

УДК [612.825.5+612.014.423.4]:51-76

ВИЯВЛЕННЯ ДЖЕРЕЛ ВИКЛИКАНОЇ АКТИВНОСТІ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ АЛГОРИТМУ АНАЛІЗУ НЕЗАЛЕЖНИХ КОМПОНЕНТІВ**Чернінський А. О., Собіщанський С. О., Крижановський С. А., Зима І. Г.,
Піскорська Н. Г., Макарчук М. Ю.***Київський національний університет імені Тараса Шевченка, біологічний факультет,
01601 Київ, вул. Володимирська, 64,
<http://psylab.kiev.ua>, e-mail: psylab@psylab.kiev.ua*

Надійшла до редакції 09.01.2010

Застосувавши метод аналізу незалежних компонентів (ІСА) до ЕЕГ людини під час пред'явлення зорових стимулів, виявили один компонент, що пояснює формування більшої частини сигналу зорових викликаних потенціалів. Локалізація джерела вказаного компонента у тривимірному просторі дала змогу ідентифікувати його як поля 18, 19, 30 за Бродманом. Запропонований метод аналізу викликанної активності є перспективним для дослідження механізмів сенсорного та когнітивного аналізу зорової інформації.

Ключові слова: електроенцефалограма, головний мозок, зорові викликані потенціали, ІСА, аналіз незалежних компонентів, обернена задача.

ВСТУП

Людина щомиті здійснює аналіз різноманітної сенсорної інформації, виділяючи із загального потоку певні значущі образи та пристосовуючи свою поведінку до оточення. Одним з сучасних напрямків дослідження мозкової обробки інформації є аналіз викликаних потенціалів (ВП), які є електричними відповідями головного мозку на певні сенсорні стимули. Для виділення сигналів ВП застосовують багатократне пред'явлення стимулів із подальшим когерентним усередненням фрагментів ЕЕГ, синхронних із моментом початку їх дії. Особливу цікавість для нейрофізіологів становить питання про нейрональний субстрат, пов'язаний з генерацією цієї активності. Традиційно вважається, що чим ближче до певного електрода локалізоване джерело сигналу, тим більшою є його амплітуда. Проте, в силу особливостей поширення електричних сигналів через головний мозок та оточуючі його тканини, регіональна різниця у їх формі та амплітуді на поверхні скальпу суттєво нівелюється [2, 14] і дозволяє робити лише приблизні оцінки. Протягом останнього десятиріччя було розроблено та застосовано до ЕЕГ численну кількість алгоритмів просторової локалізації джерел електричної активності, таких як BESA, LORETA та ін. [1, 14]. При застосуванні їх до ВП припускається, що певні коливання є наслідком активації (збудження/гальмування) локальної нейрональної групи, яка моделюється електричним диполем. Найбільш складним і критичним етапом аналізу при цьому є декомпозиція (розкладання) сигналу ВП на окремі

компоненти. Для розв'язання цієї задачі застосовують алгоритми, що носять загальну назву "сліпе розділення джерел" (blind source separation, BSS) [13]. Одним з перспективних алгоритмів BSS є аналіз незалежних компонентів (Independent Component Analysis, ICA) [13], який набуває все більшого поширення у електроенцефалографії [15, 8], зокрема, для режекції артефактної активності [9]. Порівняння цього методу з іншими варіантами BSS виявило, що він має певні переваги при аналізі просторового аспекта структури ВП [7]. В той же час, розкладання сигналів ВП на незалежні компоненти (НК) за допомогою ІСА, як і інші алгоритми BSS, має недолік, пов'язаний із невизначеністю кількості джерел, які беруть участь у їх генерації. Як правило, ІСА екстрагує стільки НК, скільки є вихідних сигналів (тобто, відведень ЕЕГ). Якщо ця кількість буде меншою за число реальних внутрішньомозкових джерел, сигнали деяких НК будуть містити сигнали кількох джерел. У протилежному випадку, активність деяких джерел буде штучно розділена між кількома НК. Зарадити цій проблемі, на нашу думку, може застосування ІСА до етапу аналізу когерентно накопичених сигналів ВП, тобто, до нативного сигналу ЕЕГ. Для перевірки цієї гіпотези нами було проведено дослідження, метою якого було виявити НК, пов'язані із генерацією зорових ВП.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

У дослідженнях як обстежувані взяли участь 21 доброволець віком 18–19 років – студенти університету (10 чоловіків, 11 жінок). Усі учасники

надали письмову згоду на участь у дослідженні. Під час експерименту обстежувані знаходилися у звукоізолюваній кімнаті із слабким рівнем освітлення. Для стимуляції використовували зображення простих побутових предметів (зображення із семантичним змістом) та ті ж зображення, модифіковані таким чином, що яскравість та кольорова гамма залишалися незмінними, проте інформація про зміст втрачалася (мозаїка із усередненням кольору точок сегментів). Були використані об'єкти № 7002, 7004, 7006, 7009, 7010, 7034, 7042, 7043, 7055, 7056, 7059, 7080, 7090, 7150, 7211 з International Affective Picture System [12]. Подразники обох типів пред'являлися у довільному порядку через монітор LG Flatron L1717s (роздільна здатність 1280x1024), який знаходився на відстані 1м від обстежуваного. Кутівий розмір зображень по горизонталі становив 9.6° , по вертикалі 7.7° . Кількість подразників становила від 150 до 160, співвідношення кількості двох типів стимулів становило 1:1. Час експозиції стимулу – 1000 мс. Міжстимульний інтервал мав випадкову тривалість у межах $2\text{ с} \pm 30\%$. Після комутації електродів учасникам повідомлялася інструкція щодо їх поведінки у експерименті. Відповідно до неї, вони повинні були стежити за зображеннями на моніторі персонального комп'ютера, підраховуючи їх подумки. Завдання будь-яким чином класифікувати стимули не ставилося.

Запис та аналіз ЕЕГ проводили за допомогою електроенцефалографічного комплексу «Нейроком» («ХАІ-медика», Харків, Україна). У відповідності до міжнародної системи 10/20% накладалися 19 електродів (Fp1, Fp2, F3, F4, Fz, C3, C4, Cz, P3, P4, Pz, T3, T4, F7, F8, T7, T8, O1, O2) у якості референтного використовувався об'єднаний вушний електрод. Міжелектродний опір становив менше 5 кОм. Частота дискретизації сигналу становила 500 Гц.

На основі візуального аналізу з записаного сигналу ЕЕГ виключалися епохи стимуляції, які співпадали у часі із артефактною активністю.

За допомогою методу аналізу незалежних компонентів (extended ICA [13]), реалізованому у програмі "Нейроком", сигнал ЕЕГ розкладався на НК, які в теорії [13] генеруються різними, фіксованими у просторі джерелами. На виході алгоритму ICA були сигнали НК (у часовій області реєстрації вихідної ЕЕГ) та матриця з коефіцієнтами входження кожного НК до кожного відведення. Множення сигналів НК на вказану матрицю дає нам набір сигналів вихідної, нативної ЕЕГ. Така операція називається композицією, на відміну від розкладання ЕЕГ на НК – декомпозиції. Відповідно до числа вихідних сигналів (тобто, кількості відведень) отримували 20 НК. Вони були класифіковані на три групи. До першої з них відносили НК, які містили артефактну активність –

здебільшого, пов'язану із електроокулограмою внаслідок рухів очних яблук при розгляданні стимулів. За допомогою кореляційного аналізу між електричними відповідями на парні і непарні стимули по сигналу кожного НК отримували умовний коефіцієнт накопичення ВП [3]. Низьке значення цього показника означає, що сигнал НК не містить синхронних із подачею стимула (phase-locked) компонентів активності, тобто генерується джерелом, не пов'язаним із генерацією ВП. Такі НК відносили до другої групи і також виключали з аналізу. Виключення певного НК з аналізу здійснювалося шляхом зміни його вагових коефіцієнтів у матриці на 0. Композиція, отримана при цьому, містить сигнали усіх НК, окрім виключеного. Таким чином, композиція на основі НК третьої групи – із високими значеннями коефіцієнта накопичення – дає нам сигнал, що є частиною вихідної активності, обумовленою функціонуванням тільки незалежних джерел, пов'язаних із формування викликаної активності. У різних обстежуваних було виділено від 9 до 20 таких НК.

Накопичення сигналів ВП проводили як по сигналах окремих НК, так і по результатах композицій ЕЕГ. Епоха когерентного усереднення сигналу становила 150 мс до подачі стимулу та 1000 мс після неї. ВП у відповідь на стимули із семантичним змістом та без нього отримували незалежно. З усіх виділених НК обиралися такі, ВП по сигналу яких мали найбільшу амплітуду і за формою були подібними до ВП, отриманих по нативній ЕЕГ. Для того, щоб визначити, яка частина сигналу ВП обумовлена функціонуванням джерела певного НК, здійснювали однокомпонентну композицію ЕЕГ, по якій і накопичували ВП. Для групового аналізу даних застосовували метод загального усереднення (grand average), який полягав в усередненні індивідуальних кривих ВП [17]. Амплітуди коливань ВП оцінювали від піка до піка. Латентність піків оцінювали за часом досягнення максимальної амплітуди. Коливання позначалися цифрами по порядку розвитку у часі.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Аналіз ВП, накопичених по ЕЕГ без артефактних та шумових компонентів (повній композиції), виявив, що відповіді головного мозку на обидва типи стимулів були однакови за формою і склалися з трьох виразних коливань (рис. 1). Найбільшими за амплітудою були сигнали у потиличних відведеннях. Як описано у нашій попередній роботі [5], амплітуда відповідей на зображення із семантичним змістом була більшою, ніж така на модифіковані зображення. Такі результати узгоджуються і з даними, отриманими іншими дослідниками [18, 4].

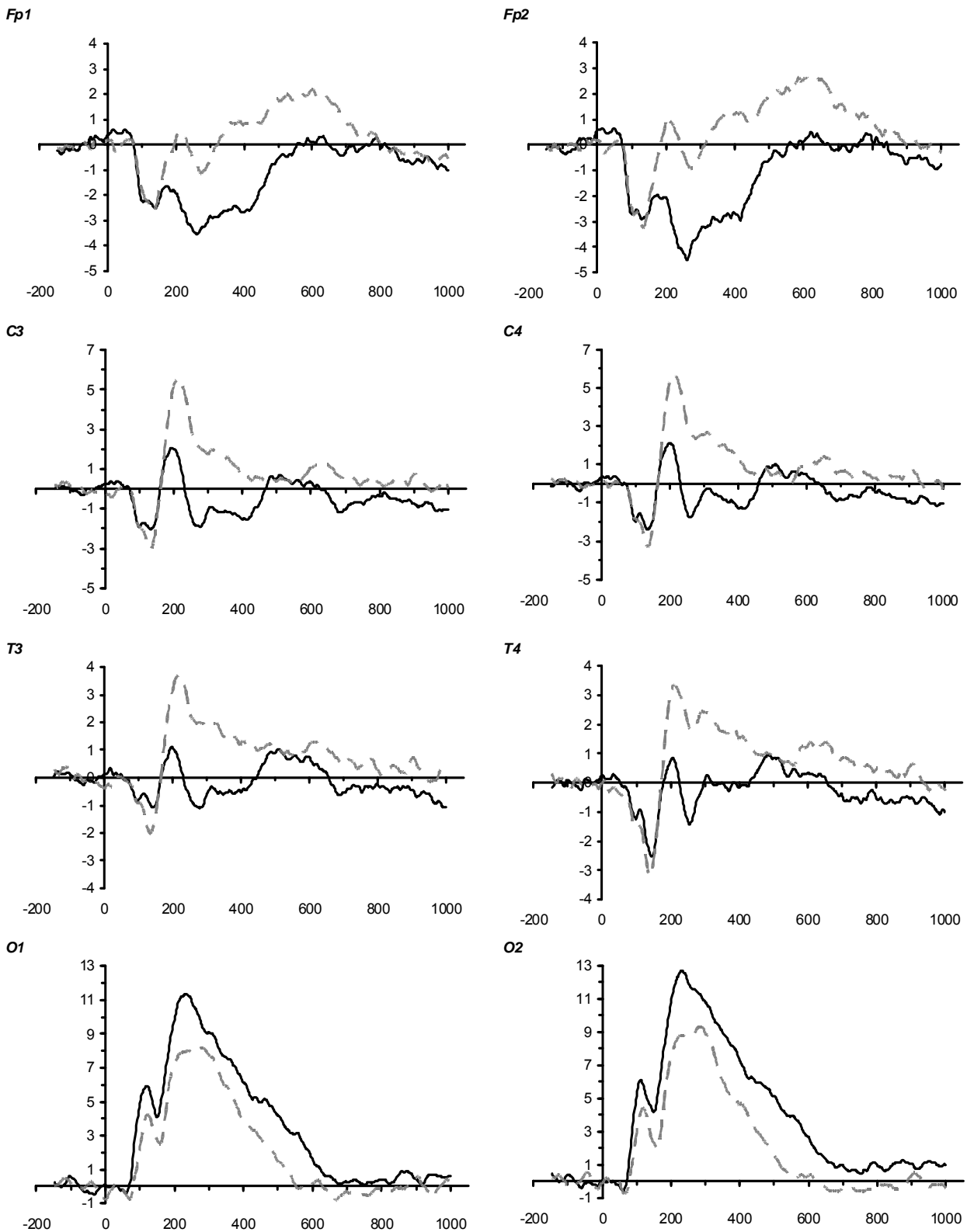


Рис. 1. Викликані потенціали (групове усереднення, $n = 21$) в різних відведеннях у відповідь на стимули із семантичним змістом (неперервна чорна лінія) та модифіковані, беззмістовні стимули (сіра, пунктирна лінія). Вісь абсцис – час, мс. Вісь ординат – амплітуда ВП, мкВ. Нульовий момент часу відповідає початку експозиції зображення. Відхилення кривих вгору відповідає електропозитивності.

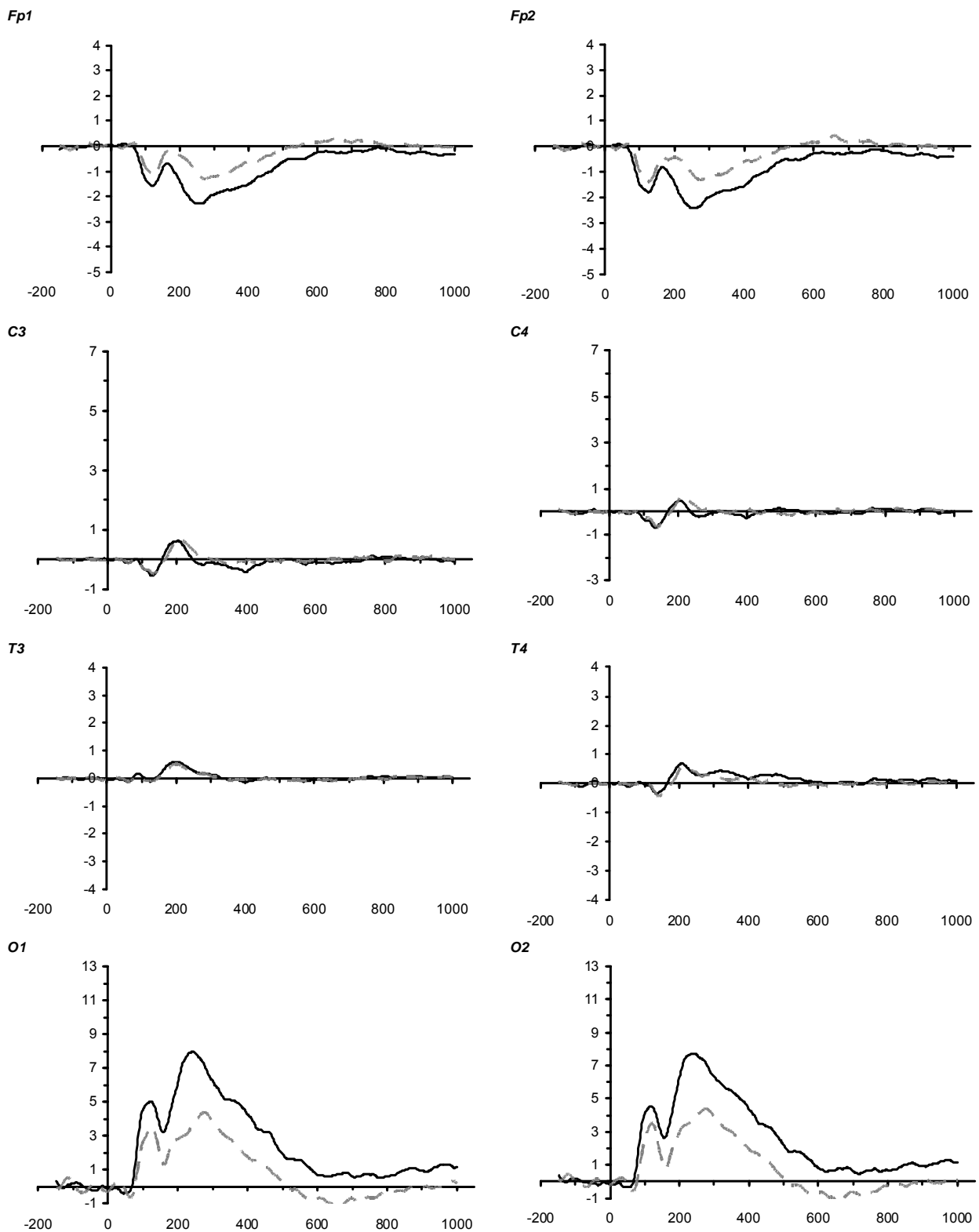


Рис. 2. Викликані потенціали (групове усереднення, $n = 16$) у різних відведеннях, накопичені по сигналу НК-PNP (пояснення у тексті). Позначення як на рис. 1.

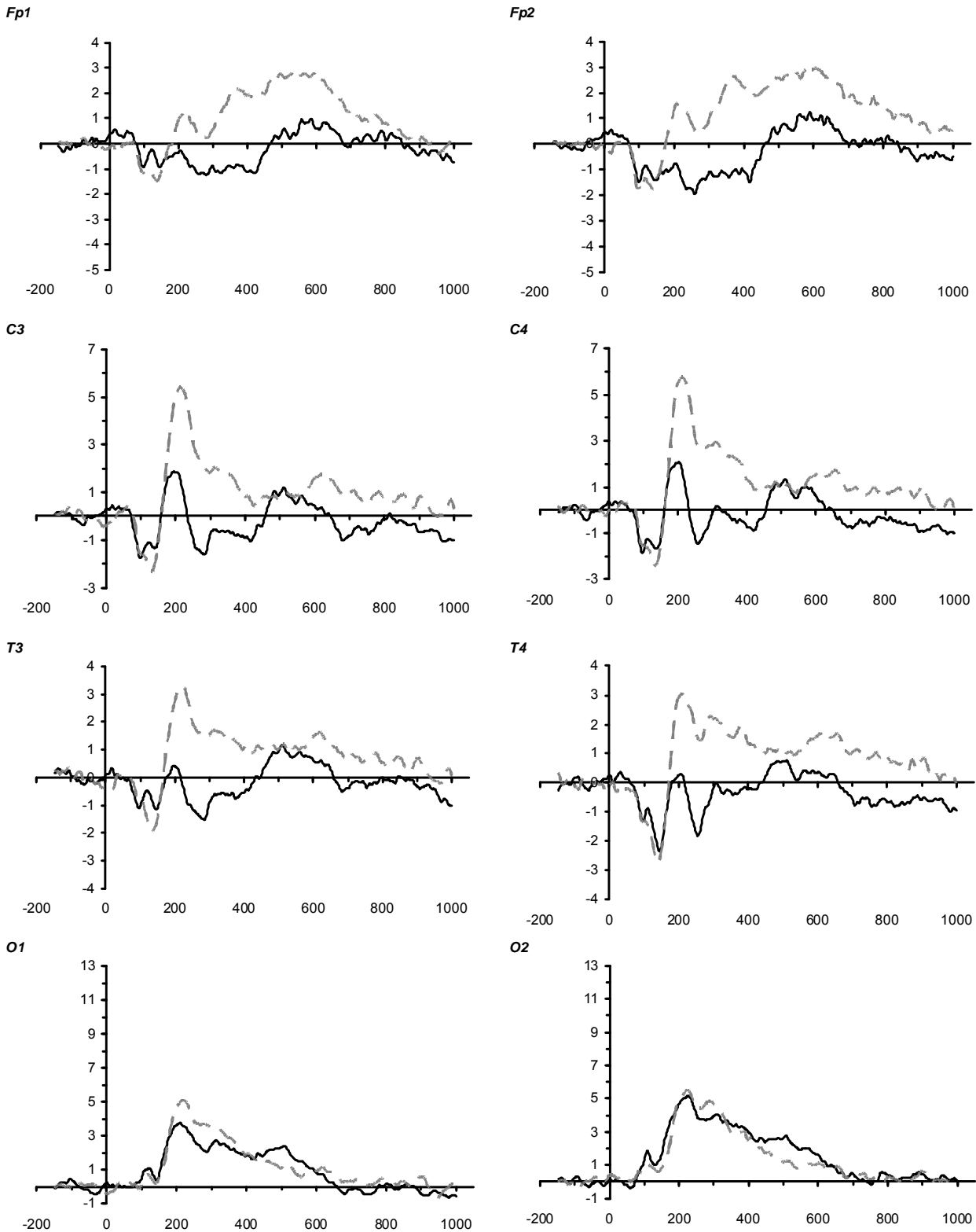


Рис. 3. Викликані потенціали (групове усереднення, $n = 16$) у різних відведеннях, накопичені по сигналу "залишкової" композиції (пояснення у тексті). Позначення як на рис. 1.

Відповідно до сучасних уявлень про механізми формування викликаних потенціалів, зростання амплітуди їх коливань свідчить про збільшення числа нервових елементів, на мембранах яких синхронно, одночасно виникає збудження, пов'язане із надходженням (та відповідним аналізом) сенсорної інформації [14]. Виходячи з цього, ймовірно зробити

висновок, що сприйняття «змістовних» зображень пов'язане із залученням більшого числа нервових елементів, що є цілком зрозумілим, оскільки такий аналіз потребує більшого залучення нервового субстрату. Певний подив викликає факт, що амплітуда накопичених відкликів на обидва типи стимулів виявилася найбільшою у потиличних

відведеннях, адже відомо, що потиличні області (сенсорні області зорового аналізатора) відповідають за «елементарний» аналіз сенсорного потоку, тобто виділення певних дискретних складових зображення, тоді як формування інтегрального образу та його ідентифікація (семантичний аналіз) відбувається у асоціативних областях головного мозку.

Слід зазначити, що переважання амплітуди ВП на "змістовні" стимули спостерігалось у задніх (потиличних та тім'яних) і передніх (фронтальних) відведеннях. При цьому, переміщення електрода у фронтальному напрямку супроводжувалося інверсією знаку ВП з еквіпотенціальною лінією дещо позаду меридіану Т3-С3-С4-Т4. Така організація електричної активності вказує на можливу її дипольну природу, проте незрозуміло, чи зареєстровані компоненти P1, N1, P2 генеруються одним або декількома дипольними джерелами. Задля вирішення цього питання ми оцінювали ВП, накопичені по сигналам НК, отриманих за допомогою ІСА декомпозиції, для виявлення тих, максимуми яких співпадають у часі із компонентами описаного комплексу P1-N1-P2. При цьому одразу оговоримо, що ми свідомо не аналізували активність з максимумом у центральних областях, пов'язану із пред'явленням "беззмістовних" стимулів, зосередившись на високоамплітудному "потиличному" патерні активації.

Через наявність тривалих артефактних фрагментів, пов'язаних із рухами обстежуваних, що не впливало на накопичення ВП, проте ускладнювало або унеможливило аналіз НК, на цьому етапі дослідження аналізувалися ЕЕГ 16 з 21 обстежуваних. Було виявлено, що у кожного з них існує один НК із наступними характеристиками:

- максимальний коефіцієнт входження у одне з потиличних відведень,
- накопичені по ньому ВП мають найбільшу амплітуду, в порівнянні з ВП по іншим НК,

- накопичені по ньому ВП мають форму P-N-P.

Для зручності подальшого викладення результатів позначимо цей компонент як НК-PNP. Виходячи з того, що ІСА є в чутливим саме до просторового аспекту організації суміші сигналів [7], можна зробити висновок, що вказані хвилі ВП генеруються переважно однією локальною мозковою структурою, а не декількома. Для оцінки форми сигналів ВП, обумовленого виділеним компонентом, нами було проведено композицію ЕЕГ сигналу на основі виключно вказаного компонента і подальше накопичення ВП по результату такої композиції. Результати представлені на рис. 2.

Зрозуміло, що як і у випадку із накопиченням по сумарній ЕЕГ, амплітуда відкликів виявилася максимальною у потиличних відведеннях.

Для оцінки того, за яку частину сумарного сигналу ВП відповідає виділений нами НК, нами було проведено наступні операції. З набору НК, які не містили артефактної та шумової активності, було виключено НК-PNP. На основі решти НК було здійснено "залишкову" композицію, по якій накопичували ВП. Отримані криві представлені на рис. 3.

Чим більша частина вихідних ВП обумовлена діяльністю НК-PNP, тим меншою повинна бути амплітуда ВП, накопичених по "залишкової" ЕЕГ. Як видно з рис. 3 – виключення вказаного компонента суттєво вплинуло на ВП у потиличних та фронтальних відведеннях та майже не позначилося на ВП у відведеннях, розміщених біля вертексного меридіану (на рисунку – центральні та скроневі). Для оцінки внеску НК-PNP у формування ВП потиличних відведень ми проінтегрували криві ВП у часовій області 0–1000 мс. Результати цього представлені у табл. 1.

Таблиця 1

Площа під кривими ВП, накопиченими по різним композиціям (мкВ·с)

відведення / тип стимула	композиція		
	повна	НК-PNP	"залишкова"
O1 / змістовні	3.49	2.55 (73 %)	0.99 (28 %)
O1 / беззмістовні	2.04	0.83 (41 %)	1.22 (60 %)
O2 / змістовні	4.18	2.55 (61 %)	1.65 (39 %)
O2 / беззмістовні	2.19	0.85 (39 %)	1.45 (66 %)

Примітка: в дужках позначено частку показника відносно повної композиції.

Як видно, функціонування НК-PNP обумовлює більшу частину ВП на пред'явлення змістовних стимулів, але не ВП на модифіковані зображення. Важливо зауважити, що вказаний НК був одним з двадцяти, виділених з ЕЕГ кожної людини. У випадку, якби алгоритм ІСА давав випадкові результати, які б не відображали діяльність певних нейрональних груп, слід було б очікувати, що внесок кожного НК у сумарний сигнал ВП складав би близько 5%. Як можна бачити, отримані нами результати дали набагато кращий показник. Отже, вірогідно, що

функціонування джерела цього НК пов'язане з діяльністю механізму визначення семантичного змісту зорових стимулів.

Наступне питання, на яке ми спробували дати відповідь, стосувалося локалізації джерела цієї активності. Застосування алгоритму багатодипольної локалізації джерел електричної активності, реалізованого у програмі "Нейроком", дозволило з високою вірогідністю встановити координати джерела НК-PNP у всіх обстежуваних. Критерієм валідності локалізації був ступінь збігання емпіричної та

теоретичної потенціальних карт. Він становив від 79% до 96% (середнє – 89%). Координати джерела визначали відповідно до двох систем: томографічна модель MNI27 (McConnell Brain Imaging Centre) та стереотаксичного атласу головного мозку людини [19]. Трансформація координат з системи MNI до Talairach здійснювалася за алгоритмом [10].

Як можна бачити (табл. 2), найменш варіативною виявилася координата X. Індивідуальна варіабельність

координат не перевищувала 25 мм (система Talairach). Розбіжність між індивідуальними координатами диполів по вісі Y та Z становили до 35 та 40 мм відповідно. Цікаво, що у половини обстежуваних (6 з 12) вказаний диполь був локалізований у правій, а у іншій половини – у лівій півкулі головного мозку. Розташування усереднених координат дипольних джерел ЕЕГ на зображеннях томографічних зрізів наведено на рисунку 4.

Таблиця 2

Просторові координати джерела активності НК-PNP (мм)

	MNI			Talairach		
	X	Y	Z	X	Y	Z
права півкуля	14 (1; 25)	-50 (-59; -32)	-7 (-21; 1)	14 (1; 25)	-49 (-58; -33)	-1 (-13; 5)
ліва півкуля	-9 (-17; -4)	-60 (-83; -45)	-2 (-26; 18)	-8 (-16; -3)	-59 (-79; -45)	2 (-18; 19)

Примітка: показані середні значення координат (мінімальні; максимальні).

Точність локалізації джерела електричної активності на основі топографії сформованої ним потенційної карти становить близько 1 см³ [16]. Максимальний розкид координат у нашому дослідженні становив 37 мм. Зважаючи на це, ми вважаємо, що застосування алгоритмів вирішення оберненої задачі ЕЕГ дозволило ідентифікувати достатньо локальну ділянку головного мозку як таку,

що пов'язана із генерацією основної частини зорових ВП.

Наступним кроком нашого дослідження стала спроба виявити, які анатомічні мозкові структури пов'язані із виявленими нами координатами. Для цього ми використали метаопис атласу Talairach, створений авторами [11].

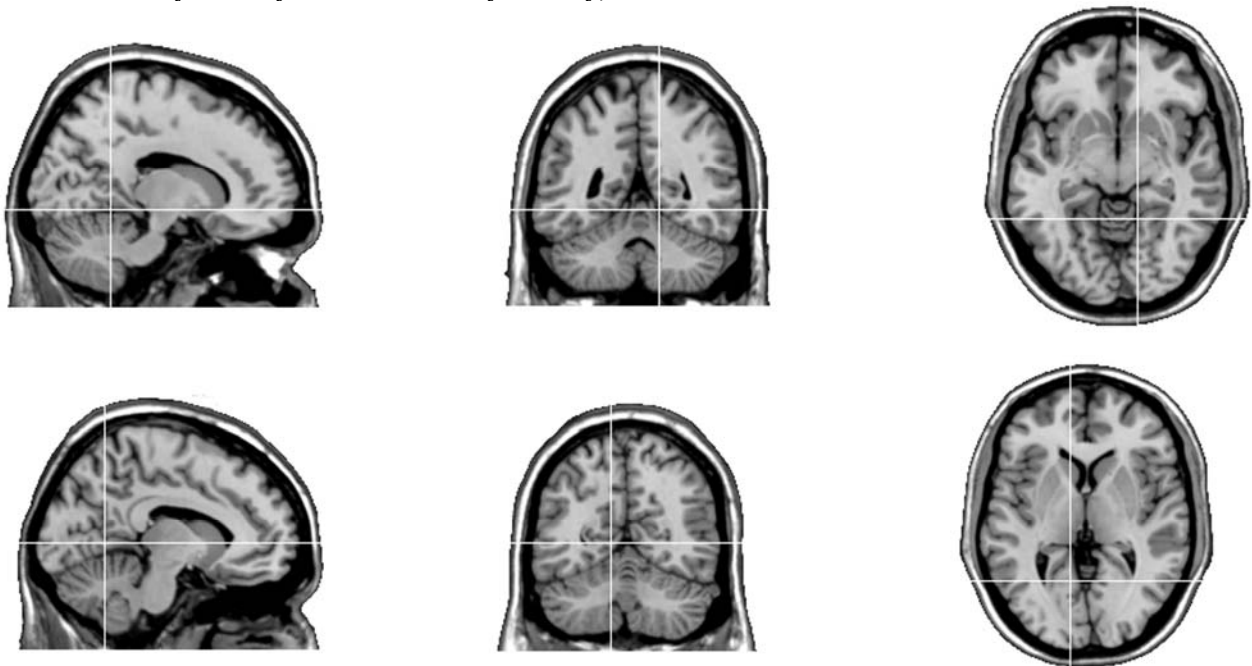


Рис. 4. Локалізація диполів у групах обстежуваних із розташуванням його у правій (верхній ряд) та у лівій півкулі (нижній ряд). Координати диполів усереднені по групам (табл. 2). Зображення томографічних зрізів і система координат моделі MNI27.

Усього було отримано 118 міток, з яких 65 були класифіковані до цитоархітектонічного рівня (ідентифіковані як певні поля за Бродманом). За частотою зустрічі нами було виділено дві структури на макрорівні – язикову та парагіпокампульну звивини. На цитоархітектонічному рівні найбільш часто зустрічалися мітки, асоційовані із 30, 19 та 18 полями Бродмана (32 %, 23 % та 28 % відповідно).

Такі дані цілком узгоджуються із сучасними відомостями про структуру зорового аналізатора. Так, відомо, що поле 18 є вторинною зоровою корою (V2), а поле 19 – третинною, асоціативною (V3). Є відомості, що поле 30 також бере участь у аналізі зорової інформації [1].

Аналіз форми викликаної активності, обумовленої функціонуванням НК-PNP (рис. 2), виявив, що ВП, реєстровані на поверхні скальпу, є максимальними за амплітудами у двох просторово протилежних областях – потиличних (основний максимум) та лобних (другорядний максимум із інверсією знаку). Це обумовлено двома факторами: глибинним розташуванням генераторів указаної активності та направленістю дипольного вектора у росто-каудальному напрямку. З точки зору традиційного аналізу ЕЕГ, чим більшою є амплітуда (потужність) сигналів, які нас цікавлять, у певному відведенні, тим ближче до цього відведення знаходяться нейрональні структури, які генерують вказану активність. Отримані нами результати чудово ілюструють неадекватність цього підходу у випадку, якщо джерело ЕЕГ розташоване не на конвексимальній поверхні головного мозку.

Як видно з аналізу "залишкових" ВП (рис. 3), виділений нами компонент НК-PNP пояснює далеко не весь сигнал, пов'язаний із обробкою зорових стимулів. Слід очікувати, що існують і інші НК, які відображають функціонування інших областей головного мозку, ніж описані вище. Зрозуміло, що для їх пошуку можна використовувати запропонований нами метод аналізу викликаної активності.

ВИСНОВКИ

В результаті проведеного дослідження нам вдалося, по-перше, виділити компонент електричної активності головного мозку людини, який пов'язаний із аналізом семантичного змісту складних зорових подразників. По-друге, застосувавши методи вирішення оберненої задачі ЕЕГ, ми змогли із достатньо високою ймовірністю визначити локалізацію джерела цієї активності, що доводить перспективність методу ІСА для аналізу залучення глибинних структур головного мозку людини при вирішенні когнітивних завдань без використання складних і дорогих томографічних методів.

Подяки:

Автори висловлюють подяку Євгену Кисельгову з колективу розробників комплексу "Нейроком" за допомогу у опануванні математичного апарату ІСА.

Література

1. *Гнездицкий В. В.* Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности). – М: МЕДпресс-информ. – 2004. – 624 с.
2. *Кулаичев А. П.* Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика. – 2007 – М.: Форум: Инфра-М. – 640 с.
3. *Сергеев В. Г., Кожемякин В. Н.* Использование технологии independent component analysis (ICA) в исследовании вызванных потенциалов (ВП) мозга / Материалы международной конференции "Клинические нейронауки: нейрофизиология, неврология, нейрохирургия, нейрохимия и нейрофармакология" (Ялта-Гурзуф, 2006) – 2006. – С. 15.
4. *Фарбер Д. А., Петренко Н. Е.* Опознавание фрагментарных изображений и механизмы памяти // Физиол. чел. – 2008. – Т. 1, № 1. – С. 5-18.
5. *Чернінський А., Собіщанський С., Крижановський С., Піскорська Н.* Електрофізіологічні кореляти процесів семантичного аналізу людиною зорових стимулів // Вісник Київського національного університету імені Тараса Шевченка – 2009. – Т.14 – С. 23-25.
6. *Deary I. J., Simonotto E., Meyer M. et al.* The functional anatomy of inspection time: an event-related fMRI study // Neuroimage. – 2004. – Vol. 22, No 4. – P. 1466-1479.
7. *Dien J., Khoe W., Mangun J. N.* Evaluation of PCA and ICA of simulated ERPs: Promax vs. Infomax rotations // Human Brain Mapping – 2007. – Vol. 28 – P. 742-763.
8. *Jung T.-P., Makeig S., McKeown M. J., et al.* Imaging brain dynamics using Independent Component Analysis // Proceedings of the IEEE – 2001. – Vol. 89, No 7. – P. 1107-1122.
9. *Jung T.-P., Humphries C., Lee T.-W., et al.* Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation // Psychophysiology. – 2000. – Vol. 37. – P. 163-178.
10. *Lacadie C. M., Fulbright R. K., Rajeevan N., et al.* More accurate Talairach coordinates for neuroimaging using non-linear registration // Neuroimage. – 2008. – Vol. 42, No 2. – P. 717-725.
11. *Lancaster J. L., Woldorff M. G., Parsons L. M., et al.* Automated Talairach Atlas labels for functional brain mapping // Human Brain Mapping. – 2000. – Vol.10 – P. 120-131.
12. *Lang P. J., Bradley M. M., Cuthbert B. N.* International affective picture system (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual – Technical Report A-6. University of Florida, Gainesville, FL. 2005 – 56 p.
13. *Lee T. W., Girolami M., Bell A. J., Sejnowski T. J. A.* Unifying Information-Theoretic Framework for Independent Component Analysis // Computers & mathematics with application – 2000. – Vol. 39, No 11 – P. 1-21.
14. *Luck S. J.* An Introduction to the Event-Related Potential Technique. – MITPress. – 2005. – 388 p.
15. *Makeig S., Gramann K., Jung T.-P., et al.* Linking brain, mind and behavior: The promise of mobile brain/body imaging

- (MoBI) // International Journal of Psychophysiology – 2009. – Vol. 73, No 2. – P. 95-100.
16. *Onton J., Westerfield M., Townsend J., Makeig S.* Imaging human EEG dynamics using independent component analysis // *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. – 2006. - Vol. 30, No 6. - P. 808-822.
17. *Picton T. W., Bentin S., Berg P. et al.* Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria // *Psychophysiology*. – 2000. – Vol. 37. – P. 127-152.
18. *Rosenkrantz B., Olofsson J., Polich J.* Affective visual event-related potentials: Arousal, valence, and repetition effects for normal and distorted pictures // *Int. J. Psychophysiol.* – 2008. – Vol. 67. – P. 114-123.
19. *Talairach J., Tournoux P.* Co-planar stereotaxic atlas of the human brain. – New York: Thieme. – 1988. – 122 p.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ИСТОЧНИКОВ ВЫЗВАННОЙ АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПОМОЩИ АЛГОРИТМА АНАЛИЗА НЕЗАВИСИМЫХ КОМПОНЕНТОВ

Чернинский А. А., Собіщанський С. О., Крижановський С. А., Піскорська Н. Г., Зима І. Г., Макарчук М. Ю.

Применив метод анализа независимых компонентов (ICA) для анализа ЭЭГ человека при предъявлении зрительных стимулов, выявили один компонент, объясняющий формирование большей части сигнала зрительных вызванных потенциалов. Локализация источника указанного компонента в трёхмерном пространстве дала возможность идентифицировать его как поля 18, 19, 30 по Бродману. Предложенный метод анализа вызванной активности является перспективным при исследовании механизмов сенсорного и когнитивного анализа зрительной информации.

Ключевые слова: электроэнцефалограмма, головной мозг, зрительные вызванные потенциалы, ICA, анализ независимых компонентов, обратная задача.

LOCALIZATION OF THE SOURCES OF HUMAN VISUAL EVENT-RELATED POTENTIALS USING INDEPENDENT COMPONENT ANALYSIS

Cherninsky A., Sobishchansky S., Kryzhanovsky S., Piskorskaya N., Zyma I., Makarchuk M.

Using the independent component analysis (ICA) allowed us to find the component mostly related to generation of visual event-related potentials in humans. Source localization of this independent component revealed that it is associated with 18, 19 and 30 Brodmann areas.

Key words: EEG, brain, visual ERP, ICA, source localization.