

ЕЕГ-АКТИВНІСТЬ, ГЕНЕРОВАНА У ПЕРЕБІГУ ВИКОНАННЯ МАНУАЛЬНИХ РУХІВ ОСОБАМИ З РІЗНИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ АЛЬФА-РИТМУ

Надійшла 24.11.15

Обстежено 105 чоловіків віком 19–21 рік із високими і низькими індивідуальними значеннями модальної частоти α -ритму фонові ЕЕГ. Оцінювали затримки простої сенсо-моторної реакції та реакції вибору, швидкісні можливості нервових процесів згідно з результатами теппінг-тестування і показники потужності та когерентності частотних компонентів ЕЕГ. Ці величини визначали у кожного обстежуваного в стані спокою та під час реалізації мануальних рухів – МР (стискання і розтискання пальців кисті при наявності силового навантаження). Чоловіків із відносно високою вихідною частотою α -ритму відзначали вищий рівень вибірковості уваги й локальніші зміни ЕЕГ-активності, пов'язані з реалізацією МР. Для осіб із низькою модальною α -частотою був характерним дещо менш диференційований патерн активації кори, що може корелювати з меншою пластичністю мозкових процесів в умовах контролю моторної активності і дотримання встановленого темпу рухів. Чоловіки з високою модальною α -частотою мали в середньому кращі швидкісні показники сенсо-моторного реагування.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: модальна частота α -ритму, мануальні рухи, силове навантаження, електроенцефалограма, спектральна потужність, когерентність, психодинамічні властивості.

ВСТУП

У сучасному світі з'являються все більше професій, критичними для яких є специфічні функціональні можливості моторної системи індивідуума. Рухи верхніх кінцівок людини (мануальні рухи – МР) із наявністю певного силового навантаження складають основу маніпуляторної моторики в трудовій діяльності. Тому зрозуміло, що все більша увага приділяється проблемі індивідуальних особливостей мозкових процесів, які забезпечують центральне програмування та контроль таких МР. Різні аспекти означеної проблеми досліджували в низці робіт [1–5]. Керування МР є вочевидь пов'язаним з істотними перебудовами активності тих структур головного мозку, які забезпечують формування відповідної моторної програми та команд. Конкретні відомості про ці процеси в корі мозку

поки що відносно обмежені; проте логічно вважати, що існують певні показники роботи головного мозку, які корелюють із мануальною моторикою при наявності силового навантаження.

Для дослідження відповідної проблематики особливу цінність мають дані електроенцефалографії. Було виявлено, що для феноменів ЕЕГ і патернів функціональної магнітно-резонансної томограми, реєстрованих під час МР, характерна значна міжіндивідуальна варіабельність [6–8]. Значну інформативність в аспекті визначення стану основних психофізіологічних функцій людини демонструють індивідуальні значення амплітудно-частотних характеристик α -ритму ЕЕГ, зокрема модальна частота цього ритму [8–14]. Згідно з отриманими даними [8, 15], оптимальна координація процесів організації руху й здатності до самоконтролю позитивно корелює з індивідуальною потужністю α -ритму в складі ЕЕГ та негативно – з напругою мімічних м'язів чола, не задіяних під час здійснення довільних МР. Переважання у фоновій ЕЕГ порівняно низько- або високочастотного

¹ Східноєвропейський національний університет ім. Лесі Українки, Луцьк (Україна).

Ел. пошта: alevmore@gmail.com (А. Г. Моренко).

α -ритму було інтерпретовано як прогностичний критерій результативності різних видів професійної діяльності та інтелектуальних здібностей [8, 9, 16–20]. Такі твердження ґрунтуються на тому, що модальну частоту α -ритму ЕЕГ вважають ознакою, жорстко детермінованою генетично [10, 11, 14, 21–23]. Вона відображає важливі вроджені особливості структурної організації таламічних і кортикальних мереж нейронів, аж до специфіки іонних процесів у цих клітинах [24, 25].

Визначаючи виняткову важливість отриманих різними дослідниками результатів, усе ж варто підкреслити, що відповідна інформація залишається вочевидь недостатньою для докладного розуміння індивідуальних особливостей нейрофізіологічного забезпечення рухів руки людини (в першу чергу – цілеспрямованих). Критично обмеженими є відомості про те, як пов'язаний такий уроджений аспект функціонування мозку, як модальна частота α -ритму ЕЕГ, з керуванням діяльністю дистальних м'язів руки під час виконання МР, зокрема реалізованих із силовим навантаженням.

Ми намагалися виявити особливості мозкових процесів, що лежать в основі керування МР у чоловіків із високою і низькою модальною частотою α -ритму фонові ЕЕГ. Ми враховували можливе прогностичне значення відповідної інформації, зокрема в аспекті швидкісних характеристик нервових процесів.

МЕТОДИКА

У тестах взяли участь 124 здорових чоловіки віком 19–21 року. Попередньо у них визначали профіль мануальної та слухової асиметрій за характером відповідей під час опитування і виконання моторних та психоакустичних проб [26]. У подальших тестах брали участь обстежувані з вираженими правими мануальною та слуховою асиметріями (коефіцієнт асиметрії вище +50 %). Цю групу склали 105 осіб.

Швидкісні можливості нервових процесів обстежуваних оцінювали згідно із затримками (часом) простої і складної сенсо-моторних реакцій та результатами теплінг-тестування (комп'ютерна система «Діагност-1»). Після завершення тестування чоловіки мали відпочинок (30 хв) для нівелювання впливів проведених тестів на результати подальшо-

го ЕЕГ-дослідження.

Для кожного обстежуваного експериментальна процедура реєстрації ЕЕГ послідовно включала в себе записи в стані функціонального спокою та в перебігу реалізації стискання і розтискання пальців кисті (за типом хапальних рухів) із наявністю силового навантаження. Під час стискання і розтискання пальців обстежувані додатково утримували напівзігнутими пальцями навантаження ~ 10 Н (1 кгс). Як сигнал для виконання ритмічних тест-рухів пальців кисті використовували низькочастотну фоностимуляцію. Для цього застосовували ритмічні акустичні сигнали, що імітували барабанний бій (програмне забезпечення «Finale 2006»; частота 2 с^{-1} , загальна кількість звукових стимулів у пробі 80). Вибір вказаної досить низької частоти фоносигналів був пов'язаний з тим, що вона відповідає частотному діапазону виконання МР із силовим навантаженням, зумовленому біомеханічними можливостями реалізації рухів дистальних ланок руки. Слухові сигнали подавали бінаурально за допомогою чотирьох акустичних колонок, які розміщували на відстані 1.2 м від обстежуваного [26]. Тривалість кожного сигналу становила 120 мс, частотний діапазон – 220–235 Гц, гучність на виході колонок не перевищувала 55 дБ над порогом чутності (визначали за допомогою шумоміра DE-3301).

ЕЕГ реєстрували, застосовуючи стандартні методичні прийоми, за допомогою апаратно-програмного комплексу «Нейроком» (НТЦ «ХАІ-Медика, Україна; свідоцтво про державну реєстрацію № 6038/2007 від 26.01.07). Під час монополярного відведення ЕЕГ активні електроди розміщували за міжнародною системою 10–20 у 19 точках на скальпі голови; використовували лобові (Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8), центральні (C3, C4) та скроневі (T3, T4, T5, T6), тім'яні (P3, P4), потиличні (O1, O2) та сагітальні (Fz, Cz, Pz) відведення. Відведення з непарним індексом відповідали лівій півкулі, а з парним – правій. Референтним електродом слугували об'єднані контакти на мочках вух. Для покращення якості запису використовували додаткові референтні електроди між передньо- та латеральнолобовими відведеннями (Ref) та між правим і лівим передніми лобовими відведеннями (N, nazion). Характеристики трактів підсилення/реєстрації ЕЕГ-комплексу дозволяли із задовільною якістю реєструвати весь спектр ЕЕГ-коливань від δ - до γ -частот включно.

Первинний аналіз даних ЕЕГ здійснювали за допомогою програмного забезпечення комплексу «Нейроком». У кожного обстежуваного в кожному відведенні ЕЕГ у стані спокою із заплющеними очима визначали модальну частоту для спектральної потужності α -ритму ЕЕГ. Її значення усереднювали за всіма відведеннями; отриману середню величину вважали індивідуальною α -частотою обстежуваного (І α Ч, Гц) [17]. Обстежена вибірка була умовно розділена на дві групи (див. нижче). Обстежувані, які мали менше значення І α Ч, ніж середнє значення для виборки, були об'єднані в групу з низькою І α Ч, а суб'єкти з перевищенням І α Ч щодо середньовибіркового значення сформували групу з високою І α Ч. Додатково у 10 обстежуваних визначали рівень сталості значень І α Ч ЕЕГ у стані спокою за показниками п'яти реєстрацій у різні послідовні дні.

Межі частотних субдіапазонів ЕЕГ встановлювали індивідуально [17, 18]. Правіше від значення І α Ч з інтервалом 2.0 Гц визначалася верхня межа α 3-субдіапазону, котра одночасно відповідала нижній межі β 1-смуги. Лівіше від моди α -ритму з інтервалом 2.0 Гц розташовувалася нижня межа α 2-субритму, з інтервалом 4 Гц – межа α 1-субдіапазону, а з інтервалом 6 Гц – межа θ -ритму. Відповідно класичним уявленням, верхня межа β 1-субдіапазону визначалася як 25, а межі β 2- і γ -смуг – як 26–35 і 36–45 Гц відповідно.

Оцінювали спектральну потужність ЕЕГ-осциляцій вказаних вище ритмів і субритмів, а також когерентність коливань у між- і внутрішньопівкульових парах відведень. Брали до уваги коефіцієнти когерентності, які були більші за 0.5.

Для перевірки нормальності розподілів числових даних у виборках було застосовано *W*-тест Шапіро–Уїлка (пакет «STATISTICA 6.0», StatSoft, 2001). Оскільки розподіли наших даних звичайно відповідали вимозі нормальності для вказаних вище груп, розраховували середні значення (*M*), стандартні відхилення (s.d.) та величини похибки середнього ($\pm m$). Значущість міжгрупових відмінностей встановлювали, використовуючи параметричні тести, зокрема *t*-критерій Ст'юдента для залежних виборок (між тестами) і для незалежних рівних виборок (між групами). Статистичні розрахунки та побудову графіків і діаграм проводили із застосуванням програмного пакета «M. Excel Windows Vista».

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Оцінювання індивідуальної модальної частоти α -ЕЕГ-активності в обстежуваних. Середнє значення модальної частоти α -активності в аналізованій загальній вибірці чоловіків складало 10.04 ± 0.03 Гц. Враховуючи відносно згладжений характер максимуму загальної гістограми значень індивідуальної α -частоти і, одночасно, відсутність явних ознак бімодальності цього розподілу (рис. 1), обстежена вибірка була умовно розділена щодо середньогрупового значення модальної частоти α -активності. Це дозволило сформулювати дві приблизно однакові за чисельністю групи з відносно високими значеннями І α Ч ($n = 53$, І α Ч ≥ 10.04 Гц) та з низькими значеннями цього показника ($n = 52$, І α Ч < 10.04 Гц).

Похибка середнього ($\pm m$) для значень І α Ч у 10 обстежуваних за показниками п'яти послідовних реєстрацій фонові ЕЕГ протягом п'яти днів варіювала від 0.003 до 0.024. Отже, величини І α Ч в обстежуваних характеризувалися досить високою сталістю.

Особливості вихідних психодинамічних характеристик чоловіків із високою та низькою І α Ч. Особи з високою І α Ч, як правило, демонстрували менші затримки простої сенсо-моторної реакції та реакції

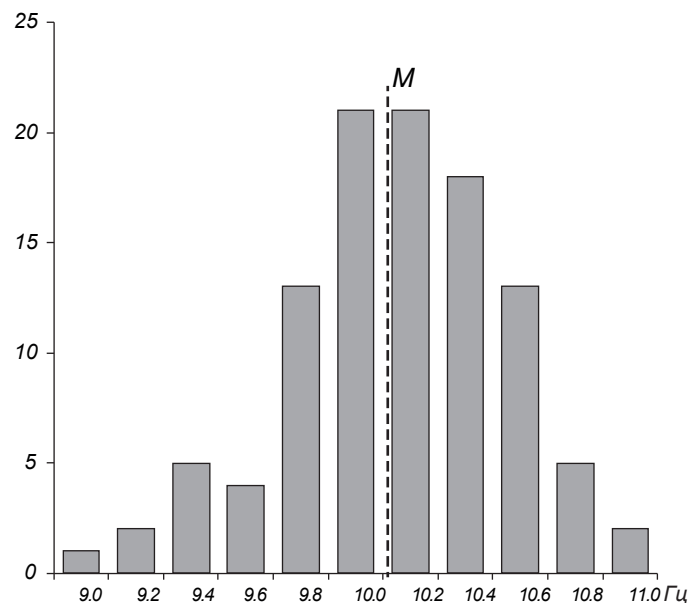


Рис. 1. Гістограма індивідуальних значень модальної частоти α -ритму в загальній обстеженій вибірці ($n = 105$).

вибору, а також більші значення максимального темпу рухів кисті під час теппінг-тестування (див. таблицю). Це свідчило про в цілому вищі швидкісні можливості їх нервових процесів, пов'язаних з контролем моторної активності.

ЕЕГ під час виконання МР із силовим навантаженням в обстежуваних із високою і низькою індивідуальною α -частотою. У чоловіків із високою ІаЧ у вказаний період виявлялися менші значення когерентності θ -, $\alpha 1$ -, $\alpha 3$ -, β - і γ -частот ЕЕГ ($P \leq 0.05 - \leq 0.01$), аніж у стані спокою (рис. 2).

Результати психофізіологічних тестів, які характеризують психодинамічні властивості нервових процесів в обстежених

Показник	Групи обстежених з модальною частотою α -ритму	
	високою	низькою
Час простої сенсомоторної реакції, мс	232.35 ± 5.15	299.21 ± 6.40**
Час реакції вибору, мс	334.82 ± 7.19	399.9 ± 15.29**
Кількість теппінг-рухів за 30 с	38.3 ± 1.9	32.14 ± 1.37*

Примітка. *, ** – значущі міжгрупові відмінності показників з $P < 0.05$ та < 0.01 відповідно.

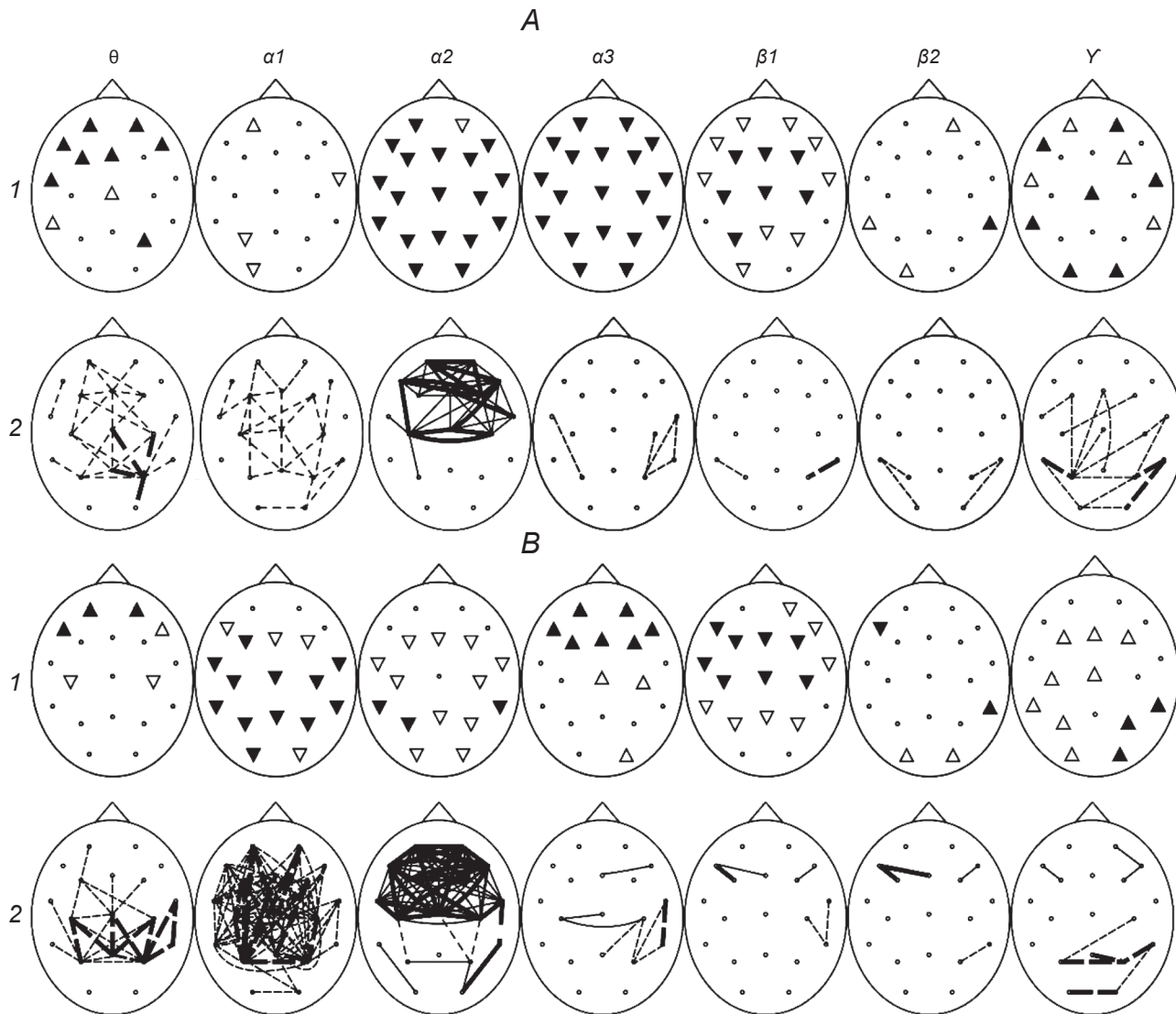


Рис. 2. Топокарти змін спектральної потужності (1) й когерентності (2) частотних компонентів ЕЕГ у групах тестованих із високою (А) і низькою (Б) модальною частотою α -ритму під час рухів пальців руки із силовим навантаженням (порівняно з відповідними показниками в стані спокою).

На фрагментах 1 трикутниками кутом вгору позначені випадки збільшення, кутом вниз – зменшення потужності; білі та чорні символи – різниця вірогідна з $P < 0.05$ та < 0.01 відповідно. На фрагментах 2 суцільними лініями позначені випадки збільшення, переривчастими – зменшення когерентності; тонкі та товсті лінії – різниця вірогідна з $P < 0.05$ та < 0.01 відповідно.

Можна припустити, що такі зміни зумовлені зменшенням інтенсивності неспецифічних активуючих впливів, що надходять від ретикулярної формації до кори і септума; остання структура, вірогідно, є значною мірою відповідальною за генерацію низькочастотних ЕЕГ-коливань. Водночас функціонування тих кортикальних утворень, котрі найбільш безпосередньо залучені в реалізацію моторної діяльності, підтримується протягом реалізації МР на достатньо високому рівні. На це вказували збільшення когерентності коливань $\alpha 2$ -субдіапазону в лобових, передніх скроневих та центральних відділах, а також певне зменшення потужності α -коливань ЕЕГ у лівій тім'яно-потиличній ділянці (в $\alpha 1$ -смузі; $P \leq 0.05$). Подібні зрушення в $\alpha 2$ - і $\alpha 3$ -субдіапазонах ЕЕГ ($P \leq 0.01$) поширювалися по всьому скальпу (рис. 2). На нашу думку та згідно з міркуваннями інших авторів [29, 30], подібні явища можуть відображати зростання активності кортикальних ділянок, котрі беруть участь у процесах сенсорного аналізу, моторного програмування та інтеграції сенсорної і моторної інформації. В θ - і $\alpha 1$ -діапазонах спостерігалось підвищення когерентності ($P \leq 0.05 - \leq 0.01$) у лобових ділянках, що може вказувати на посилення зворотних фронтокортикально-таламічних впливів [17]; це може бути пов'язаним зі збільшенням селективності довільної уваги [31]. Такі зміни також можуть бути корелятом актуалізації оперативної пам'яті [4, 29], що дозволяє утримувати у фокусі уваги інформацію про сенсорні стимули та здійснювані рухи. Водночас посилювалися високочастотні складові ЕЕГ ($\beta 2$ - і γ -активність; $P \leq 0.05 - \leq 0.01$). Подібні зрушення в даних умовах могли відображати полегшення взаємодії широко розподілених нейронних мереж, які беруть участь у сенсомоторній інтеграції [32].

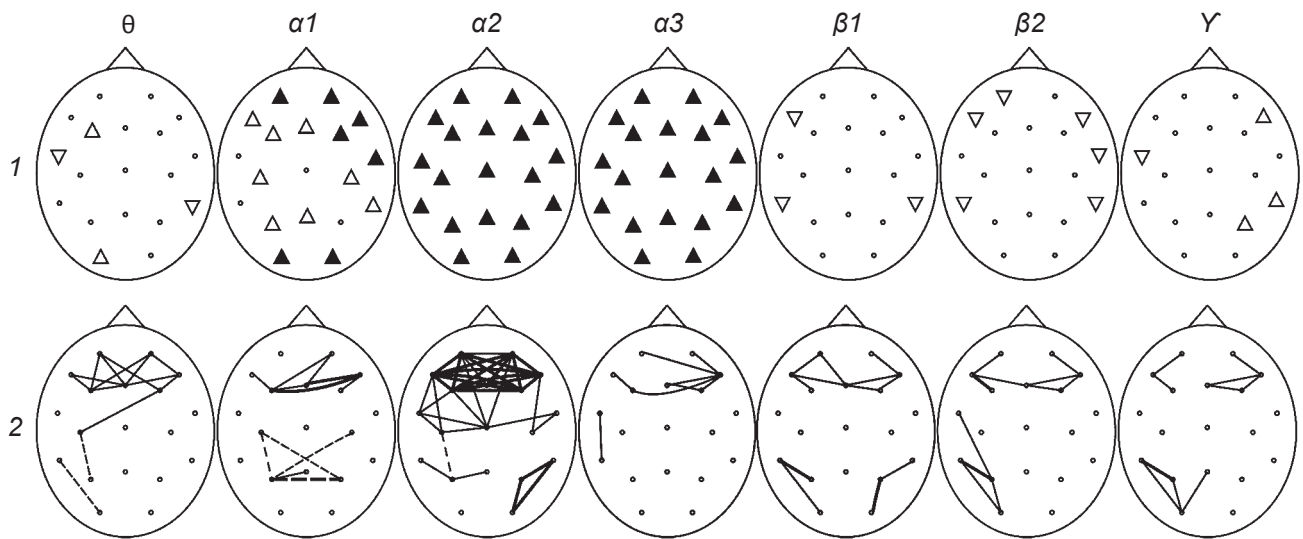
У чоловіків із низькою ІаЧ спостерігалось переважно зростання коефіцієнтів когерентності $\alpha 2$ -активності в лобових, передніх скроневих і центральних ділянках та посилення когерентності $\alpha 3$ -, β - і γ -осциляцій у лобових ділянках кори ($P \leq 0.05 - \leq 0.01$). Збільшення когерентності у високочастотних ділянках спектра в цих умовах може свідчити про посилення неспецифічної активності кори. Водночас, як і в чоловіків із високою ІаЧ, фіксувалось зменшення когерентності θ - і $\alpha 1$ -коливань ЕЕГ загалом по всій корі ($P \leq 0.05 - \leq 0.01$), а когерентності $\alpha 3$ -, β - і γ -коливань – у задніх кортикальних ділянках,

передусім у правій півкулі ($P \leq 0.05 - \leq 0.01$). Звертають на себе увагу двобічне збільшення когерентності високочастотних компонентів ЕЕГ-активності в лобових і центральних ділянках та її одночасне зменшення в задніх скроневих та потиличних зонах кори. З урахуванням даних щодо змін ЕЕГ під час виконання деяких когнітивних завдань (сприйняття подвійних зображень) подібну феноменологію можна гіпотетично пов'язати з реципрокним переключенням фокуса уваги від обробки сенсорних стимулів до програмування рухів; останній процес реалізується переважно в лобових і центральних ділянках кори.

Характерними для цієї групи були зниження потужності $\alpha 1$ -, $\alpha 2$ - і $\beta 1$ -хвиль ЕЕГ під час виконання МР у більшості відділів кори та збільшення даного параметра в діапазонах θ -, $\alpha 3$ - (у лобових ділянках), $\beta 2$ - (у задньоскроневої та потиличних ділянках) і γ -частот (генералізовано по всій корі) ($P \leq 0.05 - \leq 0.01$) порівняно з показниками в стані спокою (рис. 2). Слід особливо звернути увагу на виявлене у чоловіків із низькою ІаЧ збільшення потужності $\alpha 3$ -хвиль у лобових відведеннях ($P \leq 0.05$). Така особливість може відображати додаткове гальмування кортикальних механізмів сенсорного входу [17, 31] і бути ЕЕГ-корелятом процесу зіставлення аферентних інформаційних потоків щодо нових параметрів роботи м'язів із низхідними впливами з боку фронтальної кори, котрі несуть інформацію щодо попередніх моторних програм. Такі низхідні гальмівні впливи в процесі виконання «нових» (незвичних) рухів заважають реалізації нових координат [34]. Вони пов'язані з відносно меншою пластичністю відповідних нейронних мереж [31] та можуть бути певним компенсаторним феноменом на тлі меншого рівня селективності уваги у представників даної групи [18].

Міжгрупові відмінності спектральної потужності та патернів когерентності. В обстежуваних із низькою ІаЧ виконання МР із силовим навантаженням було пов'язано з вищою потужністю α -осциляцій ($P \leq 0.01$) і γ -активності ($P \leq 0.05$) в корі і, одночасно, з нижчою потужністю β -коливань ($P \leq 0.05$), особливо в скроневих ділянках (рис. 3).

Чоловіків із низькою ІаЧ відзначала вища когерентність більшості частотних компонентів ЕЕГ у корі ($P \leq 0.05 - \leq 0.01$). Водночас коливання θ -, $\alpha 1$ - і $\alpha 2$ -діапазонів у задніх ділянках кори демонстрували нижчі коефіцієнти когерентності ($P \leq 0.05$) (рис. 3).



Р и с. 3. Топокарти міжгрупових відмінностей змін спектральної потужності й когерентності частотних компонентів ЕЕГ під час рухів пальців із силовим навантаженням. Трикутниками кутом вгору позначені випадки вищої, кутом вниз – нижчої середньої потужності у тестованих з низькою модальною частотою α -ритму, суцільними та переривчастими лініями – випадки більших та менших середніх значень когерентності у тестованих цієї групи. Решта позначень аналогічна таким на рис. 1.

Слід зауважити, що для чоловіків із високою І α Ч у цілому були характерними вищі локальність та асиметричність кортикального реагування, а для чоловіків із низькою α -частотою – більша генералізованість явищ кортикальної активації та перебудов активності.

Таким чином, узагальнення результатів нашого дослідження дає змогу окреслити певні особливості мозкових процесів, що спостерігалися під час виконання синхронізованих із сенсорними сигналами МР із силовим навантаженням в осіб із різними характеристиками α -ритму (зокрема, різною модальною частотою цього ритму). В обох групах обстежених чоловіків було встановлено певне зменшення неспецифічного тону кори в перебігу МР. Водночас на достатньо високому рівні підтримувалося функціонування тих кортикальних утворень, які саме забезпечували реалізацію рухової діяльності даного виду – сенсорне сприйняття, моторне програмування та запуск моторних команд, сенсо-моторне координування. Під час виконання МР із силовим навантаженням для чоловіків із високою вихідною α -частотою були характерними дещо вищий рівень вибіркості уваги й локальніші зміни електричної активності кори головного мозку. Особам із низькою α -частотою були притаманні

порівняно менш диференційовані особливості активації кори. Це може бути пов'язано з меншою пластичністю мозкових процесів у ситуації з потребою керувати реалізацією МР, долати силове навантаження й дотримуватися встановленого темпу рухів.

Рівень можливостей церебральної активаційної системи щодо досягнення конкретного результату в перебігу моторної активності в обстежуваних із різною І α Ч помітно розрізняється. Чоловіки з високою І α Ч, очевидно, в цілому мають кращі швидкісні характеристики нервових процесів. Слід, проте, брати до уваги, що такі закономірності носять лише статистичний характер і індивідуальна варіабельність відповідних показників є досить високою.

Результати дослідження вказують на те, що значення моди α -ритму людини, визначене в стані спокою, може мати певне прогностичне значення щодо перебігу мозкових процесів під час виконання МР із застосуванням силового навантаження, а також для визначення індивідуальних швидкісних можливостей нервових процесів.

Дослідження було виконане в рамках наукової теми біологічного факультету Східноєвропейського національного

університету ім. Лесі Українки «Нейрофізіологічні механізми і системна організація сенсомоторної діяльності людини (віковий і статевий аспекти)», № д/р 0111U002143 (2009–2011 рр.).

Комісія з питань біоетики Східноєвропейського національного університету ім. Лесі Українки встановила (протокол № 1 від 18.10.12), що всі обстеження були проведені відповідно до основних норм Гельсінкської декларації Всесвітньої медичної асоціації про етичні принципи проведення науково-медичних досліджень за участю людини (1964–2000), Декларації принципів толерантності (1995), Універсальної декларації з біоетики та прав людини (1997), Конвенції Ради Європи з прав людини та біомедицини (1997), наказу МОЗ України від 13.02.06 р. № 66. Усі обстежувані давали письмову згоду на участь в експерименті. Були вжиті необхідні заходи для забезпечення анонімності обстежуваних.

Автор даної роботи – А. Г. Моренко – підтверджує відсутність будь-яких конфліктів щодо комерційних або фінансових відносин, відносин з організаціями або особами, котрі будь-яким чином могли бути пов'язані з дослідженням.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. I. Kostykov, L. A. Bugaychenko, and I. Kalezicetal, "Effects in feline gastrocnemius-soleus motoneurons induced by muscle fatigue," *Exp. Brain Res.*, **163**, 284-294 (2005).
2. А. В. Горковенко, "Вплив тонічного зусилля кисті руки на функціональні зв'язки між ділянками кори головного мозку людини", *Фізіол. журн.*, **52**, № 2, 30-31 (2006).
3. А. В. Курганский, П. П. Григал, "Направленные кортико-кортикальные функциональные взаимодействия на ранних стадиях серийного научения у взрослых и детей 7–8 лет", *Физиология человека*, **36**, № 4, 44-56 (2010).
4. А. Г. Моренко, І. Я. Коцан, О. С. Павлович, "Кортикальні активаційні процеси у чоловіків із високою та низькою вихідною індивідуальною частотою альфа-ритму під час сенсомоторної діяльності різної складності", *Фізіол. журн.*, **59**, № 5, 1-49 (2013).
5. А. G. Morenko, "Brain processes during the perception of sensory signals in men with high and low output α -frequencies," *Ann. Neurosci.*, **21**, No. 4, 144-149 (2014).
6. Г. Н. Болдырева, Л. А. Жаворонкова, Е. В. Шарова и др., "фМРТ-ЭЭГ-исследование реакций мозга здорового человека на функциональные нагрузки", *Физиология человека*, **35**, № 3, 20-30 (2009).
7. Н. Д. Сорокина, Г. В. Селицкий, Н. С. Косицын, "Нейробиологические исследования биоэлектрической активности мозга в диапазоне гамма-ритма у человека", *Успехи физиол. наук*, **37**, № 3, 3-10 (2006).
8. О. М. Базанова, М. Б. Штарк, "Биоуправление в оптимизации психомоторной реактивности. Сообщение 1. Сравнительный анализ биоуправления и обычной исполнительской практики", *Физиология человека*, **33**, № 3, 1-9 (2007).
9. О. М. Базанова, Л. И. Афтanas, "Индивидуальные показатели альфа-активности электроэнцефалограммы и невербальная креативность", *Рос. физиол. журн. им. И. М. Сеченова*, **93**, № 1, 14-26 (2007).
10. A. P. Anokhin, V. Muller, and U. Lindenbergeretal, "Genetic influences on dynamic complexity of brain oscillations," *Neurosci. Lett.*, **397**, № 1, 93-98 (2006).
11. J. C. Christian, S. Morzorati, and J. A. Nortonetal, "Genetic analysis of the resting electroencephalographic power spectrum in humans twins," *J. Psychophysiol.*, **33**, 584-591 (1996).
12. R. C. Clark, D. Veltmeyer, R. J. Hamilton, et al., "Spontaneous alpha peak frequency predicts working memory performance across the age span," *Int. J. Psychophysiol.*, **53**, 1-9 (2004).
13. G. S. Hooper, "Comparison of the distributions of classical and adaptively aligned EEG power spectra," *Int. J. Psychophysiol.*, **55**, No. 2, 179-189 (2005).
14. C. M. Smit, M. J. Wright, and N. K. Hanselletal, "Genetic variation of individual alpha frequency (IAF) and alpha power in a large adolescent twin sample," *Int. J. Psychophysiol.*, **61**, No. 2, 235-243 (2006).
15. R. Kristeva, V. Chakarov, and F. Loschetal, "Electroencephalographic spectral power in writer's cramp patients: evidence for motor cortex malfunctioning during the cramp," *NeuroImage*, **27**, No. 3, 706-714 (2005).
16. Е. А. Умрюхин, И. И. Коробейникова, Н. А. Каратыгин, "Успешность выполнения тестовых заданий студентами с различными спектральными характеристиками α -ритма фоновой электроэнцефалограммы", *Физиология человека*, **35**, № 5, 33-39 (2009).
17. W. Klimesch, P. Sauseng, and S. Hanslmayr, "EEG alpha oscillations: the inhibition–timing hypothesis," *Brain Res. Rev.*, **53**, 63-88 (2007).
18. E. Angelakis, J. F. Lubar, and S. Stathopoulouetal, "Peak alpha frequency: an electroencephalographic measure of cognitive preparedness," *Clin. Neurophysiol.*, **115**, 887-897 (2004).
19. А. Я. Каплан, С. В. Борисов, "Динамика сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ человека в покое и при когнитивных нагрузках", *Журн. высш. нерв. деятельности*, **53**, № 1, 22-32 (2003).
20. М. Н. Русалова, "Функциональная асимметрия мозга: эмоции и активация", *Успехи физиол. наук*, **34**, № 5, 93-112 (2003).
21. M. P. Anderson, T. Mochizuki, J. Xie, et al., "Thalamic $Ca_v3.1$ T-type Ca^{2+} channel plays a crucial role in stabilizing sleep," *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, **102**, No. 5, 1743-1748 (2005).
22. A. J. Page, T. A. O'Donnell, and L. A. Blackshaw, "Inhibition of mechanosensitivity in visceral primary afferents by GABA(B) receptors involves calcium and potassium channels," *Neuroscience*, **137**, No. 2, 627-636 (2006).
23. D. J. Sperge, "Calcium and small-conductance calcium-activated potassium channels in gonadotropin-releasing hormone neurons before, during, and after puberty," *J. Endocrinol.*, **148**, No. 5, 2383-2390 (2007).
24. C. Bellone and R. A. Nicoll, "Rapid bidirectional switching of synaptic NMDA receptors," *Neuron*, **55**, No. 5, 779-788 (2007).
25. S. C. Ng and P. Raveendran, "EEG peak alpha frequency as an indicator for physical fatigue," *Medicon*, **16**, 517-520 (2007).
26. Л. А. Жаворонкова, *Правши-левши. Межполушарная асимметрия биоэлектрических потенциалов мозга человека*, Экоинвест, Краснодар (2009).
27. В. Г. Каменская, *Время в процессе отражения и как фактор организации целенаправленных акустико-*

- моторных реакций человека*, Автореф. дис. ... д-ра психол. наук, Москва (1995).
28. А. В. Климаш, М. Н. Цицерошин, А. Н. Шеповальников и др., “Нарушения пространственной организации биоэлектрической активности мозга у больных с тяжелой черепно-мозговой травмой при различной выраженности угнетения сознания”, *Физиология человека*, **36**, № 5, 49-65 (2010).
29. G. Buzsáki, *Rhythms of the Brain*, Oxford, New York (2006).
30. К. С. Тебенова, “Изучение биоэлектрической активности мозга операторов телефонных станций”, *Соврем. пробл. науки и образования*, **4**, 138-141 (2009).
31. Э. А. Костандов, Е. А. Черемушкин, “Изменения низко- и высокочастотных колебаний альфа-диапазона ЭЭГ в интервалах между значимыми зрительными стимулами”, *Физиология человека*, **39**, № 4, 5-12 (2013).
32. F. Pulvermuller, N. Birbaumer, W. Lutzenberger, et al., “High-frequency brain activity: its possible role in attention, perception and language processing,” *Prog. Neurobiol.*, **52**, No. 5, 427-445 (1997).
33. G. Pfurtscheller and T. H. Lopes da Silva, “Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles,” *Clin. Neurophysiol.*, **110**, 1842-1857 (1999).
34. М. Е. Иоффе, “Мозговые механизмы формирования новых движений при обучении: эволюция классических представлений”, *Журн. высш. нерв. деятельности*, **53**, № 1, 5-21 (2003).