

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ АНАЛИЗ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ЭКСТРАПИРАМИДНЫХ ГИПЕРКИНЕЗОВ

К.Г.Половенко, О.Г.Аврунин

Харьковский национальный университет радиозлектроники
пр. Ленина, 14, г. Харьков, 61166, Украина
E-mail: bykh@kture.kharkov.ua

Annotation – This article is devoted to actual problem – designing of methods for diagnostic of central nervous system degenerative diseases. This research and systematization of motor disorders, taking into account the clinical and neurophysiologic phenomena, are important and actual problem of neurology.

Keywords – EMG Signals, central nervous system degenerative diseases, decomposition of Surface EMG Signals

ВВЕДЕНИЕ

В клинической неврологии двигательным расстройствам принадлежит особое место в связи с высокой распространенностью, трудностями лечения, значительным разнообразием тяжести клинических проявлений, а также социальной и экономической значимостью [1]. Одним из часто встречаемых видов двигательных расстройств современной неврологии являются экстрапирамидные гиперкинезы. Данное заболевание относится к числу расстройств, которые существенно снижают качество жизни больных, ограничивая функциональные возможности пациентов и приводя их к психологической и социальной изоляции [6].

АКТУАЛЬНОСТЬ ТЕМЫ

Длительное время результаты лечения экстрапирамидных гиперкинезов были неудачными; такие заболевания считались неизлечимыми и относились к тяжелой хронической, прогрессирующей патологии [5, 8]. В последние десятилетия ситуация начала меняться, так как начали появляться критерии диагностики различных видов экстрапирамидных гиперкинезов, за счет применения новых компьютерных методов обработки данных. Если, в большинстве случаев невозможно кардинально вылечить гиперкинез, то, по крайней мере, существует возможность улучшить качество жизни многих пациентов [8].

АНАЛИЗ ЛИТЕРАТУРЫ

В литературе, посвященной исследованию гиперкинезам [2-7], в основном, рассматриваются проблемы классификации гиперкинезов, этиологии, патогенеза, общие аспекты обработки клинических данных пациентов, дифференциальной диагностики и лечение данного вида заболевания. Аспекты обработки и анализа электромиографических сигналов при аналитическом обзоре литературы [9-14], заключаются в применении различных традиционных методов оценки, визуальной расшифровки, генезисе и трактовки сигналов. При этом, до конца не завершено поиск количественных информативных показателей электромиограмм (ЭМГ). Также, мало посвящено работ применению новых эффективных методов автоматизированной обработки клинических ЭМГ для определения четких количественных показателей для диагностики дрожательных форм заболеваний.

ЦЕЛЬ И ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Целью работы является разработка метода и соответствующего программного средства, позволяющего на основе детализации ЭМГ, оценки их общей электрической активности, проводить исследование различных видов экстрапирамидных гиперкинезов и наглядную визуализацию результатов обработки для постановки предварительного диагноза.

Функциональные системы головного и спинного мозга, определяющие появле-

ние дрожательных форм, изучены еще недостаточно. Остаются не выясненными основные закономерности формирования паттернов двигательных расстройств при различных патологических формах гиперкинеза, неизвестны механизмы развития изменений и взаимосвязи разных звеньев нервной системы при гиперкинезе. Вследствие этого не разработаны обоснованные диагностические и лечебные комплексы, направленные на поддержание и повышение приспособительных и компенсаторных реакций нервной системы. Диагностика дрожательных феноменов сложный и трудоемкий процесс. Поэтому привлечение данных нейрофизиологических исследований в клиническую неврологию позволит перейти от феноменологического описания симптомов к поискам закономерностей возникновения и оценки дрожательных форм.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ И КЛАССИФИКАЦИЯ ЭКСТРАПИРАМИДНЫХ ГИПЕРКИНЕЗОВ

Экстрапирамидные гиперкинезы (или дискинезии) – это непроизвольные (насиленные) избыточные движения, обусловленные поражением базальных ганглиев и связанных с ними структур, условно объединяемых в экстрапирамидную систему [2]. Экстрапирамидные гиперкинезы следует отличать от более редких периферических гиперкинезов, связанных с поражением или дисфункцией периферических нервов (например, лицевого гемиспазма, синдрома «болезненных ног (рук) – движущихся пальцев», тетания и др.), а также от психогенных гиперкинезов, являющихся соматическим выражением того или иного психического заболевания [3]. Гиперкинез является следствием поражения экстрапирамидной системы, а также мозжечка, таламуса, коры больших полушарий головного мозга и их сложных связей.

Классификация гиперкинезов основывается на локализации патологического процесса в головном мозге и клинических особенностях. Выделяют гиперкинезы преимущественно стволового уровня (па-

ркисоническое дрожание, статическое дрожание, симптоматическая миоклония, миоритмии, спастическая кривошея), преимущественно подкоркового происхождения (хорея, атетоз, гемибаллизм, торсионная дистония), в сочетании с эпилепсией преимущественно подкорково-коркового происхождения (миоклонус-эпилепсия, миоклоническая асинергия Ханта) и корковые (джексоновская и кожевниковская эпилепсия, гемитония).

К основным экстрапирамидным гиперкинезам относят тремор, дистонию, хорею, атетоз, баллизм, тики, миоклонию, акатизию [3].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Регистрация клинических ЭМГ проводилась с помощью накожных электродов стандартного электромиографа. Сигналы снимались с мышц верхних конечностей в покое, при произвольном и максимальном мышечном сокращении, при движении пальцами кисти, постуральной нагрузке рук, сгибании-разгибании рук. Исследование проводилось с двумя группами сигналов: условная норма и гиперкинез. Результаты проводимого анализа электромиограмм при гиперкинезе сравнивались с аналогичными кривыми, зарегистрированными в норме.

С помощью поверхностных электродов были получены интерференционные электромиограммы. Автоматизированная обработка клинических интерференционных электромиограмм включала в себя выделение фрагментов дрожаний на сигналах, их детализацию, анализ общей и интегрированной накопительной кривой электрической активности мышцы, оценку огибающей ЭМГ.

ЭМГ, зарегистрированная при некоторых относительно стабильных физиологических условиях, может рассматриваться как случайный стационарный процесс [7]. Количественные характеристики интерференционной ЭМГ целесообразно рассматривать в их зависимости от силы сокращения мышцы, методики и других физиологических параметров. Любой из количественных показателей обладает

вариативностью, однако, учитывая стационарность процесса, среднестатистические значения, полученные путем обработки определенного участка и отнесенные к единице времени, могут служить хорошей оценкой этих параметров. Естественной является методика разбивки сигнала на отрезки относительно небольшой длительности, в нашем случае длина отрезка равна 10-ти секундам, так как чрезмерное дробление по времени приведет к увеличению разброса, а недостаточное – к затушевыванию тонких особенностей активности мышцы. Затем каждый отрезок сигнала просчитывается отдельно, после этого, по полученным данным строится обобщенная кривая зависимости электрической активности от времени.

В условиях обычной насыщенной ЭМГ средняя амплитуда за единицу времени является хорошей мерой общей электрической активности мышцы. Однако, в ЭМГ могут быть периоды не заполненные импульсами, а также, что в определенных условиях меняется не только амплитуда, но и частота следования колебаний, тогда более адекватной мерой электрической активности мышцы является сумма амплитуд за единицу времени либо за определенный промежуток времени. Также хорошими характеристиками оценки ЭМГ являются огибающая и интегрированная накопительная кривая электрической активности (арифметическая сумма площадей с накоплением $S(T)$, заключенных между ЭМГ и нулевой линией по обе ее стороны, где рассчитывается интеграл исследуемого сигнала $f(t)$ по модулю

$$S(T) = \int_0^T |f(t)| dt, \quad (1)$$

где T - длительность отрезка сигнала, t - время) [7].

Площадь кривой ЭМГ рассчитывается с помощью методов численного интегрирования (метод прямоугольников, трапеций, Симпсона и т.д.). Метод прямоугольников и трапеций являются одними из простейших методов интегрирования,

которые применяются для расчетов площади ЭМГ. Если сравнивать эти два метода между собой, то метод прямоугольников является точнее метода трапеций. Но, в то же время, метод трапеций может применяться с произвольным шагом, в отличие от метода прямоугольников, который не применим к функциям, заданных в конечном числе точек.

Суть метода прямоугольников, заключается в замене графика сигнала горизонтальной линией (нулевого порядка) и вычисление значений интегральной суммы как площадь прямоугольника:

$$S(T) = \int_0^T f(t) dt \approx y_0 h, \quad (2)$$

где y_0 - значение сигнала на отрезке, h - шаг интегрирования.

Иными словами, для отрезков исследуемого сигнала площадь под кривой $f(t)$ заменяется суммой площадей прямоугольников.

Площадь сигнала ЭМГ, в нашем случае, также можно посчитать методом трапеций, суть которого заключается в следующем: замена графика сигнала $f(t)$ прямой, проходящей через две точки и вычисляется значение элемента интегральной суммы как площадь трапеции.

$$S(T) = \int_0^T f(t) dt \approx \frac{y_0 + y_1}{2} h, \quad (3)$$

где y_0, y_1 - заданные точки прямой.

Интегрирование – наиболее распространенный метод оценки общей электрической активности мышцы.

РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

Результаты проводимого анализа электромиограмм пациентов при экстрапиримидном гиперкинезе (хореическом) сравнивались с аналогичными данными в норме. На рис. 1 показаны исходные интерференционные ЭМГ для обработки, снятых с плечевой мышцы-синергиста левой руки, здорового (а) и больного (б) пациента в состоянии покоя.

Как видно из рис. 1, у пациента, страдающего хореическим гиперкинезом, регистрируется неритмическая тонусная

активность, спонтанные быстрые дрожательные колебания.

Патологическая интерференционная ЭМГ при постоянной силе сокращения мышцы имеет вид непрерывного ряда нерегулярных колебаний потенциала разной амплитуды, формы и длительности. В ней можно видеть зубцы мелкие и крупные, причем мелкие колебания закономерно перемежаются с большими или наслаиваются на них. Эти описанные факторы обуславливают необходимость детализации сигналов.

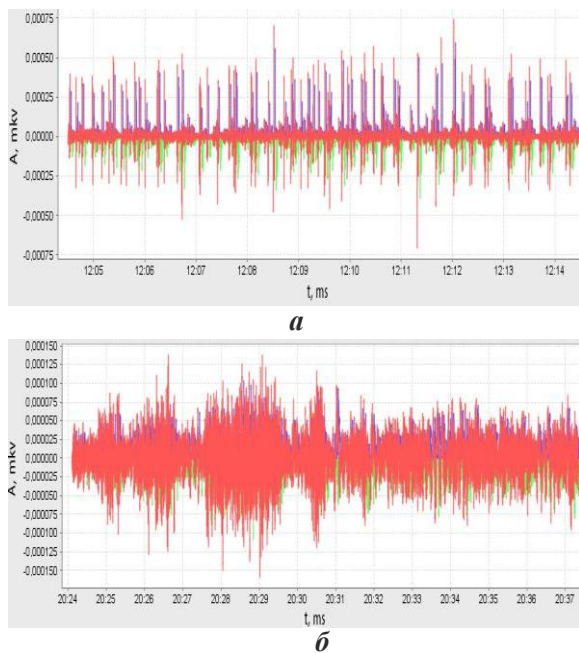


Рис. 1 – Исходные ЭМГ пациентов в норме (а) и при гиперкинезе (б)

Было разработано программное средство, позволяющее визуализировать результаты обработки исходных сигналов. Для исследования динамики дрожаний патологического сигнала, необходимо выделить фрагмент дрожательных колебаний (рис. 2 а) и провести их подробную детализацию на нескольких уровнях разложения сигнала (рис. 2 б, в, г). Следующим этапом обработки являлось построение огибающей – оценка общей электрической активности (рис. 2 в).

Выделение фрагмента дрожаний на сигнале производилось вручную (в дальнейшем, этот процесс будет автоматизи-

рованным), а детализация основывалась на способе укрупнения масштаба сигнала (в перспективе будет применяться эффективный метод декомпозиции сигналов).

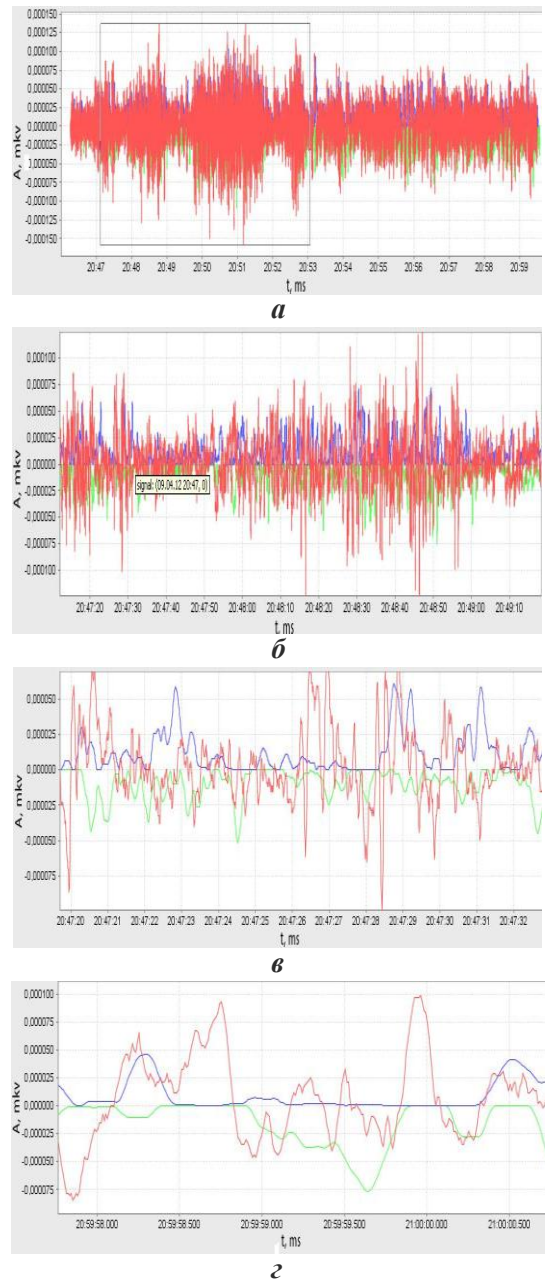


Рис. 2 – Результаты обработки патологической ЭМГ (а – выделение фрагмента дрожаний, б - детализация фрагмента, в - построение огибающей детализированного фрагмента сигнала, г- детализация фрагмента на последнем уровне разложения)

Огибающая ЭМГ расположена на более или менее постоянном уровне по отношению к нулевой линии. При получении усредненной огибающей с увеличе-

нием усиления по переменной составляющей удастся выявить закономерности колебания общего уровня электрической активности. Это позволяет наглядно представить динамику электрической активности мышцы, однако этот метод имеет свои ограничения. Во-первых, огибающая всегда несколько запаздывает относительно ЭМГ. Величина запаздывания зависит от постоянной времени усредняющей цепочки. Во-вторых, для количественного выражения электрической активности, необходимо определять высоту огибающей (которая с запаздыванием отражает мгновенное значение усредненной амплитуды) или определять площадь под ней (электрическую активность за данное время).

Следующим этапом обработки клинических данных является оценка кривой зависимости электрической активности от времени по средним амплитудам отрезков сигнала (длительности 10-ти секунд) в процентном соотношении.

На рис. 3 показаны обобщенные кривые электрической активности для сигналов в норме (а) и при хорейческом гиперкинезе (б).

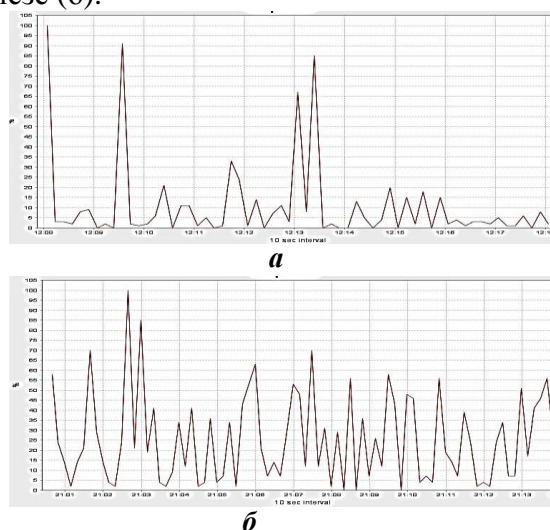


Рис. 3 – Построение обобщенной кривой зависимости электрической активности от времени для сигналов в норме (а) и при гиперкинезе (б)

В сигнале при условной норме видны небольшие скачки электрической активности, количество приблизительно равно 4-м. Основная активность сигнала равна 20%, а пики достигают 80%. В сигнале

при гиперкинезе прослеживается повышенная электрическая активность, то есть высокие амплитуды при произвольном мышечном сокращении, что говорит о наличии патологии, активность приблизительно равна 60%, пики достигают 100%.

В норме накопление электрической активности пропорционально силе сокращения; виден ступенчатый характер (зарегистрированные 4 пика равно 4 ступенькам), что говорит о плавном изменении и отсутствие патологии. Если анализировать сигнал при гиперкинезе, то накопление интегрированной кривой имеет вид линейной зависимости – постоянного устойчивого возрастания, что свидетельствует о наличии патологии.

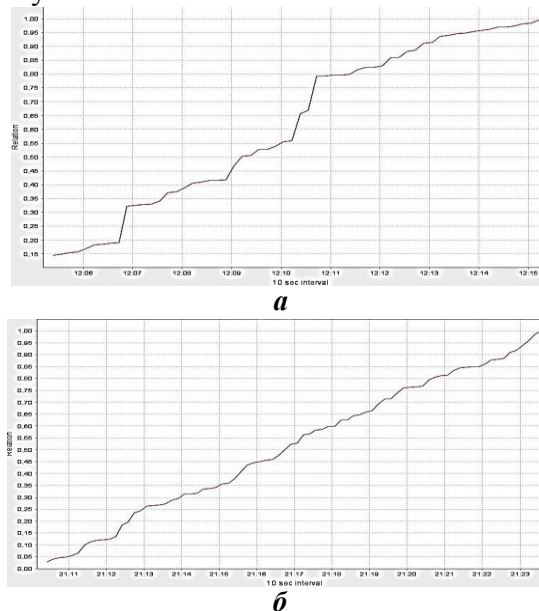


Рис. 4 – Построение интегральной кривой, которая накапливает величину электрической активности для сигналов в норме (а) и при гиперкинезе (б)

Таким образом, зависимость между электрической активностью мышцы и силой ее сокращения наиболее обобщенно можно охарактеризовать как монотонно возрастающую, а средних диапазонов силы – часто линейную; у больных с патологически измененной ЭМГ зависимость имеет свои особенности.

В ходе исследований, было выявлено, что при определении патологии, необходимо выделять и детализировать дрожательные формы, провести оценку общей электрической активности для вы-

деленных участков сигнала [8-14]. По результатам предварительных испытаний распознавание гиперкинезов невозможно без выделения ограниченного числа ключевых признаков.

ВЫВОДЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАБОТЫ

Предложен метод автоматической обработки клинических электромиографических данных пациентов, позволяющий детализировать сигналы, с помощью масштабирования, для выявления дрожательных форм при патологии, проводить анализ построенной огибающей для наглядного отображения динамики электрической активности, а также оценивать кривую накопления величины электрической активности двигательных единиц за относительно длительный промежуток времени [15]. Это позволит повысить информативность клинических данных при диагностике различных видов гиперкинезов.

На основе метода было разработано программное средство, которое прошло предварительные испытания в Харьковской областной больнице в неврологическом отделении, в ходе которых можно говорить о повышении наглядности контроля показателей экстрапирамидных гиперкинезов в динамике. Визуализация результатов обработки данных позволяет существенно повысить наглядность процесса диагностики.

Перспективой работы является совершенствование процесса обработки сигналов и тестирование разработанного программного средства; применения дискриминантного анализа и создание автоматизированной системы диагностики гиперкинезов, позволяющей по ряду дополнительных исследований формировать предварительный диагноз [16].

- [1] Болезнь Паркинсона и расстройства движений. Руководство для врачей. / под общей ред. С. Н. Иллариошкина, Н. Н. Яхно // *По материалам I Национального конгресса*. – М.: – 2008, 256 с.
- [2] Шток В. Н. «Экстрапирамидные гиперкинезы: синдромы, нозологические формы, направления фармакотерапии». // *РЖМ*, – том 6. – №8. – 1998г.
- [3] Экстрапирамидные расстройства: Руководство по диагностике и лечению / Под ред. В.Н.Штока,

И.А. Ивановой-Смоленской, О.С.Левина. – М.: *МЕД пресс-информ*, – 2002. – 608 с.

[4] Шток В.Н., Федорова Н.В. Заболевания экстрапирамидной нервной системы (номенклатура синдромов и нозологических форм). – М.: *РМАПО*. – 1994. – 39 с.

[5] Петелен Л. С. Экстрапирамидные гиперкинезы. – М.: - *Медицина*. – 1970г. – 260с.

[6] Маркова Е.Д. Экстрапирамидные расстройства. Руководство по диагностике и лечению. / Под. Ред. В.Н. Штока и др. – М.: *Наука*, 2002, с. 282.

[7] Персон Р.С. Электромиография в исследованиях человека. М.: *Наука*, 1969, – 230с.

[8] Нарышкин А.Г., Шелякин А.М. Способ лечения заболеваний экстрапирамидной нервной системы. / *Патент Российской Федерации RU2168997, Санкт-Петербург*, 2009г.

[9] Григорова И.А., Лещенко К.А., Гелетка А.А. «Этиология, патогенез, клиника, дифференциальная диагностика и лечение эссенциального тремора» // *Експериментальна і клінічна медицина*. – 2009. – № 4. - С. 115-118

[10] Иллариошкин С.Н., Федотова Е.Ю., Червяков А.В., Павлов Э.В., Тимербаева С.Л., Иванова-Смоленская И.А. «Проблемы диагностики дистонического тремора» // *Клинический Разбор Научного Центра Неврологии Рамн*. – 2011. – № 2. – С. 40- 43

[11] Аврунин О.Г., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В «Автоматизированный анализ количественных показателей треморографических данных для наблюдения динамики тремора» // *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. – 2011. – № 2/2 (50). – С. 17-21.

[12] Андреева Е. А. «Метод спектрального анализа огибающей ЭМГ и его роль в изучении физиологического тремора» // *Журн. невропатологии и психиатрии им. С. С. Корсакова*. – 1986. – № 7. – С. 966-969.

[13] Иванова-Смоленская И.А., Кандель Э.И., Андреева Е.А. и др. «Спектральный электромиографический анализ эссенциального тремора» // *Журн. невропатологии и психиатрии*. – 1986. –Т. 86. Вып. 7. – С. 975-980.

[14] Бабкин Л. С., Гехт Б. М., Полуказаков С. Я., Федотов В. Л. «Автоматический анализ игольчатой ЭМГ в дифференциальной диагностике нервно-мышечных заболеваний» // *Журн. невропатол. и психиатр*. – 1988. – Т. 86, Вып. II. – С. 1623-1628.

[15] Бондаренко М.Ф., Семенец В.В., Белоус Н.В., Куцевич И.В., Белоус И.А. Технология оценивания тестов в зависимости от типа и уровня сложности тестовых заданий на основе интегрированной модели // *International Book Series "Information Science and Computing"*. – Sofia: Human Aspects of Artificial Intelligence. – 2009. –No:12. – С. 55-62.

[16] Аврунин О.Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств// *Технічна електродинаміка*.— 2011.—Ч 2.- С. 293-298.