

А.Г. Моренко, О.С. Павлович, І.Я. Коцан

Кірккові активаційні процеси у чоловіків із високою та низькою вихідною індивідуальною частотою α -ритму під час сенсомоторної діяльності різної складності

У дослідженні взяли участь 104 здорових і праворуких чоловіків у віці від 19 до 21 року, які за значенням медіани розподілу усередненої у всіх частках кори індивідуальної частоти α -активності (IAF) були розділені на дві групи – з високим ($n = 53$, IAF $\geq 10,04$ Гц) і низьким ($n = 51$, IAF $\leq 10,03$ Гц) рівнями IAF. У чоловіків із високим рівнем IAF спостерігаються більші економічні та локальні активаційні процеси в корі і низхідні впливи фронтальної зони, що, ймовірно, є механізмом полегшення взаємодії часток кори. Чоловіки з низьким рівнем IAF відрізняються більшою високою інтенсивністю застосування неспецифічних активаційних стратегій. Це свідчить про більшу суб'єктивну складність для них поставлених завдань та залучення додаткових механізмів для обробки інформації.

Ключові слова: індивідуальна частота α -ритму, сенсомоторна діяльність, потужність коливань електроенцефалограми.

ВСТУП

Серед фізіологічних методик, які дають змогу прямо оцінити індивідуальні особливості діяльності головного мозку будь-якої людини, є реєстрація електроенцефалограми (ЕЕГ). При цьому цінність виявляють дані так званої фоновій електричної активності головного мозку або фоновій ЕЕГ, оскільки вважається, що саме характер спонтанної електричної активності кори тієї або іншої людини визначається генетично зумовленими особливостями структурно-функціональної організації її мозку [9, 15, 17]. Зрозумілим є і те, що саме останні лежать в основі індивідуально-типологічних відмінностей [1, 6, 10, 12, 18, 19]. З'ясувалося, що серед різних ритмів фоновій ЕЕГ найбільшу інформативність для визначення стану основних психофізіологічних функцій тієї або іншої людини має індивідуальна варіативність амплітудно-частотних характеристик α -ритму ЕЕГ, зокрема частота максимального його піку [1, 6]. Вважається,

© А.Г. Моренко, О.С. Павлович, І.Я. Коцан

що переважання в фоновій ЕЕГ низько- або високочастотного діапазону α -ритму, може розглядатися як надійний прогностичний критерій результативності різних видів професійної діяльності та інтелектуальних здібностей [1, 9, 11, 16]. Таке твердження ґрунтується на тому, що домінантна частота ЕЕГ генетично зумовлена, а різні частотні діапазони α -активності мають відмінні мозкові генератори та є відображенням різних функцій [1, 2, 10, 16]. Десинхронізація (блокування) α -ритму в нижньому і середньому α -діапазонах асоціюється з такими процесами уваги, як пильність і очікування, а у верхньому α -діапазоні – відображає посилення розумової активності [14, 16]. Важливим є і той факт, що при паралельній реєстрації ЕЕГ та функціональної магнітно-резонансної томографії було чітко доведено, що блокування α -ритму в певній ділянці кори чітко корелює зі зростанням її активації, про що свідчить посилення кровопостачання [1]. Разом із тим

в останні роки з'являється все більше даних і про підвищення потужності деяких частотних складових α -діапазону при функціональних навантаженнях [7, 8, 13, 16, 18, 19].

Зважаючи на те, що максимальний спектральний пік α -ритму ЕЕГ або індивідуальна частота α -активності є жорстко детермінованою генетичною ознакою, вкрай важливим є з'ясування питання, як саме змінює функціонування мозку виконання рухових навичок у відповідь на дію певних сигналів у обстежуваних із різною вихідною індивідуальною частотою α -ритму ЕЕГ. Це є надзвичайно цікавим як із теоретичної точки зору, оскільки торкається фундаментальних питань нейрофізіологічного забезпечення цілеспрямованих рухів руки людини, так і з точки зору практичного застосування. Річ у тім, що сучасна людина і у повсякденному житті, і в своїй трудовій діяльності великою мірою здійснює саме такі рухи. В звичайних умовах їх виконання супроводжується дією навантажень різного роду, які загалом створюють ускладнюючий ефект. Усе це і визначило те, що метою нашого дослідження була оцінка за значеннями потужності коливань ЕЕГ у α_1 -, α_2 - і α_3 -піддіапазонах інтеграції висхідних і низхідних активаційних процесів у корі в осіб із різною індивідуальною частотою α -активності при здійсненні заданих мануальних рухів без та із силовим навантаженням.

МЕТОДИКА

У роботі як обстежувані брали участь 104 чоловіки-добровольці віком від 19 до 21 року, які до цього не мали черепно-мозкових травм. До вибірки були включені лише особи з правобічним профілем мануальної та слухової асиметрії. Мануальну та слухову асиметрію кожного чоловіка визначали за характером відповідей при виконанні моторних і психоакустичних проб, розраховуючи їх індивідуальні коефіцієнти (K_{ac}) [3]:

$$K_{ac} = \frac{\sum_{np.} - \sum_{лів.}}{\sum_{np.} + \sum_{лів.}} \times 100\%$$

де K_{ac} – індивідуальний коефіцієнт мануальної та слухової асиметрії; $\sum_{np.}$ – сума завдань, при виконанні яких домінує права рука (праве вухо), $\sum_{лів.}$ – сума завдань, при виконанні яких домінує ліва рука (ліве вухо).

У всіх чоловіків такі коефіцієнти мали позитивне значення і були вищим за 50 %.

Обстеження проводили в першій половині дня. Профіль асиметрії оцінювали за 30 хв. до початку реєстрації ЕЕГ. Під час запису ЕЕГ обстежувані знаходились у звуко- та світлонепроникній кімнаті із заплученими очима, у положенні напівсидячи в кріслі з підголовником. Передпліччя були зафіксовані на підлокотниках. Для спостереження за станом та реакціями чоловіків використовували систему відеомоніторингу з інфрачервоним підсвітленням.

Для кожного обстежуваного вся експериментальна процедура послідовно включала наступні етапи: реєстрації ЕЕГ в стані функціонального спокою (фон; I етап), при сенсомоторній діяльності в контрольному режимі (II етап), а також із силовим навантаженням (III етап).

Тривалість кожного з етапів була 40 с, між етапами для відпочинку обстежуваного й унеможливлення розвитку явищ монотонії робили перерву на 1 хв. Протягом цього часу проводили інструктаж про його дії в наступній експериментальній ситуації. Задля виключення крайових ефектів реєстрацію ЕЕГ під час усіх тестових проб починали через 15 с після початку діяльності та припиняли за 5 с до її завершення.

Як звукові стимули використовували електронну версію барабанного бою (програмне забезпечення Finale 2006). Стимули подавали бінаурально за допомогою чотирьох колонок, які знаходились у різних кутках кімнати на відстані 1,2 м від правого та лівого вух обстежуваного. Тривалість стимулу була 140 мс, гучність на виході колонок не перевищувала 55–60 дБ (визначали за допомогою шумоміра DE-3301). Гучність звуку додатково регулювали індивідуально

для кожного обстежуваного до досягнення комфортного рівня. Темп подання звукових стимулів на всіх етапах дослідження був однаковим і становив 2 Гц (120 хв⁻¹).

Під час II і III етапів експерименту у відповідь на кожний звуковий сигнал обстежувані почергово стискали і розтискали пальці кисті правої руки з визначеною частотою – один цикл стискання і розтискання за секунду. В контрольному режимі (II етап) відповідне мануальне реагування чоловіки здійснювали без зусилля, на етапі застосування силового навантаження (III етап) – додатково утримували напівзігнутими пальцями гантель масою 2 кг.

ЕЕГ реєстрували монополярно за допомогою апаратно-програмного комплексу „Нейроком” (Україна, Харків, свідоцтво про державну реєстрацію № 6038/2007, дійсне до 18.04.2014 р.) у симетричних лобових (F1 і F2, F3 і F4), скроневих (T3 і T4, T5 і T6), центральних (C3 і C4), тім'яних (P3 і P4) і потиличних (O1 і O2) відведеннях за міжнародною системою 10–20 %. Референтним був об'єднаний вушний електрод. Тривалість кожної функціональної проби була 40 с. Для видалення ЕЕГ-артефактів використовували процедуру аналізу незалежних компонент (Independent Component Analysis (ICA)

аналіз). У безартефактних відрізках ЕЕГ за допомогою швидкого перетворення Фур'є (епоха аналізу 5,12 с, перекриття епох – 87,5 %, кількість епох в окремій реалізації – не менше ніж 20) визначали потужність коливань як квадрат їх амплітуди (мікрвольт у квадраті) у $\alpha 1$ -, $\alpha 2$ - і $\alpha 3$ -піддіапазонах. Межі таких частотних піддіапазонів ЕЕГ визначали індивідуально за методиками [11, 16]. Для цього в кожного обстежуваного в кожному відведенні ЕЕГ в стані функціонального спокою при заплющених очах визначали максимальний спектральний пік α -ритму ЕЕГ. Його значення усереднювали в усіх відведеннях, одержану величину вважали індивідуальною α -частотою обстежуваного (individual alpha-frequency, IAF, Гц). У всіх чоловіків обраховували медіану IAF, яка дорівнювала 10,04 Гц. За її величиною було сформовано групи з високою (IAF \geq 10,04, n= 51) і низькою (IAF < 10,04, n= 53) IAF.

Межі частотних діапазонів визначали індивідуально, виходячи зі значення IAF обстежуваного. Використовували такий алгоритм [11, 16]: у правий бік від IAF з кроком у 2 Гц відкладали верхню межу $\alpha 3$ -піддіапазону. Зліва під піку з кроком у 2 Гц визначали нижню межу $\alpha 2$ -, в 4 Гц – $\alpha 1$ -частот (таблиця).

Межі піддіапазонів α -ритму електроенцефалограми (Гц) у чоловіків

Піддіапазон α -ритму електроенцефалограми	Рівень індивідуальної α -частоти	
	низький	високий
$\alpha 1$	5,72±0,04 – 7,72±0,04	6,33±0,03 – 8,33±0,03
$\alpha 2$	7,73±0,04 – 9,73±0,04	8,34±0,03 – 10,34±0,03
$\alpha 3$	9,74±0,04 – 11,74±0,04	10,35±0,03 – 12,35±0,03

Потужність коливань ЕЕГ у піддіапазонах α -ритму в межах виділених груп чоловіків усереднювали для кожного відведення й для кожної проби.

Нормальність розподілу результатів досліджуваних вибірок перевіряли за допомогою програмного забезпечення “Microsoft Excel” через обрахування функції «Скос»:

$$A \approx \frac{1}{ns^3} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3$$

та, «Ексцес»:

$$E \approx \frac{1}{ns^4} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4 - 3$$

Функція «Скос» відображає асиметрію розкиду результатів, що характеризує ступінь

їх несиметричності щодо середніх значень. Функція «Ексцес» характеризує відносну загостреність або згладженість фактичного розподілу порівняно з нормальним. Нормальним вважали розподіл результатів у виборці при змінах значень функцій «Ексцес» та «Скос» у діапазоні від 2,0 до -2,0. Виходячи з результатів перевірки було встановлено, що всі досліджувані нами вибірки мали нормальний розподіл, оскільки значення функцій «Ексцесу» та «Скосу» не перевищували 2,0 і не були нижчими від -2,0.

Статистичну оцінку достовірності змін потужності α -піддіапазонів ЕЕГ визначали за усередненими даними порівняно з фоном та іншими тестами за допомогою критерію t Стьюдента (програмне забезпечення Microsoft Excel). Локалізацію й поширеність змін у корі визначали візуально за схематичними топокартами.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Аналіз отриманих результатів показав, що в обстежуваних із високою ІАФ виконання сенсомоторної діяльності в контрольному режимі під час II етапу експерименту супроводжується локальним зниженням потужності $\alpha 1$ -піддіапазону ЕЕГ у лівій тім'яній частці ($P \leq 0,05$), $\alpha 2$ – в лівих скроневій, центральній і тім'яній частках ($P \leq 0,05$) порівняно зі станом спокою. При цьому $\alpha 3$ -активність

блокується у переважній більшості ділянок кори ($P \leq 0,05$, $P \leq 0,001$; рис. 1, 2, 3, 1-2). Виходячи із теоретичних уявлень [2, 5, 8, 12, 18] такі зміни чітко вказують на посилення висхідних активційних процесів, що може бути пов'язане, перш за все, з обробкою сенсорних стимулів, аніж реалізацією й програмуванням автоматизованої моторики. При цьому блокування α -ритму ЕЕГ у паріетальних ділянках, можливо, більше пов'язано з оцінкою просторового розподілу сенсорних впливів і контролем власних рухів [4, 5, 8]. Закономірним є збільшення значущості й поширеності означених змін у корі в межах α -ритму зі зростанням частоти коливань ЕЕГ (від $\alpha 1$ до $\alpha 3$). Саме у високочастотній смузі цього діапазону посилюється вплив із боку неспецифічних активуючих систем ретикулярної формації стовбура головного мозку [10, 14]. Відзначається локальна синхронізація $\alpha 1$ -активності в передніх та правій латеральній лобових ділянках ($P \leq 0,05$; див. рис. 1, 1–2). Це є індикатором збільшення рівня вибіркової уваги чоловіків цієї групи під час виконання завдання й полегшення низхідних потоків імпульсів із фронтальної зони на інші ділянки кори і таламічні структури [13, 16]. Формування фронто-таламічної системи вибіркової уваги сприяє посиленню взаємодії окремих мозкових структур у процесі спеціалізованої діяльності [7, 10], а також дає змогу сфокусувати кіркві про-

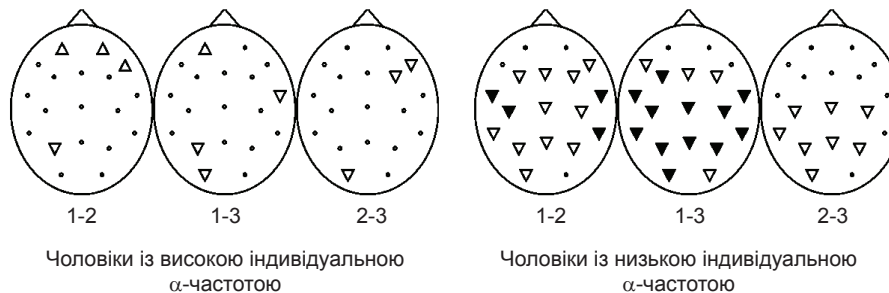


Рис. 1. Зміни потужності коливань електроенцефалограми в $\alpha 1$ -піддіапазоні під час сенсомоторної діяльності різної складності в чоловіків із високим (а) та низьким (б) рівнями індивідуальної α -частоти: 1 – стан функціонального спокою, 2 – сенсомоторна діяльність у контрольному режимі; 3 – сенсомоторна діяльність із застосуванням силового навантаження; $\Delta \nabla$ зростання (зниження) показників у другому тесті, $0,001 < P \leq 0,05$; $\blacktriangledown \blacktriangle$ зростання (зниження) показників у другому тесті, $P \leq 0,001$

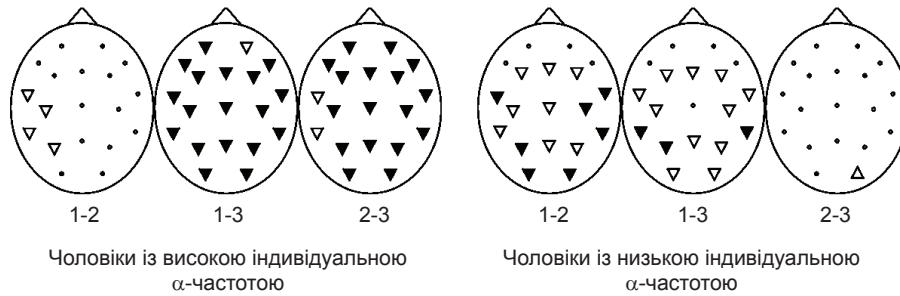


Рис. 2. Зміни потужності коливань електроенцефалограми в $\alpha 2$ -піддіапазоні під час реалізації сенсомоторної діяльності різної складності в чоловіків із високим (а) та низьким (б) рівнями індивідуальної α -частоти. 1 – стан функціонального спокою, 2 – сенсомоторна діяльність у контрольному режимі; 3 – сенсомоторна діяльність із застосуванням силового навантаження;

$\Delta \nabla$ зростання (зниження) показників у другому тесті, $0,001 < P \leq 0,05$;

$\blacktriangle \blacktriangledown$ зростання (зниження) показників у другому тесті, $P \leq 0,001$

цеси на вирішення поточної значимої задачі [7,16]. Більш інтенсивні процеси уваги до релевантної діяльності забезпечують швидшу і простішу реалізацію завдання [10].

У чоловіків із низькою IAF індукована рухова активність викликає генералізоване зменшення потужності коливань EEG в усій α -частотній смузі майже в усіх ділянках кори ($P \leq 0,05$). Особливо таке пригнічення α -активності характерним є для скроневих, центральних і тім'яних часток кори обох півкуль ($P \leq 0,001$; див. рис. 1, 2, 3, 1–2). Характерно, що процеси депресії α -коливань EEG в цій групі обстежуваних були сильнішими і більш широкими, ніж у чоловіків із високою IAF. Загалом це може свідчити

про значну роль неспецифічної висхідної активації кори головного мозку [1, 5, 12] як основного механізму обробки інформації в умовах звичної сенсомоторної діяльності у цій групі обстежуваних.

Застосування силового навантаження під час сенсомоторної діяльності (III етап експерименту) в чоловіків із високою IAF пов'язане із широким та значним зниженням потужності $\alpha 2$ - і $\alpha 3$ -піддіапазонів EEG загалом у корі ($P \leq 0,001$), $\alpha 1$ – у лівій тім'яно-потиличній зоні та правому передньому скроневому відведенні ($P \leq 0,05$) порівняно зі станом спокою (див. рис. 1, 2, 3, 1–3). Потужність $\alpha 1$ -активності зростає в лівій передній лобовій ділянці ($P \leq 0,05$; див. рис.

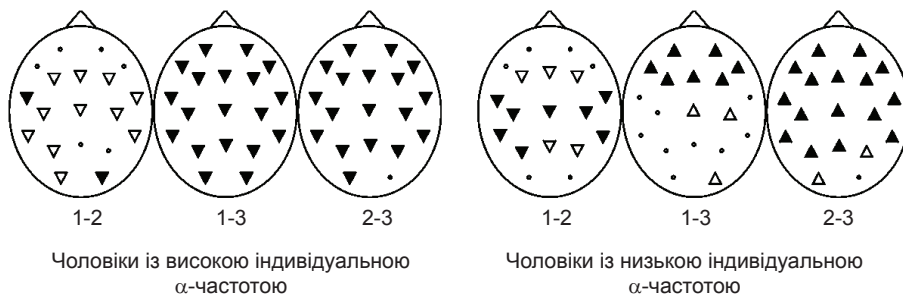


Рис. 3. Зміни потужності коливань електроенцефалограми в $\alpha 3$ -піддіапазоні під час реалізації сенсомоторної діяльності різної складності в чоловіків із високим (а) та низьким (б) рівнями індивідуальної α -частоти: 1 – стан функціонального спокою, 2 – сенсомоторна діяльність у контрольному режимі; 3 – сенсомоторна діяльність із застосуванням силового навантаження;

$\Delta \nabla$ зростання (зниження) показників у другому тесті, $0,001 < P \leq 0,05$;

$\blacktriangle \blacktriangledown$ зростання (зниження) показників у другому тесті, $P \leq 0,001$

1, 1–3). Реалізація цього завдання супроводжується нижчою потужністю $\alpha 1$ -піддіапазону в правій лобовій і лівій потиличній частках ($P \leq 0,05$), $\alpha 2$ - та $\alpha 3$ -піддіапазонів – загалом у корі ($P \leq 0,001$), ніж у контролі (див. рис. 1, 2, 3, 2–3). Така динаміка вказує на посилення, передусім, активаційних явищ у корі за умови застосування силового навантаження в чоловіків цієї групи.

У чоловіків із низькою IAF фіксується депресія $\alpha 1$ - і $\alpha 2$ -піддіапазонів ЕЕГ загалом у корі ($P \leq 0,05$, $P \leq 0,001$), переважно лівої півкулі, порівняно зі станом спокою (див. рис. 1, 2, 1–3). Динаміка $\alpha 3$ -активності відзначається вагомим зростанням показників у симетричних лобових ($P \leq 0,001$), правих центральній та потиличній частках ($P \leq 0,05$; див. рис. 3, 1–3). Установлюється нижча потужність $\alpha 1$ -піддіапазону ЕЕГ у центральних і задніх відділах кори з акцентом у лівій півкулі ($P \leq 0,05$), ніж під час діяльності в контрольному режимі (див. рис. 1, 2–3). Натомість виявляється істотне зростання показників у $\alpha 2$ -піддіапазоні у правій потиличній частці ($P \leq 0,05$), $\alpha 3$ -активності – загалом корі ($P \leq 0,001$; див. рис. 2, 3, 2–3). Збільшення потужності $\alpha 3$ -частотної смуги може відображати актуалізацію селективних і мнестичних процесів [10, 14, 16]. На нашу думку, вони забезпечують зіставлення аферентних інформаційних потоків про нові параметри роботи працюючих м'язів із низхідними імпульсами з боку фронтальної кори про стару програму (модель) діяльності, що зберігається у робочій пам'яті і пов'язана із рухами у контрольному режимі. За даними Іоффе [4] в процесі виконання незвичних рухів у моторній корі формується програма, що включає два компоненти: рисунок нової координації та рисунок спеціалізованих низхідних впливів про стару установку, що забезпечують гальмування і заважають реалізації нових координацій. Синхронізація α -коливань, на думку Костандова [7], відіграє важливу координуючу роль у формуванні пластичних властивостей установки, в своє-

часному її гальмуванні, якщо вона перестав відповідати новим стимулам. Таким чином, синхронізація $\alpha 3$ -активності у корі, виявлена в наших дослідженнях, може бути механізмом полегшення гальмування старої програми (моделі) діяльності і зміни її на нову. Слід зазначити за цих умов і розвиток локальної синхронізації $\alpha 2$ -активності у правій потиличній частці, що, очевидно, є показником розвитку додаткових гальмівних впливів із боку кори [8] при збільшенні м'язового зусилля й утрудненні реалізації рухів. Така специфіка кіркових динамічних процесів під час реалізації діяльності очевидно вказує на більшу суб'єктивну складність завдання для чоловіків цієї групи, більшу інертність їх нервових процесів та необхідність залучення додаткових механізмів обробки інформації для його реалізації.

Спостерігалися міжгрупові відмінності потужності $\alpha 1$ -, $\alpha 2$ - та $\alpha 3$ -піддіапазонів ЕЕГ під час сенсомоторної діяльності різної складності в чоловіків. Чоловіки із високою IAF характеризуються нижчою потужністю $\alpha 1$ - й $\alpha 2$ -піддіапазонів ЕЕГ по всьому скальпу ($P \leq 0,001$) у всіх тестових ситуаціях порівняно з особами з низькою IAF (рис. 4). Значущість і поширеність означеної закономірності в $\alpha 1$ -піддіапазоні загалом у корі, особливо в передніх структурах, є меншою ($P \leq 0,05$, $P \leq 0,001$). Чоловіки із низькою IAF відзначаються відносно нижчою потужністю $\alpha 3$ -піддіапазону по всьому скальпу ($P \leq 0,05$) у спокої та під час сенсомоторної діяльності в контрольному режимі (див. рис. 4). Такі відмінності рівня потужності $\alpha 1$ -, $\alpha 2$ - і $\alpha 3$ -піддіапазонів ЕЕГ між групами чоловіків можуть указувати на статус відносно вищого активаційного тону кори, її готовності до активності і контролю інформаційних і мислительних процесів в осіб із високою IAF [1, 6, 9, 11, 16]. Натомість, застосування силового навантаження в обстежуваних із низькою IAF супроводжується порівняним зростанням потужності $\alpha 3$ -активності загалом у корі ($P \leq 0,05$, $P \leq 0,001$), що може свідчити про

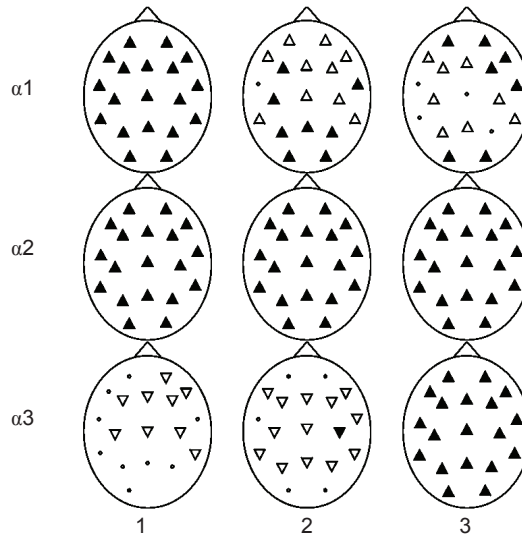


Рис. 4. Міжгрупові відмінності потужності коливань ЕЕГ в $\alpha 1$ -, $\alpha 2$ - та $\alpha 3$ - піддіапазонах у стані спокою та під час сенсомоторної діяльності різної складності в чоловіків;

▲▼ вищі (нижчі) показники в чоловіків із низьким рівнем індивідуальної α -частоти, порівнюючи з особами із високим рівнем індивідуальної α -частоти, $0,001 < P \leq 0,05$;

▲▼ вищі (нижчі) показники в чоловіків із низьким рівнем індивідуальної α -частоти, порівнюючи з особами із високим рівнем індивідуальної α -частоти, $P \leq 0,001$

специфіку їх реагування за цих умов.

Таким чином, результати наших досліджень висвітлюють характерні риси інтеграції висхідних (bottom-up) і низхідних (top-down) потоків нервових імпульсів як основи сенсорного сприйняття та реалізації моторики в групах обстежуваних. Виявлені особливості вихідного активаційного стану кори в чоловіків із різним рівнем IAF, очевидно, є передумовою формування в них відмінних стратегій селекції інформації під час реалізації сенсомоторної діяльності. Чоловіки з високою IAF характеризуються інтеграцією, з одного боку, більш економічних і локальних активаційних процесів у корі, з іншого, – низхідних впливів фронтальної зони в $\alpha 1$ -піддіапазоні під час виконання завдань різної складності. Таке поєднання висхідних і низхідних впливів дає змогу активніше сфокусувати кіркові процеси на вирішенні значимої задачі, полегшує взаємодію часток кори і може створювати умови для більш ефективної реалізації діяльності

чоловіками цієї групи. Перехід до ускладненої сенсомоторної діяльності виявляється в певному посиленні висхідних активаційних впливів, що несуть інформацію про нові умови виконання завдання. Чоловіки з низьким рівнем IAF під час діяльності в контрольному режимі відзначаються вищою інтенсивністю неспецифічних висхідних процесів. За умови ускладнення діяльності фіксується посилення ролі низхідних потоків імпульсів в $\alpha 2$ - і, особливо, $\alpha 3$ -піддіапазонах, що забезпечують реалізацію механізмів полегшення гальмування старої програми (моделі) діяльності і зміни її на нову та відображають утруднення реалізації рухів із силовим навантаженням. Подібна специфіка кіркових динамічних процесів може свідчити про нижчу пластичність нервових процесів у чоловіків цієї групи, необхідність залучення додаткових механізмів обробки інформації та більшу суб'єктивну складність для них поставлених завдань. Ми припускаємо, що це створює підвищені вимоги до ресурсів нервової системи й, у кінце-

вому рахунку, може впливати на результуючу ефективність виконання завдань.

ВИСНОВКИ

1. Виконання сенсомоторної діяльності різної складності в чоловіків із високим рівнем IAF супроводжується локальною активацією окремих зон кори, тоді як у осіб із низьким рівнем IAF така активація набуває генералізованого характеру. Це може свідчити про те, що люди зі зниженим вихідним рівнем IAF витрачають на здійснення однієї й тієї самої рухової навички більше нервової енергії, ніж люди з високим рівнем IAF.

2. Чоловіки з високою IAF характеризуються інтеграцією процесів депресії α -ритму переважно у задніх структурах кори та локальної синхронізації $\alpha 1$ -активності у фронтальній зоні під час сенсомоторної діяльності різної складності. Застосування силового навантаження призводить до посилення явищ блокування α -частотної ритміки.

3. Чоловіки з низькою IAF під час діяльності у контрольному режимі відзначаються високою інтенсивністю блокування всього частотного спектру α -активності загалом у корі. За умови ускладнення діяльності фіксується порівняна синхронізація в $\alpha 2$ - та, особливо, $\alpha 3$ -піддіапазонах.

Дослідження виконане за підтримки державного фінансування (реєстраційний номер 0111U002143).

А.Г. Моренко, О.С. Павлович, И.Я. Коцан

КОРКОВЫЕ АКТИВАЦИОННЫЕ ПРОЦЕССЫ У МУЖЧИН С ВЫСОКОЙ И НИЗКОЙ ИСХОДНОЙ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ЧАСТОТОЙ А-РИТМА ВО ВРЕМЯ СЕНСОМОТОРНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ РАЗНОЙ СЛОЖНОСТИ

В исследовании приняли участие 104 здоровых и праворуких мужчин в возрасте от 19 до 21 года, которые по значению медианы распределения усредненной во всех долях коры индивидуальной частоты α -активности (IAF) были разделены на две группы – с высоким ($n = 53$, $IA \geq 10,04$ Гц) и низким ($n = 51$, $IAF \leq 10,03$ Гц) уровнями IAF.

У мужчин с высоким уровнем IAF наблюдаются более экономичные и локальные активационные процессы в коре и нисходящие влияния фронтальной зоны, что, вероятно, является механизмом облегчения взаимодействия долей коры. Мужчины с низким уровнем IAF отличаются более высокой интенсивностью применения неспецифических активационных стратегий. Это свидетельствует о большой субъективной сложности для них поставленных заданий и привлечение дополнительных механизмов для обработки информации.

Ключевые слова: индивидуальная частота α -ритма, сенсомоторная деятельность, мощность колебаний электроэнцефалограммы.

A.G. Morenko, O.S. Pavlovich, I.Ya. Kotsan

FEATURES OF CORTICAL ACTIVATION PROCESSES IN MEN DURING AUDITORIMOTOR ACTIVITY OF DIFFERENT COMPLEXITY

104 health right-handers men at the age 17–21 y.o. were tested in the study. Based on the average value of the median distribution in all parts of the cortex of individual α frequency activity (IAF), men were divided into two groups: with high ($n = 53$, $IAF \geq 10,04$ Hz) and low ($n = 51$, $IAF < 10,04$ Hz) levels of IAF. In men with high levels of IAF, we observed more economical and local processes ascending nonspecific activation in the cortex and descending influences of the frontal zone, which is probably a mechanism to facilitate interaction between parts of the cortex. Men with the low levels of IAF have a higher intensity of use of non-specific activation strategies indicating greater subjective difficulties of targets and the involvement of additional mechanisms for information processing.

Key words: individual α -rhythm frequency, sensorimotor activity, power of the electroencephalogram fluctuations.

Lesia Ukrainka Eastern European National University

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Базанова О.М. Современная интерпретация альфа-активности электроэнцефалограммы // Успехи физиол. наук. – 2009. – 40, № 3. – С. 32–53.
2. Бондарь А.Т. Исследование тонкой структуры спектра альфа-диапазона ЭЭГ при сенсомоторном поведении // Физиол. человека. – 1988. – 14, № 2. – С. 179–185.
3. Брагина Н.Н., Доброхотова Т.А. Функциональные асимметрии человека. – М.: Медицина, 1981. – 288 с.
4. Иоффе М.Е. Мозговые механизмы формирования новых движений при обучении: эволюция классических представлений // Журн. высш. нервн. деятельности. – 2003. – 53, № 1. – С. 5–21.
5. Лурия А.Р. Высшие корковые функции человека и их нарушения при локальных поражениях мозга. 3-е

- изд. – М.: Академ. проект, 2000. – 512 с.
6. Каплан А.Я., Борисов С.И. Динамика сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ человека в покое и при когнитивных нагрузках // Журн.высш.нервн. деятельности. – 2003. – **53**, № 1. – С. 22–32.
 7. Костандов Э.А. Влияние контекста на пластичность когнитивной деятельности // Физиология человека. – 2010. – **36**, № 5. – С. 19–28.
 8. Пономарев В.А., Кропотова О.В., Поляков Ю.И. Десинхронизация и синхронизация ЭЭГ подростков, вызванные стимулами, запускающими и запрещающими сенсомоторную реакцию. Сообщение II. Особенности при синдроме дефицита внимания и гиперактивности // Там же. – 2000. – **26**, № 3. – С. 261–268.
 9. Умрюхин Е.А., Коробейникова И.И., Каратыгин Н.А. Успешность выполнения тестовых заданий студентами с различными спектральными характеристиками α -ритма фоновой электроэнцефалограммы // Там же. – 2009. – **35**, №5. – С. 33–39.
 10. Фингелькурц А.А. Пространственно-временная организация сегментной структуры ЭЭГ человека : Автореф. дис. ... канд. биол. наук. – М.: МГУ, 1998. – 66 с.
 11. Angelakis E., Lubar J.F., Stathopoulou S. Peak alpha frequency: an electroencephalographic measure of cognitive preparedness // Clin. Neurophysiol. – 2004. – № 115. – P. 887–897.
 12. Bazar E., Schürmann M. Alfa rhythms in the brain: functional correlates // New Physiol. Sci. – 1996. – 11. – P. 90.
 13. Deco G., Schürmann B. A. Neuro-cognitive visual system for object recognition based on testing of interactive attentional top-down hypotheses // Perceptin. – 2000. – **29**. – P. 1249.
 14. Fumoto M., Sato-Suzuki I., Mohri Y., Hideho A. Appearance of high-frequency alpha band with disappearance of low-frequency alpha band in EEG is produced during voluntary abdominal breathing in an eyes-closed condition // Neurosci. Res. – 2004. – **50**, № 3. – P. 307–317.
 15. Greicius M/D., Krasnow B., Reiss A.L., Moenon V. Functional connectivity in the resting brain: a net-work analysis of the default mode hypothesis // Prec. Natl. Acad. Sci. USA. – 2003. – **100** (1). – P. 253–258;
 16. Klimesch W., Sauseng P., Hanslmayr S. EEG alpha oscillations: The inhibition–timing hypothesis // Brain Res. Rev. – 2007. – **53**. – P. 63–88.
 17. Mantini D., Perrucci M.G., Del Gratta C., Romani G.L., Corbetta M. Electrophysiological signatures of resting state network in the human brain // Prec.Natl. Acad. Sci. USA. – 2007. – **104** (32). – P. 13170–13175.
 18. Morenko A.G., Pavlovych O.S., Kotyk O.A., Vlasjuk S.S. Cortical Arousal Strategies in Left-handers during the Aural Perception and Manual Playback of Mono- and Polyphonic Rhythmical Patterns// J. Life Sci. – **6**. – P. 1408–1413.
 19. Zietsch B.P, Hansen J.L, Hansell N.K. Common and specific genetic influences on EEG power bands delta, theta, alpha, and beta / Biol Psychol. – 2007. – № 75(2). – P. 154–64.

Східноєвроп. нац. ун-т ім. Лесі Українки
E-mail: alevmore@gmail.com

Матеріал надійшов до
редакції 20.02.2012