

УДК 57.085+611.976+51-76

Реконструкция функциональной структуры кисти руки человека по магнитной миограмме

**Устинин М.Н.^{*1}, Рыкунов С.Д.¹, Поликарпов М.А.², Юреня А.Ю.^{2,3},
Наурзаков С.П.², Гребенкин А.П.², Панченко В.Я.^{2,3}**

¹*Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша Российской академии наук,
г. Москва, Россия*

²*Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», г. Москва,
Россия*

³*Физический факультет, Московский государственный университет
им. М.В. Ломоносова, г. Москва, Россия*

Аннотация. Предлагается новый метод анализа данных магнитомиографии, основанный на преобразовании Фурье протяженных временных рядов и на массовом решении обратной задачи для всех спектральных компонент. Для тестирования метода был поставлен следующий эксперимент. Испытуемый напрягал и расслаблял согнутую кисть руки в течение пяти минут, сжимая рукоятку, зафиксированную на измерительном столе. Магнитомиограммы регистрировались вблизи от руки с помощью семиканального СКВИД-магнитометра на базе аксиальных градиометров второго порядка. Испытуемый и экспериментальная установка размещались в толстостенной алюминиевой камере, предназначенной для изоляции от переменного электромагнитного поля. Защита от постоянного магнитного поля отсутствовала. Магнитные миограммы амплитудой 20 пикотесла были зарегистрированы в широкой полосе частот (до 500 Гц), с отношением сигнал/шум свыше 20. После фильтрации и выделения периодов сжатия/расслабления были сформированы две синтетические миограммы, каждая длительностью 135 секунд. Далее были вычислены многоканальные спектры и рассчитаны функциональные томограммы. В случае расслабленной руки значимых объектов обнаружено не было. В случае напряженной руки был выделен пространственный объект, представляющий собой функциональную структуру мышц, напряженных в данном эксперименте. Метод может быть использован для изучения и диагностики мышечной системы человека.

Ключевые слова: *магнитомиография, преобразование Фурье, анализ данных в пространстве «частота-паттерн», обратная задача, функциональная томография.*

1. ВВЕДЕНИЕ

Мышечная система – одна из важнейших составных частей человеческого организма. Экспериментальное изучение этой системы с помощью физических методов лежит в основе многих методов медицинской диагностики и становится возможным

*ustinin@impb.ru

благодаря тому, что мышечная активность обеспечивается движением электрических зарядов. Электрическая структура мышц описана, например, в книге [1]. Движение зарядов сопровождается генерацией электрического и магнитного полей, которые могут быть измерены снаружи тела. В настоящее время большинство работ по изучению мышц ведется в области электромиографии (ЭМГ), которая изучает электрические потенциалы с помощью внутренних или внешних электродов [2,3]. В то же время, измерение магнитной компоненты электрической активности мышц обладает тем важным преимуществом, что человеческое тело практически прозрачно для магнитного поля. Это значит, что сигнал достигает внешнего измерителя неискаженным и решение обратной задачи по реконструкции источника не требует знания внутренних параметров организма (таких, как проводимость в случае электромиографии). Работы по магнитной миографии получили мощный импульс к развитию после изобретения датчиков на основе СКВИДов (сверхпроводящих квантовых интерферометров). Отметим, что магнитное поле скелетных мышц является одним из самых сильных биомагнитных полей, лишь немногим уступая магнитному полю сердца. Регистрация магнитной миограммы (ММГ) была одним из первых экспериментов с использованием СКВИД-датчиков [4]. Позднее были изучены магнитные поля изолированного мышечного волокна [5] и выполнен ряд других исследований [6], но в целом магнитная миография развивалась не так активно, как магнитная энцефалография и магнитная кардиография. В настоящее время предпринимаются попытки измерять магнитную активность мышц с помощью таких датчиков, как магнитометры с оптической накачкой [7], датчики Холла [8] и других. В конечном итоге, целью исследований электрической активности мышц является решение обратной задачи – нахождение характеристик внутренних источников по внешнему полю. Методы решения этой задачи в основном развиваются в электромиографии и требуют размещения массива измерителей на поверхности тела [9,10].

Недавно был предложен новый метод анализа многоканальных данных, основанный на преобразовании Фурье и анализе когерентности. Метод был предложен для изучения различных сложных систем и был применен к исследованию спонтанной активности головного мозга в работе [11]. Исходя из того, что метод сформулирован для изучения любых сложных систем, были поставлены эксперименты по регистрации мышечной активности с помощью многоканального магнитоэнцефалографа. Измерения магнитной миограммы производились в магнитно-экранированной комнате из мю-металла, с помощью 275-канального магнитного энцефалографа (CTF Systems), напряженная рука испытуемого неподвижно размещалась внутри измерительного шлема в течение одной минуты. В модели токового диполя была реконструирована функциональная структура напряженных мышц, приближенно соответствующая их анатомическому устройству [12].

Задачей данной работы было проведение экспериментов по магнитной миографии с помощью семиканального градиометра НИЦ «Курчатовский институт» в условиях отсутствия магнитного экранирования. Планировалось создание экспериментальных приспособлений, разработка методик эксперимента, очистка данных от внешних шумов и решение обратной задачи ММГ в модели магнитного диполя. Эта модель более адекватно описывает мышечную активность, чем модель токового диполя, использованная в [12]. Основная цель работы заключается в проверке гипотезы о том, что предложенный в [11,12] метод анализа данных может применяться для реконструкции функциональной структуры сложных систем, наблюдаемых без магнитного экранирования с помощью малоканальных приборов.

2. РЕГИСТРАЦИЯ МАГНИТОМИОГРАММ И ПРОТОКОЛ ЭКСПЕРИМЕНТА

Измерения проводились на магнитном градиометре производства ООО «НПО Криотон», установленном в НИЦ «Курчатовский Институт». Приемные катушки выполнены в виде соосных градиометров второго порядка и расположены в виде гексагональной структуры с седьмым каналом в центре. Диаметр приёмных катушек равен 16 мм, расстояние между осями – 30 мм, база градиометра – 50 мм. Используются СКВИДы постоянного тока производства SUPRACON AG. Уровень собственных шумов прибора не превышает 5 фТ/ $\sqrt{\text{Гц}}$. Для снижения влияния переменных внешних электромагнитных полей, градиометр установлен в толстостенной улиткообразной алюминиевой камере. Камера размещена на вибрационно-изолированном фундаменте. Уровень внешних магнитных шумов составляет порядка 20-40 фТ/ $\sqrt{\text{Гц}}$.

Регистрация сигнала производилась в течение 300 секунд с частотой дискретизации 1000 Гц. Испытуемый сидел, поместив кисть правой руки под прибор, обхватив жестко закрепленную деревянную подставку, как показано на рис. 1а и 1б. Испытуемому подавался звуковой сигнал – щелчки, по которому он сжимал (1 щелчок) и расслаблял (2 щелчка) руку. Регистрация звукового сигнала производилась восьмым (референтным) каналом магнитного градиометра. На рис. 1с показано взаимное расположение руки испытуемого и приемных катушек прибора.

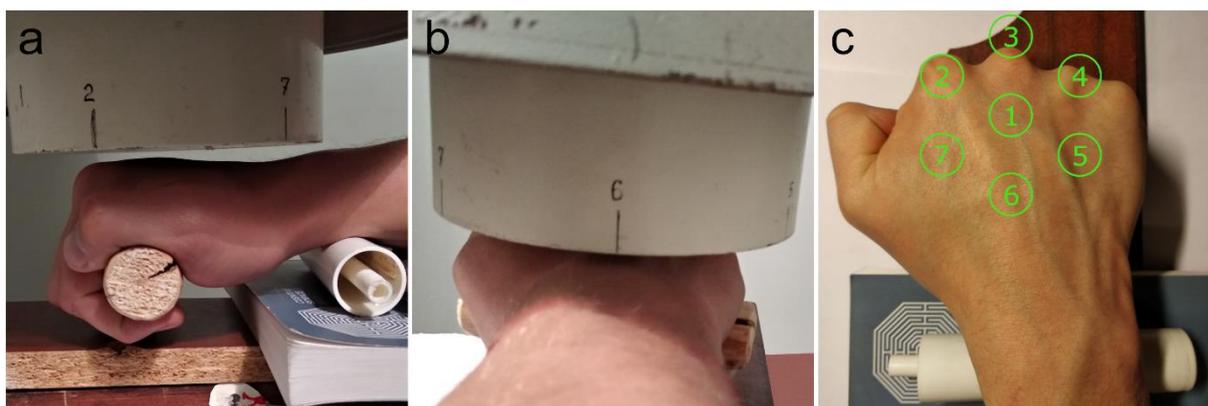


Рис. 1. Расположение руки испытуемого и прибора во время эксперимента.

3. МЕТОД ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ТОМОГРАФИИ СЛОЖНЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ МНОГОКАНАЛЬНЫХ ВРЕМЕННЫХ РЯДОВ

Анализ данных осуществлялся с помощью метода функциональной томографии, развитого в работах [11, 12].

Рассмотрим основные положения этого метода на примере магнитомиографии. Магнитомиограф одновременно записывает значения магнитного поля в K каналах в дискретные моменты времени, выдавая набор дискретных экспериментальных векторов $\{\mathbf{b}_k\}$, $k=1, \dots, K$. Эти векторы являются дискретным представлением набора непрерывных функций $\{\tilde{B}_k(t)\}$ – магнитной индукции в K каналах. Благодаря высокой частоте регистрации (1 кГц), векторы $\{\mathbf{b}_k\}$ представляют непрерывные функции с достаточной точностью. Многоканальное преобразование Фурье вычисляет набор спектров для функций $\{\tilde{B}_k(t)\}$ с помощью дискретного преобразования Фурье [13]:

$$a_{nk} = \frac{2}{T} \int_0^T \tilde{B}_k \cos(2\pi v_n t) dt, \quad b_{nk} = \frac{2}{T} \int_0^T \tilde{B}_k \sin(2\pi v_n t) dt, \quad (1)$$

где a_{nk}, b_{nk} – коэффициенты Фурье для частоты v_n в канале с номером k , и $v_n = \frac{n}{T}$, $n = 1, \dots, N$, $N = v_{\max} T$, где v_{\max} – наибольшая из интересующих нас частот. Все спектры вычисляются для полного времени измерений T , что важно для выявления детальной частотной структуры системы. Шаг по частоте составляет $\Delta v = v_n - v_{n-1} = \frac{1}{T}$, таким образом, частотное разрешение напрямую определяется временем регистрации. Имея точный многоканальный спектр, можно выполнить обратное преобразование Фурье:

$$B_k(t) = \sum_{n=1}^N \rho_{nk} \sin(2\pi v_n t + \varphi_{nk}), \quad v_n = \frac{n}{T}, \quad N = v_{\max} T \quad (2)$$

где $\rho_{nk} = \sqrt{a_{nk}^2 + b_{nk}^2}$, $\varphi_{nk} = \text{atan2}(a_{nk}, b_{nk})$, и a_{nk}, b_{nk} – коэффициенты Фурье, вычисленные в (1).

Точность прямого и обратного преобразования Фурье, использованного в нашем подходе, можно проиллюстрировать тем фактом, что относительное отклонение между входной МКГ и восстановленной преобразованием (2) составляет меньше, чем 10^{-20} . Для того, чтобы исследовать подробную частотную структуру изучаемого объекта, мы восстанавливаем многоканальный сигнал на каждой частоте и анализируем полученные функции. Восстановленный многоканальный сигнал на частоте v_n во всех каналах:

$$B_{nk(t)} = \rho_{nk} \sin(2\pi v_n t + \varphi_{nk}), \quad (3)$$

где $t \in [0, T_{v_n}]$, $T_{v_n} = \frac{1}{v_n}$ – период этой частоты. Если $\varphi_{nk} = \varphi_n$, тогда формула (3)

описывает когерентную многоканальную осцилляцию и может быть записана как:

$$B_{nk(t)} = \rho_{nk} \sin(2\pi v_n t + \varphi_n) = \hat{\rho}_{nk} \rho_n \sin(2\pi v_n t + \varphi_n), \quad (4)$$

где $\rho_n = \sqrt{\sum_{k=1}^K \rho_{nk}^2}$ – амплитуда, а $\hat{\rho}_{nk} = \frac{\rho_{nk}}{\rho_n}$ – нормированный паттерн осцилляции.

В многоканальных измерениях пространство определяется расположением каналов. Если временная зависимость не зависит от номера канала k , то в формуле (4) получено разделение переменных времени и пространства. Использование нормированных паттернов дает возможность определить пространственную структуру источника по решению обратной задачи, и эта структура остается постоянной за все время осцилляции. Временная зависимость поля определяется функцией $\rho_n \sin(2\pi v_n t + \varphi_n)$, общей для всех каналов, то есть этот источник осциллирует как единое целое на частоте v_n .

Теоретические основы метода реконструкции статичных функциональных сущностей (источников поля) были изложены в [11, 12]. Эта реконструкция основывается на детальном частотном анализе и выделении частотных компонент с высокой когерентностью и похожими паттернами.

Алгоритм массового анализа в пространстве частота-паттерн может быть записан следующим образом:

1. преобразование Фурье входного многоканального сигнала;
2. обратное преобразование Фурье – восстановление сигнала на каждой частоте;
3. оценка когерентности на каждой частоте: если когерентность близка к 1, то использовать паттерн и частоту, как когерентную осцилляцию (уравнение (4));
4. если восстановленный сигнал состоит из нескольких смещенных по фазе когерентных осцилляций, то выделить эти осцилляции;
5. применить алгоритм слепой идентификации второго порядка SOBI [14] для восстановления временных рядов в уравнении (3);
6. выбрать ненулевые компоненты;
7. применить прямое преобразование Фурье к каждой из выбранных компонент и вычислить амплитуду, нормированный паттерн и фазу, используя (4).

После четвертого шага этого анализа, исходный многоканальный сигнал будет представлен в виде суммы элементарных когерентных осцилляций:

$$B_k(t) \cong \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M D_{nm} \hat{\rho}_{nmk} \sin(2\pi\nu_n t + \varphi_{nm}), \quad \nu_n = \frac{n}{T}, \quad N = \nu_{\max} T, \quad (5)$$

где M – максимальное количество когерентных осцилляций, выделенных на частоте ν_n .

Каждая элементарная осцилляция характеризуется частотой ν_n , фазой φ_{nm} , амплитудой D_{nm} , нормированным паттерном $\hat{\rho}_{nmk}$, а ее источником является функциональная сущность, обладающая постоянной пространственной структурой.

Метод функциональной томографии реконструирует структуру системы путем анализа набора нормированных паттернов $\hat{\rho}_{nmk}$. Функциональная томограмма показывает трехмерную карту распределения энергий, производимых источниками, находящимися в заданной точке пространства. Для построения функциональной томограммы исследуемая область пространства разбивается на $N_x \times N_y \times N_z$ элементарных кубических ячеек с центрами в \mathbf{r}_{ijs} . Длина ребра куба (пространственное разрешение) выбирается в соответствии с желаемой точностью и вычислительными возможностями; в данной работе она равна 3 мм. Для того, чтобы вычислить энергию, производимую всеми источниками, расположенными в центре ячейки, строится набор из L пробных магнитных диполей \mathbf{Q}_{ijsl} .

Магнитная индукция, порождаемая пробным диполем \mathbf{Q}_{ijsl} , расположенным в точке \mathbf{r}_{ijs} , регистрируется датчиком с номером k , находящимся в точке с координатами \mathbf{r}_k и имеющим направление \mathbf{n}_k ; k -ая компонента ρ_{ijslk}^{tr} пробного паттерна $ijsl$ вычисляется по модели магнитного диполя [15]:

$$\rho_{ijslk}^{tr} = \frac{\mu_0 I}{\pi \alpha^2 \beta} \times \left(\left(\frac{z}{d} (\alpha^2 (E(\gamma^2) - K(\gamma^2)) - 2adE(\gamma^2)) \right) \mathbf{e}_d + \left(\alpha^2 (K(\gamma^2) - E(\gamma^2)) + (2a^2 + 2ad) E(\gamma^2) \right) \mathbf{Q}_{ijsl} \right), \quad (6)$$

где $\alpha^2 = a^2 + d^2 + z^2 - 2da$; $\beta^2 = a^2 + d^2 + z^2 + 2da$; $\gamma^2 = 1 - \frac{\alpha^2}{\beta^2}$;

$\mathbf{r}_a = \mathbf{r}_k - \mathbf{r}_{ijs}$; $z = (\mathbf{r}_a, \mathbf{Q}_{ijsl})$; $\mathbf{d} = \mathbf{r}_a - z\mathbf{Q}_{ijsl}$; $d = |\mathbf{d}|$; $\mathbf{e}_d = \frac{\mathbf{d}}{d}$; $|\mathbf{n}_k| = 1$;

$K(\gamma^2)$ – эллиптический интеграл первого рода;

$E(\gamma^2)$ – эллиптический интеграл второго рода.

В каждом расчетном узле сетки пробные диполи равномерно покрывают сферу в L направлениях, в данном исследовании $L = 2500$. Нормированный паттерн вычисляется как

$$\hat{\rho}_{ijstk}^{tr} = \frac{\rho_{ijstk}^{tr}}{|\rho_{ijst}^{tr}|}, \text{ где } |\rho_{ijst}^{tr}| = \sqrt{\sum_{k=1}^K (\rho_{ijstk}^{tr})^2}. \quad (7)$$

По формуле (7) был вычислен набор нормированных паттернов:

$$\{\rho_{ijst}^{tr}\}, i = 1, \dots, N_x; j = 1, \dots, N_y; s = 1, \dots, N_z; l = 1, \dots, L_{\max}. \quad (8)$$

В данной работе для реконструкции функциональной структуры мышц руки используется свыше трехсот миллионов пробных нормированных паттернов. Эти паттерны порождаются пробными диполями, равномерно распределенными в пространстве локализации.

Для каждого из нормированных паттернов $\hat{\rho}_{mn}$ вычисляется следующая функция, определяющая различие между этим паттерном и одним из пробных паттернов:

$$\chi(i, j, s, l) = \sum_{k=1}^K (\hat{\rho}_{ijstk}^{tr} - \hat{\rho}_{mnk})^2, \quad (9)$$

где $\hat{\rho}_{ijstk}^{tr}$ – k -ая компонента пробного паттерна $\hat{\rho}_{ijst}$, $\hat{\rho}_{mnk}$ – k -ая компонента нормированного паттерна $\hat{\rho}_{mn}$, k – номер канала.

Положение и направление источника, соответствующего паттерну $\hat{\rho}_{mn}$, определяется числами (I, J, S, L) , соответствующими минимуму функции $\chi(i, j, s, l)$ по переменным $i = 1, \dots, N_x$; $j = 1, \dots, N_y$; $s = 1, \dots, N_z$; $l = 1, \dots, L_{\max}$. Минимум этой функции находится методом полного перебора – выбором наименьшего из трехсот миллионов значений функции χ для каждого паттерна $\hat{\rho}_{mn}$. Эта процедура определяет положение r_{IJS} – решение обратной задачи для паттерна $\hat{\rho}_{mn}$, без пространственной фильтрации каналов и без введения весовых функций. Энергия этого источника D_{mn}^2 (5) добавляется к энергии, производимой ячейкой с координатами центра r_{IJS} .

Повторяя эту процедуру для всех нормированных паттернов $\hat{\rho}_{mn}$: $m = 1, \dots, M$; $n = 1, \dots, N$, возможно распределить в пространстве энергии всех осцилляций из выражения (5). Результатом такого распределения является функциональная томограмма мышц руки, восстановленная по данным магнитной миографии.

4. АНАЛИЗ ВРЕМЕННЫХ РЯДОВ МАГНИТНОЙ МИОГРАФИИ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ТОМОГРАММЫ

На первом этапе анализа данных пятиминутные записи магнитной миографии, записанные по схеме, изображенной на рисунке 1,с, анализировались визуально. На рисунке 2 можно видеть явное отличие временных рядов в те отрезки времени, когда рука была напряжена, от тех отрезков, когда рука была расслаблена. При этом на протяжении всей записи наблюдаются низкочастотные шумы. Для очистки данных была удалена полоса частот 0–20 Гц, а также узкие полосы частот, соответствующие гармоникам 50 Гц – шумы от электросети. Как можно видеть на рисунке 3, в результате такой фильтрации были очищены два типа сигналов. Первый тип – квазислучайные

временные ряды амплитудой 20 пикоТесла, соответствующие отрезкам времени, когда рука напряжена. Такая амплитуда миограммы соответствует принятым представлениям о магнитном поле скелетных мышц [16]. Второй тип – квазислучайные временные ряды амплитудой 3 пикоТесла, соответствующие отрезкам времени, когда рука расслаблена. Такая амплитуда примерно равна амплитуде записей шумовой активности в отсутствие руки.

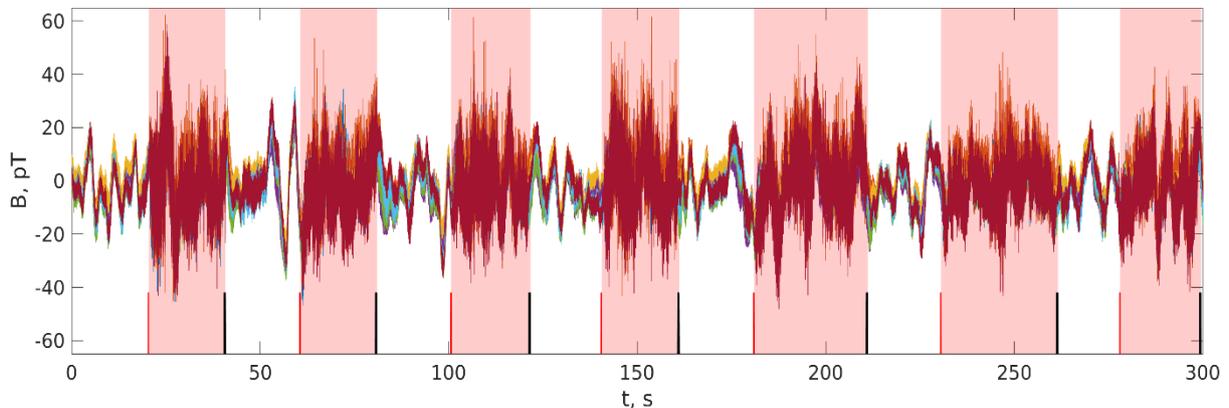


Рис. 2. Экспериментальные данные магнитомиографии, совмещенные с опорным сигналом. Красными вертикальными линиями показаны сигналы на сжатие руки, черными - на расслабление. Розовым отмечены отрезки времени, в которые рука была сжата.

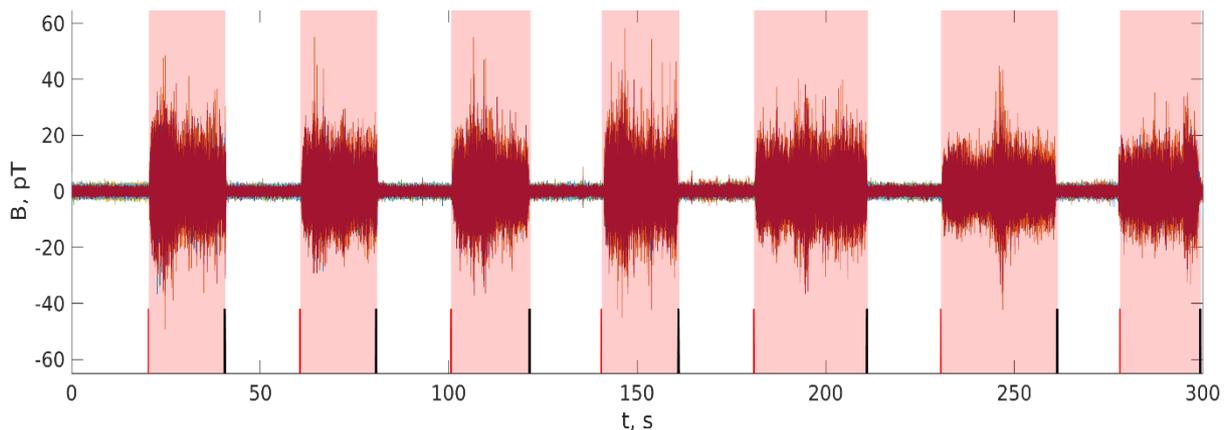


Рис. 3. Очищенные экспериментальные данные магнитомиографии, совмещенные с опорным сигналом. Красными вертикальными линиями показаны сигналы на сжатие руки, черными - на расслабление. Розовым отмечены отрезки времени, в которые рука была сжата.

Для дальнейшего анализа мы объединили в один временной ряд все отрезки с напряженной рукой, а в другой временной ряд – все отрезки с расслабленной рукой. Это позволило нам получить достаточно протяженные (135 секунд) синтетические миограммы для выявления детальной частотной структуры системы. Такой прием основан на предположении, что фазы миограмм не играют роли в локализации источника. На рисунке 4 две синтетические миограммы сравниваются между собой. На рисунке 5 сравниваются спектры мощности этих миограмм. Видно, что сигнал (спектр мощности миограммы напряженной руки) во много раз превосходит шум (спектр мощности миограммы расслабленной руки). Среднее отношение сигнал/шум на всех частотах больше 20, а на частотах от 20 до 300 Гц отношение сигнал/шум больше 30. Форма спектра миограммы напряженной руки соответствует результатам, полученным в работе [4], а также результатам нашей работы [12].

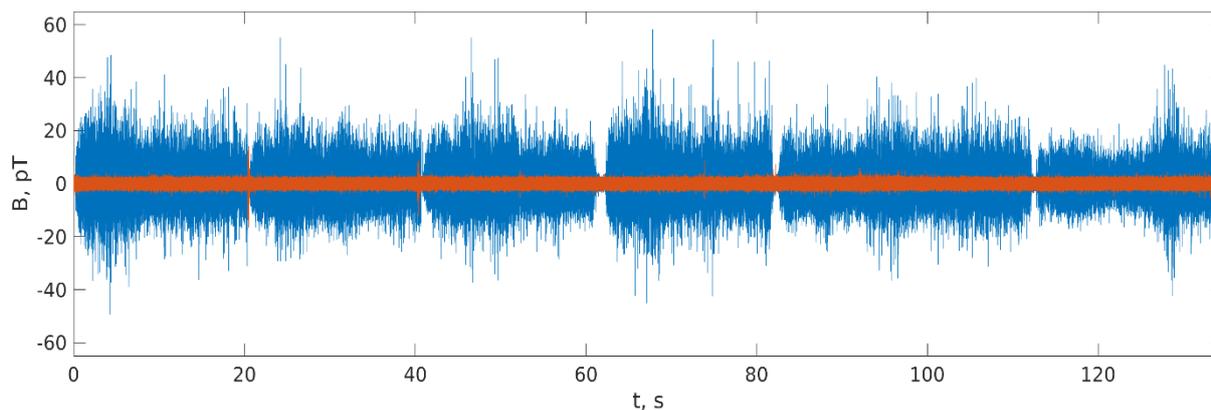


Рис. 4. Сравнение уровня сигнала от напряженной (голубая кривая) и расслабленной (оранжевая кривая) кисти руки.

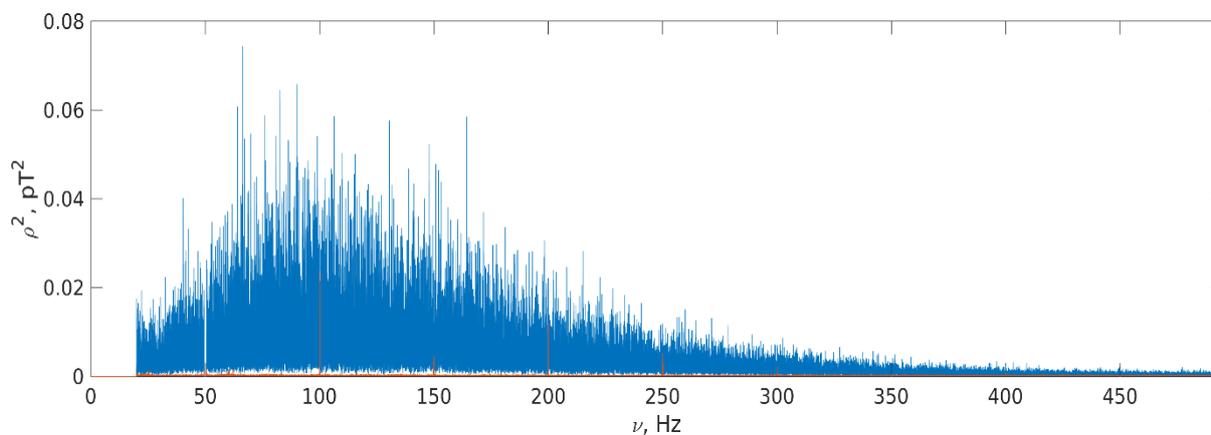


Рис. 5. Сравнение спектров мощности от напряженной (голубая кривая) и расслабленной (оранжевая кривая) кисти руки.

На заключительном этапе анализа данных была построена функциональная томограмма – пространственное распределение мощности элементарных источников мышечной активности. На рисунке 6 показаны томографические сечения функциональной томограммы, проходящие через общую точку (обозначена красным кружком). Можно сделать вывод о примерном соответствии функциональной томограммы взаимному расположению руки и прибора. Для более точного установления связи между анатомией руки и функциональной томограммой необходимо создание системы опорных точек в пространстве и их локализация в пространстве по магнитному полю.

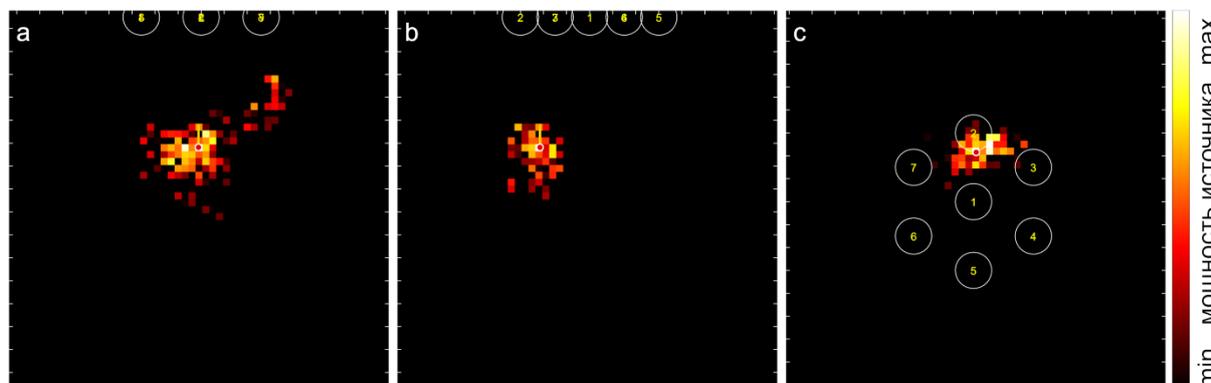


Рис. 6. Функциональная томограмма напряженной мышцы кисти руки. Показаны три томографические сечения, проходящие через общую точку (красный кружок). Мощность источников обозначена цветом в соответствии с легендой.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе метод функциональной томографии сложных систем по многоканальным временным рядам [11, 12] применен к анализу данных магнитомиографии. Найдено, что эти данные, имеющие вид квазислучайных временных рядов, также могут быть преобразованы в трехмерные массивы, содержащие информацию о расположении и мощности источников магнитных полей. Отметим, что количество информации, отображаемое на функциональной томограмме, определяется временем измерения. Длительность записей, использованная в данной статье (более двух минут), представляется достаточной для отображения функциональной структуры мышц кисти руки. Каждая ячейка функциональной томограммы содержит индивидуальный спектр, а также сведения о направлении найденных источников. Это открывает возможности для дальнейшего изучения мышечной системы человека с помощью предложенного метода и для его применения в клинической и спортивной медицине.

Раздел 2 статьи выполнен М.А.Поликарповым, А.Ю. Юреня, С.П. Наурзаковым, А.П. Гребенкиным и В.Я. Панченко. Эта работа была частично поддержана грантом РФФИ № 18-08-01349.

Раздел 3 выполнен М.Н. Устиным и С.Д. Рыкуновым, раздел 4 выполнен М.Н. Устиным, С.Д. Рыкуновым, М.А. Поликарповым и А.Ю. Юреня. Эта работа выполнена за счет гранта Российского научного фонда (проект № 18-11-00178).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Malmivuo J., Plonsey R. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995. 641 p. doi: [10.1093/acprof:oso/9780195058239.001.0001](https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780195058239.001.0001)
2. Raez M.B.I., Hussain M.S., Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. 2006. *Biol. Proced. Online*. 2006. V. 8. P. 11–35. doi: [10.1251/bpo115](https://doi.org/10.1251/bpo115)
3. Chowdhury R.H., Reaz M.B.I., Ali M.A.B.M, Bakar A.A.A., Chellappan K., Chang T.G. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors (Basel)*. 2013. V. 13. № 9. P. 12431–12466. doi: [10.3390/s130912431](https://doi.org/10.3390/s130912431)
4. Cohen D., Givler E. Magnetomyography: magnetic fields around the human body produced by skeletal muscles. *Appl. Phys. Lett.* 1972. V. 21. № 3. Article No. 114. doi: [10.1063/1.1654294](https://doi.org/10.1063/1.1654294)
5. van Egeraat J.M., Friedman R.N., Wikswo J.P. Jr. Magnetic field of a single muscle fiber. First measurements and a core conductor model. *Biophys. J.* 1990. V. 57. No. 3. P. 663–667. doi: [10.1016/S0006-3495\(90\)82585-6](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(90)82585-6)
6. Garcia M.A.C., Baffa O. Magnetic fields from skeletal muscles: a valuable physiological measurement? *Front. Physiol.* 2015. V. 6. Article No. 228. doi: [10.3389/fphys.2015.00228](https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00228)
7. Broser P.J., Knappe S., Kajal D.S., Noury N., Alem O., Shah V., Braun C. Optically pumped magnetometers for magneto-myography to study the innervation of the hand. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2018. V. 26. No. 11. P. 2226–2230. doi: [10.1109/TNSRE.2018.2871947](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2871947)
8. Heidari H., Zuo S., Krasoulis A., Nazarpour K. CMOS Magnetic Sensors for Wearable Magnetomyography. In: *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Honolulu, 2018. P. 2116–2119. doi: [10.1109/EMBC.2018.8512723](https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8512723)

9. van den Doel K., Ascher U.M., Curt A., Steeves J., Pai D.K. Computed myography (CMG): Three dimensional reconstruction of motor functions from surface EMG data. In: *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Vancouver, 2008. P. 550–554. doi: [10.1109/IEMBS.2008.4649212](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649212)
10. Liu Y., Ning Y., Li S., Zhou P., Rymer W.Z., Zhang Y. Three-dimensional innervation zone imaging from multi-channel surface EMG recordings. *Int. J. Neural Syst.* 2015. V. 25. № 6. Article No. 1550024. doi: [10.1142/S0129065715500240](https://doi.org/10.1142/S0129065715500240)
11. 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)
12. Llinás R.R., Ustinin M., Rykunov S.D., Walton K.D., Rabello G.M., Garcia J., Boyko A.I., Sychev V.V. Non-invasive whole body imaging using magnetography. Program No. 520.11. *2018 Neuroscience Meeting Planner*. San Diego, CA: Society for Neuroscience, 2018.
13. Frigo M., Johnson S.G. The Design and Implementation of FFTW3. In: *Proceedings of the IEEE*. 2005. V. 93. № 2. P. 216–231. doi: [10.1109/JPROC.2004.840301](https://doi.org/10.1109/JPROC.2004.840301)
14. Belouchrani A., Abed-Meraim K., Cardoso J.-F., Moulines E. A blind source separation technique using second-order statistics. *IEEE Trans. Signal Processing*. 1997. V. 45. P. 434–444. doi: [10.1109/78.554307](https://doi.org/10.1109/78.554307)
15. Garrett M.W. Calculation of fields, forces, and mutual inductances of current systems by elliptic integrals. *J. Appl. Phys.* 1963. V. 34. P. 2567–2573. doi: [10.1063/1.1729771](https://doi.org/10.1063/1.1729771)
16. *Magnetism in medicine: a handbook*. Eds. Andra W., Nowak H. Wiley-VCH, 2007. 630 p. doi: [10.1002/9783527610174](https://doi.org/10.1002/9783527610174)

Рукопись поступила в редакцию 02.11.2018.
Дата опубликования 09.12.2018.