

УДК 616-71

Проведено аналіз існуючих уявлень про природу та механізми генерації тремора. Запропоновано двоетапний алгоритм виділення та оцінювання в реальному часі параметрів тремора асоційованого з довільним рухом. Алгоритм було протестовано на тремограмах пацієнтів з різними нейропатологіями. Даний алгоритм може бути використаний в автоматизованих системах нейропсиходіагностики та в мікрохірургічній робототехніці для компенсації тремора рук хірурга

Ключові слова: тремографія, зв'язне перетворення Фур'є, фільтр Калмана, система нейропсиходіагностики

Проведен анализ существующих представлений о природе и механизмах генерации тремора. Предложен двухэтапный алгоритм выделения и оценки в реальном масштабе времени параметров тремора ассоциированного с произвольным движением. Алгоритм был протестирован на тремограммах пациентов с различными нейропатологией. Данный алгоритм может быть использован в автоматизированных системах нейропсиходиагностики, а также в микрохирургической робототехнике для компенсации тремора рук хирурга

Ключевые слова: тремография, взвешенное преобразование Фурье, фильтр Калмана, система нейропсиходиагностики

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ПАТОЛОГИЧЕСКОГО ТРЕМОРА В РЕАЛЬНОМ МАСШТАБЕ ВРЕМЕНИ В АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ СИСТЕМАХ НЕЙРОПСИХОДИАГНОСТИКИ

А.И. Савицкий*

Контактный тел.: (057) 702-13-64

Email:savickiya.i@gmail.com

Е.В. Линник

Кандидат технических наук*

Контактный тел. (057) 702-13-64

E-mail: mel_hel2002@yahoo.com

*Кафедра биомедицинских электронных устройств и систем

Харьковский национальный университет радиозлектроники
пр. Ленина, 16, г. Харьков, Украина, 61166

1. Введение

Развитие информационных технологий стимулирует необходимость разработки новых средств диагностики, мониторинга и контроля нервного и психофизического состояния человека. Осуществить это с помощью традиционных способов ЭЭГ и ЭМГ не всегда представляется возможным. Использование данных методов накладывает ряд ограничений на методику съема информации.

Метод тремографии (ТГ) позволяет непосредственно фиксировать произвольные ритмические колебания различных участков тела человека, возникающие в результате сокращения и расслабления мышц. В последнее время в связи с доступностью метода, усовершенствованием датчиков и автоматизированных систем нейропсиходиагностики область применения ТГ значительно расширяется.

2. Анализ литературных данных и постановка проблемы

Тремор – одно из наиболее частых двигательных расстройств, тем не менее, его диагностика и лечение остаются для клинициста сложной задачей [1].

В связи с отсутствием классификации тремора Обществом по двигательным расстройствам (MDS) разработан рабочий документ, включающий определение, нозологическую классификацию, условия возникновения и характеристику частоты встречаемости различных видов тремора [2].

Согласно MDS, тремор характеризуется как ритмичное произвольное осцилляторное движение по крайней мере одной функциональной области тела. Установить нозологическую принадлежность тремора часто затруднительно.

Виды тремора различаются по частоте генерации, условиям возникновения, локализации, по ассоциации с другими двигательными расстройствами и требуют тщательного врачебного анализа. Большинство заболеваний, сопровождающихся дрожанием, прогрессируют, приводят к ограничению трудоспособности и бытовой деятельности.

Ранние попытки нейрофизиологического исследования тремора, основанные главным образом на записи мышечной силы и анализе ритма тремора в различных мышечных группах, позволили установить специфическую частоту, дистальное или проксимальное распределение и условия возникновения тремора [1]. Новые методики изучения позитивных и негативных симптомов тремора способствовали лучшему пониманию механизма генерации. Настоящие стандарты оценки тремора включают акселерометрические записи амплитуды тремора.

Компьютерные технологии привели к широкому применению преобразователя Фурье с использованием спектрального и поперечно спектрального анализа временных интервалов тремора [3]. Спектральный анализ преобразовывает временные характеристики в частотные. Поперечно спектральные методы (такие как кросскоррелирование или когеренция) позволяют сопоставить и обнаружить корреляцию между 2 разными временными сериями тремора путем наложения.

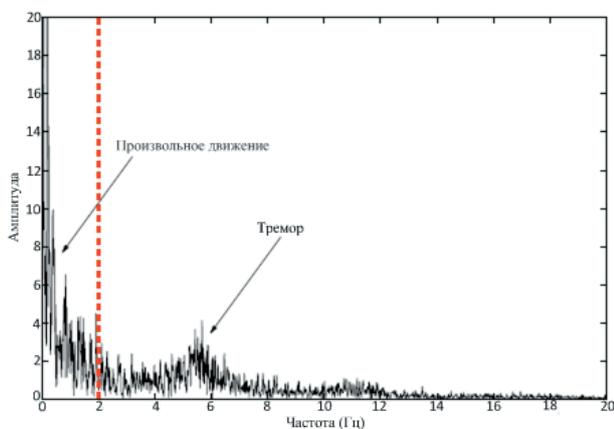


Рис. 1. Спектральная характеристика тремографического сигнала

Причины развития тремора до сих пор во многом неясны. Предполагают 2 основных механизма формирования тремора: наличие центральных и периферических осцилляций.

Центральная осцилляция обеспечиваетсяocerebellоталамокортикальной системой, но точно воссоздать центральные осцилляции в экспериментах не удалось. Способность к ритмическим разрядам определяется особыми свойствами ионных каналов в нейронах, а формирование генератора дрожания возникает при синхронизации ритмической патологической активности группы нейронов. Причинами синхронизации могут быть формирование патологических межнейронных связей, деафферентация или иные механизмы. В развитии тремора и поддержании ритмической активности его генераторов существенная роль принадлежит циркуляции импульсов по нейронным кругам. Периферическая осцилляция объясняется рефлексом растяжения. Она продуцируется периферическими чувствительными окончаниями, которые рефлекторно индуцируют двигательные модуляции. При периферических механизмах источником ритмической активности являются осцилляции в дугах сенсомоторных кругов [1].

Основным механизмом формирования тремора считают трансляцию осцилляторной активности центральной нервной системы (ЦНС) к периферическим мышцам, а ритмическая активность мышц ведет к тремору. При этом спектральный анализ показывает пик на частоте тремора как в акселерометрическом спектре, так и в спектре мышц. Эти осцилляции называют центральными; в отличие от механически рефлекторных (периферических) осцилляций они характеризуются централью установленной частотой и не зависят от механики конечности.

Это принципиальное различие между двумя механизмами может быть использовано при дифференцировании усиленного физиологического тремора и ЭТ [4]. На механику конечности можно легко повлиять, добавив дополнительный груз на исследуемую конечность (поскольку увеличение веса ведет к уменьшению резонансной частоты, частота тремора уменьшится с дополнительным грузом в случае механически рефлекторных осцилляций и останется неизменной при центральных осцилляциях). Нагрузка конечности при механически и рефлекторно усиленном физиологическом треморе действительно значительно уменьшает частоту; это позволяет сделать вывод, согласно которому ЭТ является центральным.

Независимость дрожания в разных конечностях указывает на то, что существует несколько независимых осцилляторов для каждой конечности, вовлеченной в тремор. Одной из возможных структурных основ для этого могут быть соматотопически разделенные осцилляторные петли в пределах самой ЦНС. Четкое разделение различных видов тремора в зависимости от генератора осцилляций условно. Взаимодействие между центральными и периферическими механическими рефлекторными осцилляциями возникает, вероятно, периодически при всех видах центрального тремора, что может приводить к некоторым спонтанным флюктуациям в частоте тремора и его зависимости от положения конечности.

Вопрос, является ли тремор абсолютно ритмичным колебанием, остается спорным. Ни один вид тремора не продуцируется строго синусоидальными осцилляциями. По данным акселерометрии более регулярным ритмичным по периодичности является ЭТ, форма волны которого ближе к синусоиде [5].

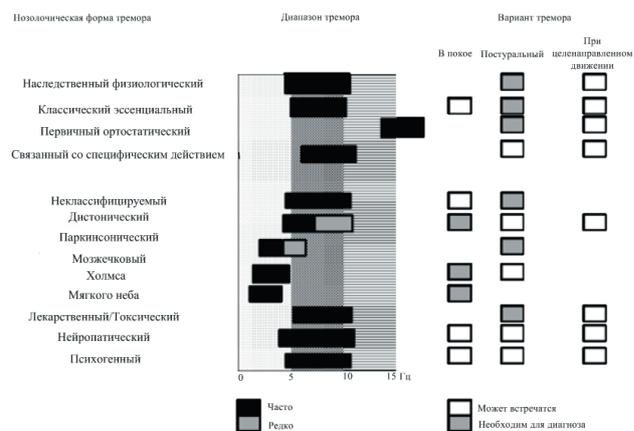


Рис. 2. Нозологические формы, частота и условия возникновения различных вариантов тремора

Характеристика паркинсонического тремора более сложна за счет возможной смены рисунка (флексия–экстензия, пронация–супинация), в результате форма волны такого тремора неправильная и неритмичная. Различаются и количество пиков в спектре частот (при ЭТ их 1–2, при БП – 3–4), и индекс соотношения амплитуд A1/A2 (при ЭТ он составляет 0,1 при БП – 0,7). Свой вклад в понимание патофизиологии дрожания вносят и другие нейрофизиологические методы. В исследовании ЭТ головы было установлено усиление межнейронной возбудимости ствола, на

что указывают измененная кривая восстановления мигательного рефлекса и торможение жевательного рефлекса [1].

Все нарушения, обнаруженные в данном исследовании рефлексов, указывают, вероятно, на уменьшение спинальных и стволовых ингибирующих влияний. Предполагается, что это происходит из-за нарушенного центрального контроля.

3. Цель и задачи исследования

Необходимо выполнить анализ существующих методов и алгоритмов оценки параметров патологического тремора, предложить эффективные подходы к решению задачи анализа диагностического сигнала в реальном масштабе времени без потери информационной составляющей.

Предлагаемые решения должны быть ориентированы на современные информационные технологии.

4. Метод

Для оценки параметров тремора в режиме реального времени предлагается двухэтапный алгоритм. На вход алгоритма поступает сигнал от прецизионного акселерометрического датчика [9,10] при выполнении пациентом определенных кинематических проб. На первом этапе происходит выделение и оценивание компонент произвольного движения. В основу положено предположение об аддитивном характере взаимодействия произвольных и непроизвольных движений [4].

Далее, производится оценивание тремора как разницы между исходным сигналом и выделенным произвольным движением. На втором этапе производится оценка мгновенной амплитуды и частоты тремора выделенного из полного движения.

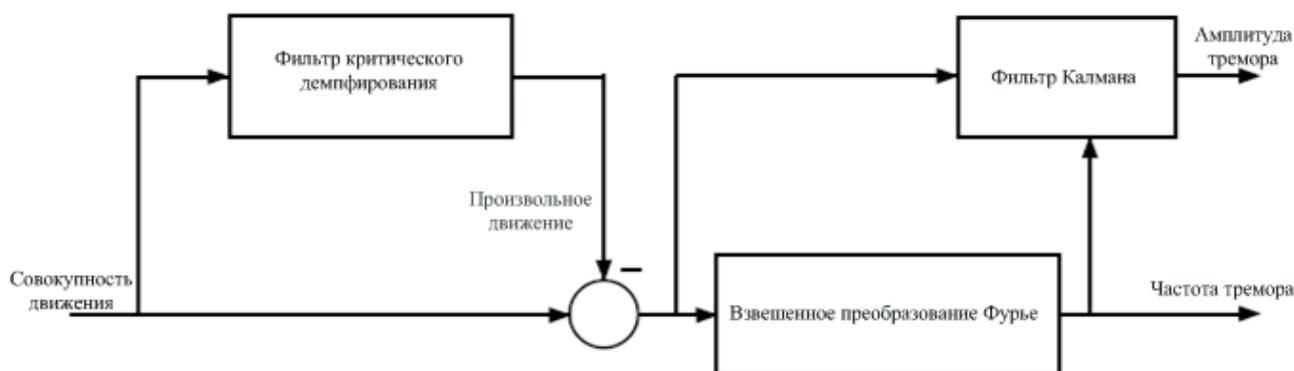


Рис. 3. Блок–схема двухэтапного алгоритма оценки мгновенных параметров тремора в режиме реального времени

Для определения оптимального способа оценивания мгновенной частоты и амплитуды тремора был проведен сравнительный анализ фильтрованной среднеквадратической ошибки некоторых стандартных алгоритмов в условиях трех кинематических проб.

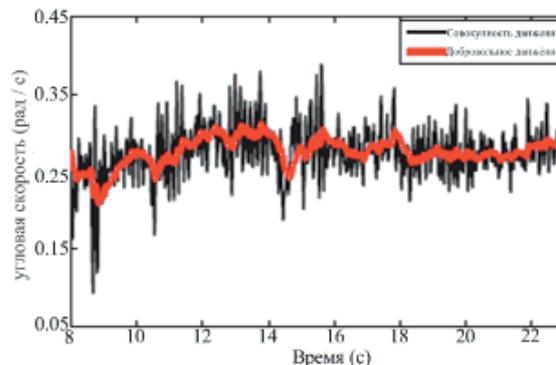


Рис. 4. Выделение компоненты произвольного движения тремограммы левой руки при пробе «разведение рук»

Таблица 1

Среднеквадратическая ошибка алгоритмов оценивания параметров тремора

Алгоритм	«Раскинув руки»	«Палец к носу»	«Отдых»
Взвешенное ПФ	0.017±0.007	0.052±0.023	0.014±0.006
Оконное ПФ	0.007±0.008	0.008±0.019	0.005±0.012
Фильтр Калмана	0.001±0.003	0.000±0.002	0.001±0.001

Взвешенное и оконное преобразование Фурье изначально использовались для оценки физиологического тремора. Физиологический тремор не только отличается от патологического тремора этиологически, но и проявляется по-разному с точки зрения амплитуды и частоты.

В настоящее время взвешенное преобразование Фурье достаточно успешно используется для оценки патологического тремора [7,8]. Поэтому предлагается подход, основанный на соединении каскадов алгоритмов взвешенного преобразования Фурье и фильтра Калмана.

Данный алгоритм минимизирует среднеквадратическую ошибку. Среднеквадратическая ошибка, по крайней мере в пять раз меньше, по сравнению с оконным преобразованием Фурье.

При использовании фильтра Калмана оценка тремора является надежной и точной как в стационарном

режиме, так и при переходных процессах, в то время как в оконном и взвешенном преобразовании Фурье отсутствует точность адаптации во время переходных процессов, в основном из-за фиксированного усиления. Это демонстрирует увеличение среднеквадратической ошибки во время пробы «палец к носу» (табл. 1).

Таким образом, оптимальная архитектура двухступенчатого алгоритма состоит из фильтра критического демпфирования, который оценивает произвольное движение, и каскада алгоритмов взвешенного преобразования Фурье, который оценивает частоту тремора, и фильтра Калмана, который оценивает амплитуду тремора рис. 4.

5. Выводы

В данной статье представлены два этапа алгоритма мгновенной оценки параметров тремора в режиме ре-

ального времени. На первом этапе алгоритм разделяет тремор и сопутствующие произвольные движения, что основано на их различных распределениях в частотной области. Далее оценки произвольного движения удаляются из совокупности кинематических данных, в целях получения оценки тремора. Затем эта оценка подается на второй этап, во взвешенное преобразование Фурье, для оценки частоты тремора, и на фильтр Калмана, который использует полученные частоты для оценки амплитуды тремора. В результате работы алгоритма обеспечивается высокая точность оценки амплитуды и частоты тремора. Двухэтапный алгоритм был проверен на тремограммах пациентов, страдающих от патологических состояний, которые вызывают тремор во время выполнения клинических и функциональных задач. Данный алгоритм может быть использован в автоматизированных системах нейроробототехники, а также в микрохирургической робототехнике для компенсации тремора рук хирурга во время проведения операций.

Литература

1. Залялова, З. Что мы знаем о треморе? [Текст] / З. Залялова // Врач. – 2011. – С.7 – 11.
2. Deuschl G., Raethjen J., Lindemann M., Krack P. Muscle Ner, 2001, no. 24, pp. 716–735.
3. Аврунин, О.Г. Автоматизированный анализ количественных показателей треморографических данных для наблюдения динамики тремора [Текст] / О.Г. Аврунин, Т.В. Жемчужкина, Т.В. Носова // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2011. – №2/2 (50). – С.17 – 21.
4. Драган, Б. Компьютерная тензотремометрия в изучении физиологического и патологического тремора [Текст] / Б. Драган // Весник психиатрии и психофармакотерапии. – 2008. – № 2(14). – С. 18 – 22.
5. Rocon E., Andrade A.O., Pons J.L., Kyberd P., Nasuto S.J., Med. Biol. Eng. Comput., 2006, no. 44, pp 569–582.
6. Анализ низкоамплитудных элементов в компьютерных системах ЭКГдиагностики [Текст]: тез. докл. 2-й Международный радиоэлектронный Форум «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития» МРФ2005. Сб. научных трудов. Том I. Пленарные заседания Форума, семинары и круглые столы, 19–23 сентября 2005г. Харьков: Е.В. Мельникова (отв. ред.). – Харьков, 2005. – с.72.
7. Vaz S., Kong X., Thakor N., IEEE Trans. Signal Process., 1994, no. 42, pp 1–10.
8. Veluvolu K.C., Tan U.X., Latt W.T., Shee C.Y., Ang W.T. In Proceedings of International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. - Kiel, Germany, August 27–31, - 2007.
9. Возможности использования датчиков тремора при проведении треморографии [Текст]: тез. докл. 16го международного молодежного форума «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке», 19 апреля 2012г. Харьков: А.И. Савицкий (отв. ред.). – Харьков, 2012. – 174 с.
10. Измерительный модуль для регистрации тремора [Текст]: тез. докл. XXIV Всесіійську науковотехнічну конференцію «Біотехнічні, медичні та екологічні системи та комплекси» (Біомедсистеми2011), 7 мая 2012 г. Рязань: А.И. Савицкий (отв. ред.). – Рязань, 2012. – 254с.

Abstract

The paper analyzes the existing ideas about the nature and mechanisms of generation of tremor. The two-stage algorithm of estimation of the tremor parameters in real-time is suggested. In the first stage, the algorithm divides the tremor and accompanying arbitrary movements, based on their different distribution in the frequency domain. Furthermore, the evaluation of a movement is removed from the set of kinematic data to generate the estimate of tremor. Then, this estimate is submitted to the second stage, a suspended Fourier transform, to estimate the frequency of tremor, and the Kalman filter, which uses obtained frequencies to estimate the amplitude of tremor.

As a result, the algorithm provides high accuracy of the estimate of the amplitude and frequency of tremor. A two-step algorithm was tested on tremograms of patients, suffering from pathological states that cause tremors during the clinical and functional problems. This algorithm can be used in automated systems of neuropsychodiagnostics, as well as for microsurgical robotics to compensate the hand tremor of a surgeon during operations

Keywords: essential tremor, tremography, arbitrary movement, two-step algorithm, suspended Fourier transform, Kalman filter, root-mean-square error, system of neuropsychodiagnostics