

УДК 612.216.2

DOI: 10.25688/2076-9091.2024.55.3.04

**Александр Андреевич Налетов<sup>1</sup>,**  
**Валентина Викторовна Селиверстова<sup>2</sup>,**  
**Андрей Борисович Петров<sup>3</sup>**

<sup>1, 2, 3</sup> *Национальный государственный университет  
физической культуры, спорта и здоровья им. П. Ф. Лесгафта,  
Санкт-Петербург, Россия*

## ИЗМЕНЕНИЯ АКТИВНОСТИ КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА И МАКСИМАЛЬНОЙ СИЛЫ МЫШЦ КИСТИ ПОСЛЕ ПРОИЗВОЛЬНОЙ ГИПЕРВЕНТИЛЯЦИИ

**Аннотация.** Целью нашего исследования было выявить эффективность произвольной гипервентиляции на увеличение максимальной силы и изменения биоэлектрической активности мозга. Было выявлено значимое  $F = 5,044$ ,  $p = 0,046$  увеличение силы сжатия кистевого динамометра и увеличение мощности тета-волн (4–8 Гц) в префронтальной (Fp1, Fp2,  $p < 0,05$ ), моторной (Cz,  $p < 0,05$ ) областях, альфа-волн в префронтальной (Fp1, Fp2, Fpz,  $p < 0,05$ ), моторной (Cz, C4,  $p < 0,05$ ) и париетальной (P3, Pz, P4,  $p < 0,05$ ) областях, бета1-волн (13–19 Гц) в префронтальной (Fp2,  $p < 0,05$ ), и моторной (Cz,  $p < 0,05$ ) областях после гипервентиляции. По результатам нашего исследования гипервентиляция увеличивает максимальную силу и изменяет активность в префронтальной, моторной и париетальной областях коры мозга.

**Ключевые слова:** электроэнцефалография, динамометрия, гипервентиляция, сила

UDC 612.216.2

DOI: 10.25688/2076-9091.2024.55.3.04

**Alexander Andreevich Naletov<sup>1</sup>,**  
**Valentina Victorovna Seliverstova<sup>2</sup>,**  
**Andrey Borisovich Petrov<sup>3</sup>**

<sup>1, 2, 3</sup> *Lesgaft National State University  
of Physical Education, Sport and Health,  
Saint-Petersburg, Russia*

## CHANGES IN THE ACTIVITY OF THE CEREBRAL CORTEX AND MAXIMUM HAND STRENGTH AFTER VOLUNTARY HYPERVENTILATION

**Abstract.** The aim of our study was to investigate the effects of voluntary hyperventilation on maximal handgrip strength and electroencephalographic power spectrum. We found a significant  $F = 5,044$ ,  $p = 0,046$  increase in maximal handgrip strength and increases in the EEG Theta band (4–8 Hz) in prefrontal (Fp1, Fp2,  $p < 0,05$ ), motor (Cz,  $p < 0,05$ ),

Alpha band in prefrontal (Fp1, Fp2, Fpz,  $p < 0,05$ ), motor (Cz, C4,  $p < 0,05$ ) and parietal (P3, Pz, P4,  $p < 0,05$ ) cortices, Beta1 band (13–19 Hz) in prefrontal (Fp2,  $p < 0,05$ ) and motor (Cz,  $p < 0,05$ ) cortices after hyperventilation. Hyperventilation increases maximum handgrip strength and alters activity in prefrontal, motor and parietal cortices.

**Keywords:** electroencephalography, handgrip strength, hyperventilation, strength

## Введение

**П**роблема повышения физической работоспособности — одна из актуальных задач в спортивной физиологии. Функциональное состояние центральной нервной системы может быть важным фактором физической работоспособности [18]. Взаимные влияния внешнего дыхания и центральной нервной системы открывают возможности для изучения дыхания как потенциального средства повышения физической работоспособности [9].

Процесс дыхания — это сложный физиологический механизм, который обеспечивает поступление кислорода в организм и выведение углекислого газа. Эта функция осуществляется посредством внешнего (легочного) дыхания, включающего перенос газов в ткани и обмен газами между тканями и кровью.

Гипервентиляция — это тип дыхания, характеризующийся учащенным и глубоким дыханием, который приводит к снижению уровня углекислого газа в крови. Гипервентиляция может вызывать гипокапнию и повышение рН [8]. Это может приводить к повышению возбудимости зрительной и моторной коры мозга [18] и возбудимости двигательных аксонов [11–13], а также к повышению активности дельта- и тета-волн ЭЭГ [5, 10]. Тета-волны ЭЭГ также связаны с двигательным контролем [15]. Гипервентиляция исследуется как средство повышения физической работоспособности в анаэробном режиме. Основным механизмом повышения физической работоспособности после гипервентиляции считается увеличение рН, что, предположительно, создает буфер для анаэробной работы, продлевая способность мышечных клеток функционировать в рабочем диапазоне рН мышечной клетки [3]. Некоторые авторы предложили альтернативные механизмы эргогенного действия гипервентиляции, связанные с центральной нервной системой, поскольку по сравнению с приемом пищевой соды, которая также увеличивает рН, эффекты менее выражены [16]. Примечательно, что по результатам метаанализа приема пищевой соды как эргогенного средства было обнаружено, что это не оказывает влияния на максимальную силу [6]. Ручная динамометрия является распространенным средством оценки состояния нервно-мышечной системы [14, 15]. Интерес представляет исследование эргогенного действия гипервентиляции и изменений в биоэлектрической активности мозга. Поскольку повышенная кортикоспинальная возбудимость была связана с изменениями показателей электроэнцефалографии, было показано, что альфа-активность положительно коррелирует с кортикоспинальной

возбудимостью [1]. Г. Кай и его коллеги обнаружили, что мозговая активность увеличивалась с увеличением альфа- и тета-активности, что усиливало ответ на возбуждение с помощью транскраниальной магнитной стимуляции (ТМС) [2]. Кроме того, С. Хуссаин и его коллеги обнаружили, что увеличение бета-активности положительно коррелирует с увеличением ответа при ТМС [7]. Совместно эти исследования показывают зависимость кортикоспинальной возбудимости от функционального состояния центральной нервной системы по показателям электроэнцефалографии. Таким образом, мы предположили, что гипервентиляция может влиять на показатели электроэнцефалограммы (ЭЭГ), что впоследствии может привести к повышенной кортикоспинальной возбудимости, выражающейся в увеличении максимальной силы, демонстрируемой на кистевом динамометре.

## Материалы и методы исследования

Цель исследования — изучить эффективность гипервентиляции в увеличении максимальной силы и изменения биоэлектрической активности мозга.

В исследовании приняли участие 12 здоровых, не страдающих эпилепсией испытуемых, 2 женщины и 10 мужчин, средний возраст  $\pm$  стандартное отклонение  $20,66 \pm 2,74$  лет. Средний вес их составлял  $63,13 \pm 13$  кг, рост —  $168,8 \pm 9,8$  см.

Оценка влияния гипервентиляции на максимальное сокращение мышц рук проводили с помощью медицинского электронного кистевого динамометра ДМЭР-120-0,5-И-Д, Россия. Участники исследования выполнили четыре попытки максимального сжатия динамометра правой и левой рукой с паузой в 1,5 минуты между подходами. В последние 40 секунд отдыха проводилась гипервентиляция. Порядок экспериментальных и контрольных попыток был распределен случайным образом: гипервентиляция проводилась перед первой и третьей попыткой или перед второй и четвертой. Наибольший результат двух контрольных и экспериментальных попыток фиксировался для последующего статистического анализа. Гипервентиляция проводилась с частотой 22 вдоха в минуту с максимальной глубиной, частота дыхания контролировалась с помощью визуальных инструкций, представленных в мобильном приложении Wim Hof Method.

ЭЭГ регистрировали в 12 отведениях — Fp1, Fpz, Fp2, F7, F3, Fz, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4 — в соответствии с международной системой 10–20, с референтом на мочках ушей. Перед экспериментами спиртом удаляли жировой слой в местах крепления электродов для повышения проводимости кожи. Контактное сопротивление электрода контролировалось и поддерживалось на уровне 10 кОм или менее. Для регистрации, усиления и аналого-цифрового преобразования сигналов ЭЭГ использовали многоканальный электроэнцефалограф NVX 36

(Московские компьютерные системы, Россия). Сигналы ЭЭГ записывались с частотой дискретизации 1000 Гц. Обработку данных ЭЭГ проводили в наборе инструментов EEGLAB для MATLAB (The MathWorks, Inc., Натик, Массачусетс, США). Проводили снижение частотной дискретизации до 250 Гц. Сигналы ЭЭГ фильтровались через полосовой фильтр с конечной импульсной характеристикой (FIR) 1–50 Гц. Было применено автоматическое отклонение плохих каналов с использованием набора инструментов EEGLAB, известного как `clean_raw_data`. При последующей обработке ЭЭГ сигналов применялся общий средний референт. Использовался алгоритм поиска независимых компонентов ICA. Плагин автоматического классификатора ILabel применялся для отклонения артефактов после визуальной проверки обнаруженных артефактов. Были выделены эпохи в первые и последние 10 секунд гипервентиляции. После этого проводился анализ спектров ЭЭГ на основе быстрого преобразования Фурье (ФТТ). Анализируемые частоты диапазонов ЭЭГ: тета (4–8 Гц), альфа (8–13 Гц), бета1 (13–19 Гц), бета2 (19–30 Гц) и гамма (30–50 Гц).

Статистический анализ данных проводился с использованием компьютерной программы JASP (версия 0.18.3), разработанной командой JASP (2020). Для описания показателей использовались среднее значение  $\pm$  стандартное отклонение ( $M \pm SD$ ). Анализ данных осуществлялся с помощью дисперсионного анализа с повторными измерениями (2-way repeated measures ANOVA) для подходов с предварительной гипервентиляцией и контролем, а также кистевой динамометрии правой и левой руки. Апостериорный анализ проводился путем множественного сравнения с использованием поправки Холма. Нормальность проверялась с использованием критерия Колмогорова – Смирнова. Для анализа показателей спектрального анализа ЭЭГ применялся тест Стьюдента для связанных выборок, в случае несоответствию нормальному распределению применялся тест Вилкоксона. Различия считались значимыми при  $p < 0,05$ .

## Результаты исследования

На первом этапе исследования были определены изменения биоэлектрической активности во время 40-секундной гипервентиляции. Для анализа были отобраны 10-секундные эпохи в начале и конце гипервентиляции. По результатам активности тета-волн обнаружены значимые различия в префронтальной области —  $Fp1$  —  $46,33 \pm 3,95$  и  $48,75 \pm 3,95$  мкВ в начале и конце гипервентиляции, соответственно  $W = 53$ ,  $p < 0,05$ ,  $Fp2$  —  $44,83 \pm 4,19$  и  $47,25 \pm 3,72$ ,  $p < 0,05$ .

Также обнаружены статистические значимые изменения в моторной коре Cz —  $45,91 \pm 2,84$  и  $48,08 \pm 4,01$  мкВ в начале и конце гипервентиляции, соответственно  $t = 2,12$ ,  $p < 0,05$ .

По альфа-волнам были обнаружены значимые различия в префронтальной области — Fp1 —  $41,0 \pm 3,59$  и  $42,83 \pm 2,7$  мкВ,  $t = 2,68$ ,  $p < 0,05$  в начале и конце гипервентиляции соответственно, Fp2 —  $41,08 \pm 3,70$  и  $42,41 \pm 3,70$  мкВ,  $t = 2,15$ ,  $p < 0,05$ , Fpz —  $40,25 \pm 3,59$  и  $41,66 \pm 3,31$  мкВ,  $t = 1,80$ ,  $p < 0,05$ . Различия в моторной коре — Cz —  $42,00 \pm 2,52$  и  $44,25 \pm 2,95$  мкВ,  $t = 3,57$ ,  $p < 0,05$ , C4 —  $42,41 \pm 2,87$  и  $44,75 \pm 3,64$  мкВ,  $t = 3,23$ ,  $p < 0,05$ . Различия в париетальной коре — P3 —  $45,41 \pm 2,93$  и  $47,16 \pm 3,45$  мкВ,  $t = 2,8$ ,  $p < 0,05$ , Pz —  $45,83 \pm 3,9$  и  $47,16 \pm 3,18$  мкВ,  $W = 53,5$ ,  $p < 0,05$ , P4 —  $45,0 \pm 3,38$  и  $46,66 \pm 4,09$  мкВ,  $t = 2,8$ ,  $p < 0,05$ .

По бета1 были обнаружены различия в префронтальной коре Fp2 —  $40,33 \pm 4,16$  и  $41,00 \pm 4,24$  мкВ,  $p < 0,05$  в начале и конце гипервентиляции соответственно. В моторной коре — Cz —  $40,0 \pm 3,07$  и  $41,25 \pm 3,64$  мкВ,  $t = 2,7$ ,  $p < 0,05$ , C4 —  $40,5 \pm 3,11$  и  $41,91 \pm 3,6$  мкВ,  $t = 1,8$ ,  $p < 0,05$ .

По бета2- и гамма-волнам статистически значимых различий обнаружено не было.

В таблице 1 представлены данные по спектральной мощности до и после гипервентиляции.

Затем испытуемые выполняли кистевую динамометрию с предварительной гипервентиляцией и без в случайном порядке. Результаты кистевой динамометрии:  $52,31 \pm 16,37$  кг и  $50,77 \pm 15,96$  кг на левой руке с гипервентиляцией и без, соответственно  $53,81 \pm 15,24$  кг и  $53,22 \pm 14,34$  кг на правой руке. По результатам дисперсионного анализа было обнаружено статистически значимое увеличение показателей кистевой динамометрии после гипервентиляции  $F = 5,044$ ,  $p = 0,046$ ,  $\eta^2 = 0,029$ , средний эффект, поправка Холма  $p = 0,046$ . Не было обнаружено различий в эффективности между правой и левой рукой  $F = 1,54$ ,  $p = 0,24$ .

Были обнаружены увеличения мощности тета-, альфа- и бета1-волн после гипервентиляции, на фоне этого эффекта испытуемые проявили повышенную силу сжатия кистевого динамометра, что указывает на положительный эффект произвольной гипервентиляции на максимальную силу.

В нашем исследовании не были проанализированы изменения рН крови, что в похожих исследованиях считается основным эргогенным механизмом гипервентиляции. Несмотря на это, примечательно, что при увеличении рН в исследованиях с приемом пищевой соды не обнаруживаются положительные эффекты на максимальную силу [7], что является указанием на то, что гипервентиляция может иметь также механизм увеличения работоспособности, связанный с центральной нервной системой, что и было обнаружено по данным нашего исследования.

Таблица 1

Спектральная мощность до и после гипервентиляции ( $n = 12$ )

Отведение	Тета (мкВ)			Альфа (мкВ)			Бета1 (мкВ)			Бета2 (мкВ)			Гамма (мкВ)		
	Покой	После ГВ	После ГВ	Покой	После ГВ	После ГВ	Покой	После ГВ	После ГВ	Покой	После ГВ	После ГВ	Покой	После ГВ	После ГВ
Fp1	46,33 ± 3,95	48,75 ± 3,95*	42,83 ± 2,7*	41,0 ± 3,59	42,83 ± 3,59	40,5 ± 4,64	39,83 ± 4,08	40,5 ± 4,64	39,08 ± 5,38	38,66 ± 5,88	25,5 ± 4,4	25,41 ± 4,75	25,5 ± 4,4	25,41 ± 4,75	25,5 ± 4,4
Fpz	44,83 ± 4,1	47,25 ± 3,72	41,66 ± 3,31*	40,25 ± 3,59	41,66 ± 3,59	39,25 ± 4,63	38,5 ± 3,8	39,25 ± 4,63	37,83 ± 4,87	37,00 ± 5,83	26,75 ± 4,83	25,5 ± 5,85	26,75 ± 4,83	25,5 ± 5,85	26,75 ± 4,83
Fp2	44,83 ± 4,19	47,25 ± 3,72*	42,41 ± 3,70*	41,08 ± 3,70	42,41 ± 4,16	41,00 ± 4,24*	40,33 ± 4,16	41,00 ± 4,24*	40,25 ± 4,69	39,5 ± 5,97	26,0 ± 3,8	25,83 ± 4,66	26,0 ± 3,8	25,83 ± 4,66	26,0 ± 3,8
F7	47,58 ± 4,42	47,75 ± 3,34	43,25 ± 2,86	42,91 ± 3,05	43,25 ± 3,26	41,66 ± 3,91	41,58 ± 3,26	41,66 ± 3,91	40,16 ± 4,78	40,41 ± 5,1	25,91 ± 3,75	25,83 ± 4,66	25,91 ± 3,75	25,83 ± 4,66	25,91 ± 3,75
F3	44,0 ± 4,14	44,75 ± 3,76	41,33 ± 2,74	40,33 ± 3,60	41,33 ± 4,5	40,25 ± 4,67	39,08 ± 4,5	40,25 ± 4,67	38,0 ± 6,1	38,33 ± 6,2	24,08 ± 4,94	24,41 ± 5,41	24,08 ± 4,94	24,41 ± 5,41	24,08 ± 4,94
Fz	44,35 ± 5,83	44,98 ± 4,14	40,5 ± 5,53	39,58 ± 5,96	40,5 ± 6,36	38,16 ± 6,4	37,58 ± 6,36	38,16 ± 6,4	36,16 ± 7,76	36,33 ± 7,97	22,75 ± 6,16	22,75 ± 6,22	22,75 ± 6,16	22,75 ± 6,22	22,75 ± 6,16
C3	47,33 ± 5,14	47,25 ± 4,92	44,33 ± 3,42	43,25 ± 4,33	41,5 ± 4,54	41,66 ± 3,65	41,5 ± 4,54	41,66 ± 3,65	39,5 ± 5,61	39,33 ± 4,96	25,25 ± 5,04	25,0 ± 4,86,	25,25 ± 5,04	25,0 ± 4,86,	25,25 ± 5,04
Cz	45,91 ± 2,84	48,08 ± 4,01*	44,25 ± 2,95*	42,00 ± 2,52	40,0 ± 3,07	41,25 ± 3,64*	40,0 ± 3,07	41,25 ± 3,64*	38,0 ± 4,63	38,5 ± 4,46	24,0 ± 4,1	24,25 ± 4,65	24,0 ± 4,1	24,25 ± 4,65	24,0 ± 4,1
C4	46,33 ± 3,2	47,75 ± 4,61	44,75 ± 3,64*	42,41 ± 2,87	40,5 ± 3,11	41,91 ± 3,6*	40,5 ± 3,11	41,91 ± 3,6*	38,16 ± 4,23	39,0 ± 4,57	23,91 ± 3,47	24,33 ± 4,77	23,91 ± 3,47	24,33 ± 4,77	23,91 ± 3,47
P3	48,08 ± 3,26	49,83 ± 4,5	47,16 ± 3,45*	45,41 ± 2,93	43,66 ± 3,2	43,4 ± 3,14	43,66 ± 3,2	43,4 ± 3,14	41,25 ± 3,93	40,5 ± 3,68	27,08 ± 3,96	26,5 ± 4,7	27,08 ± 3,96	26,5 ± 4,7	27,08 ± 3,96
Pz	49,25 ± 4,84	50,08 ± 4,4	47,16 ± 3,18*	45,83 ± 3,9	43,5 ± 3,55	43,83 ± 3,01	43,5 ± 3,55	43,83 ± 3,01	40,75 ± 4,13	40,33 ± 3,39	26,66 ± 3,55	26,0 ± 4,1	26,66 ± 3,55	26,0 ± 4,1	26,66 ± 3,55
P4	47,83 ± 2,51	49,41 ± 4,5	46,66 ± 4,09*	45,0 ± 3,38	43,41 ± 3,14	43,66 ± 3,22	43,41 ± 3,14	43,66 ± 3,22	40,33 ± 3,6	40,91 ± 3,65	27,0 ± 3,93	26,58 ± 4,6	27,0 ± 3,93	26,58 ± 4,6	27,0 ± 3,93

Примечание: ГВ — гипервентиляция, \* —  $p < 0,05$ .

## Заключение

В нашем исследовании было продемонстрировано увеличение силы сжатия кистевого динамометра после 40-секундной гипервентиляции и проанализированы изменения биоэлектрической активности в различных спектрах после гипервентиляции. Нами были обнаружены увеличения тета-, альфа- и бета1-волн преимущественно в префронтальной и моторной области, что косвенно указывает на механизм увеличения максимальной силы сжатия кистевого динамометра после гипервентиляции посредством модуляции биоэлектрической активности и кортикоспинальной возбудимости.

## Список источников

1. Blain-Moraes S., Tarnal V., Vanini G., Bel-Behar T., Janke E. Network efficiency and posterior alpha patterns are markers of recovery from general anesthesia: a high-density electroencephalography study in healthy volunteers // *Frontiers in human neuroscience*. 2017. Vol. 11. P. 328. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00328>
2. Cai G., Wu M., Ding Q., Lin T., Li W., Jing Y. The corticospinal excitability can be predicted by spontaneous electroencephalography oscillations // *Frontiers in Neuroscience*. 2021. Vol. 15. P. 722231. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.722231>
3. Carr A. J., Hopkins W. G., Gore C. J. Effects of acute alkalosis and acidosis on performance: a meta-analysis // *Sports medicine*. 2011. Vol. 41. P. 801–814. <https://doi.org/10.2165/11591440-000000000-00000>
4. Chuang L. Y., Huang C. J., Hung T. M. The differences in frontal midline theta power between successful and unsuccessful basketball free throws of elite basketball players // *International Journal of Psychophysiology*. 2013. Vol. 90. № 3. P. 321–328. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2013.10.002>
5. Duarte J., Markus H., Harrison M. J. G. Changes in cerebral blood flow as monitored by transcranial Doppler during voluntary hyperventilation and their effect on the electroencephalogram // *Journal of Neuroimaging*. 1995. Vol. 5. № 4. P. 209–211. <https://doi.org/10.1111/jon199554209>
6. Grgic J., Rodriguez R. F., Garofolini A., Saunders B., Bishop D. J., Schoenfeld B. J., Pedisic Z. Effects of sodium bicarbonate supplementation on muscular strength and endurance: a systematic review and meta-analysis // *Sports Medicine*. 2020. Vol. 50. P. 1361–1375. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01275-y>
7. Hussain S. J., Cohen L. G., Bönstrup M. Beta rhythm events predict corticospinal motor output // *Scientific Reports*. 2019. Vol. 9. № 1. P. 18305. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-54706-w>
8. Johnson R. A. A quick reference on respiratory alkalosis // *Veterinary Clinics: Small Animal Practice*. 2017. Vol. 47. № 2. P. 181–184. <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2016.10.005>
9. Kluger D. S., Gross J. Depth and phase of respiration modulate cortico-muscular communication // *Neuroimage*. 2020. Vol. 222. P. 117272. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117272>
10. Kraaier V., Van Huffelen A. C., Wieneke G. H., Van der Worp H. B., Bär P. R. Quantitative EEG changes due to cerebral vasoconstriction. Indomethacin versus hyperventilation-induced reduction in cerebral blood flow in normal subjects // *Electroencephalography*

and clinical neurophysiology. 1992. Vol. 82. № 3. P. 208–212. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(92\)90169-I](https://doi.org/10.1016/0013-4694(92)90169-I)

11. Macefield G., Burke D. Paraesthesiae and tetany induced by voluntary hyperventilation: increased excitability of human cutaneous and motor axons // *Brain*. 1991. Vol. 114. № 1. P. 527–540. <https://doi.org/10.1093/brain/114.1.527>

12. Mogyoros I., Kiernan M. C., Burke D., Bostock H. Excitability changes in human sensory and motor axons during hyperventilation and ischaemia // *Brain: a journal of neurology*. 1997. Vol. 120. № 2. P. 317–325. <https://doi.org/10.1093/brain/120.2.317>

13. Mogyoros I., Bostock H., Burke D. Mechanisms of paresthesias arising from healthy axons // *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 2000. Vol. 23. № 3. P. 310–320. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4598\(200003\)23:3<310::AID-MUS2>3.0.CO;2-A](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4598(200003)23:3<310::AID-MUS2>3.0.CO;2-A)

14. Ng S. C., Raveendran P. Effects of physical fatigue onto brain rhythms // 5th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2011: (BIOMED 2011) 20–23 June 2011, Kuala Lumpur, Malaysia. Springer Berlin Heidelberg, 2011. P. 511–515. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-21729-6\\_129](https://doi.org/10.1007/978-3-642-21729-6_129)

15. Ofori E., Coombes S. A., Vaillancourt D. E. 3D Cortical electrophysiology of ballistic upper limb movement in humans // *Neuroimage*. 2015. T. 115. P. 30–41. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.04.043>

16. Sakamoto A., Naito H., Chow C. M. Hyperventilation-aided recovery for extra repetitions on bench press and leg press // *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2020. Vol. 34. № 5. P. 1274–1284. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003506>

17. Selitrenikova T., Ageev E., Kolokoltsev M. Transcranial electrical stimulation to increase psychophysiological stability, technical and tactical readiness of MMA fighters // *Journal of Physical Education and Sport*. 2022. Vol. 22, № 6. P. 1419–1425. <https://doi.org/10.7752/jpes.2022.06178>

18. Sparing R., Dafotakis M., Buelte D., Meister I. G., Noth J. Excitability of human motor and visual cortex before, during, and after hyperventilation // *Journal of Applied Physiology*. 2007. Vol. 102. № 1. P. 406–411. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00770.2006>

## References

1. Blain-Moraes S., Tarnal V., Vanini G., Bel-Behar T., Janke E. Network efficiency and posterior alpha patterns are markers of recovery from general anesthesia: a high-density electroencephalography study in healthy volunteers. *Frontiers in human neuroscience*. 2017;11:328. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00328>

2. Cai G., Wu M., Ding Q., Lin T., Li W., Jing Y. The corticospinal excitability can be predicted by spontaneous electroencephalography oscillations. *Frontiers in Neuroscience*. 2021;15:722231. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.722231>

3. Carr A. J., Hopkins W. G., Gore C. J. Effects of acute alkalosis and acidosis on performance: a meta-analysis. *Sports medicine*. 2011;41:801–814. <https://doi.org/10.2165/11591440-000000000-00000>

4. Chuang L. Y., Huang C. J., Hung T. M. The differences in frontal midline theta power between successful and unsuccessful basketball free throws of elite basketball players. *International Journal of Psychophysiology*. 2013;90(3):321–328. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2013.10.002>

5. Duarte J., Markus H., Harrison M. J. G. Changes in cerebral blood flow as monitored by transcranial Doppler during voluntary hyperventilation and their effect on the electroencephalogram. *Journal of Neuroimaging*. 1995;5(4):209–211. <https://doi.org/10.1111/jon199554209>
6. Grgic J., Rodriguez R. F., Garofolini A., Saunders B., Bishop D. J., Schoenfeld B. J., Pedisic Z. Effects of sodium bicarbonate supplementation on muscular strength and endurance: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*. 2020;50:1361–1375. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01275-y>
7. Hussain S. J., Cohen L. G., Bönstrup M. Beta rhythm events predict corticospinal motor output. *Scientific Reports*. 2019;9(1):18305. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-54706-w>
8. Johnson R. A. A quick reference on respiratory alkalosis. *Veterinary Clinics: Small Animal Practice*. 2017;47(2):181–184. <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2016.10.005>
9. Kluger D. S., Gross J. Depth and phase of respiration modulate cortico-muscular communication. *Neuroimage*. 2020;222:117272. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117272>
10. Kraaier V., Van Huffelen A. C., Wieneke G. H., Van der Worp H. B., Bär P. R. Quantitative EEG changes due to cerebral vasoconstriction. Indomethacin versus hyperventilation-induced reduction in cerebral blood flow in normal subjects. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1992;82(3):208–212. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(92\)90169-I](https://doi.org/10.1016/0013-4694(92)90169-I)
11. Macefield G., Burke D. Paraesthesiae and tetany induced by voluntary hyperventilation: increased excitability of human cutaneous and motor axons. *Brain*. 1991;114(1):527–540. <https://doi.org/10.1093/brain/114.1.527>
12. Mogyoros I., Kiernan M. C., Burke D., Bostock H. Excitability changes in human sensory and motor axons during hyperventilation and ischaemia. *Brain: a journal of neurology*. 1997;120(2):317–325. <https://doi.org/10.1093/brain/120.2.317>
13. Mogyoros I., Bostock H., Burke D. Mechanisms of paresthesias arising from healthy axons. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electromyography and Clinical Neurophysiology*. 2000;23(3):310–320. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4598\(200003\)23:3<310::AID-MUS2>3.0.CO;2-A](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4598(200003)23:3<310::AID-MUS2>3.0.CO;2-A)
14. Ng S. C., Raveendran P. Effects of physical fatigue onto brain rhythms //5th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2011: (BIOMED 2011) 20–23 June 2011, Kuala Lumpur, Malaysia. Springer Berlin Heidelberg, 2011;511–515. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-21729-6\\_129](https://doi.org/10.1007/978-3-642-21729-6_129)
15. Ofori E., Coombes S. A., Vaillancourt D. E. 3D Cortical electrophysiology of ballistic upper limb movement in humans. *Neuroimage*. 2015;115:30–41. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.04.043>
16. Sakamoto A., Naito H., Chow C. M. Hyperventilation-aided recovery for extra repetitions on bench press and leg press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2020;34(5):1274–1284. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003506>
17. Selitrenikova T, Ageev E, Kolokoltsev M. Transcranial electrical stimulation to increase psychophysiological stability, technical and tactical readiness of MMA fighters. *Journal of Physical Education and Sport*. 2022;22(6):1419–1425. <https://doi.org/10.7752/jpes.2022.06178>
18. Sparing R., Dafotakis M., Buelte D., Meister I. G., Noth J. Excitability of human motor and visual cortex before, during, and after hyperventilation. *Journal of Applied Physiology*. 2007;102(1):406–411. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00770.2006>