmail.com*

We aimed to investigate the efficacy of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) for the treatment of patients with writer's cramp (WC). We treated 16 patients with WC. The somatosensory evoked potentials (SEP) were recorded before and after rTMS. It was founded that the peak-to-peak amplitude N20/P24 at C3'/C4' increased after the stimulation. It objectively confirm the efficacy of rTMS in treatment and rehabilitation of patients with WC.

Писчий спазм (ПС) – одна из форм фокальной мышечной дистонии, проявляющаяся избирательным нарушением мышечного тонуса во время письма, что приводит к формированию патологических поз с нарушением функции письма [1]. Некоторые формы ПС хорошо откликаются на лечение локальными инъекциями ботулотоксина типа А (БТА), но в связи с риском развития побочных эффектов, особенно при дрожательных вариантах ПС, применение данного метода лечения ограничено [2].

В результате, возникает потребность разработки новых методов лечения пациентов с ПС. Одним из них является ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция (рТМС) [3]. Одним из принципиальных моментов выполнения рТМС является выбор параметров и зоны воздействия. В ряде исследований доказано, что низкочастотная рТМС (1 Гц и менее) оказывает тормозное влияние на моторную кору, учитывая патофизиологические механизмы формирования дистонического гиперкинеза, в публикациях последних лет отдается предпочтение низкочастотной рТМС в качестве метода лечения мышечных дистоний [4].

С целью объективизации эффективности применения рТМС для лечения пациентов с ПС мы проводили регистрацию соматосенсорных вызванных потенциалов (ССВП) до и после терапевтического курса рТМС.

Материалы и методы: В наше исследование было включено 16 пациентов с ПС, контрольная группа включала 14 здоровых добровольцев. Средний возраст пациентов составил $36,5 \pm 5,6$ лет, средняя продолжительность болезни – $6,4 \pm 0,68$ лет, соотношение женщин и мужчин – 1,83:1. У всех пациентов доминирующей рукой была правая рука. Для проведения сравнительного анализа взята контрольная группа лиц, аналогичная по полу и возрасту. Проводилась регистрация соматосенсорных вызванных потенциалов на диагностическом комплексе VikingSelect, Nicolet (США). Кортиковые соматосенсорные вызванные потенциалы регистрировались с поверхности головы с помощью обычных дисковых электродов в точках C3 и C4, согласно международной системе электроэнцефалографических отведений «10-20%», вызванные стимуляцией правого и левого срединных нервов [5]. Мы исследовали изменение амплитуды пиков N20-P24, латентности пиков N13-P20 при записи с правой руки у пациентов с писчим спазмом и у контрольной группы. Статистическая обработка полученных результатов проводилась на основе программы STATISTICA 8,0. При распределении признака, отличном от нормального, данные представлены как медиана значений и интерквартильный интервал