

# Електроенцефалографічна характеристика процесу адаптації спортсменок ігрових видів спорту до фізичних навантажень

УДК 612.821:796.322+796.325–055.2

**О. С. Токаренко<sup>2</sup>, О. І. Корбуш<sup>1</sup>, Т. В. Куценко<sup>2</sup>,  
С. В. Федорчук<sup>1</sup>, С. В. Тукаєв<sup>3</sup>,**

<sup>1</sup>Національний університет фізичного виховання і спорту України, Київ, Україна

<sup>2</sup>Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ, Україна

<sup>3</sup>Факультет комунікації, культури та суспільства, Інститут громадського здоров'я, Університет Лугано, Лугано, Швейцарія

**Резюме.** *Мета.* Дослідити прояв показників електроенцефалографії (ЕЕГ) під час фізичного навантаження за умов адаптації спортсменок до фізичної активності. *Методи.* Аналіз науково-методичної літератури, електроенцефалографія. *Результати.* Внаслідок адаптації до фізичних навантажень у студенток-волейболісток відбулось зниження індексу абсолютної асиметрії (ААІ) за альфа-ритмом ЕЕГ. Найбільші зміни спостерігаються переважно у центральних ділянках кори головного мозку, які відповідають за рухову активність. Також отримано підвищення ААІ у потиличних і нижньотім'яних ділянках кори правої півкулі. У кваліфікованих гандболісток внаслідок адаптації до фізичних навантажень відбулось білатеральне зниження ААІ як у центральних, так і у тим'яних ділянках кори. При порівнянні результатів першого обстеження ЕЕГ студенток-волейболісток та кваліфікованих гандболісток виявлено, що гандболістки мали вищі значення ААІ за альфа-ритмом переважно у лобових ділянках кори. Під час останнього обстеження (через півроку) у кваліфікованих гандболісток порівняно зі студентками-волейболістками ААІ виявився вищим не лише у фронтальних, а і в центральних ділянках. В результаті адаптації до фізичних навантажень у спортсменок обох груп спостерігалось зниження ААІ за альфа-ритмом ЕЕГ, причому у більш кваліфікованих спортсменок зниження відбувалось сильніше. Проте кваліфіковані гандболістки порівняно зі студентками-волейболістками мали вищі значення ААІ, що може відображати як вищий рівень їхньої спортивної підготовки, так і вплив виду спорту.

**Ключові слова:** волейболістки, гандболістки, альфа-ритм ЕЕГ, адаптація.

## Electroencephalographic characteristics of the process of adaptation to physical exercise in team sports female athletes

**O. S. Tokarenko<sup>2</sup>, O. I. Korbush<sup>1</sup>, T. V. Kutsenko<sup>2</sup>, S. V. Fedorchuk<sup>1</sup>, S. V. Tukaiev<sup>3</sup>**

<sup>1</sup>National University of Ukraine on Physical Education and Sport, Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>Taras Shevchenko National University of Kyiv, Kyiv, Ukraine

<sup>3</sup>Faculty of Communication, Culture, and Society, Institute of Public Health, Università della Svizzera italiana, Lugano, Switzerland

**Abstract.** *Objective.* To investigate the manifestation of electroencephalography (EEG) indicators during physical exercise under the conditions of adaptation of female athletes to physical activity. *Methods.* Analysis of scientific and methodological literature, electroencephalography. *Results.* As a result of adaptation to physical activity, there was a decrease in the amplitude asymmetry index (AAI) of EEG alpha rhythm in collegiate female volleyball players. The greatest changes were observed mainly in the central areas of the cerebral cortex, which are responsible for physical activity. There was also an increase in AAI in the occipital and inferior parietal cortex of the right hemisphere. In elite handball players, as a result of adaptation to physical activity,

there was a bilateral decrease in AAI in both central and parietal cortical areas. When comparing the results of the first EEG examination of collegiate female volleyball players and elite handball players, it was found that handball players had higher values of alpha rhythm AAI mainly in frontal cortical areas. By the results of the final examination (six months later), AAI was higher not only in the frontal but also in the central areas in skilled handball players compared to volleyball students. As a result of adaptation to physical activity, female athletes of both groups showed a decrease in the AAI of the EEG alpha rhythm, and the decrease was stronger in more skilled athletes. However, elite female handball players had higher AAI values compared to collegiate female volleyball players, which may reflect both their higher level of sports training and the influence of the sport.

**Keywords:** female volleyball players, female handball players, EEG alpha rhythm, adaptation.

**Постановка проблеми.** Нейрофізіологічні процеси, що лежать в основі формування спортивної майстерності, через ряд методологічних відмінностей між дослідженнями залишаються недостатньо вивченими, інформація про отримані результати дуже суперечлива. Серед електроенцефалографічних (ЕЕГ) показників найбільша увага приділяється альфа-ритму, зміни якого корелюють з розвитком спортивної майстерності у різних видах спорту. Десинхронізація альфа-ритму вважається мірою розумових зусиль, тоді як інші показники ЕЕГ значною мірою недооцінені.

Деякі гравці збірної Італії з футболу, яка виграла чемпіонат світу у 2006 р., повідомили, що використовували методи нейробіоуправління для поліпшення своєї роботи [21]. Щоб встановити, чи можна досягти реального підвищення продуктивності за рахунок описаної вище методики, очевидно потрібні систематичні та контрольовані наукові дослідження. Проте висновки про зв'язок між ЕЕГ та результативністю спортсмена прямо залежать від здатності отримувати точні дані ЕЕГ. На жаль, запис ЕЕГ під час руху суб'єкта є складним. Найпоширеніші причини утворення артефактів ЕЕГ (м'язові скорочення, потовиділення, рухи електродів тощо) лише посилюються під час руху. Крім того, виникають додаткові проблеми, такі як великий розмір обладнання та обмеження природних рухів.

Різні дослідження вивчали взаємозв'язки між альфа-потужністю та спортивними результатами. Використовуючи за основу гру в гольф [9], виявили, що успішна гра пов'язана з низьким рівнем активності кори великих півкуль головного мозку, і припустили, що підвищена альфа-активність збільшувала показники влучності.

Збільшення потужності альфа-сигналів у лівій півкулі передбачає, що обстежуваний зосереджуватиме менше аналітичних зусиль і менше візуальної уваги на ціль [11]. У дослідженні штрафних кидків у баскетболі [20] виявилось, що досвідчені гравці не фокусували свій погляд під час кидка, так само як і менш досвідчені, і можна припустити, що зниження сприйняття ві-

зуальних стимулів сприяє реалізації прихованих навичок.

Іншими видами спорту, які можна використовувати під час вивчення зв'язку альфа-сигналів та досягнення майстерності у спорті, є стрільба з лука та пістолета. Так, порівняння потужності альфа-сигналів у лівій та правій півкулях виявило значне збільшення потужності сигналу у лівій півкулі у професійних стрільців [8]. Однак виявлено, що професійний стрілець показав значне збільшення альфа-потужності лівої півкулі порівняно з правою, коли стріляв менш влучно порівняно зі статистикою його кращих і гірших пострілів [17].

Деякі учені повідомили, що лучники-початківці демонструють відносно низьку альфа-потужність, проте з практикою альфа-потужність у лівій півкулі збільшується, а права півкуля залишається незмінною у своїх показниках [10]. У дослідженні учасники проходили 15-тижневу тренувальну програму, і у першому тесті (2-й тиждень) не було різниці в альфа-потужності між півкулями. Однак після наступного тесту (14-й тиждень) спостерігалася асиметрія активності півкуль, а також збільшення продуктивності на 62 %. Під час цього дослідження було проведено додатковий аналіз між кращими та найгіршими пострілами, і автори виявили, що висока активність альфа-потужності була пов'язана з найгіршими показниками. Сумнівні результати в стрільбі з лука були виявлені в дослідженні кращого і найгіршого пострілу, [17], проте в гольфі [9] виявили протилежний ефект: більш високі рівні альфа-потужності корелювали з найкращими пострілами.

Було проведено ряд досліджень у стрільців прямо перед пострілом [7]. У той момент, коли спортсмени натискали на спусковий гачок, спостерігалася збільшення альфа-активності в лівій скроневій частці (Т3), але активність не змінювалась у правій скроневій частці (Т4).

Було виявлено збільшення потужності альфа-сигналу, пов'язаної з кращими показниками, під час стрільби з пневматичного пістолета [11].

У цьому дослідженні оцінювали 6 с (відрізки по  $3 \times 2$  с) перед виконанням пострілу, і найвищі рівні альфа-потужності були виявлені протягом двох секунд безпосередньо перед виконанням найкращих пострілів, але зменшувалися перед найгіршими пострілами.

Одним із загальних результатів дослідження EEG є те, що кореляції EEG показують збільшення потужності  $\alpha$ -сигналу в міру підвищення рівня навичок. Однак слід зазначити, що це не просто означає, що відбувається кіркова деактивація, а натомість проходить нейронна реорганізація та оптимізація рухових процесів [12, 18].

Отже, дослідження EEG-показників під час рухової активності спортсменів є актуальним, оскільки розкриває механізми нейронної перебудови для забезпечення ефективної спортивної діяльності. Проте відомостей з цього питання у світовій науці накопичено недостатньо і часто вони є суперечливими.

Роботу виконано у Науково-дослідному інституті Національного університету фізичного виховання і спорту України та на кафедрі фізіології людини і тварин Київського національного університету імені Тараса Шевченка.

**Мета дослідження** — вивчити прояв показників EEG під час фізичного навантаження за умов адаптації спортсменок до фізичної активності.

**Методи дослідження:** аналіз науково-методичної літератури, електроенцефалографія.

**Результати дослідження та їх обговорення.** У дослідженні взяли участь 12 студенток-волейболісток Національного університету фізичного виховання і спорту України (M = 18,35 року), які проходили обстеження з однаковим дизайном експерименту 09.2019 та 02.2020 і 12 кваліфікованих гандболісток Національної збірної команди України з гандболу (юніорки до 19 років) (M = 18,77 року). Волейболістки у 2019 р. проходили обстеження перед початком тренувань, які проводились відповідно до тренерської програми два рази по 2 год кожен день. Завданням програми було підвищення фізичної підготовки студенток-волейболісток до піку фізичної підготовки перед змаганнями.

Під час комутування та обстеження стану спортсменок із заплющеними та розплющеними очима вони перебували в освітленій кімнаті в зручному положенні сидючи, під час обстеження у стані фізичного навантаження — у тій самій освітленій кімнаті для спортивних тренувань у присутності трьох дослідників.

Перед початком фізичних занять на велотренажері обстежувані були проінструктовані про те, що їхні результати мають бути найвищими,

будуть інтерпретуватися як рівень їхньої навчальної / професійної підготовки та будуть порівнюватися з усіма іншими обстежуваними у групі. При фізичному навантаженні на велотренажері для досягнення фізичного виснаження обстежуваним було поставлено завдання підтримувати потужність (швидкість) — 60 обертів  $\cdot$  хв<sup>-1</sup> протягом усього етапу дослідження при підвищенні навантаження. Збільшення навантаження кожну хвилину з кроком 10 Вт., початкове навантаження — 10 Вт. Обстежувані крутили педалі до повного виснаження і відмови від навантаження. Відразу після цього навантаження зменшували до легкого (частота обертів 30  $\cdot$  хв<sup>-1</sup>, 10 Вт), яке обстежувані повинні були виконувати протягом 10 хв.

Реєстрацію EEG здійснювали за допомогою компактного електроенцефалографа SMARTING mBrainTrain та шапкою EEG EASYCAP RBE24 CAP, а також відповідних їм програм фірми mBrainTrain для персональних комп'ютерів. Пристрої, матеріали та їх дизайн відповідають вимогам до досліджень електричної активності мозку під час фізичних навантажень [21]. У ході експерименту відбувалась реєстрація EEG за такою схемою: в стані спокою (заплющені очі) — 1 хв, стан спокою (розплющені очі) — 1 хв, фізичне навантаження в стадії виснаження (від 2 до 9 хв).

Реєстрацію EEG проводили монополярно у 21 точці поверхні голови: префронтальних (Fp1/Fp2), середньофронтальних (F3/F4), центральнофронтальній (Fz), латеральнофронтальних (F7/F8), центральних (C3/C4), середньоцентральної (Cz), середньоцентральнотім'яній (CPz), скроневих (T7/T8), тім'яних (P3/P4), задньотім'яних (P7/P8), середньотім'яній (Pz), потиличних (O1/O2), та середньотім'янопотиличній (POz). Непарні номери місць відведення належать до лівої, а парні — до правої півкулі. Електроди були розташовані згідно зі стандартами, які рекомендує Міжнародна федерація товариств EEG та клінічної нейрофізіології [4] — за системою 10–20 %.

Для попередньої обробки даних, виділення частотних діапазонів та статистичної обробки даних використовували програмне середовище MATLAB R2018b, програмний набір інструментів EEGLAB v 2019.1 [5] та пакет статистичної обробки даних SPSS Statistics 17.0 [5].

Користуючись методами візуалізації даних EEG у програмному середовищі MATLAB, для аналізу EEG було використано тільки попередньо відібрані, безартефактні записи. Для порівняння EEG при інтенсивному навантаженні було відібрано 12 записів 2019 р. та 12 записів 2020 р. із волейболістками, 12 записів 2019 р. та 12 за-

писів 2020 р. із гандболістками. При цьому контрольною групою вважали групу гандболісток – членів Національної збірної команди України з гандболу, чий професіоналізм є встановленим фактом.

Для попередньої обробки даних використовували модернізовану схему Макото з такими етапами [13]:

1. Зменшення частоти дискредитації з 500 до 250 Гц для пришвидшення обробки сигналів. Таке зменшення не вносить змін у результуючі дані, бо при обробці частотний діапазон від 45 Гц і вище відфільтровується.

2. Фільтрування сигналу поза межами діапазону від 2 до 45 Гц фільтром зі скінченною імпульсною характеристикою (нерекурсивний фільтр) або FIR-фільтр (FIR від англ. finite impulse response – скінченна імпульсна характеристика).

3. Імпорт розташування каналів з координатного файлу MNI (Montreal Neurological Institute) для моделі BEM (Boundary element model) dipfit», що відповідає міжнародній системі 10–20 %.

4. Використання плагіну EEGLAB PREP Pipeline toolbox, а саме функції cleanLineNoise для адаптивної частотної фільтрації шуму в сигналі [3].

5. Використання плагіну EEGLAB clean\_rawdata для видалення артефактних каналів та реконструкції артефактного підпростору (Artifact Subspace Reconstructions, ASR).

6. Інтерполяція видалених каналів.

7. Ререференс за середнім (з використанням віртуальної референтної точки, яка є розмитою по всій поверхні скальпа) для обчислення середнього значення по всіх відведеннях.

8. Інтерполяція видалених каналів.

9. Аналіз незалежних компонент (ICA) за допомогою плагіну AMICA для розкладу сигналу на підкомпоненти та подальшого видалення тих підкомпонент, які зашумлюють сигнал [15].

10. Пошук та оцінка одиничних еквівалентних диполів згідно з моделлю BEM.

11. Класифікація та відбір незалежних компонентів мозку з вірогідністю мітки більше 0,7 та залишковою дисперсією, меншою 0,15. Для автоматичної обробки на цьому етапі використовували програмний код середовища MATLAB, в який було включено синтаксис плагіну EEGLAB IClab [16].

Аналіз спектрального складу для виділення ритмів EEG проводили за допомогою швидкого перетворення Фур'є (ШПФ) (епоха аналізу 2 с, перекриття епох – 50 % (для мінімізації втрат даних), частота дискредитації – 10 Гц). Метод ШПФ широко розповсюджений при аналізі даних елек-

троенцефалографії та є більш точним методом обробки порівняно із вейвлет-аналізом [6].

За допомогою ШПФ виділяли такі діапазони та піддіапазони: попередньо відфільтрований частотним фільтром діапазон (2–45 Гц), дельта (2.0–4.0 Гц), тета (4.0–7.5 Гц), тета-1 (4.0–6.0 Гц), тета-2 (6.0–7.5 Гц), альфа (7.5–13.0 Гц), альфа-1 (7.5–9.5 Гц), альфа-2 (9.5–11 Гц), альфа-3 (11–13 Гц), бета (13–35 Гц), бета-1 (13–20 Гц), бета-2 (20–35 Гц), нижня гамма (35–45 Гц) та її піддіапазони: гамма-1 (35–40 Гц) та гамма-2 (40–45 Гц).

Виділення частотних діапазонів методом ШПФ здійснювали доповненням до програми EEGLAB – широко використовуваним плагіном Darbeliai. За допомогою Darbeliai було здійснено виділення спектральної щільності потужності (СЩП). Це одна з основних спектральних характеристик EEG, що описує розподіл потужності сигналу залежно від частоти, тобто потужність, що припадає на одиничний інтервал частоти (мкВ<sup>2</sup>/Гц). Більші значення СЩП означають більшу потужність та активацію визначеного ритму мозку чи його піддіапазону у конкретній ділянці мозку.

Виходячи з отриманих даних, обраховували індекс абсолютної асиметрії (AAI) винятково для альфа-діапазону за формулою:

$$AAI = \frac{|S_{left} - S_{right}|}{\max(\{S_{left}, S_{right}\})}$$

Індекс абсолютної асиметрії – це абсолютна різниця між нормалізованою потужністю в симетричних відведеннях, поділена на максимальне значення кожного.  $S_{left}$  та  $S_{right}$  репрезентують абсолютну нормалізовану потужність у лівій та правій півкулях [14].

Результати обчислених AAI (під час навантаження з 2 по 9 хв) однієї й тієї самої групи порівнювали для виявлення статистично значущих відмінностей за допомогою критерію Вілкоксона для залежних вибірок, порівняння між записами волейболісток та професійних гандболісток здійснювали за критерієм Манна-Уїтні для незалежних вибірок. Статистично значущими результатами вважали ті, які відповідали значенню  $p \leq 0,05$ .

Під час проведення комплексних біологічних досліджень за участю спортсменів відповідно до принципів біоетики дотримувалися розробленої в НДІ НУФВСУ «Програми комплексного біологічного дослідження особливостей функціональних можливостей спортсменів», а також законодавства України про охорону здоров'я та Гельсінкської декларації 2000 р., директиви Європейського товариства 86/609 щодо участі людей в медико-біологічних дослідженнях [1].

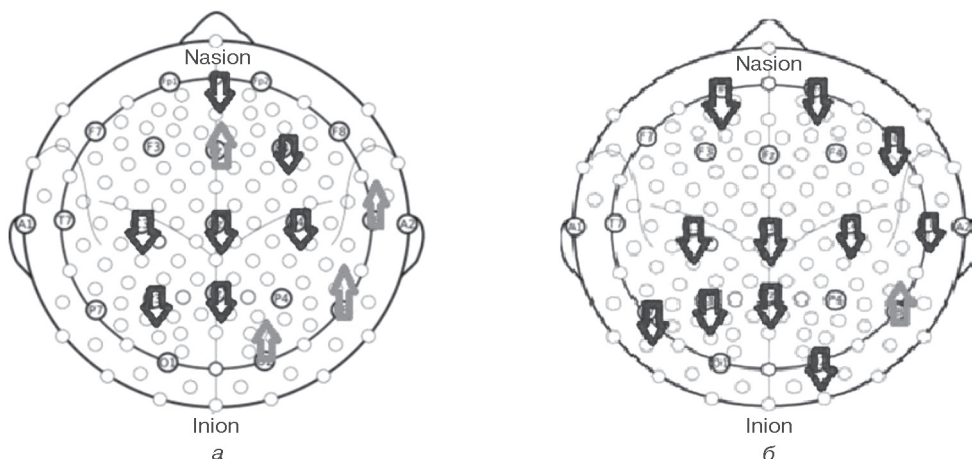
ТАБЛИЦЯ 1 – Індекс абсолютної асиметрії альфа-діапазону ЕЕГ під час першого та останнього обстеження (через півроку) волейболісток (n = 12), Me [25 %; 75 %]

Канал	Індекс абсолютної асиметрії		р-значення
	Під час першого навантаження	Під час останнього навантаження	
AFz	13,89 [5,96; 37,01]	0,661 [0,499; 0,829]	p = 0,045
C3	2,88 [1,54; 5,43]	0,356 [0,223; 0,525]	p = 0,041
C4	4,20 [2,66; 7,12]	0,315 [0,199; 0,451]	p = 0,009
CPz	2,65 [1,47; 4,21]	0,323 [0,237; 0,442]	p = 0,036
Cz	3,03 [1,88; 3,78]	0,136 [0,091; 0,185]	p = 0,917
F3	2,29 [1,30; 5,17]	0,335 [0,215; 0,480]	p = 0,249
F4	4,63 [2,48; 5,82]	0,249 [0,135; 0,345]	p = 0,012
F7	2,61 [1,81; 4,37]	0,055 [0,037; 0,073]	p = 0,249
F8	3,68 [2,48; 5,84]	0,250 [0,157; 0,336]	p = 0,016
Fp1	8,63[4,29; 15,17]	12,96 [7,48; 161,33]	p = 0,082
Fp2	8,58[5,85; 11,45]	11,41 [5,53; 25,96]	p = 0,903
Fz	11,69[9,28; 12,86]	16,26 [12,82; 73,19]	p = 0,015
O1	13,5[9,3; 14,55]	11,25 [5,81; 71,98]	p = 0,631
O2	3,8[2,44; 22,5]	20,05 [7,99; 225,34]	p = 0,032
P3	8,61[6,01; 10,1]	8,24 [4,08; 29,74]	p = 0,036
P4	8,71[5,17; 97,26]	9,67 [6,41; 31,41]	p = 0,321
P7	20,92[19,25; 22,59]	61,18 [25,36; 153,31]	p = 0,095
P8	3,41[1,21; 8,5]	89,84 [40,67; 125,81]	p = 0,029
POz	16,88[9,34; 24,42]	21,32 [13,98; 44,01]	p = 0,178
Pz	14,9[6,98; 19,23]	12,2 [6,55; 32,78]	p = 0,002
T7	5,64[4,72; 7,11]	12,77 [4,34; 31,38]	p = 0,078
T8	12,03[11,05; 15,73]	15,69 [6,21; 97]	p = 0,003

Результати отриманого індексу абсолютної асиметрії (ААІ) альфа діапазону ЕЕГ у волейболісток під час першого навантаження і через півроку представлено в таблиці 1, а схематичне зображення статистично значущої відмінності цих індексів – на рисунку 1, а. Підвищення ААІ у волейболісток стосується переважно правої півкулі, а саме потиличного, нижнього тім'яного і скроневого відведень, а також центрального лобового відведення. ААІ знижується білатерально в центральних відведеннях, а також у центральному лобовому і тім'яному відведеннях.

Можна припустити, що за адаптації до фізичних навантажень і ефекту занять саме цим видом спорту зміни в мозковій активності під час виконання фізичних навантажень стосуються дефолтної системи мозку та активності задніх кортикальних відділів правої півкулі, причому ці зміни є протилежно спрямованими. Підвищення ААІ правої півкулі у спортсменок-аматорок може бути наслідком функціональної асиметрії мозку, пов'язаної з більшою активністю лівої півкулі.

Результати обчисленого індексу абсолютної асиметрії (ААІ) альфа діапазону ЕЕГ у професій-



**Рисунок 1** – Схематичне зображення статистично значущої відмінності індексів абсолютної асиметрії альфа-діапазону ЕЕГ волейболісток (а) і гандболісток (б) під час першого та останнього (через півроку) обстеження. Примітки: стрілка вгору відображає вище значення під час останнього обстеження, стрілка вниз відображає нижче значення під час останнього обстеження

ТАБЛИЦЯ 2 – Індекс абсолютної асиметрії альфа-діапазону ЕЕГ під час першого та останнього інтенсивного навантаження гандболісток (n = 12), Me [25 %; 75 %].

Канал	Індекс абсолютної асиметрії		p-значення
	Під час першого навантаження	Під час останнього навантаження	
AFz	13,65 [6,61; 33,15]	0,708 [0,640; 0,780]	p = 0,068
C3	3,10 [1,61; 7,18]	0,547 [0,429; 0,689]	p = 0,041
C4	2,91 [1,82; 6,27]	0,400 [0,301; 0,539]	p = 0,009
CPz	2,68 [1,50; 4,82]	0,390 [0,299; 0,516]	p = 0,009
Cz	3,03 [1,93; 4,74]	0,268 [0,207; 0,342]	p = 0,917
F3	4,84 [2,27; 13,26]	0,468 [0,329; 0,644]	p = 0,249
F4	6,64 [2,01; 11,14]	0,415 [0,294; 0,569]	p = 0,249
F7	7,00 [2,25; 10,86]	0,373 [0,290; 0,469]	p = 0,602
F8	4,25 [2,52; 8,88]	0,292 [0,228; 0,370]	p = 0,028
Fp1	23,88[15,19; 49,84]	5,75 [3,82; 55,86]	p = 0,004
Fp2	9,09 [5,41; 15,24]	4,59 [1,82; 9,67]	p = 0,014
Fz	14,15 [2,38; 22,03]	6,05 [3,06; 52,69]	p = 0,083
O1	3,78 [0,57; 7,8]	3,82 [2,11; 24,78]	p = 0,113
O2	15,68[12,35; 38,52]	5,85 [3,3; 171,94]	p = 0,049
P3	4,49 [3,04; 9,58]	2,66 [1,57; 8,77]	p = 0,027
P4	11,65 [10,25; 18,93]	3,21 [1,96; 9,13]	p = 0,679
P7	17,07 [10,45; 22,34]	9,56 [5,22; 90,21]	p = 0,001
P8	6,29 [3,33; 8,4]	11,69 [10,7; 79,08]	p = 0,039
POz	23,88[15,19; 49,84]	6,61 [3,33; 16,31]	p = 0,101
Pz	9,09 [5,41; 15,24]	4,45 [1,73; 12,96]	p = 0,007
T7	14,15 [2,38; 22,03]	3,37 [1,57; 15,49]	p = 0,192
T8	3,78 [0,57; 7,8]	3,61 [2,07; 63,48]	p = 0,014

них гандболісток під час першого навантаження і через півроку представлено в таблиці 2, а схематичне зображення статистично значущої відмінності цих індексів – на рисунку 1, б. Зниження ААІ спостерігається білатерально в передніх лобових, центральних відведеннях, у центральному та лівому тім'яному відведеннях та в деяких інших ділянках. Підвищення ААІ було отримане лише в ділянці тім'яної кори правої півкулі.

Таким чином, порівняно з волейболістками, які були не професійними спортсменками, а лише аматорками, у професійних гандболісток внаслідок адаптації отримано більш генералізоване для обох півкуль зниження асиметрії електричної активності (за ААІ).

Наступним етапом обробки результатів стало порівняння ААІ обох груп спортсменок на початку тренувального періоду (табл. 3, рис. 2, а). Результати вказують на те, що на початку тренувального періоду професійні гандболістки порівняно з волейболістками мали вищі показники ААІ білатерально у фронтальних відведеннях, центральному тім'яному і правому потиличному.

Під час другого обстеження (через півроку) у професійних гандболісток порівняно зі студентками-волейболістками ААІ виявився вищим не лише у фронтальних, а і в центральних ді-

лянках кори (табл. 4, рис. 2, б). Такі відмінності електричної активності у цих ділянках кори після шести місяців тренувань можуть відображати нейропластичні зміни, пов'язані з покращенням когнітивних та рухових функцій. Ці зміни в патернах активності мозку можуть бути пов'язані з вимогами тренувальних протоколів та специфічними руховими навичками, необхідними для волейболу та гандболу. Отримані результати певною мірою узгоджуються з даними спеціальної літератури, хоча відомості стосуються інших діапазонів електроенцефалографічної активності і іншого типу завдання. Було виявлено, що під час експерименту спортсмени-волейболісти мали зниження абсолютної тета-потужності порівняно з неспортсменами в ділянках лобової та префронтальної кори, що підтверджує гіпотезу нейронної ефективності [19]. В іншому дослідженні вивчали електроенцефалографічну активність професійних гандболістів і фехтувальників під час деяких видів діяльності (розслаблення–скорочення). Для обох груп відмічено незначне підвищення значень тета-хвиль, а для гандболістів – високий ступінь кореляції для індексів тета і бета, а також кореляцію в домінантній півкулі для альфа 1 і 2 діапазонів [2].

Отже, можемо говорити про те, що у спортсменок унаслідок адаптації до тривалих (півроку)

ТАБЛИЦЯ 3 – Індекс абсолютної асиметрії альфа-діапазону ЕЕГ під час першого обстеження на велоергометрі волейболісток (n = 12) та гандболісток (n = 12), Me [25 %; 75 %].

Канал	Індекс абсолютної асиметрії		р-значення
	У волейболісток	У гандболісток	
AFz	13,89[5,96;37,01]	13,65 [6,61; 33,15]	p = 0,643
C3	2,88 [1,54; 5,43]	3,10 [1,61; 7,18]	p = 0,346
C4	4,20 [2,66; 7,12]	2,91 [1,82; 6,27]	p = 0,009
CPz	2,65 [1,47; 4,21]	2,68 [1,50; 4,82]	p = 0,173
Cz	3,03 [1,88; 3,78]	3,03 [1,93; 4,74]	p = 0,917
F3	2,29 [1,30; 5,17]	4,84 [2,27; 13,26]	p = 0,249
F4	4,63 [2,48; 5,82]	6,64 [2,01; 11,14]	p = 0,012
F7	2,61 [1,81; 4,37]	7,00 [2,25; 10,86]	p = 0,007
F8	3,68 [2,48; 5,84]	4,25 [2,52; 8,88]	p = 0,016
Fp1	8,63[4,29; 15,17]	23,88[15,19;49,84]	p = 0,028
Fp2	8,58[5,85; 11,45]	9,09 [5,41; 15,24]	p = 0,496
Fz	11,69[9,28; 12,86]	14,15 [2,38; 22,03]	p = 0,073
O1	13,5[9,3; 14,55]	3,78 [0,57; 7,8]	p = 0,211
O2	3,8[2,44; 22,5]	15,68[12,35;38,52]	p = 0,036
P3	8,61[6,01; 10,1]	4,49 [3,04; 9,58]	p = 0,826
P4	8,71[5,17; 97,26]	11,65 [10,25; 18,93]	p = 0,003
P7	20,92[19,25; 22,59]	17,07 [10,45; 22,34]	p = 0,019
P8	3,41[1,21; 8,5]	6,29 [3,33; 8,4]	p = 0,643
POz	16,88[9,34; 24,42]	23,88[15,19;49,84]	p = 0,047
Pz	14,9[6,98; 19,23]	9,09 [5,41; 15,24]	p = 0,092
T7	5,64[4,72; 7,11]	14,15 [2,38; 22,03]	p = 0,524
T8	12,03[11,05; 15,73]	3,78 [0,57; 7,8]	p = 0,168

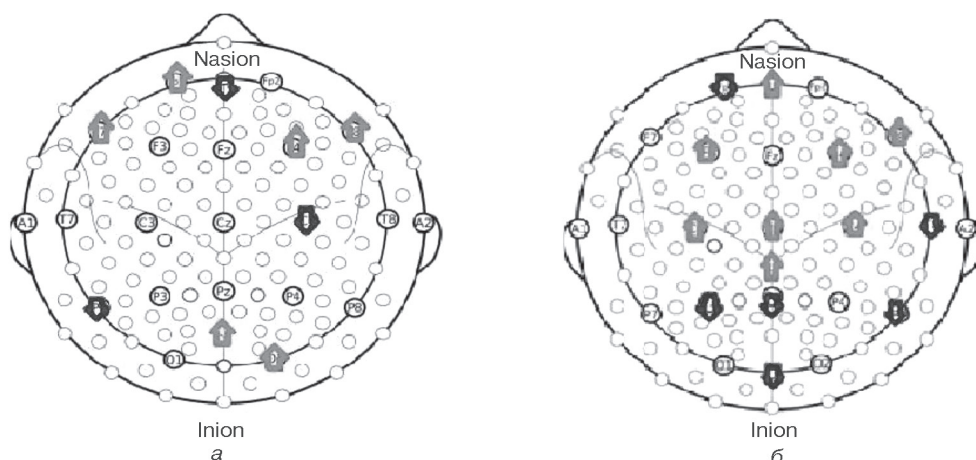


Рисунок 2 – Схематичне зображення статистично значущої відмінності індексів абсолютної асиметрії альфа-діапазону ЕЕГ гандболісток під час першого (а) і другого (б) обстеження порівняно з волейболістками

фізичних навантажень під час виконання фізичного навантаження на велоергометрі за показником індексу абсолютної асиметрії альфа-діапазону ЕЕГ відбувається зниження функціональної асиметрії мозку, причому у тренуваних спортсменок ці зміни виражені сильніше.

**Висновки:**

1. Унаслідок адаптації до фізичних навантажень у студенток-волейболісток відбулось зниження індексу відносної асиметрії (ААІ) за альфа-ритмом. Найбільші зміни спостерігаються переважно у центральних ділянках кори, які від-

повідають за рухову активність. Також отримано підвищення ААІ у потиличних і нижньотім'яних ділянках кори правої півкулі.

2. У кваліфікованих гандболісток унаслідок адаптації до фізичних навантажень відбулось білатеральне зниження ААІ як у центральних, так і у парієтальних ділянках кори.

3. При порівнянні результатів першого обстеження ЕЕГ студенток-волейболісток та кваліфікованих гандболісток виявлено, що гандболістки мали вищі значення ААІ за альфа-ритмом переважно у фронтальних ділянках кори.

ТАБЛИЦЯ 4 – Індекс абсолютної асиметрії альфа-діапазону ЕЕГ під час останнього обстеження (через півроку) на велоергометрі волейболісток (n = 12) та гандболісток (n = 12), Ме [25 %; 75 %].

Канал	Індекс абсолютної асиметрії		p-значення
	У волейболісток	У гандболісток	
AFz	0,661 [0,499; 0,829]	0,708 [0,640; 0,780]	p = 0,011
C3	0,356 [0,223; 0,525]	0,547 [0,429; 0,689]	p = 0,011
C4	0,315 [0,199; 0,451]	0,400 [0,301; 0,539]	p = 0,011
CPz	0,323 [0,237; 0,442]	0,390 [0,299; 0,516]	p = 0,011
Cz	0,136 [0,091; 0,185]	0,268 [0,207; 0,342]	p = 0,011
F3	0,335 [0,215; 0,480]	0,468 [0,329; 0,644]	p = 0,033
F4	0,249 [0,135; 0,345]	0,415 [0,294; 0,569]	p = 0,019
F7	0,055 [0,037; 0,073]	0,373 [0,290; 0,469]	p = 0,055
F8	0,250 [0,157; 0,336]	0,292 [0,228; 0,370]	p = 0,019
Fp1	12,96 [7,48; 161,33]	5,75 [3,82; 55,86]	p = 0,047
Fp2	11,41 [5,53; 25,96]	4,59 [1,82; 9,67]	p = 0,602
Fz	16,26 [12,82; 73,19]	6,05 [3,06; 52,69]	p = 0,117
O1	11,25 [5,81; 71,98]	3,82 [2,11; 24,78]	p = 0,347
O2	20,05 [7,99; 225,34]	5,85 [3,3; 171,94]	p = 0,465
P3	8,24 [4,08; 29,74]	2,66 [1,57; 8,77]	p = 0,028
P4	9,67 [6,41; 31,41]	3,21 [1,96; 9,13]	p = 0,251
P7	61,18 [25,36; 153,31]	9,56 [5,22; 90,21]	p = 0,347
P8	89,84 [40,67; 125,81]	11,69 [10,7; 79,08]	p = 0,047
POz	21,32 [13,98; 44,01]	6,61 [3,33; 16,31]	p = 0,0175
Pz	12,2 [6,55; 32,78]	4,45 [1,73; 12,96]	p = 0,0175
T7	12,77 [4,34; 31,38]	3,37 [1,57; 15,49]	p = 0,347
T8	15,69 [6,21; 97]	3,61 [2,07; 63,48]	p = 0,02

4. Під час останнього обстеження (через півроку) у кваліфікованих гандболісток порівняно зі студентками-волейболістками ААІ виявився вищим не лише у фронтальних, а і в центральних ділянках кори.

5. У результаті адаптації до фізичних навантажень у спортсменок обох груп спостерігалось зниження ААІ за альфа-ритмом ЕЕГ, причому у більш кваліфікованих спортсменок зниження відбувалось сильніше. Проте кваліфіковані гандболістки порівняно зі студентками-волейболістками мали вищі значення ААІ, що може відображати як вищий рівень їхньої спортивної підготовки, так і вплив виду спорту.

#### Література

1. Шинкарук ОА, Лисенко ОМ, Гуніна ЛМ, Карленко ВП та ін. Медико-біологічне забезпечення підготовки спортсменів збірних команд України з олімпійських видів спорту [Medical and biological support for preparation of athletes of the national teams of Ukraine in Olympic sports]. Київ; 2009. 144 с.
2. Bieru DE, et al. Comparative study of the electroencephalographic activity at professional handball and fencers players. *Citius Altius Fortius*. 2010; 29(4), 16-23.
3. Bigdely-Shamlo N, Mullen T, Kothe C, Su K-M, Robbins KA. The PREP pipeline: standardized preprocessing for large-scale EEG analysis. *Frontiers in Neuroinformatics*. 2015; 9(16):1-20.
4. Buzsáki G, Draguhn A. *Neuronal Oscillations in Cortical Networks*. Science (New York, N.Y.). 2004; 304(5679): 1926-1929.
5. Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*. 2004; 134(1):9-21.

**Перспективи подальших досліджень** передбачають подальше вивчення з проведенням порівняльного аналізу різних електроенцефалографічних показників у спортсменів обох статей, що спеціалізуються в різних видах спорту.

*Колектив авторів висловлює щире подяку Науково-дослідному інституту НУФВСУ, директору НДІ І. О. Козут, Федерації гандболу України, першому віцепрезиденту ФГУ Є. І. Петрушевському, а також всім тренерам і спортсменкам за участь в організації і проведенні досліджень.*

6. Einevoll G, Kayser C, Logothetis N, Panzeri S. Modelling and analysis of local field potentials for studying the function of cortical circuits. *Nature Reviews Neuroscience*. 2013; 14(11):770-785.
7. Hatfield BD, Landers DM, Ray WJ. Cognitive processes during self-paced motor performance: An electroencephalographic profile of skilled marksmen. *Journal of Sport Psychology*. 1984; 6(1):42-59.
8. Janelle C, Hillman C, Apparies R, Murray N, Meili L, Fallon E, Hatfield B. Expertise Differences in Cortical Activation and Gaze Behavior during Rifle Shooting. *Journal of Sport and Exercise Psychology*. 2000;22(6):167-182.
9. Kim JH, Han JK, Kim BN, Han DH. Brain networks governing the golf swing in professional golfers. *Journal of sports sciences*. 2015; 33(19):1980-1987.
10. Landers D, Han M, Salazar W, Petruzzelli S. Effects of learning on electroencephalographic and electrocardiographic patterns in novice archers. *International Journal of Sport Psychology*. 2015.25(3):313-330.



11. Loze G, Collins D, Holmes P. Pre-shot EEG alpha-power reactivity during expert air-pistol shooting: a comparison of best and worst shots. *Journal of sports sciences*. 2001;19(9):727-733.
12. Nunez P, Cuttillo B. *Neocortical dynamics and human EEG rhythms*. New York: Oxford University Press, 1995; 12(5):340-367.
13. Oostenveld R., Praamstra P. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical Neurophysiology*. 2001;112(4): 713-719.
14. O'Reilly J. *Statistical Pattern Recognition Methods Applied to Evoked Electroencephalogram Data in Depressed Patients*. EE 4B16 Electrical Engineering Biomedical Capstones. 2010; 45 : 40 URL: <http://digitalcommons.mcmaster.ca/ee4bi6/45>
15. Palmer JA, Kreutz-Delgado K, Makeig S. AMICA: an adaptive mixture of independent component analyzers with shared components. 2011. URL: [http://sccn.ucsd.edu/~jason/amica\\_a.pdf](http://sccn.ucsd.edu/~jason/amica_a.pdf)
16. Pion-Tonachini L, Kreutz-Delgado K, Makeig S. ICLLabel: An automated electroencephalographic independent component classifier, dataset, and website. *NeuroImage*. 2019; 198(1) : 187-197. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2019.05.026
17. Salazar W, Landers D, Petruzzelli J, Han M, Crews D, Kubitz K. Hemispheric asymmetry, cardiac response, and performance in elite archers. *Res Q Exerc Sport*. 2006. 61(4): 351-359. DOI: 10.1080/02701367.1990.10607499
18. Smith M, McEvoy L, Gevins A. Neurophysiological indices of strategy development and skill acquisition. *Cognitive Brain Research*. 1999. 7(3):389-404.
19. Vicente R, et al. Differences between hemispheres and in saccade latency regarding volleyball athletes and non-athletes during saccadic eye movements: an analysis using EEG. *Arq. Neuro-Psiquiatr*. 2023; 81(10):876-882.
20. Vickers J. Visual control when aiming at a far target. *Journal of experimental psychology*. Human perception and performance. 1996.22(2):342-354.
21. Wilson V, Peper E, Moss D. "The Mind Room" in Italian soccer training: The use of biofeedback and neurofeedback for optimum performance. *Biofeedback*. 2006. 34:79-81.

altokarenko02@gmail.com  
pravda.oleksandr13@gmail.com  
tetianakutsenko@ukr.net  
serhii.tukaiev@knu.ua  
lanasvet778899@gmail.com

Надійшла 04.02.2004