

УДК 537.86, 621.37  
<https://doi.org/10.32362/2500-316X-2024-12-1-92-100>



## НАУЧНАЯ СТАТЬЯ

# Локальный пространственный анализ ЭЭГ-сигналов с помощью лапласиановского монтажа

А.А. Слезкин<sup>1, 2, @</sup>,  
С.П. Степина<sup>3</sup>,  
Н.Г. Гусейн-заде<sup>2, 4</sup>

<sup>1</sup> Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии, Российская академия наук, Москва, 117485 Россия

<sup>2</sup> МИРЭА – Российский технологический университет, Москва, 119454 Россия

<sup>3</sup> Российский университет дружбы народов, Москва, 117198 Россия

<sup>4</sup> Институт общей физики им. А.М. Прохорова, Российская академия наук, Москва, 119991 Россия

@ Автор для переписки, e-mail: com2274@yandex.ru

### Резюме

**Цели.** Одной из актуальных задач, возникающих при регистрации сигналов мозговой активности с помощью электроэнцефалографии (ЭЭГ), является уменьшение влияния помех (артефактов). В данном исследовании рассматривается один из способов решения данной задачи с помощью дифференциального оператора Лапласа. Цель работы – определение количества электродов, входящих в лапласиановский монтаж, а также выяснение требований к геометрической форме их расположения для обеспечения наилучшего качества обработки сигналов ЭЭГ.

**Методы.** Метод лапласиановского монтажа основывается на использовании отдельных электродов для определения второй производной сигнала, которая пропорциональна электрическому току в соответствующей точке поверхности головы. Этот подход позволяет оценить потенциал нейронной активности источника, находящегося в малой области, ограниченной комплексом электродов. При использовании небольшого количества равноудаленных электродов вокруг целевого электрода при лапласиановском монтаже удастся получить значительно более качественный сигнал из области, находящейся под электродным комплексом.

**Результаты.** Для всех рассмотренных в статье способов построения лапласиановского монтажа, было показано, что комплекс, состоящий из 16 + 1 отдельных электродов, является наиболее предпочтительным для использования. Выбор схемы 16 + 1 обусловлен наилучшим компромиссом между качеством обработки сигналов ЭЭГ и сложностью изготовления электродного комплекса при заданных геометрических параметрах. Оценка качества проводилась моделированием сигнала помехи, с помощью чего удалось оценить правильность выбора схемы построения монтажа.

**Выводы.** Установлено, что применение метода лапласиановского монтажа способно значительно уменьшить влияние артефактов. С помощью предложенной схемы монтажа обеспечивается высокий уровень подавления помеховых сигналов, источники которых находятся далеко за пределами проекции электродного комплекса. Однако не все помехи, источники которых лежат в глубине мозга, могут быть эффективно подавлены с помощью одной лишь схемы лапласиановского монтажа. Необходимо использовать различные цифровые методы обработки сигналов, учитывающие их статистические свойства.

**Ключевые слова:** электроэнцефалография, ЭЭГ-сигналы, артефакт, референтный монтаж, лапласиановский монтаж, схема наложения электродов, электродный комплекс

• Поступила: 26.05.2023 • Доработана: 13.09.2023 • Принята к опубликованию: 05.12.2023

**Для цитирования:** Слезкин А.А., Степина С.П., Гусейн-заде Н.Г. Локальный пространственный анализ ЭЭГ-сигналов с помощью лапласиановского монтажа. *Russ. Technol. J.* 2024;12(1):92–100. <https://doi.org/10.32362/2500-316X-2024-12-1-92-100>

**Прозрачность финансовой деятельности:** Авторы не имеют финансовой заинтересованности в представленных материалах или методах.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## RESEARCH ARTICLE

# Local spatial analysis of EEG signals using the Laplacian montage

Andrey A. Slezkin<sup>1, 2, @</sup>,  
Svetlana P. Stepina<sup>3</sup>,  
Namik G. Gusein-zade<sup>2, 4</sup>

<sup>1</sup> *Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology, Russian Academy of Sciences, Moscow, 117485 Russia*

<sup>2</sup> *MIREA – Russian Technological University, Moscow, 119454 Russia*

<sup>3</sup> *Patrice Lumumba Peoples' Friendship University of Russia (RUDN university), Moscow, 117198 Russia*

<sup>4</sup> *Prokhorov General Physics Institute, Russian Academy of Sciences, Moscow, 119991 Russia*

@ *Corresponding author, e-mail: com2274@yandex.ru*

### Abstract

**Objectives.** One pressing problem when recording brain activity signals by electroencephalography (EEG) is the need to reduce the effect of interference (artifacts). This study presents a method for resolving this problem using the Laplace differential operator. The aim is to determine the number of electrodes included in the Laplacian montage, as well as to clarify the requirements for the geometric shape of their placement, in order to ensure the best quality of EEG signal processing.

**Methods.** The Laplacian montage method is based on the use of individual electrodes to determine the second derivative of the signal, proportional to the electric current at the corresponding point on the surface of the head. This approach allows the potential of neural activity of the source located in a small area limited by the electrode complex to be evaluated. By using a small number of equidistant electrodes placed around the target electrode, the Laplacian montage can produce a significantly higher quality signal from the area under the electrode complex.

**Results.** Among all the methods for constructing the Laplacian montage discussed in the article, a complex consisting of 16 + 1 electrodes was shown to be preferable. The choice of the 16 + 1 scheme was determined by the best compromise between the quality of EEG signal processing and the complexity of manufacturing the electrode complex with given geometric parameters. The quality assessment was carried out by simulating the interference signal which allowed the correctness of the choice of installation design to be evaluated.

**Conclusions.** The use of the Laplacian montage method can significantly reduce the effect of artifacts. The proposed montage scheme ensures a good suppression of interference signals, the sources of which are located far beyond the projection of the electrode complex. However, not all interference arising from sources deep inside the brain, can be effectively suppressed using the Laplacian montage scheme alone.

**Keywords:** electroencephalography, EEG signals, artifact, reference montage, Laplacian montage, electrode placement scheme, electrode complex

• Submitted: 26.05.2023 • Revised: 13.09.2023 • Accepted: 05.12.2023

**For citation:** Slezkin A.A., Stepina S.P., Gusein-zade N.G. Local spatial analysis of EEG signals using the Laplacian montage. *Russ. Technol. J.* 2024;12(1):92–100. <https://doi.org/10.32362/2500-316X-2024-12-1-92-100>

**Financial disclosure:** The authors have no a financial or property interest in any material or method mentioned.

The authors declare no conflicts of interest.

## ВВЕДЕНИЕ

Электроэнцефалография (ЭЭГ) является одним из наиболее распространенных методов исследования электрической активности головного мозга, который помогает определить функциональное состояние мозга. При регистрации электрических потенциалов на поверхности головы часто происходит зашумление полезного сигнала артефактами различной природы. Для получения адекватной информации о функционировании структур мозга применяются различные радиофизические методы, как аппаратные, так и основанные на подходах, известных из теории обработки сигналов и статистической радиофизики.

**Аппаратные методы** улучшения качества сигнала ЭЭГ в первую очередь основываются на использовании новых типов электродов, а также схем монтажа и расположения электродов. Монтаж отведений представляет собой систему связей между электродами, наиболее распространенные из которых описаны в обзоре [1]. Количество электродов, входящих в монтаж, может меняться от 2 до 20 в зависимости от цели записи. Использование различных типов монтажа при проведении ЭЭГ-исследований позволяет получить более точные данные об электрической активности мозга и выявить специфические электрические события, которые могут быть важны для диагностики и лечения различных заболеваний [2]. Различают варианты монтажа, часть из которых будет описана ниже.

**Монополярный монтаж**, при котором записывается разность потенциалов между одним электродом и некоторой опорной точкой (обычно она расположена за ушной раковиной). При **биполярном монтаже** регистрируется разность потенциалов между двумя электродами, располагающимися на соседних участках головы. При **монофазном монтаже** записываются только положительные или только отрицательные полуволны ЭЭГ-сигнала. Такой монтаж используется для выявления специфических электрических событий, таких как рассинхронизация или синхронизация между различными областями мозга.

**Референтный монтаж** использует дополнительный электрод, расположенный вдали от интересующих нас областей мозга. Общая электрическая

активность, записанная с помощью этого дополнительного электрода, помогает учесть влияние артефактов, возникающих, например, из-за движений глаз или работы мышц (в частности, лицевых мышц).

Целью использования референтных монтажей является запись сигнала ЭЭГ без влияния мешающих источников и шумов, т.е. по отношению к электрически нейтральному электроду. Однако из-за наличия проводимости биологических тканей невозможно размещение на поверхности головы референтного электрода, сохраняющего электрическую нейтральность. В теории это условие выполняется на бесконечном расстоянии от источника. В связи с этим еще в 1950-х гг. [3] был разработан метод, известный как **общий средний референтный монтаж**, при котором потенциалы электродов измеряются относительно общего усредненного референта, т.е. потенциала, полученного при усреднении значений, зарегистрированных со всех электродов. При случайных сигналах на всех электродах средний потенциал, т.е. потенциал общего референтного электрода, был бы равен нулю. Однако активность нейронных ансамблей пространственно распределена достаточно широко, и сигналы на электродах не являются независимыми. Для решения этой проблемы был разработан **локальный усредненный референтный монтаж**, при котором для вычисления комплексного референта используется небольшое количество электродов около целевого электрода. Существует несколько видов усредненного референтного монтажа – Лапласиана, Лемоса, Херта [4, 5].

## ЛАПЛАСИАНОВСКИЙ РЕФЕРЕНТНЫЙ МОНТАЖ

В данной статье будет использоваться лапласиановский локальный усредненный референтный монтаж. В его основе лежит тот факт, что вторая пространственная производная сигналов ЭЭГ пропорциональна электрическому току в соответствующей точке поверхности головы, который позволяет оценить значение потенциала источника нейронной активности, лежащего в его основе.

Градиент потенциального поля на любом заданном электроде рассчитывается путем измерения разницы между напряжением на интересующем электроде и напряжением каждого из ближайших соседей.

В случае вычисления градиента потенциального поля на электроде исчезает необходимость в наличии общего референтного электрода сравнения.

В настоящее время используется модификация лапласиановского монтажа для поверхностных потенциалов, разработанная в предположении однородной проводимости коры [2]. В этом методе вторая пространственная производная потенциального поля определена электрическим током, перпендикулярным к корковой поверхности.

С лапласиановским монтажом связан ряд ограничений. Точность, с которой этот монтаж способен представить сигнал, сильно зависит от межэлектродного расстояния. В первой схеме лапласиана не применялись дополнительные электроды, а использовалась только стандартная схема расположения электродов ЭЭГ. При этом методе для получения значения локального усредненного референтного электрода (для отведения C4, к примеру) использовались данные ближайших 8 электродов сетки (рис. 1). Общая идея построения монтажа основана на том, что целевому электроду, на котором определяется результирующий сигнал, присваивается вес +1. Другим электродам присваиваются веса, определяемые на основе их расстояний от места установки целевого электрода таким образом, что каждый вес пропорционален величине, обратной расстоянию в квадрате, и масштабирован так, что сумма этих весов равна -1. Таким образом, сумма всех весов равна нулю, что делает дифференциальную операцию безразличной к выбору места установки референтного электрода [4].

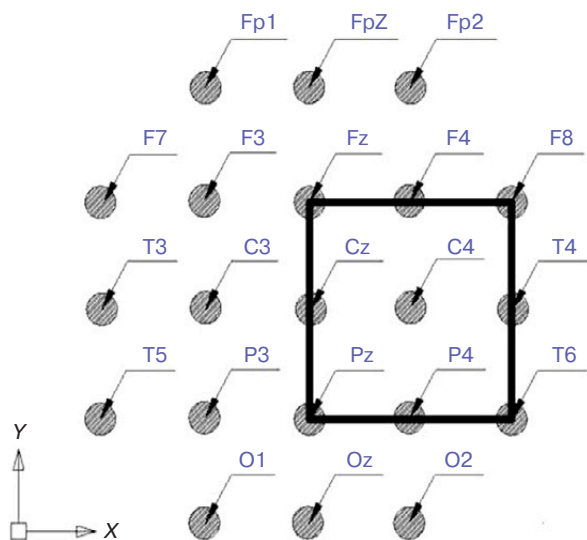


Рис. 1. Отображение схемы размещения электродов ЭЭГ 10–20 на плоскость

Для получения значения электрода C4 с помощью локального усредненного референтного электрода используют следующую формулу [1]:

$$C4 = (Fz + F4 + F8 + Cz + T4 + Pz + P4 + T6)/8. \quad (1)$$

Эта схема относительно хорошо работает для срединных и центральных электродов в стандартных схемах ЭЭГ. Тем не менее, выполнение этих предположений достаточно проблематично для периферийных электродов. В этом случае для краевых электродов вводятся весовые коэффициенты, например, для T3 берется формула [2]:

$$T3 = (2 \cdot F7 + 2 \cdot T5 + C3)/5. \quad (2)$$

Как можно видеть, в этой схеме лапласиана используются данные от электродов, расположенных на различных расстояниях до центрального электрода, что может требовать подбора весов для них и вносит искажения в результирующий сигнал.

Другим способом построения лапласиановского монтажа является использование в качестве электродов сплошных электропроводящих концентрических колец (рис. 2), как это представлено в работах [6, 7].

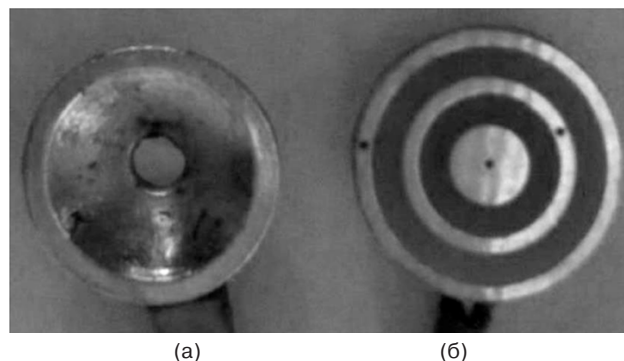


Рис. 2. Обычный электрод (а) и триполярный электрод (б), состоящий из трех концентрических колец (приведена фотография из [2])

Этот способ имеет свои преимущества и недостатки в использовании. Например, при лучшей точности получаемого сигнала довольно трудно обеспечить равномерное прилегание кольца к коже головы. Также невозможно преобразовать данный кольцевой монтаж к другой схеме обработки сигнала, в отличие от монтажа, основанного на отдельных электродах.

Кроме того, ЭЭГ-сигнал, источником которого является не точечный, а рассеянный по коже головы (диффузный) электрический заряд, также будет искажен при его обработке лапласианом. Лапласиан лучше всего подходит для работы с источниками, которые являются относительно фокальными, т.е. сосредоточенными в малой области по сравнению с размерами комплекса электродов, входящих в монтаж [8].

Рассмотрение вычислительных проблем метода лапласиана, связанных с различными конфигурациями электродов и межэлектродных расстояниями [9], а также проблемы обеспечения равномерного прилегания электродов к коже головы определили наш выбор



в пользу кольцевой формы электродного комплекса, состоящего из отдельных электродов. Для такой формы метод конечных разностей является наиболее простым способом обработки сигнала. Как будет показано далее, при использовании небольшого количества равноудаленных электродов вокруг целевого электрода при лапласиановском монтаже удается получить значительно более качественный сигнал из области, находящейся под электродным комплексом.

### СХЕМА (16 + 1)-ЭЛЕКТРОДНОГО ЛАПЛАСИАНОВСКОГО МОНТАЖА

В схеме (рис. 3) предложенного авторами (16 + 1)-электродного лапласиановского монтажа расстояние от окружности, на которой расположены периферийные электроды комплекса, до центрального электрода составляло 25 мм, что примерно соответствует среднему межэлектродному расстоянию для схемы наложения ЭЭГ 10–20. Диаметр 50 мм был определен, исходя из необходимой площади под электродным комплексом для анализа интересующих нас структур коры. С учетом размера одиночного электрода общее количество электродов, размещенных на окружности данного диаметра, составило  $N = 16$ .

Наиболее удобным расположением (16 + 1)-электродного комплекса для проведения исследования свойств и иллюстрации работы созданного лапласиановского монтажа является сенсомоторная область коры головного мозга. Место выбора расположения электродного комплекса отличается относительно плоской поверхностью в данной области головы и соответствует отведению Cz в стандартной схеме наложения электродов 10–20.

Для такого лапласиановского монтажа значение результирующего сигнала  $S_{\text{lap}}$  относительно

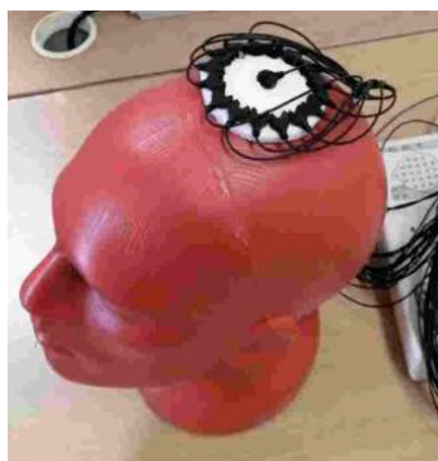
локального усредненного референтного электрода вычисляется по следующей формуле:

$$S_{\text{lap}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (S_0 - S_i), \quad (3)$$

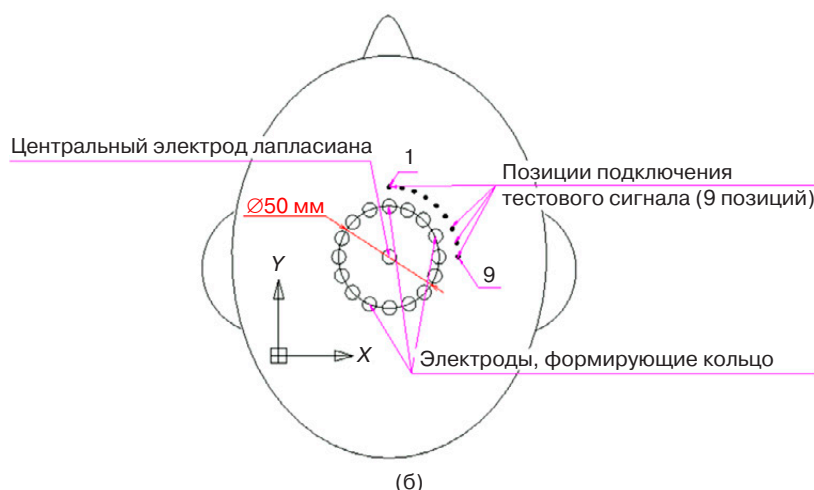
где  $S_0$  – сигнал на центральном электроде лапласиана;  $S_i$  – сигналы на электродах, входящих в кольцевой комплекс;  $N$  – количество электродов, входящих в кольцевой комплекс.

### СХЕМА ЭКСПЕРИМЕНТА

Для понимания процессов получения и обработки информации, выполняемых мозгом, необходимо знать исходную форму сигнала, возникающего в интересующем нас источнике нейронной активности мозга. Однако наличие многих центров активности в мозге человека не позволяет описать форму сигнала с заданной точностью. Для выяснения результата работы многоэлектродного комплекса использовался помеховый тестовый сигнал, который передавался в различные точки поверхности кожи головы (рис. 3), после чего выполнялись измерения потенциалов этого сигнала на всех электродах комплекса. Источником тестового сигнала в эксперименте являлся генератор синусоидальных колебаний амплитудой 50 мВ и частотой 130 Гц. Для обработки потенциалов был применен метод лапласиана для (4 + 1), (8 + 1) и (16 + 1)-электродных кольцевых монтажей. При измерении ЭЭГ данный тестовый сигнал является помехой, и применение лапласиана должно уменьшить, а в идеальном случае полностью подавить этот мешающий сигнал. Оценку эффективности применения определенного монтажа будем проводить, сравнивая коэффициенты ослабления мощности внешнего по отношению к периметру



(а)



(б)

**Рис. 3.** Схема монтажа (16 + 1)-электродного комплекса: (а) фотография муляжа головы с установленным комплексом электродов, реализующим лапласиановский монтаж; (б) эскиз комплекса электродов (вид сверху)

электродного комплекса источника сигнала. Таким образом, мы экспериментально определим количество электродов  $N$ , входящих в  $(N + 1)$ -электродную схему монтажа, при котором эффективно подавляется помеховый сигнал и не затрудняется монтаж.

Сигнал генератора последовательно подавался на кожу головы (9 позиций), находящихся на расстоянии 40 мм от центрального электрода комплекса (рис. 3). Эти 9 точек находятся на расстоянии  $1/8$  четверти длины окружности друг от друга. В режиме монополярного отведения амплитуда сигнала, регистрируемого на центральном электроде, во всех случаях составляла 40 мВ. Сигналы, полученные методом лапласиана, для всех трех рассматриваемых видов монтажа (4 + 1, 8 + 1 и 16 + 1) показаны на рис. 4 и имеют разную амплитуду, отличную от нуля.

Вычисление отношения мощностей сигнала на центральном электроде к мощности сигнала, полученного с использованием лапласиана, проводилось по формуле:

$$R_m = \frac{\sum_{t=0}^T x_{S_0\_pos}(t)^2}{\sum_{t=0}^T x_{lap\_m\_pos}(t)^2}, \quad (4)$$

где  $R_m$  – соотношение мощностей для лапласиана типа  $m$ ;  $m$  – тип лапласиана (4 + 1, 8 + 1 или 16 + 1);  $x_{lap\_m\_pos}$  – амплитуда отсчетов сигнала после обработки лапласианом типа  $m$  для позиции установки электрода генератора тестового сигнала  $pos$ ;  $x_{S_0\_pos}$  – амплитуда отсчетов сигнала на центральном электроде лапласиана для позиции установки электрода генератора тестового сигнала  $pos$ ;  $T$  – общее время регистрации сигнала.

Из рис. 5 видно, что увеличение количества электродов в кольце с 4 до 16 способствует лучшему ослаблению помеховых сигналов. Однако характеристики, полученные с помощью (8 + 1) и (16 + 1)-электродных монтажей, уже очень близки. Дальнейшее увеличение количества электродов в кольцевом комплексе более 16 можно считать нецелесообразным, т.к. это не приведет к значимому улучшению полученного сигнала, но неоправданно усложнит схему монтажа [10].

### ПРИМЕНЕНИЕ МОНТАЖА (16 + 1)-ЭЛЕКТРОДНОГО КОМПЛЕКСА И ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Главной задачей, для решения которой и применяется предложенный лапласиановский монтаж, является подавление артефактов ЭЭГ, способных исказить структуру электроэнцефалографического сигнала. К подобным помехам относятся, например, окулографические и миографические артефакты, связанные с движением глаз и работой мышц в момент записи ЭЭГ. На рис. 6 показано влияние таких помех на сигнал, регистрируемый на отведении (электроде) Cz в стандартной схеме 10–20.

При использовании многоэлектродного (16 + 1) лапласиановского монтажа в данном случае окулографические помехи (от моргания глаз) практически полностью удалось нивелировать (рис. 7а).

К недостаткам лапласиановского монтажа любой конфигурации относится то, что при его использовании обрабатываются сигналы источников нейронной активности, находящиеся не только на поверхности головы, но и внутри объема мозга. Следовательно,

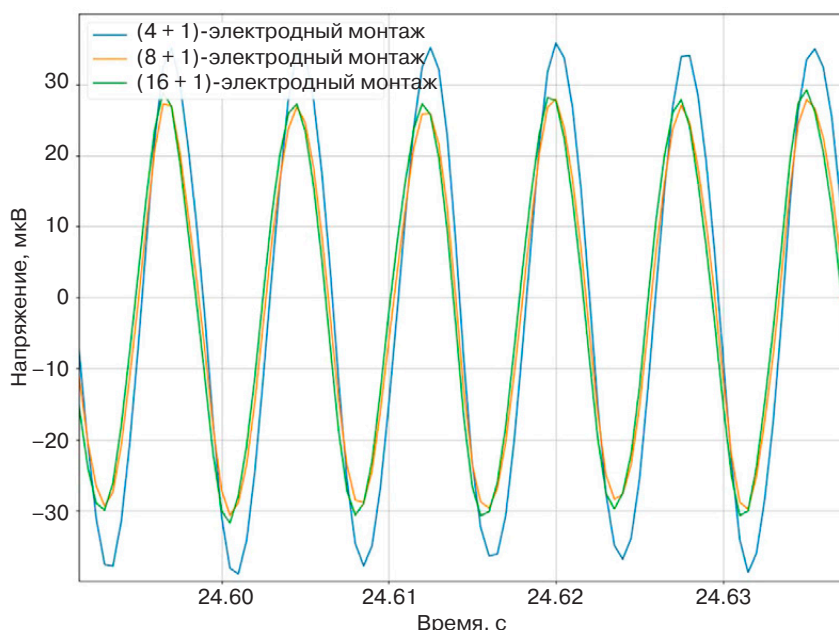
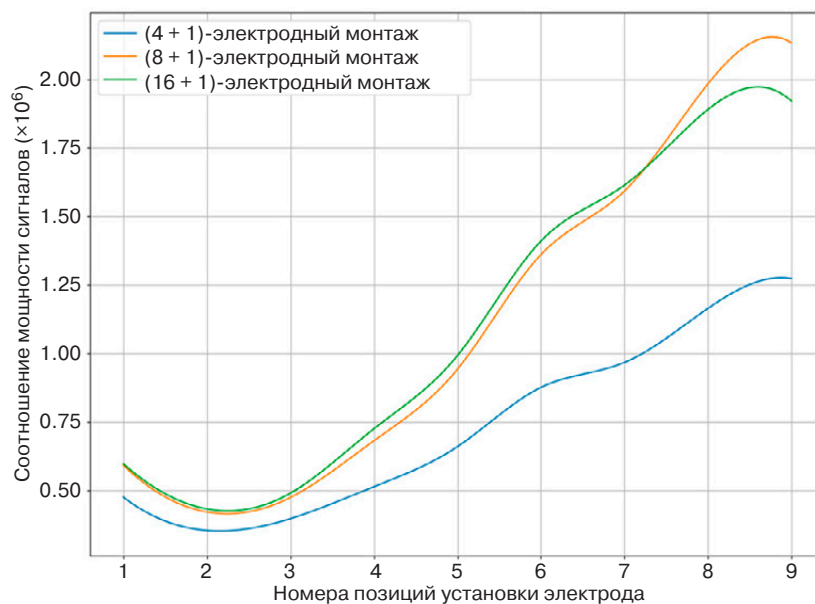
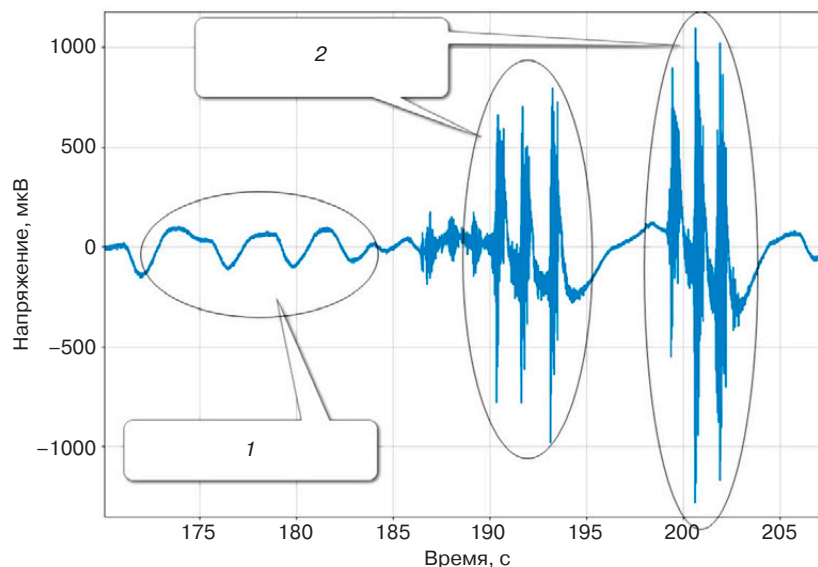


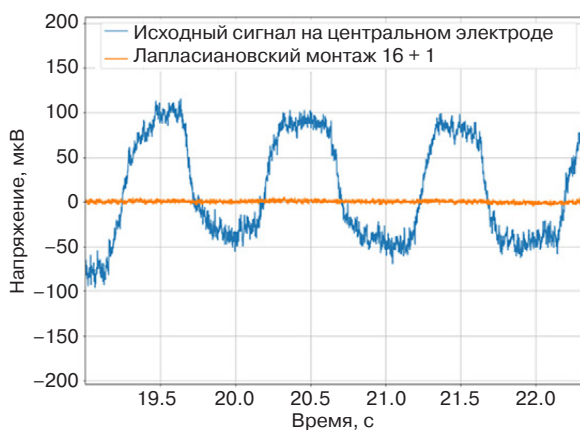
Рис. 4. Фрагмент результата обработки тестового сигнала лапласиановскими монтажами



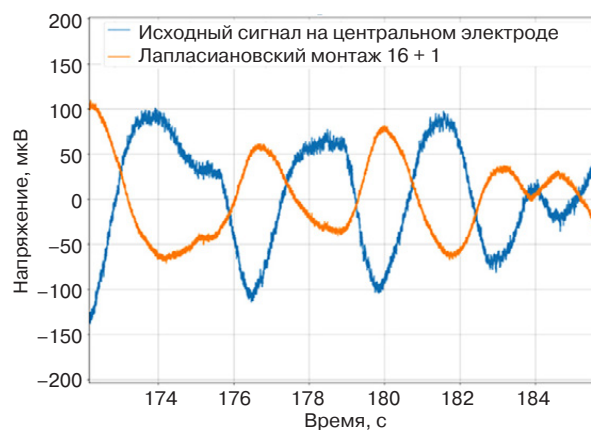
**Рис. 5.** Соотношения мощности исходного сигнала и мощностей сигналов, полученных с помощью лапласиановского монтажа



**Рис. 6.** Влияние окулографических артефактов моргания (1) и миографических артефактов движений челюстных мышц (2) на сигнал ЭЭГ



(а)



(б)

**Рис. 7.** Фрагмент сигнала, зашумленного окулографическими артефактами, и соответствующий ему фрагмент после обработки лапласианом (16 + 1): (а) полученного в теменной области Cz; (б) полученного в височной области (Т3)

если источник помех/артефактов попадает в проекцию электродного комплекса, то уменьшить его лапласианом затруднительно, что видно на рис. 7б. В данном случае кольцевой электродный комплекс установлен в височной области (отведение Т3) и, следовательно, источник окулографических артефактов/помех (от моргания глаз) попадает в проекцию лапласиана. В этом случае помимо незначительного ослабления сигнала происходит инверсия. Устранить помеху в таком случае не удастся. Это верно и в отношении другого типа артефактов – миографических. Они имеют диффузную природу, и в случае попадания в проекцию электродного комплекса полностью подавить их также не удастся.

Для борьбы с этим явлением нужно использовать другие методы обработки [11, 12], в т.ч. не связанные с видами монтажа электродов [13]. Необходимо использование различных цифровых методов обработки сигналов, учитывающих их статистические свойства [14–16]. Так как сигнал артефакта и интересующий нас сигнал, связанный с нейронной активностью, имеют разную природу, то они являются некоррелированными. Это позволяет применять для их разделения методы статистической фильтрации, например, фильтр Винера и подобные ему способы.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате исследований подтверждено предположение, что с помощью примененного лапласиановского монтажа обеспечивается хорошее подавление помеховых сигналов, источники которых находятся далеко за пределами проекции электродного комплекса. Однако не все помехи, источники которых лежат в глубине мозга, могут быть

эффективно подавлены с помощью одной лишь схемы лапласиановского монтажа.

Для всех рассмотренных в статье способов построения лапласиановского монтажа, при формировании которого использовались 4 + 1, 8 + 1 и 16 + 1 отдельных электродов было показано, что комплекс, состоящий из 16 + 1 электродов, является наиболее предпочтительным. Дальнейшее увеличение количества электродов в кольце нецелесообразно, т.к. не приведет к значимому улучшению полученного сигнала, но неоправданно усложнит схему монтажа. Выбор схемы 16 + 1 обусловлен наилучшим компромиссом между качеством обработки сигналов ЭЭГ и сложностью изготовления электродного комплекса при заданных геометрических параметрах.

Использование метода лапласиановского монтажа может значительно улучшить качество ЭЭГ-сигналов и, следовательно, повысить точность выявления различных патологий.

## Вклад авторов

**А.А. Слезкин** – постановка задачи, разработка дизайна эксперимента, проведение эксперимента, анализ полученных результатов, формулировка выводов.

**С.П. Степина** – проведение эксперимента и написание статьи.

**Н.Г. Гусейн-заде** – постановка задачи, анализ полученных результатов, формулировка выводов.

## Authors' contributions

**A.A. Slezkin** – setting the problem, developing the design of the experiment, conducting the experiment, analyzing the results obtained, and formulating conclusions.

**S.P. Stepina** – conducting the experiment and writing the text of the article.

**N.G. Gusein-zade** – setting the problem, analyzing the results obtained, and formulating conclusions.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Acharya J.N., Acharya V.J. Overview of EEG Montages and Principles of Localization. *J. Clin. Neurophysiol.* 2019;36(5): 325–329. <https://doi.org/10.1097/wnp.0000000000000538>
2. Tsuchimoto S., Shibusawa S., Iwama S., Hayashi M., Okuyama K., Mizuguchi N., Kato K., Ushiba J. Use of common average reference and large-Laplacian spatial-filters enhances EEG signal-to-noise ratios in intrinsic sensorimotor activity. *J. Neurosci. Methods.* 2021;353:109089. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2021.109089>
3. Gordon R., Rzepoluck E.J. Introduction to Laplacian Montages. *Am. J. Electroneurodiagnostic Technol.* 2004;44(2): 98–102. <http://doi.org/10.1080/1086508X.2004.11079469>
4. Hjorth B. An on-line transformation off EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1975;39(5):526–530. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(75\)90056-5](https://doi.org/10.1016/0013-4694(75)90056-5)
5. Alzahrani S.I., Anderson C.W. A Comparison of Conventional and Tri-Polar EEG Electrodes for Decoding Real and Imaginary Finger Movements from One Hand. *Int. J. Neural. Syst.* 2021;31(9):2150036. <https://doi.org/10.1142/s0129065721500362>
6. Makeyev O., Ding Q., Besio W.G. Improving the accuracy of Laplacian estimation with novel multipolar concentric ring electrodes. *Measurement (Lond).* 2016;80:44–52. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2015.11.017>
7. Makeyev O. Solving the general inter-ring distances optimization problem for concentric ring electrodes to improve Laplacian estimation. *BioMed. Eng. OnLine.* 2018;17(1):117. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0549-6>
8. Dickey A.S., Alwaki A., Kheder A., Willie J.T., Drane D.L., Pedersen N.P. The Referential Montage Inadequately Localizes Corticocortical Evoked Potentials in Stereoelectroencephalography. *J. Clin. Neurophysiol.* 2022;39(5):412–418. <https://doi.org/10.1097/wnp.0000000000000792>



9. Carvalhaes C., de Barros J.A. The surface Laplacian technique in EEG: Theory and methods. *Int. J. Psychophysiol.* 2015;97(3):174–188. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2015.04.023>
10. Greischar L.L., Burghy C.A., van Reekum C.M., Jackson D.C., Pizzagalli D.A., Mueller C., Davidson R.J. Effects of electrode density and electrolyte spreading in dense array electroencephalographic recording. *Clin. Neurophysiol.* 2004;115(3):710–720. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2003.10.028>
11. Smith E.E., Bel-Bahar T.S., Kayser J. A systematic data-driven approach to analyze sensor-level EEG connectivity: Identifying robust phase-synchronized network components using surface Laplacian with spectral-spatial PCA. *Psychophysiology*. 2022;59(10):e14080. <https://doi.org/10.1111/psyp.14080>
12. Bufacchi R.J., Magri C., Novembre G., Iannetti G.D. Local spatial analysis: an easy-to-use adaptive spatial EEG filter. *J. Neurophysiol.* 2021;125(2):509–521. <https://doi.org/10.1152/jn.00560.2019>
13. Martin-Chinea K., Gomez-Gonzalez J.F., Acosta L. A New PLV-Spatial Filtering to Improve the Classification Performance in BCI Systems. *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.* 2022;30:2275–2282. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2022.3198021>
14. Liu Q., Yang L., Zhang Z., Yang H., Zhang Y., Wu J. The Feature, Performance, and Prospect of Advanced Electrodes for Electroencephalogram. *Biosensors (Basel)*. 2023;13(1):101. <https://doi.org/10.3390/bios13010101>
15. Пономарев В.А., Пронина М.В., Кропотов Ю.Д. Динамика спектральной плотности электроэнцефалограммы в тета-, альфа- и бета-диапазонах в зрительном GO/NOGO тесте. *Физиология человека*. 2017;43(4):13–24. <https://doi.org/10.7868/S0131164617040130>  
[Ponomarev V.A., Pronina M.V., Kropotov Y.D. Dynamics of the EEG spectral density in the  $\theta$ ,  $\alpha$ , and  $\beta$  bands in the visual Go/NoGo task. *Hum. Physiol.* 2017;43(4):366–376. <https://doi.org/10.1134/S0362119717040132>]  
[Original Russian Text: Ponomarev V.A., Pronina M.V., Kropotov Y.D. Dynamics of the EEG spectral density in the Theta, Alpha and Beta bands in the visual Go/NoGo task. *Fiziologiya cheloveka*. 2017;43(4):13–24 (in Russ.). <https://doi.org/10.7868/S0131164617040130>]
16. Поллер Б.В., Щетинин Ю.И., Орлов И.С. Адаптивная цифровая фильтрация сигналов в системах анализа электроэнцефалограмм (ЭЭГ). *Научный вестник Новосибирского государственного технического университета*. 2013;1(50):31–38. URL: <https://elibrary.ru/PWURSR>  
[Poller B.V., Shchetinin Y.I., Orlov I.S. Adaptive digital filtering of signals in the systems of analysis of the electroencephalogram. *Nauchnyi vestnik Novosibirskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta = Scientific Bulletin of NSTU*. 2013;1(50):31–38 (in Russ.). Available from URL: <https://elibrary.ru/PWURSR>]

## Об авторах

**Слезкин Андрей Александрович**, инженер, лаборатория общей и клинической нейрофизиологии ФГБУН «Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии Российской академии наук» (117485, Москва, ул. Бултерова, д. 5); аспирант, кафедра моделирования радиофизических процессов Института радиоэлектроники и информатики ФГБОУ ВО «МИРЭА – Российский технологический университет» (119454, Россия, Москва, пр-т Вернадского, д. 78). E-mail: com2274@yandex.ru. <http://orcid.org/0000-0003-1230-8347>

**Степина Светлана Петровна**, к.ф.-м.н., доцент, Научно-образовательный институт физических исследований и технологий ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов им. Патриса Лумумбы» (РУДН) (117198, Россия, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6). E-mail: stepina\_sp@pfur.ru. Scopus Author ID 8937542900, ResearcherID E-7025-2018, <http://orcid.org/0000-0002-3900-0329>

**Гусейн-заде Намик Гусейнага оглы**, д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой моделирования радиофизических процессов Института радиоэлектроники и информатики ФГБОУ ВО «МИРЭА – Российский технологический университет» (119454, Россия, Москва, пр-т Вернадского, д. 78); главный научный сотрудник теоретического отдела ФГБУН ФИЦ «Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук» (119991, Россия, Москва, ул. Вавилова, д. 38). E-mail: ngus@mail.ru. Scopus Author ID 6506825772, ResearcherID S-7407-2016, <http://orcid.org/0000-0001-8000-1107>

## About the authors

**Andrey A. Slezkin**, Engineer, Laboratory of General and Clinical Neurophysiology, Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of the Russian Academy of Sciences (5A, Butlerova ul., Moscow, 117485 Russia); Postgraduate Student, Department of Modeling of Radiophysical Processes, Institute of Radio Electronics and Informatics, MIREA – Russian Technological University (78, Vernadskogo pr., Moscow, 119454 Russia). E-mail: com2274@yandex.ru. <http://orcid.org/0000-0003-1230-8347>

**Svetlana P. Stepina**, Cand. Sci. (Phys.-Math.), Associate Professor, Scientific Educational Institute of Physical Research and Technology, Patrice Lumumba Peoples' Friendship University of Russia (RUDN University) (6, Miklukho-Maklaya ul., Moscow, 117198 Russia). E-mail: stepina\_sp@pfur.ru. Scopus Author ID 8937542900, ResearcherID E-7025-2018, <http://orcid.org/0000-0002-3900-0329>

**Namik G. Gusein-zade**, Dr. Sci. (Phys.-Math.), Professor, Head of Department of Modeling of Radiophysical Processes, Institute of Radio Electronics and Informatics, MIREA – Russian Technological University (78, Vernadskogo pr., Moscow, 119454 Russia); Chief Researcher of Theoretical Department, Prokhorov General Physics Institute of the Russian Academy of Sciences (38, Vavilova ul., Moscow, 119991 Russia). E-mail: ngus@mail.ru. Scopus Author ID 6506825772, ResearcherID S-7407-2016, <http://orcid.org/0000-0001-8000-1107>