

Реконструкция электрической функциональной структуры мозга человека по данным электроэнцефалографии при различных моделях головы и сравнение с данными магнитной энцефалографии

Рыкунов С.Д.* , Бойко А.И., Устинин М.Н.

*Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша Российской академии наук,
Москва, Россия*

Аннотация. Метод функциональной томографии по данным многоканальных измерений преобразует набор временных рядов в пространственное распределение электрических или магнитных источников, и успешно используется для изучения биологических и физических объектов. В данной работе рассматривается применение метода к данным электроэнцефалографии при различных моделях головы. Обратная задача решалась в приближении эквивалентного токового диполя. Были рассмотрены однослойный и трехслойный сферический проводники в качестве приближенных моделей головы человека. В данном исследовании мы использовали данные электроэнцефалографии и магнитно-резонансной томографии, полученные из общедоступного хранилища данных OpenNEURO. Эксперименты были поставлены в Центре медицинских наук Университета Оклахомы, США. Электроэнцефалограммы длительностью 600 секунд были записаны в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами, участвовали 34 здоровых добровольца. Регистрация данных была произведена на 128-канальном электроэнцефалографе, что позволило детально рассмотреть активность мозга. Для локализации и представления источников в мозге со всех испытуемых были сняты Т1-взвешенные структурные магнитно-резонансные томограммы с разрешением в 1 мм. Нами было выполнено преобразование Фурье полных временных рядов, что позволило получить детальные многоканальные спектры. На всех спектрах виден широкий пик альфа-ритма в полосе частот от 8 до 13 Гц. Для всех источников в этой полосе обратная задача была решена в однослойной и в трехслойной моделях головы и были построены трехмерные карты активности мозга – электрические функциональные структуры источников альфа-ритма. Было найдено, что распределения источников, найденные по электроэнцефалограмме в однослойной и трехслойной моделях, находятся в разумном согласии, при этом источники в трехслойной модели распределены более широко и качественно согласуются с данными магнитной энцефалографии. Метод может быть использован для изучения пространственного распределения активности мозга по данным электроэнцефалографии при реалистических моделях головы.

Ключевые слова: электроэнцефалография, магнитная энцефалография, преобразование Фурье, функциональная томография по данным энцефалографии, альфа-ритм

*stanislavrykunov@gmail.com

ВВЕДЕНИЕ

Модель электрофизиологических источников внутри человеческого тела в виде множества независимых токовых диполей, каждый из которых осциллирует на своей частоте, была впервые предложена в работах [1, 2] и получила название «метод функциональной томографии по данным энцефалографии» [3]. Если проводить многоканальные измерения магнитного или электрического поля в течение достаточного времени (десятки и сотни секунд), можно получить достаточно подробное описание изучаемых органов или тканей. Эффективность данного подхода была продемонстрирована в различных задачах реконструкции функциональной структуры человеческого тела [4]. В частности, источники альфа-ритма в мозге человека были реконструированы по магнитному полю в статьях [5, 6].

Представляет большой фундаментальный и практический интерес использование метода функциональной томографии для анализа многоканальных данных электроэнцефалографии, так как электроэнцефалографические исследования весьма распространены в клинической и исследовательской практике. Первая попытка такого применения была описана в работе [7] и показала обнадеживающие результаты даже при использовании простейших моделей головы (как структурной, так и функциональной).

Настоящая работа посвящена изучению вопроса о применимости метода функциональной томографии по данным электроэнцефалографии с использованием более реалистичной модели проводимости головы. Сравнение с анатомическими данными выполнялось для каждого субъекта по его магнитно-резонансной томограмме.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ДАННЫЕ

В данном исследовании мы использовали данные электроэнцефалографии и магнитно-резонансной томографии, полученные из хранилища данных OpenNEURO [8, 9]. Эксперименты были поставлены в Центре медицинских наук Университета Оклахомы, США (University of Oklahoma Health Science Center – OUHSC) и разрешены соответствующим комитетом по этике.

Электроэнцефалограммы длительностью 600 секунд были записаны в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами (resting state). Участвовали 34 здоровых добровольца (из них 10 женщин) в возрасте от 18 до 35 лет, средний возраст 24 года. По данным внешнего контроля и сообщениям участников, никто из них не заснул во время эксперимента.

Регистрация электроэнцефалограмм была произведена на 128-канальном электроэнцефалографе Amps 300 производства Electrical Geodesics, США, с частотой дискретизации 1000 Гц. Расположение электродов на голове испытуемого было зарегистрировано с использованием сканера CapTrak (brainvision.com/product/captrak/). Предобработка данных была выполнена в программном пакете EEGLAB [10] и состояла из следующих шагов: полосовая фильтрация 0.5–100 Гц и режекторный фильтр 58–62 Гц для удаления помех от электрической сети. Зашумленные каналы и каналы, содержащие артефакты (например, от морганий, мышечных сокращений и сердцебиения), были идентифицированы и удалены, временные ряды в этих каналах были заменены на интерполированные данные из соседних каналов [11]. После этого было выполнено преобразование в энцефалограмму с общим усредненным референтом и частотой дискретизации 250 Гц. Отмечено, что никакие временные отрезки не были удалены, что важно для изучения динамики процессов в мозге.

Для локализации и представления источников в мозге в Центре медицинских наук Университета Оклахомы на томографе GE MR750 для всех испытуемых были сняты

T1-взвешенные структурные магнитно-резонансные томограммы с разрешением в 1 мм.

Размещение электродов на сферической модели головы

Для каждого испытуемого мы загрузили в программный комплекс Fieldtrip [12] электроэнцефалограмму (ЭЭГ) и магнитно-резонансную томограмму (МРТ). Магнитно-резонансная томограмма была переведена в систему координат STF (центр координат расположен в середине отрезка, соединяющего левую и правую предущные точки, ось X направлена к переносице, ось Y направлена к левой предущной точке перпендикулярно оси X в плоскости, образованной координатными метками, расположенными в левой и правой предущных точках и на переносице, ось Z направлена в сторону темени и перпендикулярна осям X и Y). Трехмерные координаты электродов энцефалографа также были приведены к этой координатной системе. Затем из МРТ была восстановлена поверхность головы и проведено уточнение расположения электродов таким образом, чтобы они располагались на этой поверхности. На следующем шаге по координатам электродов была построена наиболее подходящая сфера. Затем было произведено совмещение рассчитанной сферы и МРТ, и произведена коррекция сферы таким образом, чтобы она не выходила за пределы черепа. На следующем шаге положение электродов было спроецировано на сферу.

АНАЛИЗ ДАННЫХ

Метод функциональной томографии на основе электроэнцефалографии

Рассмотрим основные положения метода функциональной томографии на основе электроэнцефалографии, опираясь на работы [6, 7]. Электроэнцефалограф одновременно записывает значения разности потенциалов электрического поля в K каналах в дискретные моменты времени, выдавая набор дискретных экспериментальных векторов $\{\mathbf{u}_k\}$, $k=1, \dots, K$.

Поле регистрируется в H моментах времени с постоянным шагом T/H . В результате измерений получается двумерный массив данных U_{hk} , где $h = 0, \dots, H-1$, $k = 1, \dots, K$. Многоканальное дискретное преобразование Фурье можно записать в виде:

$$u_{nk} = \sum_{h=0}^{H-1} U_{hk} e^{-\frac{2i\pi hn}{H}}, n=0, \dots, H-1, \quad (1)$$

где u_{nk} – комплексная амплитуда Фурье для частоты ν_n в канале с номером k , и $\nu_n = \frac{n}{T}$, $n=0, \dots, H-1$. Все спектры вычисляются за полное время измерения T , что позволяет получить детальную частотную структуру системы. Разрешение по частоте равно $\delta\nu = \nu_n - \nu_{n-1} = \frac{1}{T}$ и определяется временем регистрации.

Фаза и амплитуда n -й компоненты ряда Фурье записываются как:

$$\varphi_{nk} = \text{atan} 2(\text{Im } u_{nk}, \text{Re } u_{nk}), \rho_{nk} = \frac{1}{H} \sqrt{(\text{Re } u_{nk})^2 + (\text{Im } u_{nk})^2},$$

где $\text{Re } u_{nk}$ – действительная часть u_{nk} , $\text{Im } u_{nk}$ – мнимая часть.

Зная многоканальный спектр, можно выполнить обратное преобразование Фурье во всех каналах:

$$U_k(t) = \sum_{n=0}^N \rho_{nk} \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_{nk}), \nu = \frac{n}{T}, N = \left[\frac{H+1}{2} \right]. \quad (2)$$

Для детального изучения частотной структуры мозга мы реконструируем многоканальный сигнал на каждой частоте и анализируем полученные временные ряды.

Реконструированный многоканальный сигнал частоты ν_n во всех каналах

$$U_{nk}(t) = \rho_{nk} \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_{nk}) \quad (3)$$

будем называть n -й элементарной осцилляцией. Формула (3) может быть записана как:

$$U_{nk}(t) = \rho_n \hat{\rho}_{nk} \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_{nk}), \quad (4)$$

где $\rho_n = \sqrt{\sum_{k=1}^K \rho_{nk}^2}$ – амплитуда осцилляции, $\hat{\rho}_{nk} = \frac{\rho_{nk}}{\rho_n}$ – k -я компонента

нормированного паттерна поля $\hat{\rho}_n$. Метод функциональной томографии реконструирует структуру системы путем анализа набора нормированных паттернов. Функциональная томограмма показывает трехмерную карту распределения спектральной мощности всех элементарных осцилляций. Пространственное положение источника каждой осцилляции находится методом полного перебора, минимизируется следующая функция рассогласования между паттерном этой осцилляции и пробным паттерном

$$\chi(i, j, s, l) = \sum_{k=1}^K (\hat{\rho}_{ijslk}^{tr} - \hat{\rho}_{nk})^2. \quad (5)$$

При этом набор пробных паттернов вычисляется на сетке заданной степени точности

$$\{\rho_{ijsl}^{tr}\}, i=1, \dots, N_x, j=1, \dots, N_y, s=1, \dots, N_z, l=1, \dots, L_{\max} \quad (6)$$

с использованием следующих моделей.

Для однослойной модели электрический потенциал, создаваемый тестовым диполем Q_{ijsl} , расположенным в точке r_{ijs} , регистрируется датчиком с номером k , находящимся в точке с координатами r_k ; k -ая компонента ρ_{ijslk}^{tr1} тестового паттерна $ijsl$ определяется по модели токового диполя в сферическом проводнике с постоянной проводимостью [13]:

$$\begin{aligned} \rho_{ijslk}^{tr1} &= ((c_1 - c_2(\mathbf{r}_k, \mathbf{r}_{ijs}))\mathbf{r}_{ijs} + c_2 r_{ijs}^2 \mathbf{r}_k) \cdot \mathbf{Q}_{ijsl}, \\ c_1 &\equiv \frac{1}{4\pi\sigma r_{ijs}^2} \left(\frac{2(\mathbf{d}, \mathbf{r}_{ijs})}{d^3} + \frac{1}{d} - \frac{1}{r_k} \right), c_2 \equiv \frac{1}{4\pi\sigma r_{ijs}^2} \left(\frac{2}{d^3} + \frac{d + r_k}{r_k F} \right), \end{aligned} \quad (7)$$

где $F = d(r_k d + r_k^2 - (\mathbf{r}_{ijs}, \mathbf{r}_k))$, $r_{ijs} = |\mathbf{r}_{ijs}|$, $r_k = |\mathbf{r}_k|$, $\mathbf{d} = \mathbf{r}_k - \mathbf{r}_{ijs}$, $d = |\mathbf{d}|$.

Для трехслойной модели используется следующее приближение [13, 14]:

$$\rho_{ijslk}^{tr3}(\mathbf{r}_k, \mathbf{r}_{ijs}) \cong \lambda_1 \rho_{ijslk}^{tr1}(\mathbf{r}_k, \mu_1 \mathbf{r}_{ijs}) + \lambda_2 \rho_{ijslk}^{tr1}(\mathbf{r}_k, \mu_2 \mathbf{r}_{ijs}) + \lambda_3 \rho_{ijslk}^{tr1}(\mathbf{r}_k, \mu_3 \mathbf{r}_{ijs}), \quad (8)$$

где $\{\lambda_i, \mu_i\}$ – параметры Берга, взятые из [14].

Таблица 1. Параметры Берга

λ_1	μ_1	λ_2	μ_2	λ_3	μ_3
0.9901	0.0659	0.7687	0.2389	0.4421	0.3561

После решения обратной задачи получается функциональная томограмма – трёхмерное распределение источников в пространстве. Каждая ячейка пространства соответствует набору источников, характеризующихся их частотами, дипольными моментами и спектральными мощностями, и допускающих классификацию по любому из этих признаков или по их сочетанию. Например, совместный анализ анатомической структуры мозга (МРТ) и функциональной томограммы позволил ввести понятие виртуального электрода, а суммирование всех осцилляций, попадающих в тот или иной компартмент мозга, дает его парциальный спектр.

Рассмотрим элемент функциональной томограммы, построенной по спектральной мощности для полосы частот Ω :

$$p_{ijs}^{\Omega} = \sum_{\substack{n \in ijs \\ \nu_n \in \Omega}} \rho_n^2, \quad i=1, \dots, N_x, j=1, \dots, N_y, s=1, \dots, N_z, \quad (9)$$

где осцилляция номер n локализуется в ячейку ijs , а ее частота попадает в полосу Ω . Расчетная сетка содержит $N_x \times N_y \times N_z$ узлов и покрывает все пространство мозга.

Мы предлагаем оценивать пространственное положение центра группы источников полосы частот Ω при помощи радиус-вектора «центра масс» $\mathbf{R}_c^{\Omega}$, рассчитанного по распределению (7):

$$R_{cx}^{\Omega} = \frac{1}{M} \sum_{ijs} x(i) p_{ijs}^{\Omega}, R_{cy}^{\Omega} = \frac{1}{M} \sum_{ijs} y(j) p_{ijs}^{\Omega}, R_{cz}^{\Omega} = \frac{1}{M} \sum_{ijs} z(s) p_{ijs}^{\Omega}, \quad (10)$$

$$M = \sum_{ijs} p_{ijs}^{\Omega}, \quad (11)$$

где M – нормировочный множитель (полная мощность в данной полосе), а суммирование выполняется по всем узлам сетки.

Среднеквадратичный радиус относительно центра rms_c^{Ω} группы источников можно вычислить по формуле

$$rms_c^{\Omega} = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{ijs} \left[\left(x(i) - R_{cx}^{\Omega} \right)^2 + \left(y(j) - R_{cy}^{\Omega} \right)^2 + \left(z(s) - R_{cz}^{\Omega} \right)^2 \right] p_{ijs}^{\Omega}}. \quad (12)$$

РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

Исследование проводилось по следующей схеме: сначала для каждого испытуемого была выбрана полоса частот альфа-ритма, для всех элементарных осцилляций в этой полосе были рассчитаны функциональные томограммы в однослойной и трехслойной моделях проводимости головы (см. рис. 1). Затем эти томограммы отображались на магнитно-резонансной томограмме испытуемого и сравнивались между собой. Проведены расчеты для четырех испытуемых, результаты качественно похожи. На рисунках 2–7 приведены распределения источников для двух испытуемых. На рисунке 8 выполнено сравнение результатов, полученных по ЭЭГ в одно- и трехслойной моделях с расчетом по магнитной энцефалограмме.

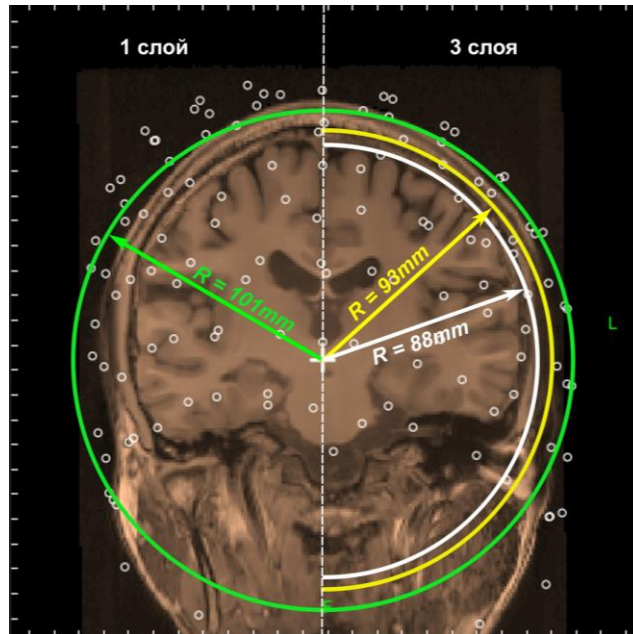


Рис. 1. Сравнение однослойной и трехслойной моделей проводимости, наложенных на корональное сечение магнитно-резонансной томограммы головы. Левая половина (зеленый радиус) – однослойная модель, шар с одинаковой проводимостью $0.33 \text{ 1/(Ом}\cdot\text{м)}$. Правая половина – трехслойная модель, сферический слой между зеленым и желтым радиусами соответствует скальпу, проводимость $0.33 \text{ 1/(Ом}\cdot\text{м)}$. Слой между желтым и белым радиусами соответствует черепу, проводимость $0.0042 \text{ 1/(Ом}\cdot\text{м)}$. Шар внутри белого радиуса соответствует мозгу, проводимость $0.33 \text{ 1/(Ом}\cdot\text{м)}$ [15]. Небольшие белые окружности соответствуют положению электродов.

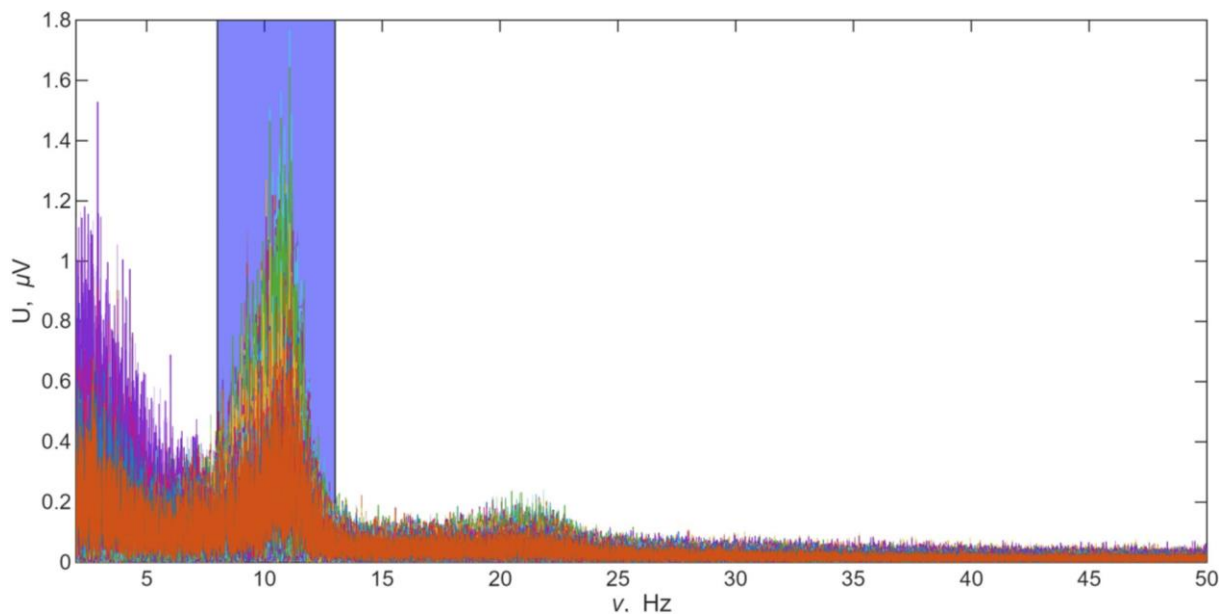


Рис. 2. Многоканальный спектр Фурье электроэнцефалограммы испытуемого sub001. Синим выделена полоса частот альфа-ритма, выбранная для анализа методом функциональной томографии.

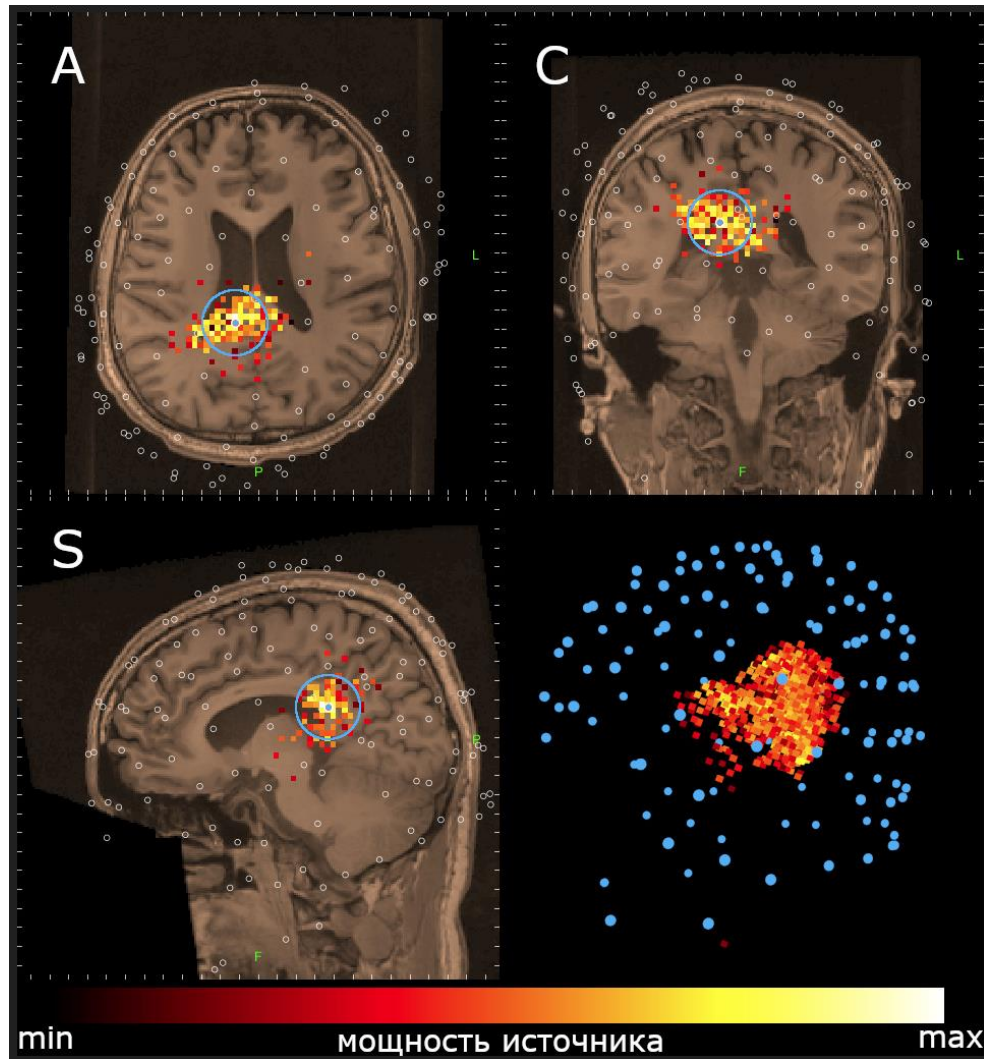


Рис. 3. Пространственное распределение источников альфа ритма испытуемого sub-001, рассчитанное по однослойной модели проводимости головы. Полоса частот источников выбрана на рисунке 2. Панели **A**, **C**, **S** – стандартные томографические сечения мозга, проходящие через центр масс-спектральной мощности. **A** – аксиальная проекция, **C** – корональная проекция, **S** – сагиттальная проекция. Голубой точкой обозначен центр спектральной мощности, голубая окружность имеет среднеквадратичный радиус спектральной мощности альфа ритма. Нижняя правая панель – вид слева на облако точек, отображающее положение и спектральную мощность всех источников. Положения электродов обозначены голубыми кружками. Мощность в ячейке сетки обозначена цветом в соответствии с легендой под рисунком.

Распределение облака точек альфа ритма в однослойной модели близко к результатам, полученным по магнитной энцефалограмме в работе [5], хотя выглядит довольно компактно и несколько смещено вперед.

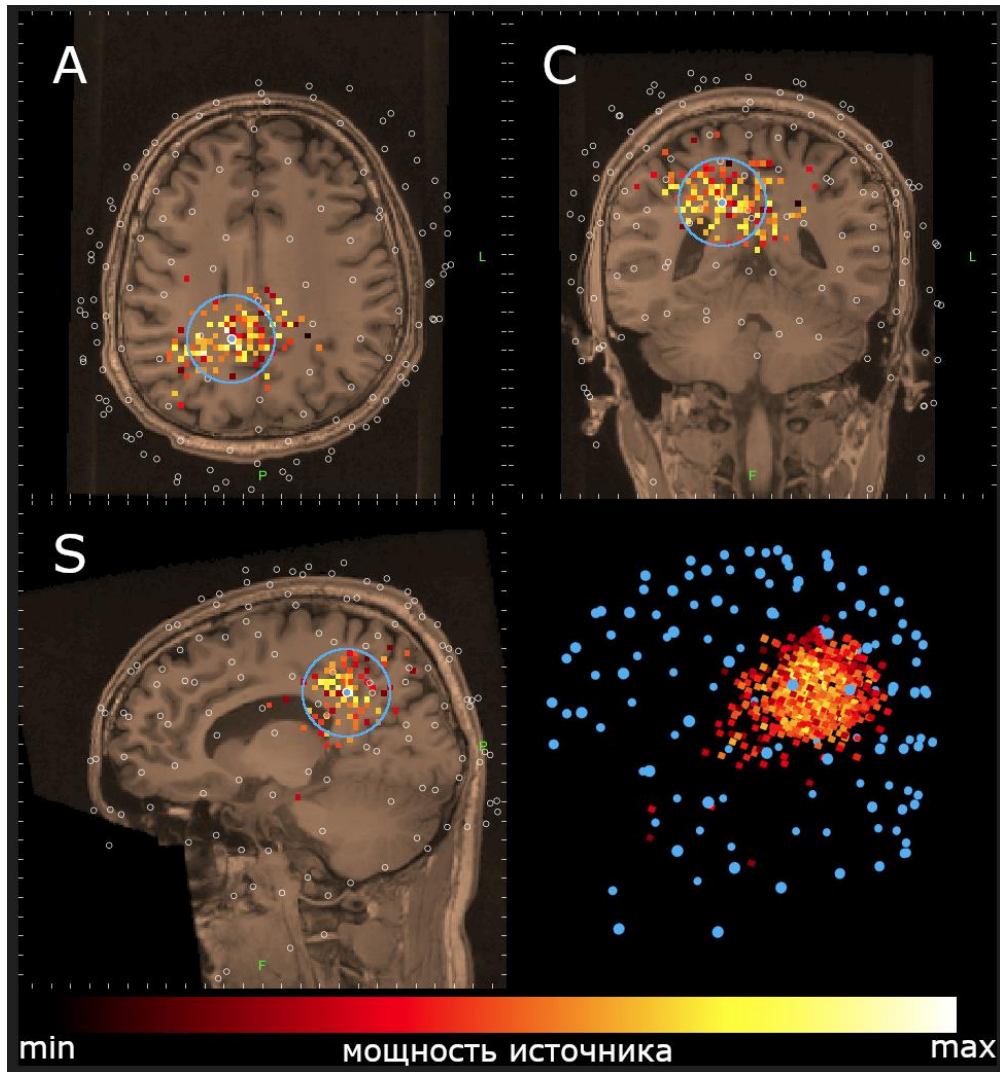


Рис. 4. Пространственное распределение источников альфа ритма испытуемого sub-001, рассчитанное по трехслойной модели проводимости головы. Полоса частот источников выбрана на рисунке 2. Панели **A**, **C**, **S** – стандартные томографические сечения мозга, проходящие через центр масс спектральной мощности. **A** – аксиальная проекция, **C** – корональная проекция, **S** – сагиттальная проекция. Голубой точкой обозначен центр спектральной мощности, голубая окружность имеет среднеквадратичный радиус спектральной мощности альфа ритма. Нижняя правая панель – вид слева на облако точек, отображающее положение и спектральную мощность всех источников. Положения электродов обозначены голубыми кружками. Мощность в ячейке сетки обозначена цветом в соответствии с легендой под рисунком.

Распределение облака точек альфа ритма в трехслойной модели становится более широким (радиус увеличивается в 1.35 раза) и смещается назад и вверх на 14 мм, что представляется более реалистичным.

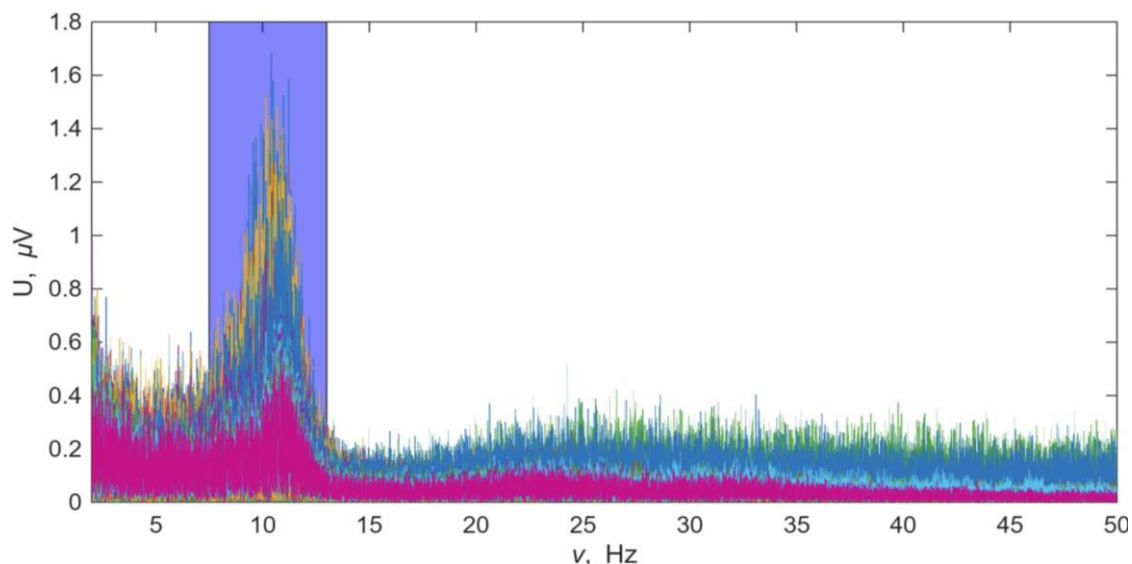


Рис. 5. Многоканальный спектр Фурье электроэнцефалограммы субъекта sub032. Синим выделена полоса частот альфа-ритма, выбранная для анализа методом функциональной томографии.

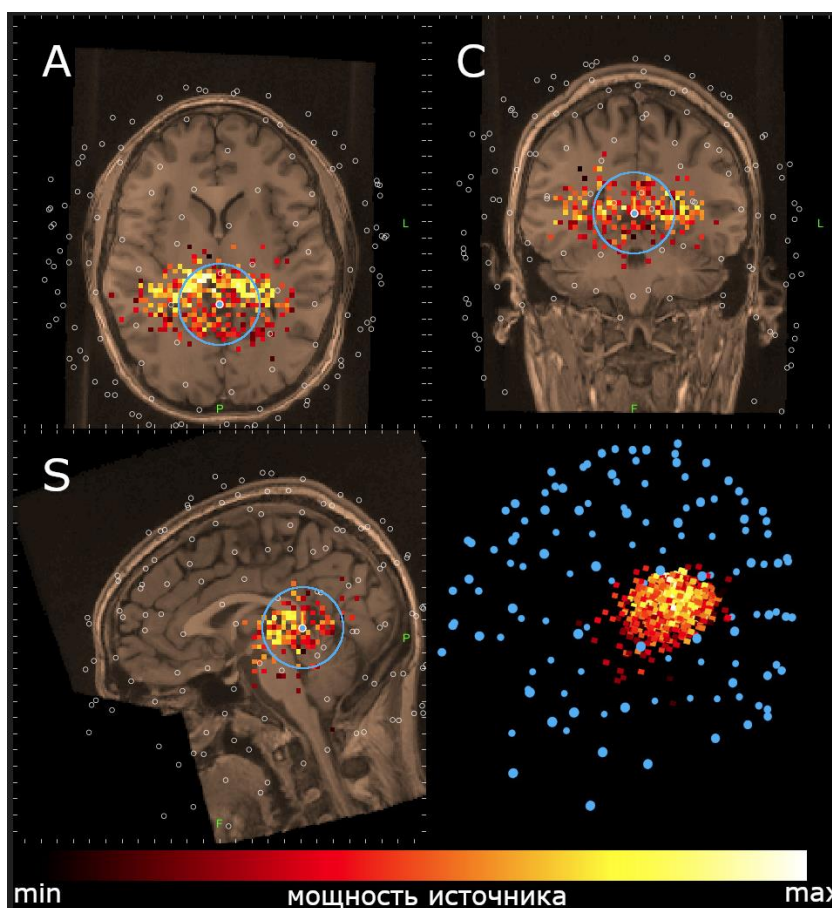


Рис. 6. Пространственное распределение источников альфа ритма испытуемого sub-032, рассчитанное по однослойной модели проводимости головы. Полоса частот источников выбрана на рисунке 5. Панели **A**, **C**, **S** – стандартные томографические сечения мозга, проходящие через центр масс спектральной мощности. **A** – аксиальная проекция, **C** – корональная проекция, **S** – сагиттальная проекция. Голубой точкой обозначен центр спектральной мощности, голубая окружность имеет среднеквадратичный радиус спектральной мощности альфа ритма. Нижняя правая панель – вид слева на облако точек, отображающее положение и спектральную мощность всех источников. Положения электродов обозначены голубыми кружками. Мощность в ячейке сетки обозначена цветом в соответствии с легендой под рисунком.

Распределение облака точек альфа ритма в однослойной модели для данного субъекта гораздо более распределенное, что в целом соответствует выводам работы [5]. Тогда было найдено, что среди десяти рассмотренных субъектов альфа ритм был распределен по-разному.

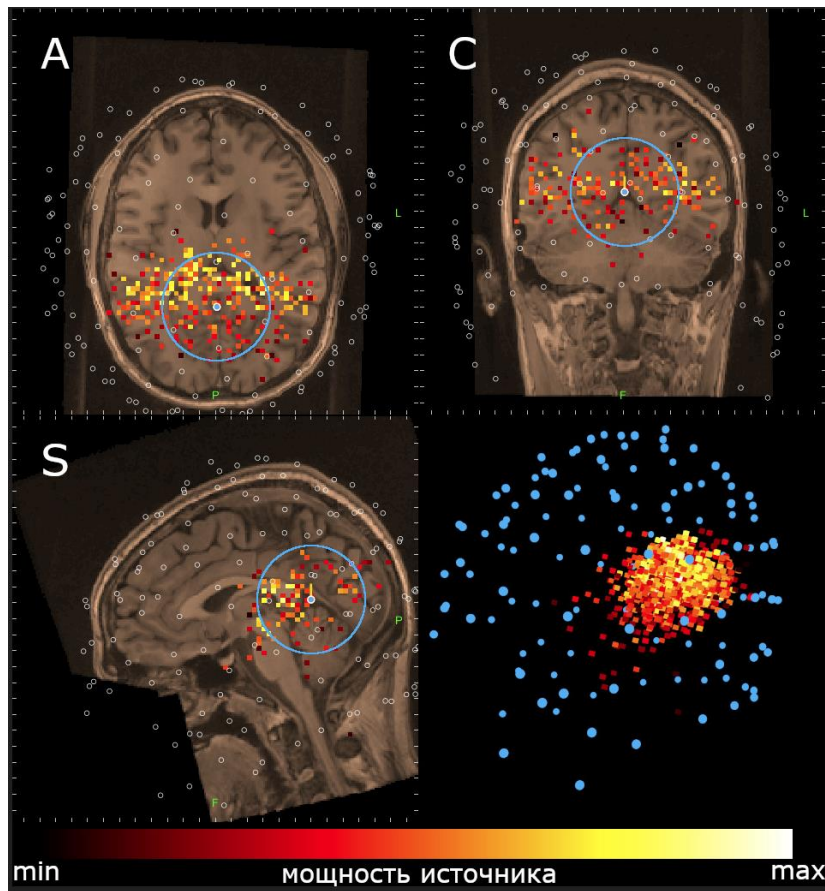


Рис. 7. Пространственное распределение источников альфа ритма испытуемого sub-032, рассчитанное по трехслойной модели проводимости головы. Полоса частот источников выбрана на рисунке 5. Панели **A**, **C**, **S** – стандартные томографические сечения мозга, проходящие через центр масс спектральной мощности. **A** – аксиальная проекция, **C** – корональная проекция, **S** – сагиттальная проекция. Голубой точкой обозначен центр спектральной мощности, голубая окружность имеет среднеквадратичный радиус спектральной мощности альфа ритма. Нижняя правая панель – вид слева на облако точек, отображающее положение и спектральную мощность всех источников. Положения электродов обозначены голубыми кружками. Мощность в ячейке сетки обозначена цветом в соответствии с легендой под рисунком.

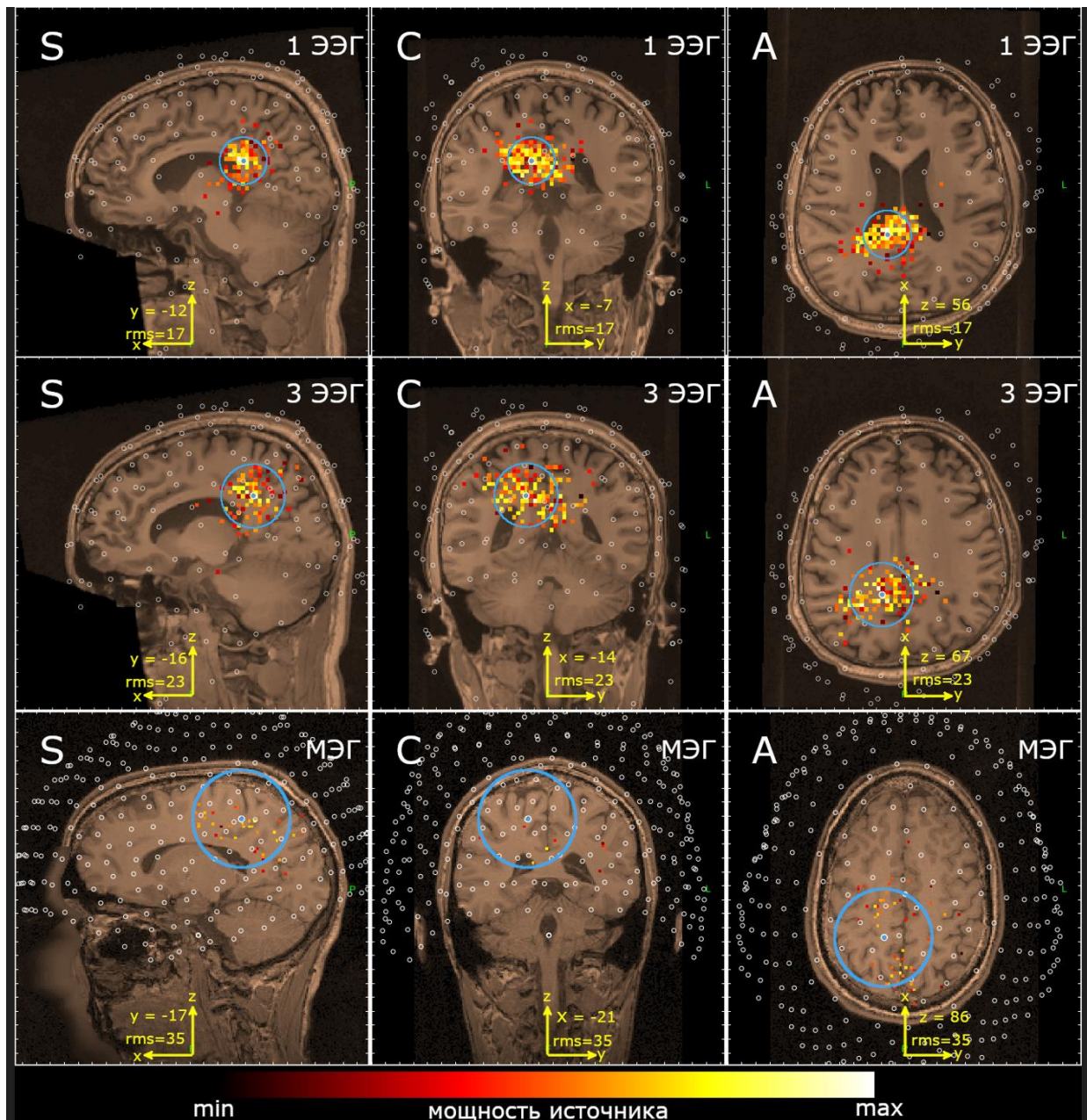


Рис. 8. Сравнение пространственного распределения источников альфа ритма испытуемого sub-001, рассчитанного по электроэнцефалограмме в однослойной и трехслойной моделях проводимости головы, и распределения источников альфа ритма испытуемого sub-006, рассчитанного по магнитной энцефалограмме из архива OMEGA [6, 16]. Панели S, C, A – стандартные томографические сечения мозга, проходящие через центр масс спектральной мощности. S – сагиттальная проекция, C – корональная проекция, A – аксиальная проекция. Голубой точкой обозначен центр спектральной мощности, голубая окружность имеет среднеквадратичный радиус спектральной мощности альфа ритма. Мощность в ячейке сетки обозначена цветом в соответствии с легендой под рисунком.

Таблица 2. Параметры распределения источников для разных моделей проводимости у четырех испытуемых

Модель	1 слой		3 слоя		Изменения при переходе от 1 слоя к 3 слоям	
	Радиус, мм	Положение центра $x; y; z$, мм	Радиус, мм	Положение центра $x; y; z$, мм	$rms3/rms1$	Сдвиг центра назад и вверх, мм
Sub-001	17	-7;-12;56	23	-14;-16;67	1.35	14
Sub-011	24	-40;-12;41	33	-50;-18;49	1.38	14
Sub-032	25	-21;0;45	34	-30;1;52	1.36	12
Sub-037	12	-22;2;49	17	-29;4;54	1.42	9

Переход к трехслойной модели (см. табл. 2) для данного испытуемого также приводит к расширению облака точек и к смещению его центра назад и вверх. Радиус увеличивается в 1.35 раза и смещается назад и вверх на 14 мм, что представляется более реалистичным. При этом, в статье [6] по данным МЭГ были найдены следующие параметры распределения альфа ритма: $rms = 35$, что близко к данным Sub-011 и Sub-032 данной работы, а координаты равны -21; -17; 86, что выше на 19 мм, чем самое высокое распределение Sub-001. Это может объясняться индивидуальными различиями распределения альфа ритма и ставит вопрос о проведении расчетов с данными МЭГ и ЭЭГ, полученными с одного субъекта.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В статье рассмотрены пространственные распределения источников основных ритмов мозга человека, найденные по данным электроэнцефалографии. Найдено, что распределения источников, найденные по электроэнцефалограмме в однослойной и трехслойной моделях, находятся в разумном согласии, при этом источники в трехслойной модели распределены более широко и качественно согласуются с данными магнитной энцефалографии. Во всех рассмотренных экспериментах переход от однослойной к трехслойной модели головы приводит к расширению облака точек источников и к их смещению к затылочной части, что соответствует общепринятым представлениям о локализации альфа ритма. Представляется перспективным использование более реалистических моделей головы, вплоть до магнитно-резонансных томограмм.

Работа выполнена при поддержке Московского центра фундаментальной и прикладной математики, Соглашение с Министерством науки и высшего образования РФ № 075-15-2025-346.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Llinás R.R., Ustinin M.N. Frequency-pattern functional tomography of magnetoencephalography data allows new approach to the study of human brain organization. *Front. Neural Circuits*. 2014. V. 8. Article No. 43. doi: [10.3389/fncir.2014.00043](https://doi.org/10.3389/fncir.2014.00043)
2. Ustinin M.N., Boyko A.I., Rykunov S.D. Functional Tomography of Complex Systems Using Spectral Analysis of Multichannel Measurement Data. *Pattern Recognit. Image Anal.* 2023. V. 33. P. 1344–1374. doi: [10.1134/S1054661823040491](https://doi.org/10.1134/S1054661823040491)
3. Ustinin M., Boyko A., Rykunov S. Healthy aging changes in conventional frequency bands of neuroelectric brain activity reconstructed from resting-state MEG. *Geroscience*. 2025. V. 47. P. 4093–4108. doi: [10.1007/s11357-025-01522-y](https://doi.org/10.1007/s11357-025-01522-y)

4. Rykunov S.D., Boyko A.I., Ustinin M.N. Reconstruction of the Electrical Structure of the Human Body Using Spectral Functional Tomography. *Pattern Recognit. Image Anal.* 2023. V. 33. P. 1315–1343. doi: [10.1134/S1054661823040387](https://doi.org/10.1134/S1054661823040387)
5. Llinás R.R., Ustinin M.N., Rykunov S.D., Boyko A.I., Sychev V.V., Walton K.D., Rabello G.M., Garcia J. Reconstruction of human brain spontaneous activity based on frequency-pattern analysis of magnetoencephalography data. *Front. Neurosci.* 2015. V. 9. Article No. 373. doi: [10.3389/fnins.2015.00373](https://doi.org/10.3389/fnins.2015.00373)
6. Рыкунов С.Д., Бойко А.И. Оценка пространственного распределения основных ритмов активности мозга человека методом функциональной томографии по данным магнитной энцефалографии. *Математическая биология и биоинформатика.* 2025. Т. 20. С. 287–300. doi: [10.17537/2025.20.287](https://doi.org/10.17537/2025.20.287)
7. Устинин М.Н., Рыкунов С.Д., Бойко А.И., Маслова О.А. Реконструкция функциональной структуры мозга человека по данным электроэнцефалографии. *Математическая биология и биоинформатика.* 2020. Т. 15. С. 106–117. doi: [10.17537/2020.15.106](https://doi.org/10.17537/2020.15.106)
8. Shou G.F., Yuan H., Li C., Chen Y.F., Chen Y.X., Ding L. Whole-brain Electrophysiological Functional Connectivity Dynamics in Resting-state EEG. *Journal of Neural Engineering.* 2020. V. 17. Article No. 026016. doi: [10.1088/1741-2552/ab7ad3](https://doi.org/10.1088/1741-2552/ab7ad3)
9. Computational Neuroimaging and Neuroengineering Lab at the University of Oklahoma. *Resting EEG. OpenNeuro: Dataset.* 2025. doi: [10.18112/openneuro.ds006525.v1.0.0](https://doi.org/10.18112/openneuro.ds006525.v1.0.0)
10. Delorme A., Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J. Neurosci. Methods.* 2004. V. 134. P. 9–21. doi: [10.1016/j.jneumeth.2003.10.009](https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009)
11. Nolan H., Whelan R., Reilly R.B. FASTER: Fully Automated Statistical Thresholding for EEG artifact Rejection. *Journal of Neuroscience Methods.* 2010. V. 192. P. 152–162. doi: [10.1016/j.jneumeth.2010.07.015](https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.07.015)
12. Oostenveld R., Fries P., Maris E., Schoffelen J.-M. FieldTrip: 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)
13. Mosher J.C., Leahy R.M., Lewis P.S. EEG and MEG: forward solutions for inverse methods. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 1999. V. 46. P. 245–259. doi: [10.1109/10.748978](https://doi.org/10.1109/10.748978)
14. Zhang Z. A fast method to compute surface potentials generated by dipoles within multilayer anisotropic spheres. *Phys. Med. Biol.* 1995. V. 40. P. 335–349. doi: [10.1088/0031-9155/40/3/001](https://doi.org/10.1088/0031-9155/40/3/001)
15. Berg P., Scherg M. A Fast Method for Forward Computation of Multiple-Shell Spherical Head Models. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology.* 1994. V. 90. P. 58–64. doi: [10.1016/0013-4694\(94\)90113-9](https://doi.org/10.1016/0013-4694(94)90113-9)
16. Niso G., Rogers C., Moreau J.T., Chen L.Y., Madjar C., Das S., Bock E., Tadel F., Evans A., Jolicoeur P., Baillet S. OMEGA: The Open MEG Archive. *Neuroimage.* 2015. V. 124. P. 1182–1187. doi: [10.1016/j.neuroimage.2015.04.028](https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.04.028)

Рукопись поступила в редакцию 03.11.2025, переработанный вариант поступил 13.12.2025.
Дата опубликования 17.12.2025.

Reconstruction of the Electrical Functional Structure of the Human Brain Based On Electroencephalography Data for Various Head Models and Comparison with Magnetic Encephalography Data

Rykunov S.D., Boyko A.I., Ustinin M.N.

Keldysh Institute of Applied Mathematics RAS, Moscow, Russia

Abstract. The method of functional tomography based on multichannel measurement data transforms a set of time series into a spatial distribution of electrical or magnetic sources and is successfully used to study biological and physical objects. This paper examines the method application to electroencephalography data for various head models. The inverse problem was solved using the equivalent current dipole approximation. A single-layer and a three-layer spherical conductor were considered as approximate models of the human head. In this study, we used electroencephalography and magnetic resonance imaging data obtained from the publicly available OpenNEURO data repository. The experiments were conducted at the University of Oklahoma Health Sciences Center, USA. 600-second electroencephalograms were recorded during a quiet, awake state with eyes closed. Thirty-four healthy volunteers participated. Data were recorded on a 128-channel electroencephalograph, allowing for a detailed examination of brain activity. To localize and visualize brain sources, T1-weighted structural magnetic resonance imaging scans with a resolution of 1 mm were acquired from all subjects. We performed a Fourier transform on the complete time series, which allowed us to obtain detailed multichannel spectra. All spectra show a broad alpha rhythm peak in the frequency band from 8 to 13 Hz. For all sources in this band, the inverse problem was solved in single-layer and three-layer head models, and three-dimensional maps of brain activity were constructed – electrical functional structures of alpha rhythm sources. It was found that the source distributions found from the electroencephalogram in the single-layer and three-layer models were in reasonable agreement, with the sources in the three-layer model being distributed more widely and in good agreement with the magnetic encephalography data. The method can be used to study the spatial distribution of brain activity based on electroencephalography data in realistic head models.

Key words: *electroencephalography, magnetic encephalography, Fourier transform, functional tomography based on encephalography data, alpha rhythm*