

## Использование сферических гармоник для анализа источников ЭЭГ при наличии шума

Лыжко Е.В.<sup>1</sup>, Махортых С.А.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>ИМПБ РАН – филиал ИПМ им. М.В. Келдыша РАН

<sup>2</sup>Пушчинский государственный естественно-научный институт

[lyzko@yandex.ru](mailto:lyzko@yandex.ru), [makh@impb.ru](mailto:makh@impb.ru)

Целью данной работы является оценка влияния сферических гармоник, используемых в качестве предварительной обработки электроэнцефалографии (ЭЭГ), на результат локализации источников. Для оценки эффективности метода, ЭЭГ были смоделированы с помощью упрощенной модели, состоящей из токового диполя синусоидальной динамики. Диполь был помещен в сферу, имеющую трехслойную структуру с различными значениями проводимости. К сигналу на поверхности сферы была добавлена различная величина шума. Для расчета коэффициентов сферических функций была применена линейная интерполяция для дискретных значений сигнала, равномерно распределенных по сфере. Далее был выполнен анализ источников для смоделированного электрического сигнала с предварительной обработкой сигнала с использованием сферических гармоник и без предварительной обработки. Исходный анализ с использованием сферических функций Лежандра показал большую устойчивость к шумовой составляющей. В будущем необходимо исследовать реалистичные сценарии измерений с неравномерным или распределением датчиков на ограниченной поверхности. Для этого требуется разработка процедуры экстраполяции, которая позволит использовать этот метод для повышения точности локализации измеренной ЭЭГ.

*Ключевые слова:* сферические гармоник, полиномы Лежандра, локализация источников, ЭЭГ, отношение сигнал / шум.

## Spherical harmonics application for EEG sources analyses in the presence of noise

Lyzhko E.V.<sup>1</sup>, Makhortykh S.A.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>IMPB RAS – Branch of KIAM RAS

<sup>2</sup>Pushchino State Natural Science Institute

The aim of this study is to evaluate the influence of spherical harmonics as a preprocessing step on electroencephalography (EEG) source analysis. To evaluate the effectiveness of the method, EEG was simulated simplified model by using a current dipole with sinusoidal dynamics. The dipole was placed in a sphere with a three-layer structure of different conductivity values. Different levels of measurement noise were added to the surface signal on the sphere. To calculate the coefficients of spherical functions, linear interpolation was applied for discrete values of the signal uniformly distributed over the sphere surface. Source analysis was later performed on the simulated electrical signal with and without preprocessing via spherical harmonics. Source analysis in conjunction with the Legendre spherical functions showed greater robustness to measurement noise. In the future, realistic measurement scenarios with non-uniform or limited sensor coverage will be investigated. This requires the development of an extrapolation procedure that allows this method to be used to improve localization accuracy for EEG measurements.

*Key words:* spherical harmonics, Legendre polynomials, source localization, EEG, signal/noise ratio.

### 1. Введение

Электроэнцефалография (ЭЭГ) и в меньшей степени, магнитоэнцефалография (МЭГ) являются

популярными электрофизиологическими методами нейровизуализации, которые могут регистрировать быстрые изменения активности мозга посредством регистрации разницы потенциалов в случае ЭЭГ или магнитных полей в случае МЭГ, на или вблизи

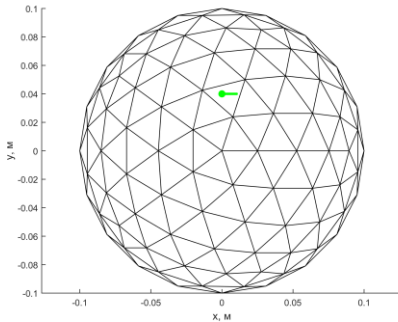
поверхности головы. Однако для них характерно ограниченное пространственное разрешение, которое может быть улучшено с помощью процедуры реконструкции источников. Зачастую экспериментальная процедура ограничена небольшим количеством датчиков или частичным покрытием поверхности измерения. Кроме этого, низкое отношение сигнал / шум (ОСШ) может также приводить к искажению результата локализации источников.

В данном исследовании перед выполнением процедуры локализации источников мы намерены применить анализ сферических гармоник (СГ) для предварительной обработки данных EEG. Ожидается, что фильтрация с помощью СГ подавит шумовую составляющую. Также предполагается, что качество реконструкции источников может улучшиться [1], в результате применения СГ в качестве предварительной обработки. Кроме того, мы предполагаем, что применение СГ не будет искажать результаты анализа источников.

## 2. Методы

### 2.1. Симуляция ЭЭГ данных

Геометрическая модель была построена с помощью [2] и представляла собой трехслойную сферу (мозг, череп и скальп) с соответствующими радиусами (0.088 м, 0.092 м, 0.100 м) и проводимостью (0.33 См/м, 0.0042 См/м, 0.33 См/м). Динамика сигнала представляла собой синусоиду с амплитудой 20 пА·м и частотой 8 Гц. Диполь был помещен внутрь сферы с координатами  $x$ ,  $y$ ,  $z$  соответственно [0, 0.04, 0] м (рис. 1). Проекция дипольного момента были заданы в направлении осей  $x$  и  $z$ . 162 измерительных канала были равномерно распределены на поверхности сферы. Процедура расчета координат каналов была выполнена на основе структуры правильного икосаэдра (30 ребер, 12 вершины) в два этапа. В центр каждого ребра была добавлена вершина и построены дополнительные грани. Затем процедура разбиения была повторена.



**Рис. 1.** Геометрическая модель локализации диполя внутри сферы.

Белый гауссовский шум был добавлен с ОСШ (signal-to-noise ratio, SNR) 0, 5, 10 и 20 дБ:

$$SNR_{dB} = 20 \log_{10} \frac{\sigma_{signal}}{\sigma_{noise}}, \quad (1)$$

где  $\sigma_{signal}$  – стандартное отклонение сигнала без шума;  $\sigma_{noise}$  – стандартное отклонение добавленного шума.

### 2.2. Коэффициенты сферических функций

Для анализа пространственной структуры данных ЭЭГ, представленной с помощью (2), в каждый дискретный момент времени были рассчитаны коэффициенты сферических функций Лежандра (3–5) с глубиной разложения  $N = 10$ :

$$Y(\theta, \varphi) \approx \sum_{n=0}^N \sum_{k=0}^n (a_{nk} P_n^k \cos k\varphi + b_{nk} P_n^k \sin k\varphi), \quad (2)$$

$$a_{n0} = \frac{2n+1}{4\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \int_0^{\pi} Y(\theta, \varphi) P_n \sin \theta d\theta d\varphi, \quad (3)$$

$$a_{nk} = \frac{(2n+1)(n-k)!}{2\pi(n+k)!} \int_{-\pi}^{\pi} \int_0^{\pi} Y(\theta, \varphi) P_n^k \cos k\varphi \sin \theta d\theta d\varphi, \quad (4)$$

$$b_{nk} = \frac{(2n+1)(n-k)!}{2\pi(n+k)!} \int_{-\pi}^{\pi} \int_0^{\pi} Y(\theta, \varphi) P_n^k \sin k\varphi \sin \theta d\theta d\varphi, \quad (5)$$

где  $P_n$ ,  $P_n^k$  – полиномы и присоединенные полиномы Лежандра с аргументом  $\cos(\theta)$ .

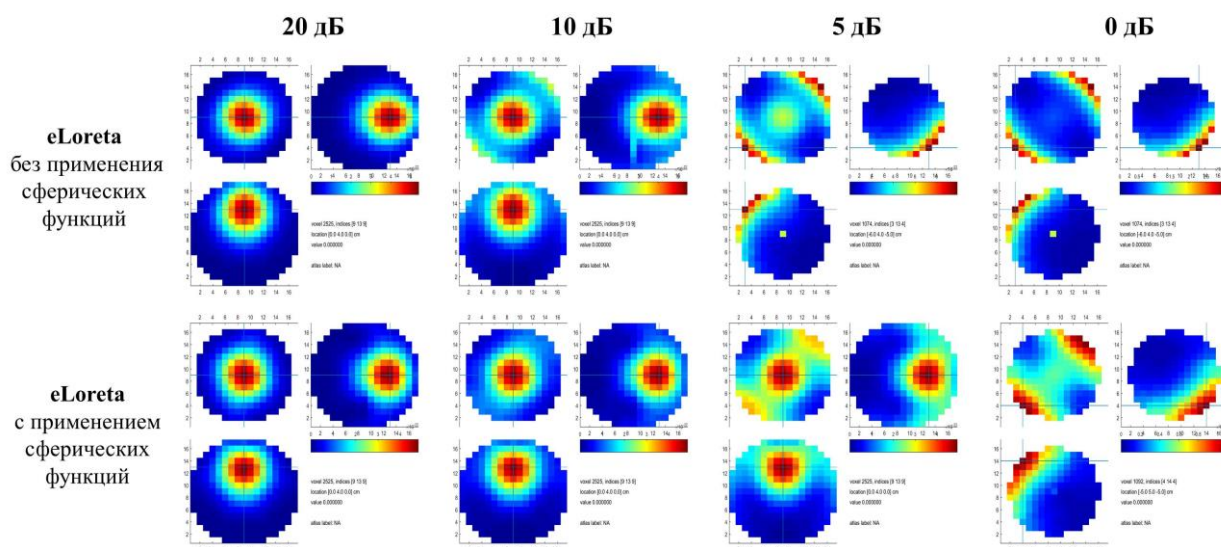
### 2.3. Анализ источников

Для анализа источников был использован стандартный метод анализа источников eLORETA (exact low resolution brain electromagnetic tomography) [3], реализованный в [2], выполняющий реконструкцию плотности тока для всех точек сетки. Метод позволяет получить плотность тока с максимумами, соответствующими локализации источников. Анализ источников был выполнен на трехмерной сетке с  $N_v$  точками. В каждой точке сетки предполагается 3 токовых диполя ориентированных в направлении осей  $x$ ,  $y$  и  $z$ , что увеличивает общее число токовых диполей в три раза,  $N_j$ . Временные изменения токовых диполей описываются матрицей плотности тока  $\mathbf{J}$ . Матрица данных  $\mathbf{Y}$  является результатом измерения ЭЭГ, выполненным на поверхности с использованием  $N_c$  электродов. Источники активности проектируются на поверхность сферы с помощью приводящей матрицы поля  $\mathbf{K}$  размерности  $N_c \times N_j$ , рассчитанной в результате решения прямой задачи. Перед выполнением анализа источников измеренный сигнал и приводящая матрица были преобразованы к общему усредненному электроду. Вектор плотности тока в каждой точке сетки  $v$  был получен с помощью формулы:

$$\hat{\mathbf{J}}_v = \mathbf{W}_v^{-1} \mathbf{K}_v^T (\mathbf{K} \mathbf{W}^{-1} \mathbf{K}^T + \alpha \mathbf{C})^{-1} \mathbf{Y}, \quad (6)$$

где  $\mathbf{W}_v$  – симметричная матрица весов с размерностью  $N_c \times N_j$ ,  $\alpha$  – параметр регуляризации,

“+” – означает операцию нахождения псевдообратной матрицы.  $\mathbf{K}_v$  включает в себя три столбца приводящей матрицы поля  $\mathbf{K}$ , соответствующие точке сетки  $v$ . Матрица  $\mathbf{W}$  рассчитывается итерационно, как описано в [3], пока не будет достигнута сходимость.



**Рис. 2.** Распределение мощности сигнала в результате анализа источников с помощью eLORETA метода без применения и с применением сферических функций к сигналу, регистрируемому на поверхности сферы. Расчеты выполнены для отношения сигнал/шум 20 дБ, 10 дБ, 5 дБ и 0 дБ.

### 3. Результаты

Результаты локализации источников без предварительной обработки демонстрировали правильные результаты для симулированных данных с ОСШ 20 и 10 дБ (см. рис. 2). Использование анализа СГ на этапе предварительной обработки показало правильную локализацию источника для данных ЭЭГ с 20, 10 и 5 дБ (см. рис. 2). Использование анализа СГ не привело к нарушению динамики источников, регистрируемой на поверхности сферы, а напротив, привело к улучшению локализации, особенно, для данных с ОСШ 10 и 5 дБ. Анализ eLORETA без предварительной обработки не смог восстановить правильное распределение источников, начиная с ОСШ 5 дБ.

Причины, по которым данные характеризуются низким ОСШ, связаны с использованием датчиков низкой чувствительности, сильная зашумленность данных техническими или физиологическими артефактами, а также выполнение усредненных оценок при недостаточном количестве испытаний. В этих случаях использование СГ на этапе предварительной обработки перед анализом источников может улучшить локализацию источников и, возможно, последующий анализ функциональных или эффективных связей источников.

В клинических и когнитивных исследованиях мозга ЭЭГ зачастую имеют низкое разрешение с менее чем 64 электродами и ЭЭГ шапочками, которые охватывают ограниченную поверхность

головы, а также в исследованиях при постоянном мониторинге ЭЭГ. Для этих усложненных случаев, необходимо провести анализ сферических гармоник в сочетании с процедурой экстраполяции для улучшения восстановления источников.

### 4. Выводы

В результате проведенного исследования была успешно выполнена процедура анализа источников при обработке сигнала с помощью СГ. Применение этого анализа на этапе предварительной обработки улучшило результаты локализации источника, особенно для данных с низким ОСШ 5 и 10 дБ. В будущем будет исследован реалистичный подход с распределением каналов регистрации на части поверхности.

### 5. Благодарности

Работа выполнена в рамках темы Государственного задания № 0017-2016-0103 при поддержке РФФИ, проект 16-01-00692.

### 6. Список литературы

1. Pascual-Marqui R.D., Gonzalez-Andino S.L., Valdes-Sosa P.A. Current source density estimation and interpolation based on the spherical harmonic Fourier expansion. *International journal of neuroscience*. 1988. V. 43. № 3–4. P. 237–249.
2. Oostenveld R., Fries P., Maris E., Schoffelen J.M. Field Trip: open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive

- electrophysiological data. *Computational Intelligence and Neuroscience*. 2011. V. 2011. Article No. 156869. doi: [10.1155/2011/156869](https://doi.org/10.1155/2011/156869).
3. Pascual-Marqui R.D. *Discrete, 3D Distributed, Linear Imaging Methods of Electric Neuronal Activity. Part 1: Exact, Zero Error Localization*. [arXiv:0710.3341](https://arxiv.org/abs/0710.3341) (дата обращения: 01.09.2018).