

Измерение информативных параметров ЭЭГ сигналов для подавления помех от движения глаз

А. Ю. Тычков¹, П. П. Чураков², А. В. Агейкин³, А. Н. Тычкова⁴

Пензенский государственный университет

¹tychkov-a@mail.ru, ²churakov-pp@mail.ru, ³keokushinkai@yandex.ru, ⁴shiringushi@mail.ru

Аннотация. В статье проведен анализ известных способов подавления помех электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов для повышения эффективности диагностики состояния здоровья и точности обнаружения пограничных психических расстройств. Предложен и обоснован оригинальный способ подавления помех от моргания глаз на ЭЭГ сигналах. В работе используется метод декомпозиции на эмпирические моды и пороговая обработка отдельных мод. Разработанный способ позволяет обнаруживать и удалять помехи с высокой точностью без искажения полезной информации о сигнале.

Ключевые слова: ЭЭГ сигнал; помеха от моргания глаз; декомпозиция на эмпирические моды; пороговая обработка

I. ВВЕДЕНИЕ

Для эффективной обработки ЭЭГ сигналов широкое применение нашли различные способы, осуществляющие подавление помех, обнаружение и распознавание информативных участков и параметров сигналов. Проблемой качественной регистрации ЭЭГ и определения информативных параметров у пациентов с различными патологиями являются помехи, связанные: со смещением электродов или плохим контактом электрод/кожа, с морганием глаз, с мышечными сокращениями и глотательными движениями [1, 2]. Основной помехой регистрируемой на ЭЭГ сигналах является помеха от моргания глаз. При обработке сигнала данная помеха вызывает ложное срабатывание системы и фиксирует задержку психического развития пациента, что приводит к неверной постановке заключения. Качественное подавление помех при обработке ЭЭГ сигналов ведет к повышению эффективности измерения информативных параметров сигналов [3, 4].

II. АНАЛИЗ СОПУТСТВУЮЩИХ РАБОТ

Задачи обработки ЭЭГ сигналов решаются посредством анализа во временной области [5]. Это обусловлено сложной структурой сигнала, повышенным быстродействием и отсутствием необходимости наличия спектральных характеристик. В условиях развития математических методов, традиционным для подавления помех стали способы частотной обработки [6].

Известный способ анализа помех в ЭЭС [7], основанный на преобразовании Грамма-Шмидта позволяет быстро и точно обнаруживать помеху от

движения глаз в исследуемом сигнале. Основным недостатком известного способа [7] является необходимость параллельной с ЭЭГ регистрации электроокулограммы (ЭОГ), позволяющей определить движение глаз и моргание испытуемого. Дополнительная регистрация ЭОГ приводит к увеличению финансовых затрат эксперимента к невозможности анализа, подавления помех при отсутствии необходимого оборудования. Кроме того, данный метод не может быть использован для анализа и обработки других видов помех, отличных от движения глаз.

В работе [8] представлен другой способ подавления мышечных помех на ЭЭГ сигналах при эпилептических отклонениях, основанный на применении пороговой обработки сигнала. Работа данного способа заключается в регистрации ЭЭГ сигнала и жестком трешолдинге, с установлением порога в 30 Гц на всем участке исследуемого сигнала. Данный способ используется только для подавления мышечных помех от 0,5 Гц до 30 Гц и последующей автоматической диагностики заболевания. Недостатком способа является его применение только для целей автодиагностики эпилепсии. Кроме того, при жесткой пороговой обработке ЭЭГ сигнала в 30 Гц имеется вероятность удаления из сигнала скрытых информативных параметров, необходимых для эффективной оценки психических расстройств.

Известен другой способ подавления помех на ЭЭГ сигналах в режиме реального времени [9]. Суть известного способа заключается в регистрации ЭЭГ сигнала и разложении его с использованием вейвлет-преобразования, с последующим выделением и распределением коэффициентов разложения на определенные частотные диапазоны. Каждый частотный диапазон сравнивается с пороговым значением (пороговый уровень помех). В случае не соответствия вычисленных значений пороговым, указанные коэффициенты удаляются из общей выборки и восстанавливается сигнал.

Основным недостатком известного способа [9] является:

- обработка ЭЭГ сигналов с постоянной задержкой, без возможности оценки всей длительности регистрируемых данных;
- вейвлет-преобразование не адаптивно к особенностям сложной структуры ЭЭГ сигналов;

Работа выполнена при финансовой поддержке Гранта Президента, проект № МК-250.2017.8

- отсутствие достоверной информации о результатах исследования по уровню пороговой обработки, как критически важного критерия для подавления помех и сохранения полезной информации.

Необходимое условие эффективного подавления помех на ЭЭГ сигналах состоит в возможности формирования адаптивного базиса, функционально зависящего от содержания самого сигнала [10].

III. ОБОСНОВАНИЕ МЕТОДА ОБРАБОТКИ

Для эффективной обработки ЭЭГ сигналов предложено применение преобразования Гильберта–Хуанга (ПГХ). Впервые преобразование Гильберта–Хуанга для обработки ЭЭГ сигналов применено в 2011 году [11].

Преобразование Гильберта–Хуанга включает два основных этапа [12, 13]: разложение сигнала на компоненты – декомпозиция на эмпирические моды (empirical mode decomposition, *EMD*); спектральный анализ Гильберта (Hilbert Spectral, *HS*).

Эмпирические моды (ЭМ) – это монокомпонентные составляющие сигнала, но вместо постоянной амплитуды и частоты, они имеют меняющуюся во времени амплитуду и частоту. ЭМ не имеют строгого аналитического описания, но должны удовлетворять двум условиям, гарантирующим определенную симметрию и узкополосность базисных функций:

- общее число экстремумов равняется общему числу нулей с точностью до единицы;
- среднее значение двух огибающих (как частный случай – среднее значение разнополярного сигнала) – верхней, интерполирующей локальные максимумы, и нижней, интерполирующей локальные минимумы, должно быть приближенно равно нулю.

Идея метода состоит в том, что ЭЭГ сигнал на каждом уровне разложения представляется в виде двух составляющих. Первая составляющая – очередная извлеченная ЭМ ЭЭГ сигнала представляет собой, быстро осциллирующую, детализирующую, отвечающую за передачу высоких частот составляющую, отражающую локальные особенности и тонкие детали сигнала. Вторая составляющая (остаток после извлечения очередной ЭМ) – это медленно изменяющаяся, аппроксимирующая и отвечающая за передачу низких частот составляющая.

Основным достоинством метода декомпозиции является высокая адаптивность, связанная с тем, что базисные функции, используемые для разложения сигнала, конструируются непосредственно из самого исследуемого сигнала, что позволяет учесть все его локальные особенности, внутреннюю структуру, присутствие различных помех [14]. Кроме адаптивности, метод обладает и другими важными для практических приложений свойствами:

- локальностью, т.е. возможностью учета локальных особенностей сигнала;

- ортогональностью, обеспечивающей восстановление сигнала с определенной точностью (сумма всех ЭМ, включая остаток, реконструирует входной сигнал, и может использоваться для определения ошибки декомпозиции; все моды и остаток ортогональны друг другу);
- полнотой, гарантирующей конечность числа базисных функций при конечной длительности сигнала.

В результате декомпозиции, из исходного сигнала $f(t)$ извлекается конечное число ЭМ $f_i(t)$ и результирующий остаток $r_v(t)$, который представляет собой либо постоянную величину, либо медленно меняющийся тренд и дальнейшему разложению не подлежит (поскольку у него отсутствует экстремумы, используемые при конструировании огибающих):

$$f(t) = \sum_{i=1}^{V-1} f_i(t) + r_v(t). \quad (1)$$

При этом каждая функция $f_i(t)$ является монокомпонентной, имеет свой характерный временной масштаб осцилляций, который убывает с ростом её номера i , а процесс вычисления сводится к устранению локального тренда, соответствующего данному масштабу [16].

Отметим, что общее количество ЭМ полученных в результате разложения сигнала находится в линейной зависимости от длины (времени или количества отсчетов) самого сигнала, наличия помех различного вида и их интенсивности [14].

Кроме того, для решения задач эффективного подавления помех на ЭЭГ сигналах, ЭМ, полученные в результате декомпозиции, выделены в три группы [16]:

- ЭМ, содержащие полезную информацию;
- ЭМ, в которых присутствует полезная информация и помехи;
- ЭМ, содержащие помехи.

В статье, с использованием преобразования Гильберта–Хаунга, предложен оригинальный адаптивный, автоматизированный способ подавления помех от моргания глаз на ЭЭГ сигналах.

IV. РАЗРАБОТКА СПОСОБА ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ

С целью эффективного подавления помех на ЭЭГ сигналах предлагается способ, блок-схема которого приведена на рис. 1.



Рис. 1. Способ подавления помех от моргания глаз на ЭЭГ сигналах

Суть способа заключается в выполнении следующих действий:

1. Ввод ЭЭГ сигнала. Ввод сигнала осуществляется из сформированной базы сигналов пациентов с различными помехами в условиях свободной двигательной активности человека. База данных сигналов сформирована из числа пациентов ОПБ им. К.Р. Евграфова (г. Пенза) с психическими расстройствами в условиях свободной двигательной активности. На рис. 2 приведены примеры ЭЭГ сигналы двух пациентов в первом лобном отведении, зарегистрированные с помощью сертифицированного оборудования «Нейроспектр-1».

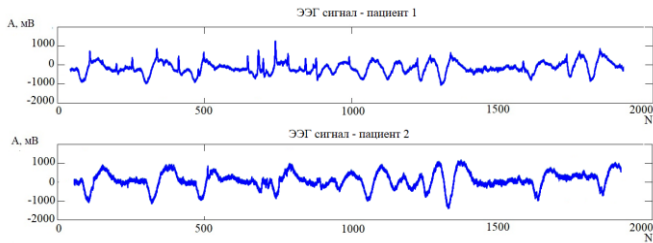


Рис. 2. ЭЭГ сигналы

2. Декомпозиция ЭЭГ сигнала на ЭМ. Пример разложения ЭЭГ сигнала на ЭМ приведен на рисунке 3. По результатам декомпозиции разложения ЭЭГ сигнал разложен на 9 ЭМ.

3. Проверка остатка $r_V(t)$ на нелинейность. На этом этапе определяется число экстремумов остатка $r_V(t)$. Если общее число экстремумов остатка сигнала равняется единице (рис. 3 – верхний график), то остаток $r_V(t)$ является нелинейной функцией и система присваивает статус «На ЭЭГ сигнале присутствует помеха от моргания глаз»; если нулю (рис. 3 – нижний график), то остаток $r_V(t)$ является линейной функцией и система присваивает статус «На ЭЭГ сигнале отсутствует помеха от моргания глаз»:

$$r_V(t) = \begin{cases} x(t) + y(t), & \text{если } |s(t)| = 1 \\ x(t), & \text{если } |s(t)| = 0 \end{cases}, \quad (2)$$

где $y(t)$ – дискретные отсчеты времени помехи от движения глаз на ЭЭГ; $s(t)$ – число экстремумов конечной огибающей сигнала $r_V(t)$ ЭЭГ.

4. Пороговая обработка отдельных ЭМ ЭЭГ сигнала осуществляется путем удаления остатка $r_V(t)$ из сигнала и отдельных ЭМ, частота которых не превышает 0,5 Гц. В этот частотный промежуток попадают две низкочастотные ЭМ $m(k-1)$, $m(k)$.

5. Восстановление ЭЭГ сигнала с допустимым уровнем помех, как суммы отфильтрованных мод ЭЭГ сигнала.

6. Вычисление уровня помех и проверка его соответствия допустимому уровню, осуществляется путем вычисления значений статистических критериев отклонения восстановленного ЭЭГ сигнала.

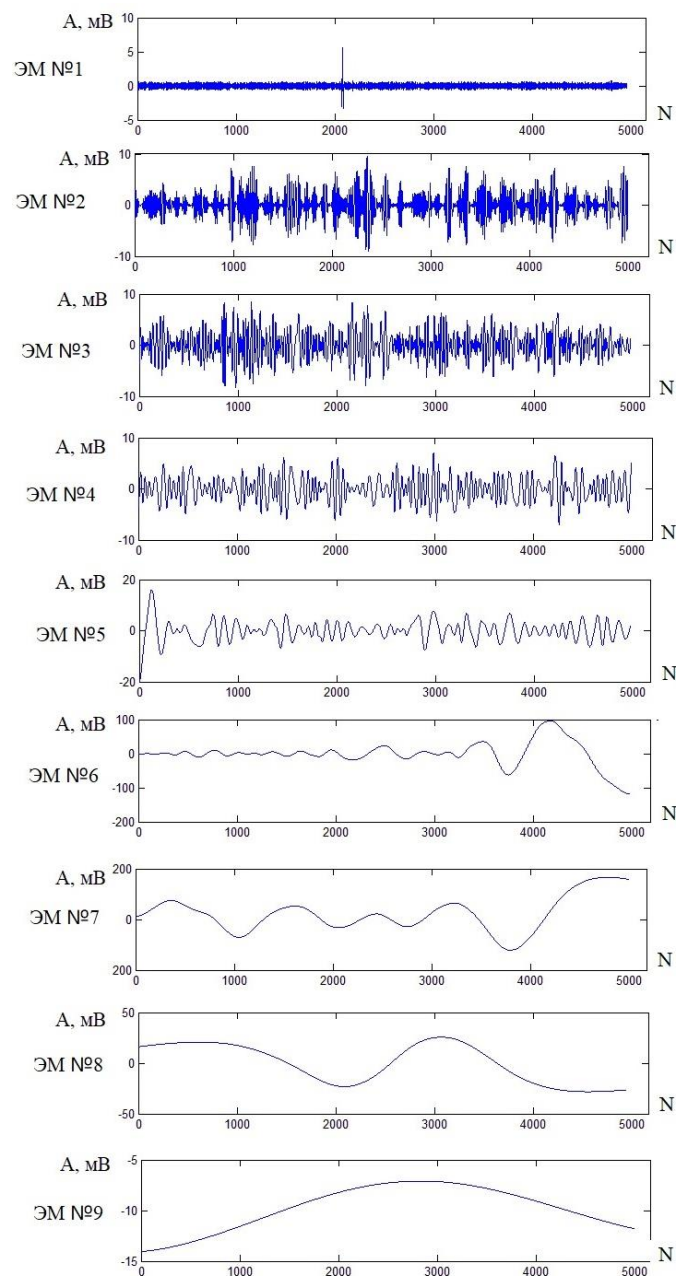


Рис. 3. ЭМ ЭЭГ сигнала

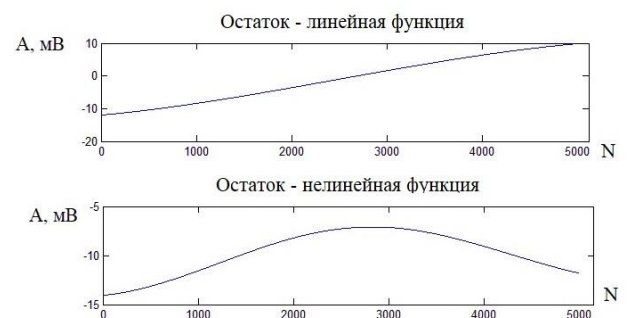


Рис. 4. Функция остатка ЭЭГ сигнала

V. РЕЗУЛЬТАТЫ

Для проведения исследования разработанного способа подавления помех от моргания глаз смоделирована база ЭЭГ сигналов, состоящая из сигналов с различной частотой моргания глаз пациентов. Так, сформировано 50 ЭЭГ сигналов длительностью 5000 отсчетов без помех и 42 ЭЭГ сигнала той же длительности с помехами от моргания глаз.

Для оценки точности измерения информативных параметров помех от моргания глаз на ЭЭГ сигналах используется коэффициент правильного (*Detection rate, DR*) и пропущенного (*Missed Detection, MD*) обнаружения:

$$DR_s = \frac{A}{A+B} \cdot 100\%, MD_s = \frac{B}{A+B} \cdot 100\% \quad (3)$$

$$DR_{sp} = \frac{D}{C+D} \cdot 100\%, MD_{sp} = \frac{C}{C+D} \cdot 100\% \quad (4)$$

где A – обнаруженная помеха от моргания глаз на ЭЭГ сигнале с помехой, B – необнаруженная помеха от моргания глаз на ЭЭГ сигнале без помехи, C – необнаруженная помеха от моргания глаз на ЭЭГ сигнале с помехой, D – обнаруженная помеха от моргания глаз на ЭЭГ сигнале без помехи.

В рамках исследования основной задачей являлось правильное определение на ЭЭГ сигнале помеху от моргания глаз по вычисленной нелинейной функции ЭМ. Поэтому коэффициент DR соответствует ложному присваиванию статуса «Отсутствует помеха от моргания глаз», а коэффициент MD – соответствует ложному присваиванию статуса «Присутствует помеха от моргания глаз».

В таблице приведены результаты исследований определения помех о моргания глаз на ЭЭГ сигналах.

ТАБЛИЦА 1 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Состояние	Результат определения		Коэффициент DR и MD, %	
	Наличие помехи	Отсутствие помехи		
Наличие помехи	42 чел.	4 чел.	DR	8
Отсутствие помехи	2 чел.	50 чел.	MD	4

Результаты исследований показали, что из 50 ЭЭГ сигналов без помех, только 4 сигнала имели остаток с нелинейной функцией, что составляет 8% от общей выборки. При исследовании сигналов с помехой от моргания глаз, только 2 сигнала имели остаток с линейной функцией, что составляет 4% от общей выборки ЭЭГ сигналов с помехами от моргания глаз.

VI. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложенный способ анализа ЭЭГ сигналов и подавления помех от моргания глаз, основанный на применении метода декомпозиции на эмпирические моды и пороговой обработки отдельных моды может быть применен в клинической практике и разработке новых систем диагностики психических расстройств человека.

Предложенный способ может быть адаптирован для подавления других помех и требует проведение дополнительных исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Boudraa A.O., Cexus J.C. EMD-Based Signal Noise Reduction // World Academy of Science, Engineering and Technology. 2002. 394 p.
- [2] Тычков А.Ю., Чураков П.П., Алимурдов А.К. Концепция разработки новых методы адаптивной обработки медицинских сигналов и совершенствования технических средства функциональной диагностики организма // Перспективные информационные технологии (ПИТ 2015). СГАУ. 2015. С. 353-354.
- [3] Olbrish S. EEG biomarkers in major depressive disorder: discriminative power and prediction of treatment response // International Review of Psychiatry. 2013. Vol. 25. PP. 604-618.
- [4] Tychkov A.Yu., Churakov P.P., Alimuradov A.K., Kuzmin A.V. Development of virtual device for empirical modes decomposition of biomedical signals // International Siberian Conference on Control and Communications (SIBCON). 2015. PP. 211-215.
- [5] Дарховский Б.С., Каплан А.Я., Шишкин С.Л. Подход к оценке сложности кривых на примере электроэнцефалограммы (ЭЭГ) // Автоматика и телемеханика. 2002. № 3. С. 134-140.
- [6] Williamson R. Vocal biomarkers of depression based on motor incoordination // AVEC'13 Proceedings of the 3rd ACM international workshop on audio/visual emotion challenge. 2013. PP. 41-48.
- [7] Bau D., Trefethen L. Numerical linear algebra // Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics, 1997. 325 p.
- [8] Santillan-Guzm A., Fischer M. Real-time empirical mode decomposition for eeg signal enhancement // EUSIPCO 2013. PP. 1-6.
- [9] Daly I., Scherer R. FORCe: fully online and automated artifact removal for brain-computer interfacing / IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering. 2015. Vol. 23, № 5. PP. 725-736.
- [10] Tychkov A.Yu., Alimuradov A.K., Kuzmin A.V. Development of effective noise biomedical signals processing method // International Journal of Applied Engineering Research. 2015. № 3. PP. 8527-8531.
- [11] Pachori R., Bajaj V. Analysis of normal and epileptic seizure EEG signals using empirical mode decomposition // Comput Methods Programs Biomed. 2011. № 3. PP. 373-381.
- [12] Huang N.E. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis // Proceedings of the Royal Society of London. 1998. pp. 903-995.
- [13] Sharpley R.C. Analysis of the intrinsic mode Functions industrial mathematics institute // Department of Mathematics University of South Carolina. 2004. 32 p.
- [14] Klionsky D.M., Oreshko N.I. Empirical mode decomposition in segmentation and clustering of slowly and fast changing non-stationary signals // Pattern Recognition and Image Analysis. 2009. Vol. 19, № 1. PP. 14-29.
- [15] Mikhled A. ECG signal denoising by wavelet transform thresholding // Communication and electronics engineering department of philadelphia university. Tehran. 2008. 128 p.
- [16] Tychkov A.Yu. Development and study of a virtual encephalograph / Biomedical Engineering. 2015. Vol. 49, № 1. PP. 37-41.