

# Електроенцефалографічні патерни диференціювання зорових подразників за умов слухової депривації

<sup>1</sup>Л.І. Юхименко, <sup>1</sup>М.Ю. Макарчук, <sup>2</sup>В.С. Лизогуб

<sup>1</sup>Київський національний університет імені Тараса Шевченка; e-mail: liyukhimenko@ukr.net;

<sup>2</sup>Черкаський національний університет імені Богдана Хмельницького

*З'ясовували електроенцефалографічні (ЕЕГ) патерни і нейродинаміку диференціювання зорових стимулів у здорових і у глухих людей. Встановлений зв'язок між кількістю перероблених подразників, мінімальним часом реакції і потужністю ритмів ЕЕГ під час переробки інформації. За ЕЕГ-патернами вдалося виділити особливості диференціювання зорових подразників. Встановлено, що диференціювання зорової інформації у людей з нормальним слухом характеризувалося синхронним збільшенням потужностей  $\alpha$ - і  $\beta$ -хвиль у потиличних і правій скроневій зонах кори мозку. У глухих людей виявлено ригідність динаміки ЕЕГ-патерну, домінування низькохвильового діапазону і десинхронізацію потужностей  $\alpha$ - і  $\beta$ -хвиль у центральній-тім'яних та потиличних відділах мозку. Фоновий патерн ЕЕГ глухих обстежуваних відрізнявся низькою амплітудою на відміну від такого у здорових. Нейродинамічні особливості характеризувались низькими швидкісними нейродинамічними показниками.*

*Ключові слова: електроенцефалографічні патерни; диференціювання зорових подразників; депривація слуху.*

## ВСТУП

Загальновідомо, що нормальне функціонування мозку залежить, перш за все, від сенсорної аферентації, тому випадання периферичних рецепторних ланок будь-якої із сенсорних систем може викликати порушення його роботи, одним із проявів якого може бути загальна атонія кори головного мозку. Вважається, що така атонія є наслідком послаблення за таких умов стовбурової системи активації, доказом чого є суттєве посилення кіркових процесів гальмування [1], які супроводжуються відповідними змінами біоелектричної активності кори головного мозку [2, 3]. Разом з тим з'ясування нейрофізіологічних механізмів діяльності мозку в умовах депривації слуху є однією із складних та невирішених проблем сучасної фізіології та медицини.

Натепер встановлено, що глухота спричинює різноманітні зміни в діяльності мозку і її негативний вплив на організм людини в

цілому загальновідомий [4, 5]. Однак досі не з'ясованими є питання про те, як зміни функціонування мозку за умов відсутності слухової функції впливають на загальний функціональний стан мозку і як компенсуються втрачені функції слухової сенсорної системи при когнітивних навантаженнях за умов використання інших сенсорних систем, зокрема зору [6]. Відповіді на ці запитання мають не лише теоретичне значення, а є вкрай важливими і для практики реабілітації тих людей, хто з різних причин втратив слух.

Мета нашої роботи – за показниками ЕЕГ з'ясувати характер змін нейрофізіологічних механізмів диференціювання зорових подразників у осіб з втраченим слухом порівняно з тими, хто немає порушень слухової функції.

## МЕТОДИКА

Обстежували дві групи людей (по 30 осіб у кожній) віком від 21 до 25 років. До I (кон-

© Л.І. Юхименко, М.Ю. Макарчук, В.С. Лизогуб

трольної) групи ввійшли люди, які не мали ніяких порушень слухової функції (відсутня патологія звукопровідної системи, нервові та ендокринні захворювання, черепно-мозкові травми), а до II – люди з повною глухотою (вроджений та набутий дефекти, що спричинили 100% глухоту). Всі дослідження проводили з дотриманням загальноприйнятих норм біоетики та положень Гельсинської декларації 1975 р. за письмовою згодою обстежуваних після інформування про цілі, тривалість та процедуру дослідження.

ЕЕГ реєстрували з використанням комп'ютерного комплексу «Нейроком» ХАІ Medica (Україна). Обстежувані під час запису ЕЕГ знаходилися в екранованій звуко- та світлоізолюваній камері у положенні сидячи при розслабленій мускулатурі для виключення м'язових артефактів. Для рівномірного фіксування активності лобних, скроневих, потиличних і тім'яних ділянок обох півкуль електроди розміщували біполярно за стандартною схемою «10 – 20». Процедура дослідження біоелектричної активності мозку включала три етапи: фоновий запис ЕЕГ, коли обстежуваний знаходився в камері із заплющеними очима; при відкриванні очей; під час диференціювання зорових подразників.

Аналізували потужність основних частотних діапазонів ЕЕГ:  $\alpha$  (8 – 13 Гц, 30 – 70 мкВ<sup>2</sup>),  $\beta$  (14 – 35 Гц, 5 – 30 мкВ<sup>2</sup>) та  $\theta$  (4 – 7 Гц, 25 – 35 мкВ<sup>2</sup>) ритмів у всіх відведеннях згідно з програмним забезпеченням «Нейрокома» з використанням математичної функції швидкого перетворення Фур'є.

Нейродинамічне дослідження диференціювання зорових подразників проводили з використанням комп'ютерної системи за спеціально розробленою авторською методикою та програмою «Діагност – 1М» [7]. Для вивчення здатності до диференціювання зорової інформації застосовували геометричні фігури (коло, квадрат та трикутник). Два із подразників (коло і квадрат) були позитивними, на пред'явлення яких обстежуваний мусив натискати на відповідні клавіші лівою

або правою рукою і один гальмівний (трикутник), при пред'явленні якого не треба було натискати жодну з клавіш. Тестування тривало впродовж 5 хв у режимі «зворотний зв'язок», який давав змогу обстежуваному підлаштовувати подачу зорових стимулів до оптимального для себе темпу (швидкість подачі стимулів варіювала в межах  $\pm 20$  мс залежно від помилкових реакцій: у разі помилки вона знижувалась, а після правильної відповіді – збільшувалась). Визначали час виходу на мінімальну експозицію, час мінімальної експозиції, кількість помилкових реакцій, загальну кількість перероблених зорових подразників.

Статистичну обробку результатів проводили методами математичної статистики із застосуванням пакетів програм «Microsoft Excel – 2010» та «STATISTICA 6.0 for Windows» («StatSoft Inc.», США). Достовірність змін і відмінностей між порівнювальними величинами оцінювали за критерієм t Стюдента (при нормальному розподілі) та за непараметричним критерієм Вілкоксона-Манна-Уїтні (при ненормальному розподілі даних). Існування зв'язку між показниками за умов відповідності або невідповідності їх розподілів вимогам нормальності оцінювали розрахунками, відповідно, коефіцієнтів кореляції Пірсона (r) або Спірмена (r<sub>s</sub>). Відмінності між групами і існування кореляційної залежності вважали достовірними при  $P \leq 0,05$ .

## РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Аналіз отриманих результатів показав, що в обох групах обстежуваних потужність хвиль основних діапазонів ЕЕГ в стані спокою із заплющеними очима перебувала в межах норми. При відкриванні очей знижувалась потужність  $\alpha$ -хвиль (відповідно з 11,2 до 6,7 мкВ<sup>2</sup> у осіб з нормальним слухом і з 12,1 до 5,7 мкВ<sup>2</sup> у глухих) та підвищувалась потужність хвиль  $\beta$ -діапазона. Однак при цьому в обстежуваних з нормальним слухом такі зміни ЕЕГ-активності спостерігалися

в потиличних відділах та правій скроневій ділянці кори мозку, тоді як у глухих подібні зміни ЕЕГ спостерігалися в тім'яно-потиличних та у лобно-центральных відділах. Цілком імовірно, що виявлена реципрокна зміна потужностей  $\alpha$ - та  $\beta$ - хвиль у обстежуваних обох груп при відкриванні очей була зумовлена посиленням сенсорного входу та зростанням енергетичного запиту для його обробки [2]. Зменшення потужності  $\alpha$ -хвиль, яке традиційно пов'язують зі станом мобілізаційної готовності, спрямованої на детекцію подразника та його аналіз [8-12], чітко виявлялися, але топографія таких змін у обстежуваних різних груп була відмінною. Крім електричної активності мозку вони мали суттєві відмінності основних нейродинамічних показників впродовж зорового диференціювання (таблиця).

Кореляційний аналіз отриманих результатів встановив у обстежуваних обох груп наявність вірогідного зв'язку між кількістю перероблених подразників та часом мінімальної експозиції подразника ( $r_s = 0,35 - 0,4$ ;  $P \leq 0,01$ ). Іншими словами, чим меншого часу мінімальної експозиції сягав той або інший обстежуваний, тим більшу кількість подразників він здатний переробити. Нами також виявлено, що кількість перероблених зорових подразників під час диференціювання у обстежуваних з нормальним слухом була достовірно більшою порівняно з глухими ( $P \leq 0,05$ ), а час виходу на мінімальну експозицію зорового сигналу, як і час мінімальної експозиції у глухих обстежуваних, були вірогідно більшими ( $P \leq 0,05 - 0,01$ ). Такі результати однозначно можуть свідчити про послаблен-

ня нейродинамічних функцій за умов глухоти [13] та цілком узгоджуються з даними наших попередніх досліджень [14].

Щодо якості виконання запропонованого завдання, то слід відмітити, що вона була значно вищою у обстежуваних з нормальним слухом, оскільки під час диференціювання вони допускали достовірно меншу кількість помилкових реакцій, ніж особи з глухотою ( $P \leq 0,05$ ). Однак найважливішими є наші результати щодо змін ЕЕГ у обстежуваних обох груп під час виконання ними диференціювання зорових подразників, оскільки вони можуть вказували на відмінні стратегії обробки інформації у людей з нормальним слухом та глухотою.

У групі обстежуваних з нормальним слухом в процесі диференціювання виявлено синхронізований приріст потужностей  $\alpha$ - та  $\beta$ -хвиль у потиличних та правій скроневій ділянках кори мозку, що цілком може вказувати на посилення активаційних впливів на відповідні кіркові зони мозку з боку ретикулярної формації стовбура, що, в свою чергу, суттєво полегшує переробку інформації [2]. Одночасне збільшення потужності  $\alpha$ -хвиль, ймовірно, врівноважувало функціональний стан мозку. Крім того, зростання цього показника в правій скроневій ділянці кори мозку може вказувати на загальне посилення участі вищих відділів центральної нервової системи у детекції та аналізі подразників. Адже відомо, що у скроневих зонах кори мозку відбувається інтеграція висхідних і низхідних впливів та формується кінцевий етап розпізнавання сигналів [15-17]. Загалом, виявлена нами синхронізація ритмів ЕЕГ у осіб з нор-

**Характеристики нейродинаміки під час 5-хвилинного диференціювання зорової інформації у обстежуваних з нормальним слухом та глухих**

Групи обстежуваних	Кількість перероблених подразників	Час виходу на мінімальну експозицію сигналу, мс	Час мінімальної експозиції, мс	Кількість помилкових реакцій, %
З нормальним слухом	742,11±38,2	120,01±6,8	30,03±5,1	45,83±4,6
Глухі	630,01±61,3*	268,02±4,4**	48,03±3,7*	66,01±4,1*

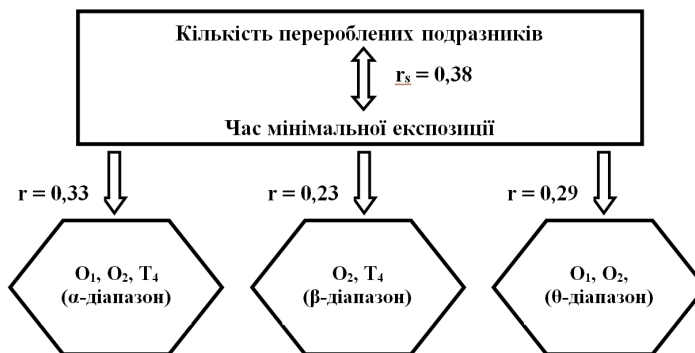
\* $P \leq 0,05$ ; \*\* $P \leq 0,001$  порівняно з обстежуваними з нормальним слухом.

мальним слухом під час переробки інформації може свідчити про те, що за таких умов вмикається системоутворюючий механізм [18] організації цілісної нейрокогнітивної системи, коли взаємодія локальних мозкових структур і широких нейронних сіток [19-23] забезпечує оптимальне вирішення складних когнітивних завдань.

У обстежуваних з глухотою за умов диференціювання в ЕЕГ спостерігалось менш суттєве зростання потужності  $\alpha$ - хвиль при більш відчутному посиленні потужності хвиль  $\theta$ - діапазону. До того ж, такі зміни реєструвалися в тім'яних, потиличних і центральних відділах мозку. Виявлене нами посилення повільно-хвильових складових ЕЕГ може свідчити на користь того, що в умовах напруженої роботи при переробці інформації сенсорно депривований мозок зазнає суттєвої функціональної реорганізації, залучаючи інші зони кори, на фоні активізації процесів пам'яті та емоцій. Важливим є і те, що переробка інформації обстежуваними з глухотою характеризувалася десинхронізацією та істотним зменшенням потужності  $\beta$ - хвиль в тім'яно-потилічних відділах кори мозку ( $P \leq 0,05$ ). Така дезорганізація та інактивізація мозкових механізмів під час диференціації подразників може говорити про певну недостатність кіркових взаємодій внаслідок існування деструкційних осередків та дифузних змін у багатьох структурах

мозку глухих. З іншого боку, превалювання  $\theta$ - діапазона та зниження потужності  $\beta$ - ритму є незаперечним доказом різкого послаблення у глухих активуючих впливів мезенцефальної ретикулярної формації на кору [18, 20]. Таким чином, констатуємо, що глухота здатна суттєво змінювати нейродинамічні функції, функціональний стан підкіркових структур та їх взаємозв'язки. Кореляційний аналіз виявив зв'язок між кількістю перероблених подразників, часом мінімальної експозиції та потужністю ритмів ЕЕГ під час переробки інформації в зацікавлених зонах кори мозку в обстежуваних з нормальним станом слухової функції та глухих (див. рисунок).

Встановлені кореляції дають змогу стверджувати, що домінування повільно-хвильового діапазона електроенцефалографічних характеристик під час виконання 5-хвилинного навантаження з переробки інформації у глухих обстежуваних свідчить про недостатність активаційних можливостей «глухого» мозку. Отже, дефіцит мозкових механізмів, який зумовлював невисокий рівень нейродинамічних можливостей, недостатня кількість міжструктурних зв'язків, складнощі їх утворення та існування кіркових аномалій обмежують реорганізаційну лабільність, ускладнюють диференціювання зорової інформації, що проявлялось низькою якістю її переробки. Врахування результатів досліджень відкриває нові перспективи для з'ясування фізіо-



Кореляції між кількістю перероблених зорових подразників, часом мінімальної експозиції та потужністю хвиль електроенцефалографічного патерну під час переробки інформації у обстежуваних з нормальним слухом (у  $\alpha$ - і  $\beta$ - діапазонах) та глухих (у  $\theta$ - діапазоні); наведені тільки вірогідні зв'язки ( $P \leq 0,05-0,001$ )

логічних механізмів і моніторингу слухової депривації різного генезу за ЕЕГ-патернами та нейродинамічними характеристиками, що сприятиме пошуку шляхів вдосконалення профілактики розвитку глухоти.

Таким чином, встановлено зв'язок між кількістю перероблених подразників, часом мінімальної експозиції та потужністю ритмів ЕЕГ під час переробки інформації. Вивчення ЕЕГ-патернів нормальнослухових та глухих обстежуваних дало змогу виявити особливості мозкових процесів диференціювання зорових подразників у глухих.

Переробка зорової інформації у нормальнослухових обстежуваних характеризувалася синхронізованим приростом потужності  $\alpha$ - і  $\beta$ - хвиль у потиличних та правій висковій ділянках кори мозку. У глухих осіб виявлено ригідні зміни ЕЕГ-патерна, превалювання низько-хвильового діапазону та десинхронізацію потужності  $\alpha$ - і  $\beta$ - хвиль у в'язках, потиличних і центральних відділах кори мозку. Встановлено, що ЕЕГ глухих обстежуваних має фоновий низько-амплітудний патерн. Нейродинамічні особливості глухих обстежуваних відрізнялися низькими швидкісними нейродинамічними характеристиками.

*The authors of this study confirm that the research and publication of the results were not associated with any conflicts regarding commercial or financial relations, relations with organizations and/or individuals who may have been related to the study, and interrelations of co-authors of the article.*

Л.І. Юхименко, Н.Е. Макачук,  
В.С. Лизогуб

### ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИЕ ПАТТЕРНЫ ДИФФЕРЕНЦИРОВАНИЯ ЗРИТЕЛЬНЫХ РАЗДРАЖИТЕЛЕЙ В УСЛОВИЯХ СЛУХОВОЙ ДЕПРИВАЦИИ

Исследовали электроэнцефалографические (ЭЭГ) паттерны и нейродинамику дифференцирования зрительных стимулов у здоровых и глухих людей. Установлена связь между количеством переработанных стимулов и временем минимальной экспозиции сигнала ( $r_s = 0,38$ ). Также во время диф-

ференцирования информации выявлена корреляция между нейродинамикой и мощностью ритмов ЭЭГ ( $r = 0,23 - 0,33$ ). Переработка зрительной информации у людей с нормальным слухом характеризовалась синхронным увеличением мощностей  $\alpha$ - и  $\beta$ - волн в затылочных и правой височной зонах коры мозга. У глухих людей выявлено ригидность динамики ЭЭГ-паттерна, доминирование низко-волнового диапазона и десинхронизацию мощностей  $\alpha$ - и  $\beta$ - волн в теменных, затылочных и центральных отделах коры мозга. Ключевые слова: электроэнцефалографические паттерны; дифференцирование зрительных раздражителей; депривация слуха.

<sup>1</sup>L.I. Yukhymenko, <sup>1</sup>M.Y. Makarchuk,  
<sup>2</sup>V.S. Lyzogub

### ELECTROENCEPHALOGRAPHIC PATTERNS OF DIFFERENTIATING VISUAL STIMULI UNDER AUDITORY DEPRIVATION

We investigated the EEG patterns and neurodynamics of differentiating visual stimuli in healthy individuals and in persons with auditory deprivation. We found correlation between the indicators of the number of the processed stimuli, the minimum time of response ( $r_s = 0,38$ ) and the power of EEG rhythms while processing information ( $r = 0,23 - 0,33$ ). The differentiation of visual information in the persons with normal hearing was found to be characterized by synchronic increase of  $\alpha$ - and  $\beta$ - wave power at the rear and right temporal cortex areas. The rigidity of EEG-pattern dynamics, the prevalence of low wave range and the desynchronization of  $\alpha$ - and  $\beta$ - wave power in the interested parts of the brain were found in the individuals with auditory deprivation. The background EEG-patterns in the investigated individuals with auditory deprivation had lower amplitude compared with that detected in healthy people. Neurodynamic features of the investigated individuals with auditory deprivation were characterized with low speed neurodynamic indicators.

Key words: electroencephalogram patterns; differentiating visual stimuli; auditory deprivation.

<sup>1</sup>Kyiv Taras Shevchenko National University;  
<sup>2</sup>Cherkasy V. Khmelnytsky National University  
e-mail: liyukhimenko@ukr.net

### REFERENCES

1. Lebedinskaya K S, Lebedinskiy V V. Violations of mental development in childhood and adolescence. Moscow: Academic Project. Triksa. 2013; 304 p. [Russian].
2. Gnezditskiy V V. Inverse Problem of EEG and Clinical EEG. M.: MED-press-inform. 2004; 624 p. [Russian].
3. Zenkov L R. Clinical electroencephalography with elements of epileptology. Leadership. M.: MED-press-inform. 2017; 360 p. [Russian].
4. Shydlovska T A, Shydlovska T V, Kozak M S, Ovsyanyk

- K V, Serbin G S, Gvozdeczkyj V A. Qualitative and quantitative indicators of rheoencephalography in workers of the coal industry with sensor-neural deafness. *Environment & Health*. 2015; (4): 51-55. [Ukrainian].
5. Li W, Li J, Xian J. Iterations of grey matter asymmetries in adolescents with prelingual deafness: a combined VBM and cortical thickness analysis. *Restor Neurol Neurosci*. 2013; 31(1):1-17. doi: 10.3233/RNN-2012-120269.
  6. Danko S G, Boytsova J A, Solovjeva M L, Chernigovskaya T V, Medvedev S V. Event-Related Brain Potentials when Conjugating Russian Verbs: Modula Language Procedures. *Hum Physiol*. 2014; 40 (3): 237–243.
  7. Makarenko M V. Fundamentals of professional selection of military specialists and methods of studying individual physiological differences between people. Kyiv.: O.O. Bogomolets Physiology Institute of Ukraine NAS, Research Center of Humanitarian Problems of the Armed Forces of Ukraine. 2006; 395 p. [Ukrainian].
  8. Rohenkohl G, Nobre A C. Alpha Oscillations Related to Anticipatory Attention Follow Temporal Expectations. *J Neurosci*. 2011; 31(40): 14076.
  9. Romei V, Gross J, Thut G. On the Role of Prestimulus Alpha Rhythms over Occipito-Parietal Areas in Visual Input Regulation: Correlation or Causation? *J Neurosci*. 2010; 30(25): 8692.
  10. Snyder A C, Foxe J J. Anticipatory attentional suppression of visual features indexed by oscillatory alpha-band power increases: a highdensity electrical mapping study. *J Neurosci*. 2010; (30): 4024.
  11. van Dijk H, Schoffelen J M, Oostenveld R, Jensen O. Prestimulus oscillatory activity in the alpha band predicts visual discrimination ability. *J Neurosci*. 2008; (28): 1816.
  12. Varela F, Lachaux J P, Rodriguez E, Martinerie J. The brainweb: Phase synchronization and large-scale integration. *Nat Rev Neurosci*. 2001; (2): 229.
  13. Butler B E, Lomber S G. Functional and structural changes throughout the auditory system following congenital and early-onset deafness: implications for hearing restoration. *Fronti Systems Neurosci*. 2013; 7(92): 1-17. PMID: 24324409.
  14. Yukhymenko L. Investigation of psychomotor and neurophysiological peculiarities of the brain activity of the deaf persons. *Scientific J «ScienceRise». Biosciences*. 2016; 12/1(29): 11-13. doi: 10.15587/2313-8416.2016.84095. [Ukrainian].
  15. Farber D A, Machinskaya R I, Kurganskiy A V, Petrenko N E. Functional organization of the brain during the preparation for the identification of fragmentary images. *J higher nervous activity by I P Pavlov*. 2014; 64 (2): 190-200. [Russian].
  16. Doniger G M, Foxe J J, Schroeder Ch E, Murray M M, Higgins B A, Javitt D C. Visual Perceptual Learning in Human Object Recognition Areas: A Repetition Priming Study Using High-Density Electrical Mapping. *NeuroImage*. 2001; (13): 305.
  17. Sehatpour P, Molholm S, Javitt D C, Foxe J J. Spatiotemporal dynamics of human object recognition processing: An integrated high-density electrical mapping and functional imaging study of “closure” processes. *NeuroImage*. 2006; (29): 605.
  18. Bressler S L, Tognoli E. Operational principles of neurocognitive networks. *J. Psychophysiol*. 2006; 60(2): 139-148.
  19. Darvas F, Miller K J, Rao R P N, Ojemann J G. Nonlinear Phase-Phase Cross-Frequency Coupling Mediates Communication between Distant Sites in Hum Neocortex. *J Neurosci*. 2009; 29(2): 426.
  20. Patten T M, Rennie C J, Robinson P A, Gong P. Human cortical traveling waves: dynamical properties and correlations with responses. *PLoS One*. 2012; 7(6): e38392.
  21. Senkowski D, Schneider T R, Foxe J J, Engel A K. Crossmodal binding through neural coherence: implications for multisensory processing. *Trends in Neurosci*. 2008; 31(8): 401.
  22. Tabareau N, Slotine J J, Pham Q C. How Synchronization Protects from Noise. *PLoS Comput Biol*. 2010; 6(1): e1000637.
  23. Yamagishi N, Callan D E, Anderson S J, Kawato M. Attentional changes in pre-stimulus oscillatory activity within early visual cortex are predictive of human visual performance. *Brain Res*. 2008; 1197(4): 115.

*Матеріал надійшов до редакції 12.10.2016*