

ОРИГИНАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

УДК 612.821.6+612.821.2+612.825.5

Повышенная чувствительность пространственных фильтров при совмещении магнитного и электрического компонентов сенсомоторного кортикального бета-ритма**А.Н. Васильев^{1, 2, *} , А.Г. Крючкова², А.Е. Маковская¹**¹*Кафедра физиологии человека и животных, биологический факультет, Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Россия, 119234, г. Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 12;*²*Научно-образовательный центр нейрокогнитивных исследований (МЭГ-центр), Московский государственный психолого-педагогический университет, Россия, 123290, г. Москва, Шелепихинская набережная, д. 2а, стр.2***e-mail: a.vasilyev@anvmail.com*

Модуляция магнитного или электрического сенсомоторных ритмов человека при представлении движений широко используется в фундаментальных и прикладных нейрофизиологических исследованиях. К настоящему времени имеются доказательства лучшей чувствительности сенсоров магнитного поля к модуляции бета-ритма, однако потенциальный синергический эффект от объединения двух модальностей еще не был исследован. В этом исследовании одновременная регистрация электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и магнитоэнцефалограммы (МЭГ) проведена у восьми здоровых испытуемых-добровольцев при выполнении ими произвольных и воображаемых движений, а также при электрической стимуляции медианного нерва. У всех испытуемых удалось идентифицировать десинхронизацию (подавление) мю- и бета-ритмов при выполнении сенсомоторных заданий, а также бета-синхронизацию после окончания движения или стимуляции. С использованием общих проекций ковариационных матриц сигналов электрической, магнитной и объединенной («МЭЭГ») модальностей были вычислены наиболее чувствительные индивидуальные пространственные фильтры отдельно для каждого из типов реакций. По сравнению с предстимульным контролем выраженность изменений амплитуды компонентов сенсомоторного ритма оказалась наибольшей в объединенной МЭЭГ-модальности. При этом для мю-десинхронизации МЭЭГ оказалась значимо лучше МЭГ, а для бета-десинхронизации МЭЭГ оказалась существенно лучше как МЭГ, так и ЭЭГ. Для бета-синхронизации показано смещение положения источников во фронтотемпоральном направлении, а значимых различий в амплитуде между модальностями не было. Также было показано, что для бета-десинхронизации у большинства испытуемых выделялись МЭГ-источники с одинаковыми ЭЭГ-проекциями или без выраженных ЭЭГ-проекций, что свидетельствует о наличии нескольких малых тангенциально расположенных кортикальных диполей, участвующих в десинхронизации бета-ритма. Полученные результаты позволяют полагать, что в исследованиях модуляции компонентов сенсомоторного ритма, в особенности бета-десинхронизации, совмещение МЭГ и ЭЭГ приводит к повышению чувствительности метода. Мультифокальность магнитного бета-ритма и его различная выраженность в ЭЭГ-источниках указывают на наличие независимых регуляторных контуров корково-таламического или внутрикортикального происхождения.

Ключевые слова: *сенсомоторный ритм, бета-ритм, десинхронизация, бета-отскок, МЭГ/ЭЭГ-корегистрация, пространственный фильтр, представление движений*

DOI: 10.55959/MSU0137-0952-16-78-1-1

Анализ динамической регуляции ритмической активности головного мозга является востребованным инструментом исследования сенсомоторных функций. Связанная с событиями синхронизация (увеличение мощности) и десинхронизация (уменьшение) ритмических колебаний, регистрируемых вблизи центральной борозды коры головного мозга на электроэнцефалограмме

(ЭЭГ) и магнитоэнцефалограмме (МЭГ) широко используется в оценке соматосенсорной реактивности как в задачах с сенсорной стимуляцией, так и в исследованиях произвольных движений и сложных перцептивно-моторных состояний: представления движений, телесных иллюзий, имитационного поведения [1]. Несмотря на то, что большинство исследователей сходится в об-

ших вопросах происхождения и функциональной значимости альфа-/мю-компонента (~10 Гц) как ритма холостого хода («idling»), активная дискуссия ведется относительно функциональной роли и происхождения сенсомоторных бета-волн (~20 Гц) [2]. В частности, возникающая в процессе возбуждения или растормаживания сенсомоторной коры одновременно мю- и бета-десинхронизация [3] часто сменяется повышенной бета-синхронизацией, получившей название «бета-отскок» («beta-rebound»), понимаемой часто как гиперкомпенсация ранее подавленного бета-ритма. Однако с распространением более точных способов оценки спектральной мощности и энцефалографии высокой плотности сенсоров исследователи стали замечать, что «отскок» происходит на более низких частотах [4, 5] и в прецентральных областях коры [6, 7], а также имеет иную фармакологическую чувствительность [8, 9], что указывает на обособленную природу синхронизирующегося после события бета-ритма. Таким образом, возникла альтернативная гипотеза о наличии двух источников бета-ритмики: фронтального с антикинетической функцией активного торможения и постцентрального с растормаживающей функцией, связанной с вниманием и антиципаторным поведением [10]. Регистрация различных компонентов сенсомоторного ритма используется не только в фундаментальных исследованиях, но и в ряде практических направлений, таких как клиническая диагностика, нейроркогнитивные тренажеры и интерфейсы мозг-компьютер [11, 12], для которых существенным фактором является точная количественная оценка величин реакций модуляции ЭЭГ-ритмов.

На данный момент существует огромный объем фундаментальных и прикладных исследований магнитного и электрического компонента сенсомоторного ритма, однако встречаются лишь единичные работы, в которых для этого применяются одновременную совместную регистрацию МЭГ и ЭЭГ [13]. Помимо относительного небольшого числа МЭГ-установок, значимым фактором отсутствия подобного рода исследований является распространенное представление о преимуществе МЭГ в точности локализации и чувствительности к мелким поверхностным тангенциально ориентированным диполям, представляющим большой интерес для нейрофизиологических, клинических исследований и нейровизуализации [14]. Действительно, в работах, напрямую сравнивающих сенсомоторные ритмы МЭГ и ЭЭГ [13], демонстрируется большая чувствительность магнитных градиометров для оценки величин десинхронизации и синхронизации. Тем не менее, попыток объединения информации двух модальностей для количественной оценки сенсомоторных ритмов на данный момент не предпринималось.

В отличие от классического подхода к моделированию корковых источников при регистрации МЭГ и ЭЭГ путем объединения физических моделей распространения электрических и магнитных полей [15], в настоящее время набирает популярность сигнал-ориентированный подход [16, 17], позволяющий вычислять оптимальные пространственные проекции для ожидаемой динамики сигнала на основе полученных в исследовании многомерных данных. Такие подходы позволяют в полной мере использовать преимущества больших размерностей данных без снижения статистической мощности, невосприимчивы к шуму и артефактам отдельных сенсоров/модальностей и позволяют получать физиологически интерпретируемые результаты, что отличает их от схожих по назначению подходов, опирающихся на нейросетевые архитектуры. Однако на данный момент нет достаточного количества примеров их применения на сигналах разной физической природы.

Таким образом, основными задачами нашего исследования были выявление возможности корректного вычисления интерпретируемых пространственных фильтров для оценки модуляции сенсомоторного ритма магнитоэнцефалограммы (МЭЭГ) и проверка наличия преимуществ использования комбинированной модальности по сравнению с 306-канальной МЭГ и 64-канальной ЭЭГ.

Методика

Испытуемые и регламент исследования.

В эксперименте приняли участие восемь здоровых испытуемых-добровольцев (средний возраст – 24 года, 4 женщины). Семеро испытуемых были правшами и один – левша. Все испытуемые дали свое информированное согласие на участие в исследовании. Процедуры исследования были одобрены этическим комитетом Московского государственного психолого-педагогического университета.

В исследовании применялись три способа модуляции сенсомоторных ритмов: (1) стимуляция медианного нерва с пороговой для мышечного сокращения силой тока (стимулятор постоянного тока Digitimer DS7A (Digitimer Ltd., Великобритания), прямоугольные импульсы, длительность – 200 мкс, максимальная амплитуда – 250 В, сила тока – 3,5–4,5 мА, межстимульный интервал – 2 с); (2) произвольные однократные движения большого пальца правой руки в ответ на зрительный стимул; (3) мысленное кинестетическое представление таких же движений (интервал между попытками – 5 с). В качестве контрольного состояния использовалась задача на зрительный счет элементов абстрактной картинки. Количество проб для каждого испытуемого составляло: 50 – для токовых стимулов и 40 – для представления или выполнения дви-

жений. Испытуемые были заранее обучены технике представления движений и принимали участие в аналогичных исследованиях [18].

Сбор данных. Энцефалограмма регистрировалась одновременно при помощи 306-канального магнитноэнцефалографа Neuromag Vector View (Elekta Oy, Финляндия) и электроэнцефалографа NVX-136 (ООО «МКС», Россия) с немагнитным шлемом с 64 пассивными Ag/AgCl-электродами, расположенными по международной системе «10-10». Регистрация проводилась в магнитоэкранированной камере «Ак3В» (Vacuumschmelze GmbH, Германия) в положении сидя. Дополнительно регистрировалась электроокулограмма (используемая для синхронизации сигналов МЭГ- и ЭЭГ-усилителей), электрокардиограмма, миограмма с брюшка короткой мышцы, отводящей большой палец правой кисти (*m. abductor pollicis brevis*). Дополнительно при помощи специальных катушек во время записей регистрировалось положение головы испытуемого в МЭГ-шлеме. Кожно-электродный импеданс для всех электродов энцефалограммы не превышал 15 кОм. Все сигналы оцифровывались с частотой 1000 Гц.

Анализ данных. Предварительная обработка МЭГ-сигнала проводилась в программе Maxfilter v.2.2.10 (Elekta Oy, Финляндия) по стандартному для данного оборудования алгоритму, включающему пространственно-временную фильтрацию «tSSS» (временная константа 10 с и предельная корреляция 0,8), компенсацию микродвижений головы в шлеме и приведение сигнала стандартному положению головы по осям OX и OY [19]. Дальнейший анализ проводился в программе MATLAB 2022b (Mathworks, США) с использованием авторских скриптов и пакетов FieldTrip и EEGLAB [20] для загрузки и визуализации данных.

Перед дальнейшей обработкой сигналы всех модальностей синхронизировались во времени и подвергались фильтрации фильтром низких частот по частоте среза 90 Гц и скользящему медианному фильтру с ядром 3 с для устранения временного дрейфа и других медленных колебаний сигналов.

Для устранения различий в единицах измерений различных сенсоров (ЭЭГ – мкВ, магнитометры – фТ, планарные градиометры – фТ/см) все сигналы каждого типа сенсоров стандартизовались: делились на значение их общей (по всем каналам) дисперсии, робастно оцениваемой с помощью медианного абсолютного отклонения [16]. Для эффективного использования данных высокой размерности вычислялись пространственные фильтры, оптимизируемые индивидуально для каждого испытуемого и отдельно для каждой из частотно-временных реакций (десинхронизация в альфа- (8–14 Гц) и бета- (14–30 Гц) диапазонах и синхронизация в бета-диапазоне). Пространственные фильтры вычислялись как общие соб-

ственные векторы (W^T) ковариационных матриц сигналов в экспериментальном (предполагающем наличие интересующей реакции) и контрольном (зрительный счет) условиях:

$$\Lambda = \operatorname{argmax} \left\{ \frac{W^T \cdot C_{exp} \cdot W}{W^T \cdot C_{ctrl} \cdot W} \right\},$$

где W^T – матрица собственных векторов (фильтров), Λ – собственные числа, а C_{exp} и C_{ctrl} – ковариационные матрицы в экспериментальном и контрольном условиях соответственно.

Векторы w^T с наименьшими собственными числами соответствуют пространственным проекциям с наименьшим соотношением дисперсий в двух условиях

$$\frac{C_{exp}}{C_{ctrl}},$$

что при неравенстве [$C_{exp} < C_{ctrl}$] означает десинхронизацию сигналов энцефалограммы в экспериментальном условии. Векторы с наибольшими собственными числами при [$C_{exp} > C_{ctrl}$] – синхронизацию сигналов энцефалограммы. Алгоритм вычисления собственных векторов предполагает сортировку столбцов W^T (векторов w^T) в соответствии с величиной собственных чисел. Среди всех полученных фильтров w^T отбирался один с наименьшим (для десинхронизации) или наибольшим (для синхронизации) собственным числом, для которого соответствующий пространственный паттерн (вычисляемый по формуле $A = W^{-T}$ [21]) приходился на проекционные зоны контралатеральной сенсомоторной коры – лобные, центральные и теменные сенсоры [18, 22] – и имел пространственное ограниченную дипольную структуру. На практике это означало, что отбирались компоненты, соответствующие одному из трех крайних вектор-столбцов матрицы W^T . В случае наличия нескольких выраженных контралатеральных компонентов, предпочтение отдавалось компоненту с более экстремальным собственным числом. Дополнительным критерием отбора фильтров для ЭЭГ и МЭГ было соответствие пространственных проекций в этих модальностях для МЭЭГ-сигнала, что позволяло более корректное их прямое сравнение.

Фильтры вычислялись трижды: для ЭЭГ, МЭГ и комбинированных данных МЭГ + ЭЭГ. Для МЭГ перед вычислением собственных векторов проводилось понижение размерности сигнала с помощью метода главных компонент (до 70–80 компонентов), поскольку после процедуры «tSSS» ранг данных понижался.

Отобранные фильтры применялись к сырому сигналу, после чего проводилась оценка амплитуд исследуемых частотных компонентов путем свертки сигналов с вейвлет-функциями с переменным числом циклов с последующим объединением

результатов в виде геометрического среднего [23]. Полученные в результате свертки спектрограммы усреднялись для попыток каждого испытуемого, нормировались на значения предстимульного интервала [-1...0] с и конвертировались в децибелы. Средние значения для ритмических компонентов в частотно-временных секторах (рис. 1), соответствующих максимуму изучаемых реакций, сравнивались с помощью ANOVA с факторами «испытуемый» и «модальность». По фактору «модальность» проводился анализ post hoc с поправкой Тьюки.

Результаты и обсуждение

Репрезентативная спектрограмма и пространственные компоненты для всех типов сенсоров для испытуемого №8 показаны на рис. 1. У всех испытуемых была обнаружена десинхронизация в частотных мю- (~10 Гц) и бета- (~ 20 Гц) диапазонах, типично развивавшаяся через 500 мс после подачи стимула к движению/представлению и спустя ~200 мс после электрической стимуляции медианного нерва, а также типично прекращавшаяся в течение 1–1,5 с. Бета-синхронизация

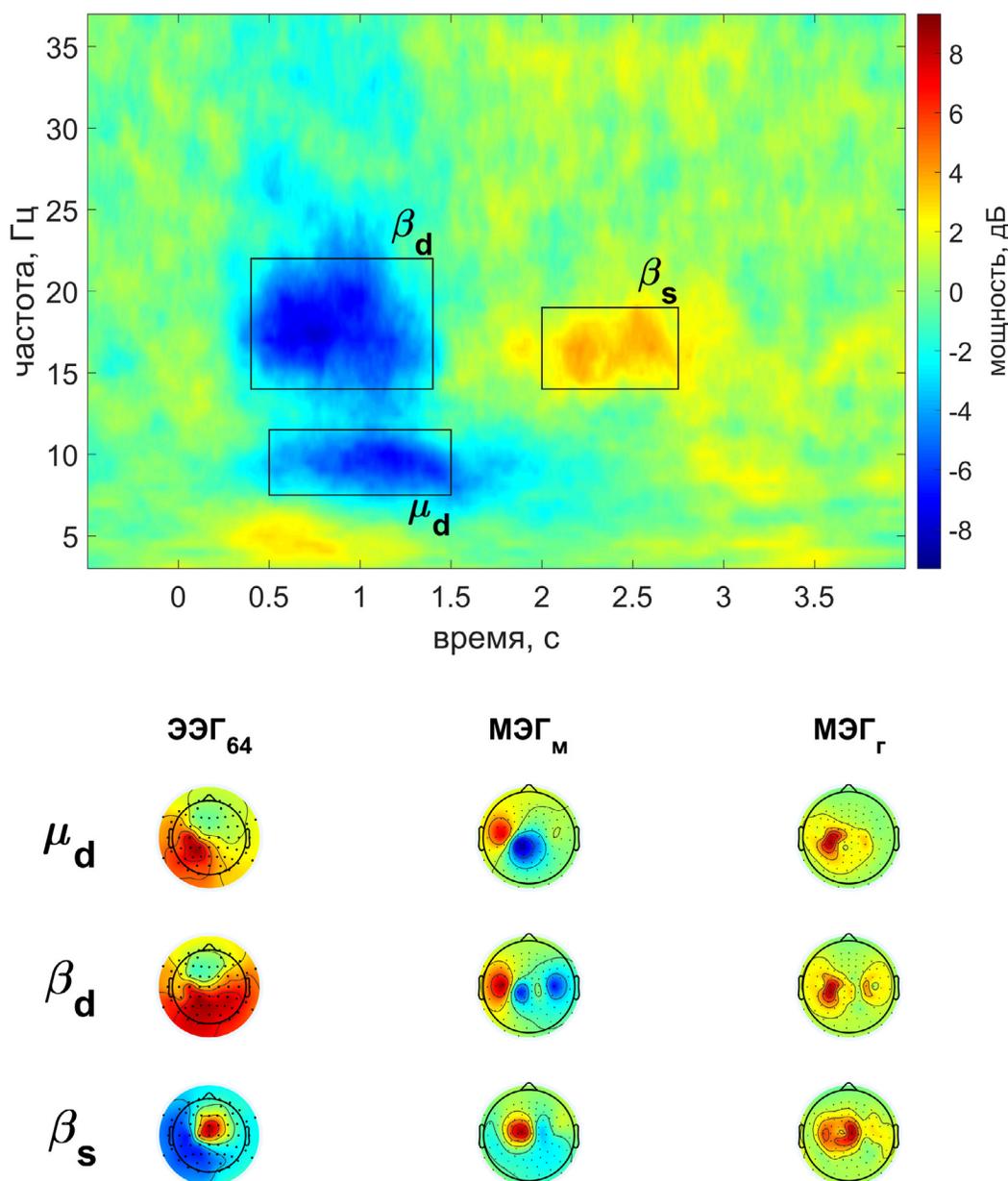


Рис. 1. Частотно-временные и пространственные паттерны модуляции сенсомоторных ритмов. Верхняя панель – усредненная спектрограмма МЭЭГ-сигнала контралатерального источника сенсомоторного ритма у испытуемого №8 в состоянии выполнения движения большим пальцем (время – относительно подачи визуального стимула к движению). Нижняя панель – соответствующие верхней спектрограмме пространственные паттерны для реакций трех типов (μ_d – десинхронизация мю-, β_d – десинхронизация бета-, и β_s – синхронизация бета-ритмов) для трех типов сенсоров (ЭЭГ₆₄ – 64-канальная электроэнцефалограмма, МЭГ_М – 102 магнетометра, МЭГ_Г – среднеквадратичное планарных градиометров); цветом показаны весовые коэффициенты отдельных сенсоров.

у разных испытуемых развивалась с задержкой от 2 до 4 с от подачи команды к движению или электрическому стимулу (средний интервал – от 2,6 до 3,8 с). Межиндивидуальная вариабельность в латентности бета-синхронизации могла являться следствием таких факторов, как способы выполнения движения (плавно или с принудительной остановкой), различия в мысленной обработке последствий выполненного движения или полученного стимула, индивидуальные свойства стереотипии работы сенсомоторной системы. С учетом потенциально большей вариабельности латентности бета-синхронизации между отдельными попытками, усреднение спектрограмм по попыткам могло занижать абсолютные значения амплитуды синхронизации, но для целей настоящего исследования это не являлось ограничением. Мю-десинхронизация у всех испытуемых укладывалась в диапазон от 9 до 14 Гц, а бета-десинхронизация возникала типично на значениях частоты удвоенного мю-диапазона (от 19 до 28 Гц). В то же время бета-синхронизация после движения возникала на более низких частотах бета-диапазона (от 15 до 24 Гц), что согласуется с результатами, ранее полученными нашей научной группой [24], а также другими исследователями [4].

Для сравнения амплитуд десинхронизации между тремя модальностями регистрации энцефалограммы (ЭЭГ, МЭГ и их объединения – МЭЭГ) были отобраны по одному фильтру с хорошо сопоставимыми пространственными проекциями активации в проекции всех модальностей. Однако при расчете фильтров для бета-компонента у шести испытуемых из восьми было выделено несколько источников (де-)синхронизации бета-ритма с общей проекцией в модальности «МЭЭГ», но с различающейся полярностью для магнитометров и градиометров. На рис. 2 представлен пример данных для испытуемого 7, у которого одновременно есть два компонента с единой ЭЭГ-проекцией, но инвертированными диполями в МЭГ, а третий источник – с повернутой на 90 градусов полярностью в МЭГ без проекции в ЭЭГ. Похожие результаты уже были показаны [17] для фронтального тета-ритма с применением аналогичного алгоритма обработки данных МЭЭГ. По всей видимости, это объясняется наличием нескольких бета-компонентов, связанных с таламическим мю-ритмом, а также независимого от мю-ритма внутрикортикального компонента. Этот результат согласуется с современными гипотезами о проис-

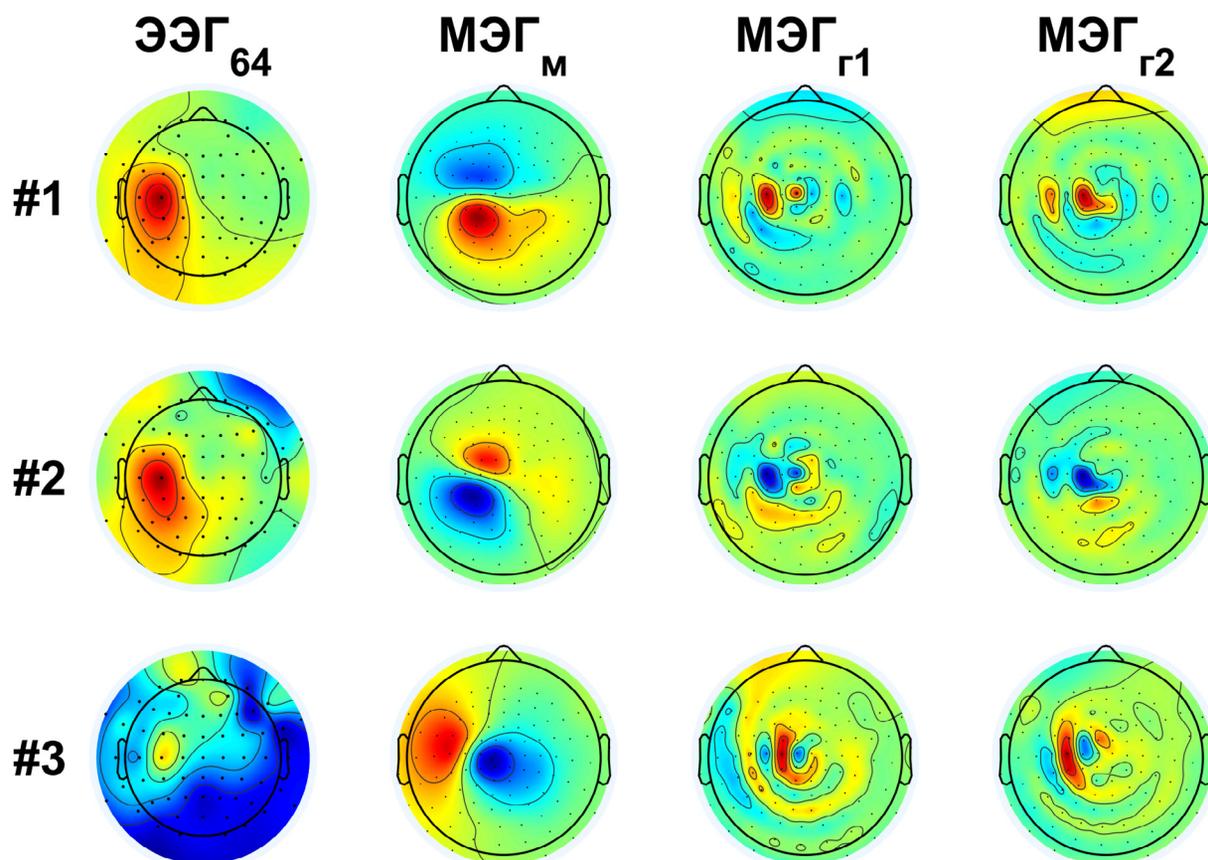


Рис. 2. Пространственные фильтры для десинхронизации бета-ритма у испытуемого №7. Цветом показаны весовые коэффициенты сенсоров всех модальностей (ЭЭГ₆₄ – 64-канальная электроэнцефалограмма, МЭГ_М – 102 магнитометра, МЭГ_{Г1} и МЭГ_{Г2} – 102 пары планарных градиометров). Строки – три лучших пространственных фильтра, вычисленных для объединенной МЭЭГ-модальности.

Средние значения амплитуды модуляции компонентов сенсомоторного ритма

Тип реакции	МЭЭГ	МЭГ	ЭЭГ
Мю-десинхронизация	-9,34 ± 1,74	-7,53 ± 2,11 *	-8,74 ± 2,34
Бета-десинхронизация	-9,40 ± 1,38	-7,27 ± 1,97 **	-6,72 ± 1,92 **
Бета-синхронизация	5,07 ± 2,43	4,90 ± 2,6	4,74 ± 2,72

Примечание: Приведены средние значения в децибелах ± стандартное отклонение. * – статистически значимое отличие от «МЭЭГ», $p < 0,05$; ** то же для $p < 0,0001$. Парный t-тест, поправка Тьюки.

хождении бета-ритмов [25] как наложения входных колебаний ~10 Гц таламокортикальных проекций и возвратных проекций ~10 Гц корково-таламических или внутрикортикальных связей. Тем не менее, от МЭГ-модальности отбиралась только одна проекция, поскольку использование сразу всех контралатеральных магнитных источников сделало бы некорректным сравнение их с ЭЭГ, для которой характерно наличие одного обширного пространственно-сглаженного диполя – вероятно, из-за эффекта объемной проводимости электрических потенциалов. Это обстоятельство несколько ограничивает возможности корректного сравнения МЭГ и ЭЭГ, ввиду наличия отдельных и потенциально независимых источников осцилляторной активности. Для установления степени функциональной и временной связности активности пространственно близких источников различной ориентации требуется проведение дополнительного исследования, включающего анатомическую локализацию находимых диполей.

При анализе различий в источниках бета-синхронизации было обнаружено, что для всех испытуемых с выраженной кратковременной синхронизацией характерно положение источника активности кпереди и медиальное – от источника бета-десинхронизации. Это также согласуется с данными немногочисленных исследований, отмечающих подобную диссоциацию в локализации [7]. Полученные результаты противоречат гипотезе о так называемом «бета-отскоке», понимающей синхронизацию после движения как гиперкомпенсацию ранее подавленного бета-ритма.

Количественное сравнение десинхронизации и синхронизации проводилось для спектрограмм, нормированных на значения предстимульного интервала [-1000 0] с. Средние значения для трех типов модуляции ритма и трех модальностей регистрации представлены в таблице. Для всех типов модуляции объединенная модальность МЭЭГ давала наибольший по амплитуде эффект, различия были незначимы для бета-синхронизации ($F(2, 38) = 0,4599$; $p = 0,8437$), значимы для мю-десинхронизации ($F(2, 38) = 13,6506$; $p = 0,0126$) и бета-десинхронизации ($F(2, 38) = 31,9386$; $p = 3,246 \cdot 10^{-6}$).

Парные сравнения с поправкой Тьюки выявили значимые различия между МЭЭГ и ЭЭГ для мю-десинхронизации ($p = 0,0106$) и в парах МЭЭГ–ЭЭГ, МЭЭГ–МЭГ для бета-десинхронизации ($p = 1,823 \cdot 10^{-4}$ и $p = 4,654 \cdot 10^{-4}$ соответственно). Таким образом, впервые показано существенное преимущество использования объединенной модальности МЭЭГ перед использованием отдельно МЭГ и ЭЭГ, которые достоверно не отличались друг от друга. В отличие от исследования Иллман и коллег [13], мы не наблюдали значимого увеличения чувствительности в оценках бета-синхронизации, что может объясняться различиями в типах используемых задач: в их работе применялась исключительно сенсорная стимуляция, для которой характерна послестимульная синхронизация, тогда как в нашей работе большую роль играло представление движения, после которого у ряда испытуемых она вовсе не возникает [26]. Вероятно, что при обобщении модальностей (МЭЭГ) в упоминаемом исследовании [13] также бы наблюдался синергичный эффект от объединения модальностей из-за наличия уникальной информации в МЭГ и ЭЭГ, что следует из приводимых авторами коэффициентов корреляции Спирмена: $\rho = 0,77$ для бета-синхронизации и $\rho = 0,69$ для десинхронизации. При объединении этих результатов с нашими можно предположить, что бета-синхронизация достаточно хорошо представлена и в МЭГ, и в ЭЭГ, тогда как источники бета-десинхронизации по-разному проявляются на магнитных и электрических датчиках.

Таким образом, полученные результаты указывают на синергический эффект повышения чувствительности к модуляторным изменениям амплитуды компонентов сенсомоторного ритма и, в частности, бета-десинхронизации. Наличие множественных источников магнитного бета-ритма и их различная сопряженность с электрическими источниками указывают на наличие независимых кортикальных центров с тангенциальным положением проекционных волокон. Полученные данные также подтверждают гипотезу о пространственной и функциональной обособленности источника бета-синхронизации. Выводы исследования подчеркивают перспективность использования совместной регистрации МЭГ и ЭЭГ для

расширения фундаментального понимания функциональной роли отдельных компонентов кортикальных ритмов.

Исследование выполнено при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований в рамках научного проекта № 19-315-60011. Исследование выполнялось на

Уникальной научной установке «Центр нейрокognитивных исследований (МЭГ-центр)» ФГБОУ ВО МГППУ. Эксперименты проведены с соблюдением этических норм работы с испытуемыми-добровольцами и одобрены Этическим комитетом МГППУ (протокол №13 от 12.04.2022). Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Cheyne D.O.* MEG studies of sensorimotor rhythms: a review // *Exp. Neurol.* 2013. Vol. 245. P. 27–39.
2. *Barone J., Rossiter H.E.* Understanding the role of sensorimotor beta oscillations // *Front. Syst. Neurosci.* 2021. Vol. 15: 655886.
3. *Salmelin R., Hari R.* Spatiotemporal characteristics of sensorimotor neuromagnetic rhythms related to thumb movement // *Neuroscience.* 1994. Vol. 60. N 2. P. 537–550.
4. *Pfurtscheller G., Stancak A., Jr., Edlinger G.* On the existence of different types of central beta rhythms below 30 Hz // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1997. Vol. 102. N 4. P. 316–325.
5. *Kopell N., Whittington M.A., Kramer M.A.* Neuronal assembly dynamics in the beta frequency range permits short-term memory // *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 2011. Vol. 108. N 9. P. 3779–3784.
6. *Bardouille T., Bailey L., Cam C.A.N.G.* Evidence for age-related changes in sensorimotor neuromagnetic responses during cued button pressing in a large open-access dataset // *Neuroimage.* 2019. Vol. 193. P. 25–34.
7. *Jurkiewicz M.T., Gaetz W.C., Bostan A.C., Cheyne D.* Post-movement beta rebound is generated in motor cortex: evidence from neuromagnetic recordings // *Neuroimage.* 2006. Vol. 32. N 3. P. 1281–1289.
8. *Hall S.D., Stanford I.M., Yamawaki N., McAllister C.J., Ronnqvist K.C., Woodhall G.L., Furlong P.L.* The role of GABAergic modulation in motor function related neuronal network activity // *Neuroimage.* 2011. Vol. 56. N 3. P. 1506–1510.
9. *Muthukumaraswamy S.D., Myers J.F., Wilson S.J., Nutt D.J., Lingford-Hughes A., Singh K.D., Hamandi K.* The effects of elevated endogenous GABA levels on movement-related network oscillations // *Neuroimage.* 2013. Vol. 66. P. 36–41.
10. *Chandrasekaran C., Bray I.E., Shenoy K.V.* Frequency shifts and depth dependence of premotor beta band activity during perceptual decision-making // *J. Neurosci.* 2019. Vol. 39. N 8. P. 1420–1435.
11. *He B., Baxter B., Edelman B. J., Cline C.C., Ye W.* Noninvasive brain-computer interfaces based on sensorimotor rhythms // *Proc. IEEE Inst. Electr. Electron. Eng.* 2015. Vol. 103. N 6. P. 907–925.
12. *Bernier R., Dawson G., Webb S., Murias M.* EEG mu rhythm and imitation impairments in individuals with autism spectrum disorder // *Brain Cogn.* 2007. Vol. 64. N 3. P. 228–237.
13. *Illman M., Laaksonen K., Liljestrom M., Jousmaki V., Piitulainen H., Forss N.* Comparing MEG and EEG in detecting the ~20-Hz rhythm modulation to tactile and proprioceptive stimulation // *Neuroimage.* 2020. Vol. 215: P. 116804.
14. *Burgess R. C.* MEG for greater sensitivity and more precise localization in epilepsy // *Neuroimaging Clin. N. Am.* 2020. Vol. 30. N 2. P. 145–158.
15. *Baillet S., Garnero L., Marin G., Hugonin J.P.* Combined MEG and EEG source imaging by minimization of mutual information // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1999. Vol. 46. N 5. P. 522–534.
16. *Cohen M.X.* A tutorial on generalized eigendecomposition for denoising, contrast enhancement, and dimension reduction in multichannel electrophysiology // *Neuroimage.* 2022. Vol. 247: 118809.
17. *Zuure M.B., Hinkley L.B., Tiesinga P.H.E., Nagarajan S.S., Cohen M.X.* Multiple midfrontal thetas revealed by source separation of simultaneous MEG and EEG // *J. Neurosci.* 2020. Vol. 40. N 40. P. 7702–7713.
18. *Vasilyev A.N., Nuzhdin Y.O., Kaplan A.Y.* Does real-time feedback affect sensorimotor EEG patterns in routine motor imagery practice? // *Brain Sci.* 2021. Vol. 11. N 9: 1234.
19. *Taulu S., Simola J.* Spatiotemporal signal space separation method for rejecting nearby interference in MEG measurements // *Phys. Med. Biol.* 2006. Vol. 51. N 7. P. 1759–1768.
20. *Delorme A., Makeig S.* EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis // *J. Neurosci. Methods.* 2004. Vol. 134. N 1. P. 9–21.
21. *Haufe S., Meinecke F., Gorgen K., Dahne S., Haynes J.D., Blankertz B., Biessmann F.* On the interpretation of weight vectors of linear models in multivariate neuroimaging // *Neuroimage.* 2014. Vol. 87. P. 96–110.
22. *Muralidharan V., Yu X., Cohen M.X., Aron A.R.* Preparing to stop action increases beta band power in contralateral sensorimotor cortex // *J. Cogn. Neurosci.* 2019. Vol. 31. N 5. P. 657–668.
23. *Moca V.V., Barzan H., Nagy-Dabacan A., Muresan R.C.* Time-frequency super-resolution with superlets // *Nat. Commun.* 2021. Vol. 12. N 1: 337.
24. *Syrov N.V., Vasilyev A.N., Solovieva A.A., Kaplan A.Y.* Effects of the mirror box illusion on EEG sensorimotor rhythms in voluntary and involuntary finger movements // *Neurosci. Behav. Physiol.* 2022. Vol. 52. N 6. P. 936–946.
25. *Jones S.R., Pritchett D.L., Sikora M.A., Stufflebeam S.M., Hamalainen M., Moore C.I.* Quantitative analysis and biophysically realistic neural modeling of the MEG mu rhythm: rhythmogenesis and modulation of sensory-evoked responses // *J. Neurophysiol.* 2009. Vol. 102. N 6. P. 3554–3572.
26. *Pfurtscheller G., Neuper C., Brunner C., da Silva F.L.* Beta rebound after different types of motor imagery in man // *Neurosci. Lett.* 2005. Vol. 378. N 3. P. 156–159.

Поступила в редакцию 01.12.2022

После доработки 18.01.2023

Принята в печать 31.01.2023

RESEARCH ARTICLE

Increased sensitivity of spatial filters by combining the magnetic and electrical components of the sensorimotor cortical beta rhythm

A.N. Vasilyev^{1, 2, *} , A.G. Kryuchkova², A.E. Makovskaya¹

¹*Department of Human and Animal Physiology, School of Biology, Lomonosov Moscow State University, Leninskie gory 1–12, Moscow, 119234, Russia;*

²*MEG Center, Moscow State University of Psychology and Education, Shelepikhinskaya Naberezhnaya, 2A 2, 123290 Moscow, 123290, Russia;*

**e-mail: a.vasilyev@anvmail.com*

Modulation of human magnetic or electrical sensorimotor rhythms during motor imagery is widely used in fundamental and applied neurophysiological research. To date, there is evidence of a better sensitivity of magnetic field sensors to beta-rhythm modulation, however, the potential synergistic effect of combining the two modalities has not yet been investigated. In this study, simultaneous registration of electroencephalogram (EEG) and magnetoencephalogram (MEG) was carried out in eight healthy volunteers during voluntary and imaginary movements, as well as during electrical stimulation of the median nerve. In all subjects, it was possible to identify desynchronization (suppression) of mu and beta rhythms during the performance of sensorimotor tasks, as well as beta synchronization after the end of movement or stimulation. Using the common projections of the covariance matrices of signals of the electric, magnetic, and combined (“MEEG”) modalities, the most sensitive individual spatial filters were calculated separately for each type of reaction. Relative to the pre-stimulus control, the changes in the amplitude of the sensorimotor rhythm components turned out to be the largest in the combined MEEG modality. At the same time, for mu-desynchronization, MEEG turned out to be significantly better than MEG, and for beta-desynchronization, MEEG turned out to be significantly better than both MEG and EEG. For beta synchronization, a shift in the position of sources in the fronto-medial direction was shown, and there were no significant differences in amplitude between modalities. It was also shown that for beta desynchronization, most subjects identified MEG sources with identical EEG projections or without pronounced EEG projections, which indicates the presence of several small tangentially located cortical dipoles involved in beta rhythm desynchronization. The results obtained indicate that in studies of modulation of sensorimotor rhythm components, in particular beta desynchronization, the combination of MEG and EEG leads to greater sensitivity. The multifocal nature of the magnetic beta rhythm and its varying severity in EEG sources indicate the presence of independent regulatory circuits of cortical-thalamic or intracortical origin.

Keywords: *sensorimotor rhythm, beta-rhythm, desynchronization, beta-rebound, MEG-EEG coregistration, spatial filter, motor imagery*

Funding: The reported study was funded by Russian Foundation for Basic Research (RFBR), project number 19-315-60011. The study was conducted at the unique research facility “Center for Neurocognitive Research (MEG-Center)” of MSUPE.

Сведения об авторах

Васильев Анатолий Николаевич – канд. биол. наук, ст. науч. сотр. кафедры физиологии человека и животных биологического факультета МГУ, ст. науч. сотр. Научно-образовательного центра нейрокognитивных исследований (МЭГ-центра) Московского психолого-педагогического университета. Тел.: 8-499-256-45-13; e-mail: a.vasilyev@anvmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1573-0730>

Крючкова Анна Геннадьевна – мл. науч. сотр. Научно-образовательного центра нейрокognитивных исследований (МЭГ-центра) Московского психолого-педагогического университета. Тел.: 8-499-256-45-13; e-mail: kruchkovaag@mgppu.ru

Маковская Анна Евгеньевна – студент магистратуры кафедры физиологии человека и животных биологического факультета МГУ. Тел.: 8-495-939-13-73; e-mail: anmakovska@gmail.com