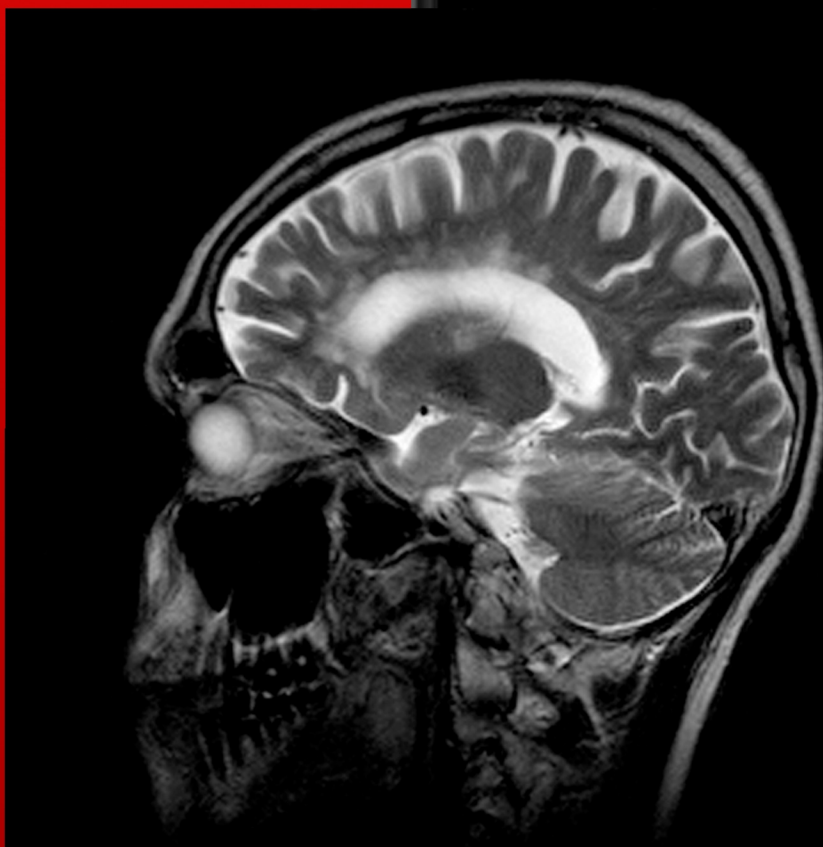


**А. О. Чернінський**  
**С. А. Крижановський**  
**І. Г. Зима**

**ЕЛЕКТРОФІЗІОЛОГІЯ**  
**ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ**  
**МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ**  
**ДО ПРАКТИКУМУ**



**А. Чернінський, С. Крижановський, І. Зима**

**ЕЛЕКТРОФІЗІОЛОГІЯ ГОЛОВНОГО  
МОЗКУ ЛЮДИНИ**

**методичні рекомендації до практикуму**



**КИЇВ – 2011**

ББК 28.707.3  
Ч-49  
УДК 612.825.1

**Автори:**

*Чернінський Андрій Олександрович*, канд. біол. наук, наук. сп.  
*Крижановський Сергій Анатолійович*, канд. біол. наук, наук. сп.  
*Зима Ігор Григорович*, канд. біол. наук., ст. наук. сп.  
відділ "Фізіології мозку та психофізіології" НДІ фізіології  
ННЦ "Інститут біології"  
Київського національного університету імені Тараса Шевченка  
<http://psylab.kiev.ua/>  
e-mail: lab@psylab.kiev.ua

**Рецензенти:**

професор кафедри фізіології людини і тварин та біофізики  
Таврійського національного університету ім.  
В. І. Вернадського, д.б.н. *Павленко В. Б.*,  
доцент кафедри медичної радіофізики радіофізичного  
факультету Київського національного університету імені  
Тараса Шевченка, к.ф.-м.н. *Судаков О. О.*

**Редактор:**

Доктор біологічних наук, професор *В.С. Мартинюк*

Затверджено Вченою радою ННЦ "Інститут біології" Київського національного університету імені Тараса Шевченка (протокол № 12 від 29 червня 2011 року).

Ч-49 **Чернінський А. О., Крижановський С. А., Зима І. Г.**  
Електрофізіологія головного мозку людини: методичні  
рекомендації до практикуму – К. : Видавець  
В. С. Мартинюк, 2011 - 49 с.  
ISBN 978-966-96879-7-5

**ББК 28.707.3 УДК 612.825.1**

Навчальний посібник призначений для студентів, які вивчають спеціальність "Електрофізіологія головного мозку людини". У посібнику наведено 25 лабораторних робіт з дослідження електричної активності головного мозку людини. Курс розділений на дві частини: вивчення спонтанної та викликанної електричної активності. По проходженні його студенти повинні опанувати основні сучасні методичні прийоми реєстрації та математичного аналізу електричної активності головного мозку людини. Кожна робота супроводжується необхідним теоретичним матеріалом, описом практичної частини із задачею, яку потрібно вирішити студентам. Посібник може бути корисним студентам і молодим науковцям, які опановують метод електроенцефалографії.

© Чернінський А. О., Крижановський С. А., Зима І. Г., 2011

**ISBN 978-966-96879-7-5**

## Вступ

Електроенцефалографія – метод реєстрації сумарної електричної активності головного мозку, відведеної з поверхні шкіри голови.

Можливість запису електричної активності головного мозку з інтактних кісток черепа було вперше показано в досліджах на тваринах у лабораторії фізіології Київського університету Святого Володимира Володимиром Володимировичем Правдичем-Немінським (1913). Першу електроенцефалограму людини у 20-х роках ХХ сторіччя зареєстрував німецький психіатр Ганс Бергер (Hans Berger), який справедливо вважається засновником електроенцефалографії.



В. В. Правдич-Немінський  
(1879-1952)



Ганс Бергер  
(1873-1941)

Історія електроенцефалографії пов'язана із вдосконаленням методів реєстрації ЕЕГ та розвитком методів її аналізу. Розвиток мікроелектронної техніки призвів до того, що сучасні електроенцефалографи є апаратно-програмними комплексами, які дозволяють якісно зареєструвати ЕЕГ сигнал та опрацювати його потужними математичними методами. Математико-статистичні методи аналізу дають змогу дати точну чисельну оцінку параметрам ЕЕГ, встановити закономірності узгодженості сигналу ЕЕГ у просторі і часі. Новітні математичні методи дозволяють робити висновки щодо локалізації у глибині мозку різних компонентів його активності, що має неабияке значення в першу чергу при клінічній діагностиці вогнища захворювання.

У представленому курсі наводиться огляд основних методичних прийомів реєстрації та аналізу різних форм електричної активності головного мозку людини.

# РОЗДІЛ 1. РЕЄСТРАЦІЯ І АНАЛІЗ СПОНТАННОЇ ЕЕГ

## Лабораторна робота № 1

### Реєстрація ЕЕГ людини

*Мета: оволодіти методом накладання електродів за схемою 10/20, зареєструвати ЕЕГ людини у стані спокою*

Реєстрація і аналіз ЕЕГ у сучасній науці і клініці здійснюється за допомогою комп'ютерних електроенцефалографічних комплексів, які складаються із кількох функціональних блоків:

- блок реєстрації сигналу,
- блок фільтрів та підсилювачів,
- аналогово-цифровий перетворювач (АЦП),
- комп'ютерна програма для зберігання, візуалізації та математичного аналізу сигналу.

В електроенцефалографії використовують металеві електроди з хлорсрібним покриттям. Для забезпечення електричного контакту електроду з шкірою використовують або електропровідний гель (чашечкові), або марлю, просочену фізіологічним розчином.

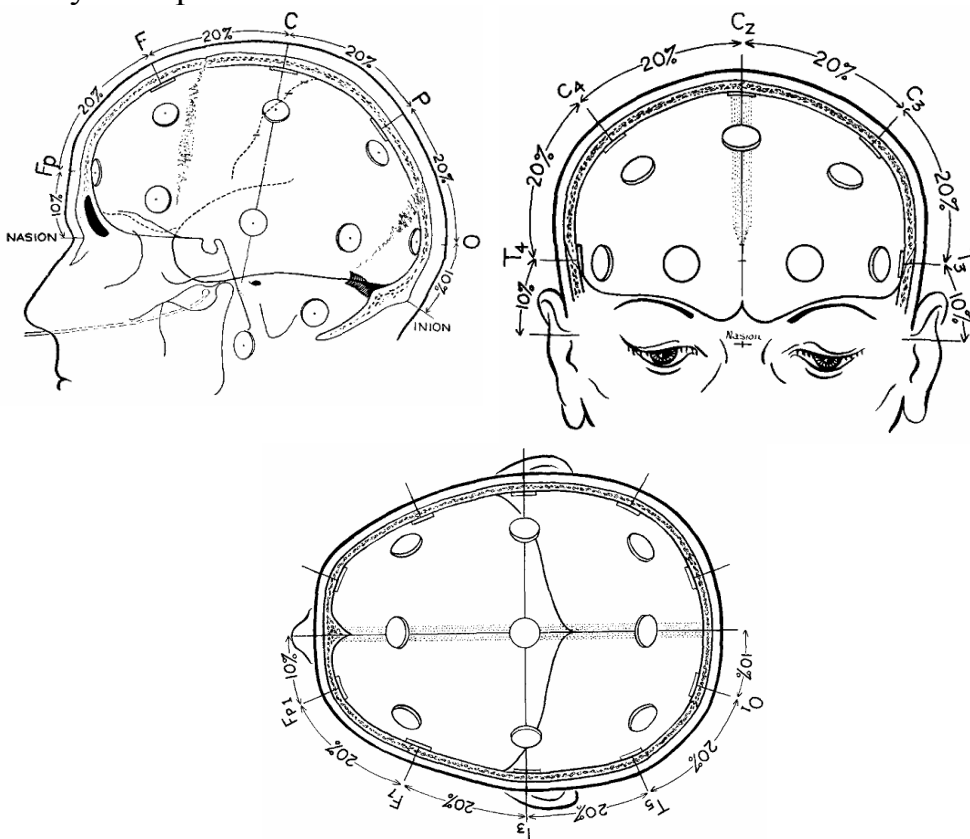
Схема розташування електродів на поверхні голови називається *монтаж*. У клінічній та науковій електроенцефалографії стандартом є схема "10-20 %", яку було введено у 1950-х роках канадським нейрофізіологом Генрі Джаспером. Для визначення місць накладання електродів через маківку (Vertex) проводяться два умовні меридіани – перший від перенісся (Nasion) до потиличного бугра (Inion), другий між зовнішніми слуховими проходами (див. схеми нижче). Через ці точки прокладають умовний меридіан, який діляться на відрізки по 10 і 20 % загальної довжини. Поперечні меридіани відкладаються по вісі, яка проходить між зовнішніми слуховими проходами через маківку. Електроди розміщуються у місцях перетину умовних ліній. Електроди, які розміщуються на лівій стороні голови, мають непарні індекси; на правій стороні – парні; електроди, розміщені на вертексній лінії, мають індекс z. Чим менше індекс електрода, тим ближче він розташований до основних меридіанів. Позначення електродів: F (*Frontalis*) – лобні; T (*Temporalis*) – скроневі; C (*Centralis*) – центральні; P (*Parietalis*) – тім'яні; O (*Occipitalis*) – потиличні; A (*Auricularis*) - вушні. Кількість накладених електродів залежить від конкретної мети дослідження. В разі необхідності схему 10-20 % можна розширити шляхом проведення додаткових меридіанів між основними.

Стандартизація схеми накладання електродів дозволяє дослідникам та лікарям зіставляти результати, отримані в різний час у різних лабораторіях.

Для реєстрації ЕЕГ необхідна наявність двох електродів, між якими і буде вимірюватися різниця електричних процесів. Пара електродів, між якими реєструється різниця потенціалів, називається відведенням.

Електричний сигнал, який відводиться зі скальпу обстежуваного, має досить низьку амплітуду ( $10^{-4}$  –  $10^{-6}$  В), а тому для реєстрації повинен бути підсиленним. Для цього використовуються підсилювачі змінного струму. Сучасні ЕЕГ-комплекси реалізовані на базі персональних комп'ютерів і дозволяють одночасно здійснювати

запис сигналу та відобразити його на моніторі у режимі on-line. Для того, щоб електроенцефалографічний сигнал міг оброблятися комп'ютером, його необхідно перевести з аналогової форми до цифрової. Для цього проводиться періодичне вимірювання його амплітуди і передача результату до комп'ютера ("цифрування" сигналу). Зареєстрований ЕЕГ сигнал може зберігатися у комп'ютері і підлягати обробці за допомогою численних математичних методів, які будуть частково розібрані у наступних роботах.



**Рис. 1.** Схема розташування електродів у відповідності до системи 10-20%<sup>1</sup>.

### Хід роботи:

#### 1. Комутація обстежуваного.

1.1. Надіти на голову обстежуваного спеціальну шапочку для фіксації електродів.

1.2. Накласти електроди на шкіру голови за схемою 10-20 % (див. вище). Для реєстрації неспотвореного сигналу ЕЕГ необхідно забезпечити низький рівень опору між шкірою і електродом. Для досягнення цього необхідно здійснити ряд заходів:

електроди з марлевою поверхнею необхідно занурити у фізіологічний розчин не менше як на 20 хвилин,

знежирити шкіру у місцях накладання електродів, протерши її спиртовим розчином,

переконатися, що між електродами і шкірою немає волосся.

1.3. Приєднати електроди до електроенцефалографа.

1.4. (Необов'язково) На руки обстежуваного надіти кардіографічні електроди. Приєднати кардіографічний кабель до електроенцефалографа.

<sup>1</sup> Jasper H.H. The 10-20 electrode system of the International. Federation. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 1958, 10: 370-375

2. Підготовка програми "Neurocom professional" до реєстрації ЕЕГ <sup>2</sup>.

2.1. Вибрати з переліку баз даних базу "Практикум". У меню вибрати пункт "Створити картку пацієнта" і ввести дані про обстежуваного студента.

2.2. Обравши створений обліковий запис пацієнта, у меню вибрати пункт "Записати нове відвідування". Відкриється вікно редактора відвідувань.

У ньому слід вибрати тип дослідження "Фонові проба". З іншими типами досліджень можна буде ознайомитись у наступних роботах.

3. Запис ЕЕГ <sup>3</sup>.

Після вікна схеми дослідження відкриється вікно запису сигналу, у якому почне відображатися ЕЕГ. Обстежуваного попросити сісти зручно, не напружуючи м'язів, заплющити очі, не думати ні про що серйозне.

Після вирішення можливих проблем із розміщенням електродів, дочекатися стабілізації стану обстежуваного (відсутність різких змін у ЕЕГ, рухів протягом кілька хвилин) та зареєструвати ЕЕГ протягом 3 хвилин, натиснувши кнопку <СТАРТ/СТОП>. Після закінчення реєстрації сигналу обов'язково зберегти отриманий запис.

4. Розкомутувати обстежуваного. В кінці роботи електроди промити проточною водою, помістити в резервуар із фізіологічним розчином.

Завдання роботи:

Зареєструвати ЕЕГ кількох студентів групи.

---

<sup>2</sup> Даний практикум орієнтований на використання програми "Neurocom professional" фірми "ХАІ-Медика" (м. Харків), проте різні ЕЕГ комплекси мають ідеологічно однакові менеджери баз даних та принципи реєстрації сигналу, тому адаптація практикуму до іншого комплексу не повинна бути надто складною.

<sup>3</sup> Див. сторінку 48 посібника користувача "Neurocom professional".

## Лабораторна робота № 2

### Структура фонові EEG людини. Цифрова фільтрація EEG

*Мета роботи: ознайомитися із структурою фонові EEG людини, навчитися вимірювати частоту та амплітуду коливань EEG, навчитися відфільтровувати певні частотні діапазони EEG, визначити особливості топографічного розподілу амплітуд різних частотних діапазонів EEG*

EEG складається з коливань різної частоти і амплітуди. За виразністю коливань тієї чи іншої частоти у різних фізіологічних станах на початку історії методу EEG було виділено кілька основних фізіологічних частотних діапазонів:

<i>діапазон</i>	<i>частота</i>	<i>фізіологічні властивості</i>
$\delta$	до 4 Гц	коливання амплітудою 20-30 мкВ можуть зустрічатися у EEG здорової притомної людини; наявність коливань більш високої амплітуди (40-300мкВ) у EEG притомної людини є патологічною ознакою (мозкові пухлини); $\delta$ -коливання стають вираженими під час певних фаз природного сну, наркотичного сну або у стані коми
$\theta$	4-7 Гц	коливання амплітудою до 40 мкВ можуть зустрічатися у EEG здорової притомної людини, зростання їх частки є ознакою емоційної активації та інших типів мозкової активності; наявність $\theta$ -коливань у більших кількостях пов'язана із патологічними станами або ж зміненими станами свідомості (сон, медитація та ін.)
$\alpha$	8-13 Гц	синусоїдальні коливання амплітудою до 100 мкВ, амплітуда яких зростає у лобно-потиличному напрямку, є найбільш вираженим у EEG здорової притомної людини із закритими очима, у формі вираженого ритму реєструється у 80-90% людей, пригнічується при відкриванні очей, переході до активної діяльності, аналізу інформації
$\beta$	13-40 Гц	коливання амплітудою 5-30 мкВ, наявність яких у EEG пов'язана із активним функціональним станом мозку, зростання рівня активації головного мозку здебільшого супроводжується зменшенням частки $\alpha$ -коливань і зростанням частки $\beta$ -коливань; наявність вираженого $\beta$ -ритму з амплітудою вище 40 мкВ є патологічною ознакою
$\gamma$	від 30-40 до 70-500 Гц (за різними авторами)	коливання амплітудою до 10 мкВ, вважається ознакою когнітивних процесів і свідомості; наявність коливань цього діапазону амплітудою вище 15 мкВ є патологічною ознакою

Для здорової притомної людини нормальною є наявність  $\alpha$ -ритму, присутність у EEG коливань в формі ритму інших діапазонів є ознакою патологічних станів або ж змінених станів свідомості.



Для оцінки "кількості" коливань того чи іншого ритму використовують фільтрацію сигналу. Вперше до ЕЕГ сигналу було застосовано аналогові фільтри, тобто прилади, які, маючи на вході суміш коливань різних частот (ЕЕГ) на виході давали тільки складові певних частотних діапазонів. Для комп'ютерної обробки сигналу використовуються цифрові фільтри, тобто обчислювальні алгоритми, суть роботи яких подібна до описаних аналогових фільтрів.

Хід роботи:

1. Записати ЕЕГ людини у стані спокою (див. роботу № 1) або відкрити раніше записану пробу.

2. Якщо на екрані немає панелі інструментів "Фільтри", налаштувати її відображення у меню "Вид – Панель инструментов".

2.1. Зняти опцію "Мережний фільтр" і зазначити, наскільки суттєвим є вплив зовнішньої наводки від електричної мережі.

2.2. Вибрати на панелі інструментів зверху вікна програми інструмент "Лінійка", за допомогою якого можна здійснювати виміри по часовій та амплітудній шкалі. Підвівши перехрестя лінійки до нижньої чи верхньої точки обраного коливання, натиснути на ліву кнопку миші, зафіксувавши положення лінійки. Зафіксована позиція інструменту буде відмічена перпендикулярними лініями білого кольору (колір може змінюватися залежно від налаштувань інтерфейсу програми). Переміщуючи лінійку далі, можна виміряти період (частоту) і амплітуду коливання.

Визначте максимальну амплітуду та частоту домінуючої ритміки досліджуваної ЕЕГ <sup>4</sup>.

2.3. Поступово обираючи зі списку "Діапазон" панелі інструментів "Фільтри"  $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$  і  $\beta$  діапазони, визначити максимальні амплітуди коливань різних частотних діапазонів у всіх відведеннях (або у відведеннях, вказаних викладачем). Результати занести до таблиці:

діапазони відведення	$\delta$	$\theta$	$\alpha$	$\beta$
$Fp_1$				
$Fp_2$				
...				
$O_1$				
$O_2$				

2.4. На основі заповненої таблиці зробити висновки щодо:

топографічного розподілу коливань аналізованих діапазонів ЕЕГ (у яких областях головного мозку більше виражені коливання того чи іншого діапазону),

того, коливання якого частотного діапазону мають найбільшу амплітуду у обстежуваної людини.

<sup>4</sup> Для зручності маніпуляцій "лінійкою" можна тимчасово відключити відображення певних відведень та збільшити масштаб відображення сигналу.

## Лабораторна робота № 3

### Схеми комутації

*Мета роботи: ознайомитися з монополярною та біполярною схемами комутації електродів, провести цифровий перерахунок монополярно записаної ЕЕГ до певних біполярних схем, ознайомитися з змінами зовнішнього вигляду ЕЕГ*

Існують дві категорії відведень: монополярні і біполярні. При монополярному відведенні один з кожної пари електродів розміщується над певною ділянкою мозку, а другий – на певному віддаленні від мозку. Перший з цих електродів називається активним або робочим, а другий – пасивним або референтним. Найбільш часто використовують об'єднаний вушний референт. При біполярному відведенні обидва електроди розташовані над мозком, а тому в такому відведенні буде реєструватися різниця потенціалів цих двох областей. В сучасній електроенцефалографії більш поширеним є монополярний запис ЕЕГ, оскільки він дозволяє легко перейти до біполярного запису, математично перерахувавши реєстровані сигнали.

#### Хід роботи:

1. Записати ЕЕГ людини у стані спокою (див. ЛР № 1) або відкрити раніше записану пробу. Зауважте, що відображення ЕЕГ під час запису і аналізу за замовчанням відбувається у схемі "Монополярна А0", що значить монополярні відведення із усередненим вушним референтом.

2. З списку наявних схем комутації панелі інструментів "Швидкість / чутливість" вибрати кілька схем та проаналізувати, яким чином змінюється вигляд сигналу ЕЕГ: схема AS-IS – "справжній" вигляд записаної ЕЕГ<sup>5</sup>, схема "Монополярний А0 10-20" – запис ЕЕГ із сигналами відсутніх під час реєстрації електродів Fpз та Oz, отриманими шляхом інтерполяції, одна з схем "Усереднений загальний", у якій активні електроди комутуються відносно усередненого по всьому скальпу сигналу, схеми DSD, SD.

3. Скласти власну схему комутації для біполярного порівняння активності симетричних електродів. Для цього у списку схем комутації вибрати пункт "Нова схема"<sup>6</sup>, створити такі відведення: Fp1–Fp2, F3–F4, F7–F8, T3–T4, C3–C4, T5–T6, P3–P4, O1–O2.

4. Застосувати створену схему. Зробити висновок, у яких парах симетричних відведень активність є найбільш і найменш схожою. Застосували фільтри, зробити висновок, коливання якого діапазону є найбільш асиметричними.

<sup>5</sup> Це стосується електроенцефалографа "Neurocom professional", у інших ЕЕГ-системах така опція може бути недоступною.

<sup>6</sup> Див. сторінку 88 посібника користувача "Neurocom professional".

## Лабораторна робота № 4

### Визначення артефактів

*Мета роботи: змоделювати основні типи артефактів, навчитися проводити офлайн розмітку ЕЕГ та ідентифікувати артефактні фрагменти*

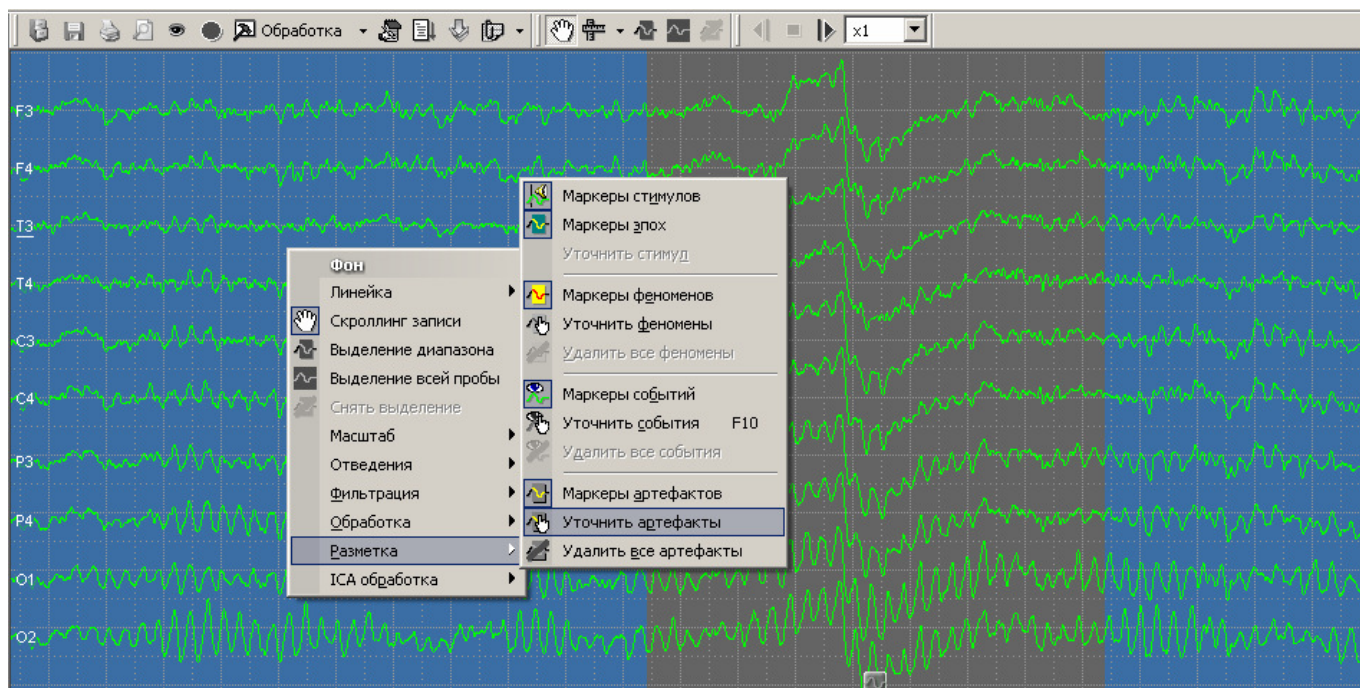
Метою запису електроенцефалограми є реєстрація потенціалів, генерованих клітинами головного мозку. Проте, за певних умов у реєстрованому сигналі можуть бути компоненти, природа яких не пов'язана з активністю нейронів. Такі компоненти називаються артефактними. Артефакти можуть бути фізичної та фізіологічної природи. Перші з них викликані зовнішніми електричними полями, натомість другі генеруються біологічними тканинами, відмінними від головного мозку. У таблиці нижче наведено основні типи електроенцефалографічних артефактів.

<i>тип артефакту</i>	<i>характерні ознаки</i>	<i>способи уникнення</i>
<b>фізичні артефакти</b>		
наводка від електричної мережі	наявність у сигналі багатьох відведень коливань з частотою, яка співпадає з частотою струму у електромережі (у нас в країні 50 Гц)	перевірити заземлення електроенцефалографа, комп'ютера та обстежуваного; розмістити обстежуваного у віддаленні від електроприладів; використовувати режекційні фільтри
наводка від електронно-променевої трубки монітора	наявність у сигналі багатьох відведень коливань із частотою, яка співпадає з частотою оновлення зображення на моніторі	розмістити обстежуваного у віддаленні від такого монітора
зсув нульової лінії внаслідок великого опору між електродом і шкірою	наявність у сигналі високоамплітудних низькочастотних часто регулярних коливань ("плавання" сигналу)	переконатися у якості електрода, вжити заходів для зниження перехідного опору (див. роботу № 1)
різкі коливання перехідного опору електродів (опір між електродом та шкірою)	наявність у сигналі коливань великої амплітуди різної форми, нерегулярних за часом виникнення	перевірити якість комутації електрода, переконатися у цілісності комутуючого проводу

фізіологічні артефакти		
електрична активність м'язів (електроміограма)	наявність у сигналі одного чи кількох відведень високоамплітудних високочастотних коливань	перевірити, чи установлений електрод не зсуває шкіру, що може призводити до напруження підшкірних м'язів; переконатися, що обстежуваний не напружує жувальні м'язи (скроневі відведення), м'язи шиї (потиличні відведення), м'язи шиї (передні електроди)
електрична активність серця (електрокардіограма)	наявність у одному чи кількох відведеннях коливань характерної для ЕКГ форми	перевірити перехідний опір, особливо для референтних електродів (у випадку, якщо артефакт проявляється у всіх відведеннях)
пульсація судин шкіри	наявність у сигналі повільних хвиль, синхронних із ЕКГ	зсунути електрод так, щоб він не стояв над кровоносною судиною
рухи очних яблук (електроокулограма)	наявність у сигналі високоамплітудних низькочастотних хвиль, амплітуда яких є більшою у відведеннях, ближчих до очей	попросити обстежуваного не рухати очима, сидіти із заплющеними очима; переконатися, що лобні електроди не зсувають шкіру лобу
рухи голови (механічний зсув усіх електродів)	наявність у сигналі багатьох відведень високоамплітудних низькочастотних хвиль, синхронних у всіх відведеннях	попросити обстежуваного не рухатися
ковтальні рухи	наявність у сигналі високоамплітудних повільних хвиль, що проявляються у всіх відведеннях	попросити обстежуваного не рухатися
шкірно-гальванічна реакція (зміни шкірного опору)	наявність у сигналі одного чи кількох відведень високоамплітудних повільних хвиль	

Для того, щоб мати можливість аналізу електричної активності головного мозку, необхідно забезпечити реєстрацію безартефактних реалізацій сигналу ЕЕГ. При цьому, частини артефактів, переважно фізичної природи необхідно позбутися на

стадії комутації обстежуваного (див. роботу № 1). Натомість, фізіологічні артефакти, пов'язані із рухами обстежуваного, можуть з'являтися і при ідеально накладених електродах. При цьому, фрагменти ЕЕГ, які містять артефактну активність, необхідно виключити з аналізу. Аналіз якості зареєстрованого сигналу ЕЕГ та виключення артефактних фрагментів є першим етапом будь-якого електроенцефалографічного дослідження.



**Рис. 2.** Контекстне меню розмітки ЕЕГ програми "Нейроком" і відмічений ковтальний артефакт.

#### Хід роботи:

1. Закомутувати обстежуваного (див. роботу № 1).
2. Зареєструвати фонову ЕЕГ обстежуваного.
3. Змодельовати артефакти перелічених нижче типів, у протокол обстеження занести інформацію про час імітації того чи іншого артефакту<sup>7</sup>.
  - 3.1. Великий перехідний опір електроду (поставити електрод на волосся).
  - 3.2. Ковтальні рухи.
  - 3.3. Рухи очей.
  - 3.4. Напруження м'язів шиї (тримати певний час голову над підголовником).
  - 3.5. Напруження жувальних м'язів.
  - 3.6. Напруження підшкірних м'язів лобу.
4. Перейти до офлайнового аналізу записаної ЕЕГ. У контекстному меню вікна перегляду ЕЕГ-сигналу вибрати пункт "Розмітка – Уточнити артефакти". Прокручуючи запис ЕЕГ, знайти всі змодельовані артефакти, виділити їх і відмітити як артефакт (кнопка "Додати" у панелі інструментів "Артефакти"). Після цієї операції артефактний фрагмент ЕЕГ змінить свій колір і буде виключеним з аналізу.
5. Знайти артефактні фрагменти у запропонованих викладачем записах ЕЕГ та розмітити їх.

<sup>7</sup> Див. сторінку 53 посібника користувача програми "Нейроком"

## Лабораторна робота № 5

### Фізіологічні проби

*Мета роботи: навчитися проводити основні фізіологічні проби, проаналізувати зміни ЕЕГ під час реакції активації та фотостимуляції*

Оскільки електроенцефалограма є наслідком зміни потенціалів постсинаптичних мембран нейронів, за нею можна оцінити зміни характеру функціонування головного мозку при певних впливах. У клінічних обстеженнях використовують стандартні проби для оцінки нормальності функціонування головного мозку. Основні функціональні проби:

**Реакція активації** (РА) полягає у депресії (зниженні амплітуди) основного ритму спокою ( $\alpha$ -ритму) при відкриванні очей або при активації обстежуваного сенсорним подразником (спалах світла, звук). Ефект пригнічення  $\alpha$ -ритму в цій пробі є більш вираженим у обстежуваних з добре вираженим в стані спокою  $\alpha$ -ритмом (синхронізований тип ЕЕГ). У клінічному дослідженні ця проба може застосовуватися з метою виявлення порушень у роботі активаційних систем головного мозку.

**Ритмічна стимуляція** світловими спалахами (фотостимуляція, РФС). Під час виконання цієї проби проводиться стимуляція обстежуваного ритмічними світловими спалахами різної частоти. При цьому, у сигналі ЕЕГ збільшується частка коливань з частотою, яка співпадає з частотою стимуляції – реакція засвоєння ритму. Ефект засвоєння ритму більш виражений у обстежуваних із погано вираженим у стані спокою  $\alpha$ -ритмом (десинхронізований тип ЕЕГ) та може відрізнитися для різних частот. У людей, хворих на епілепсію або ж які мають схильність до цієї хвороби (судомна готовність), РФС може призвести до погіршення самопочуття або ж спровокувати напад, тому вказану пробу з такими людьми проводити можна тільки під наглядом лікаря. У клініці ця проба використовується з метою провокації епілептичної активності та класифікації епілепсії в разі її наявності (діагностика фотосенситивної епілепсії).

**Ритмічна фоновистимуляція** за механізмами подібна до РФС, проте має меншу вираженість через менш потужний вхід до неокортексу з боку слухового аналізатора в порівнянні із зоровим.

**Гіпервентиляція.** В цій пробі обстежуваному дається завдання глибоко дихати в режимі близько  $20 \text{ хв}^{-1}$  протягом трьох хвилин. Посилена вентиляція легень призводить до більш інтенсивного видалення з крові вуглекислого газу, що, в свою чергу, призводить до невеликого зростання рН крові. Зростання лужності крові (і міжклітинної рідини) призводить до зростання збудливості нейронів. Дана проба використовується для виявлення патологічної активності у випадку, коли вона не спостерігається у ЕЕГ спокою (наприклад, прихованої епілепсії), внаслідок підвищення збудливості нервової тканини в цілому, а отже – і вогнища патології.

**Депривація сну** полягає у обмеженні часу сну і застосовується для збільшення ймовірності появи у ЕЕГ патологічної активності (в першу чергу епілептиформної).

### Хід роботи:

1. Закомутувати обстежувану людину.
2. У вікні редактора дослідження програми "Нейроком" (див. пункт 2.2. роботи №1, а також стор. 47 посібника користувача програми "Нейроком") скласти дослідження із такими пробами:
  - фонові проба (1-3 хв.)
  - реакція активації
  - ритмічна стимуляція (рекомендований режим стимуляції: частоти 6, 8, 10, 12, 14 Гц; тривалість серії спалахів 15 с; тривалість міжстимульного періоду не менше 15 с)
  - гіпервентиляція
3. Проінструктувати обстежувану людину стосовно послідовності проведення дослідження:
  - під час запису фонові проби людина повинна знаходитися у стані пасивного неспання із заплющеними очима,
  - під час проби з РА повинна за командою експериментатора відкрити очі (перша модифікація проби) або ж у випадку стимуляції світловим спалахом не відкривати очей (друга модифікація проби),
  - під час проби з РФС обстежуваний повинен сидіти із заплющеними очима аби уникнути виникнення окулографічних артефактів та запобігти появі неприємних відчуттів від яскравих спалахів, при появі у обстежуваного неприємних відчуттів пробу слід перервати,
  - під час проби з гіпервентиляцією обстежуваний повинен після команди експериментатора почати глибоко і часто дихати, при цьому головним є глибина вдихів і повнота видихів.

Після запису дослідження провести його аналіз:

1. ЛП пригнічення та відновлення  $\alpha$ -ритму при ВО/ЗО.
2. Ступінь пригнічення  $\alpha$ -ритму під час відкриття очей (вимірювання амплітуди за допомогою "лінійки")
3. Коефіцієнти засвоєння частоти (за амплітудою "лінійкою") при ФТ і ФН
4. Зміни ЕЕГ при ГВ.

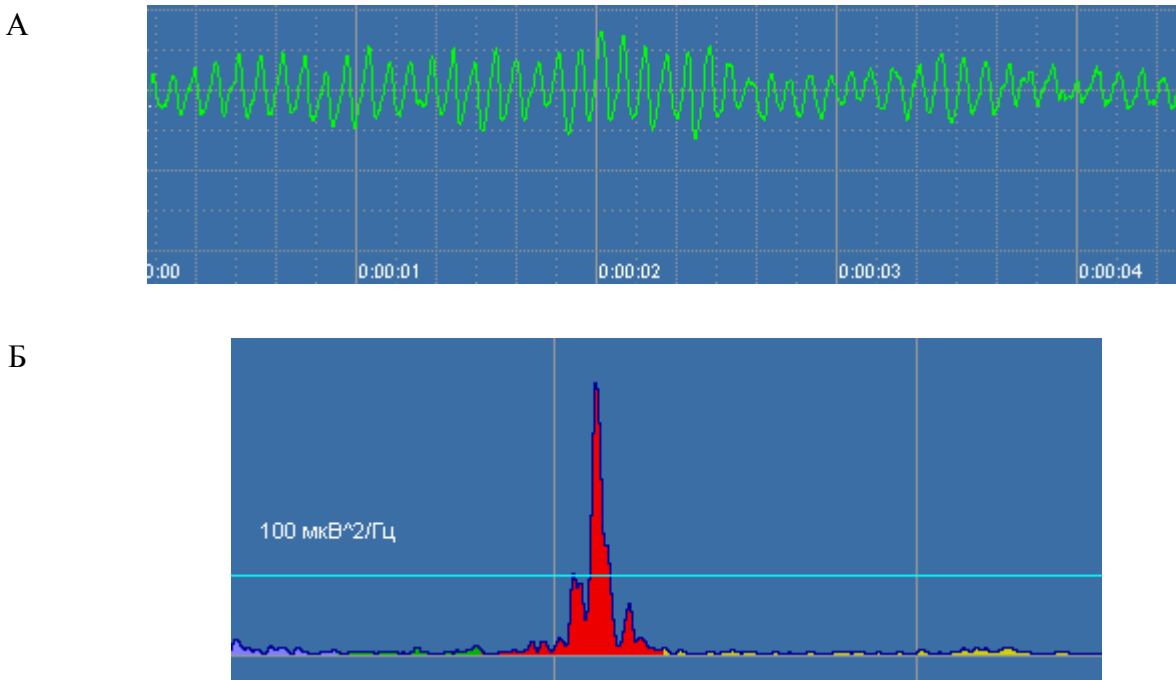


## Лабораторна робота № 6

### Математичний аналіз ЕЕГ

*Мета роботи: опанувати основні методи математичного аналізу ЕЕГ*

Однією з переваг комп'ютерної електроенцефалографії над методами "ручного" аналізу сигналу ЕЕГ є можливість застосування численних методів математичного аналізу, які дають набагато більше інформації про організацію електричної активності головного мозку. В основі більшості методів чисельного аналізу ЕЕГ є спектральний аналіз за допомогою перетворення Фур'є (точніше, одного з його різновидів – швидкого перетворення Фур'є, Fast Fourier Transform). Отримана в результаті цього залежність називається спектральною функцією, або просто спектром сигналу. Залежно від того, яка саме характеристика сигналу аналізується, розрізняють спектри амплітуд, фаз, потужності, когерентності та ін. Найбільш часто аналізується спектр потужності сигналу, який математично є еквівалентним квадрату амплітуди дискретних частотних складових сумарного сигналу і має розмірність  $\text{мкВ}^2$ .



**Рис. 3.** А. Фрагмент ЕЕГ потиличного відведення (вказано секундні мітки).  
Б. Спектр потужності, обчислений по цьому фрагменту (вертикальні мітки – 10 і 20 Гц, горизонтальна лінія –  $100 \text{ мкВ}^2/\text{Гц}$ ).

У більшості досліджень цікавість становлять не значення густини спектральної потужності певних дискретних частот ряду Фур'є, а сумарна спектральна потужність коливань у певному частотному діапазоні. Межі частотних діапазонів можуть співпадати із традиційними ( $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ), або ж бути довільними залежно від мети конкретного дослідження. Спектральна потужність певного частотного діапазону визначається як площа під кривою спектральної потужності, обмежена лініями мінімальної і максимальної частот вказаного діапазону.



Обчислення спектру потужності ЕЕГ дозволяє оцінити такий параметр організації ЕЕГ як рівень **локальної синхронізації**. У загальному випадку під синхронізацією розуміють зростання у сигналі частки гармонічних коливань певної частоти. У випадку здорової притомної людини синхронізація проявляється у збільшенні амплітуди і часу реєстрації  $\alpha$ -ритму. На відміну від цього, обернений процес – десинхронізація – пов'язаний із зростанням частки швидких коливань ( $\beta$ ,  $\gamma$ -діапазони) і зменшенням частки основного ритму спокою.

Інший показник – рівень **дистантної синхронізації** – відображає ступінь узгодженості у часі двох різних сигналів, тобто сигналів двох просторово відокремлених точок (монополярних відведень). За класичними уявленнями високий рівень синхронності електричних процесів, які відбуваються у просторово відокремлених ділянках головного мозку, розглядається як умова встановлення між цими областями функціонального зв'язку, тобто ефективної передачі від одної мозкової структури до іншої збудження або ж гальмування. Існує кілька математичних методів встановлення рівня дистантної синхронізації сигналу двох відведень. Найбільш простим є обчислення коефіцієнта лінійної кореляції сигналів двох відведень. Більш точну інформацію щодо організації спільної для двох відведень електричної активності може дати кроспектральний і когерентний аналіз ЕЕГ. За допомогою цих показників можна виявити високий ступінь синхронності коливань двох відведень навіть при їх невеликій потужності. Графік спектра когерентності як правило характеризує високу синхронність на одних частотах і низьку на інших, причому, конкретний "рисунок" цієї залежності є досить мінливим у часі.

Вважається, що така мінливість синхронності на різних частотах відображає цикли швидких включень/виключень синхронізуючих структур, роль яких полягає у створенні передумов для функціональної взаємодії різних нейронних груп. Фізіологічну значущість має похідний показник спектра когерентності – середні рівні когерентності, які обчислюються як середнє арифметичне значень спектральної функції у певному діапазоні. Цей показник є більш сталим у часі і його зміни пов'язані із зміною функціонального стану головного мозку. Клінічними дослідженнями показано, що суттєві (більше, ніж 10 %) відхилення значень середніх рівнів когерентності від норми пов'язане із наявністю мозкових патологій.

Для полегшення експрес-аналізу параметрів ЕЕГ використовують метод **картування** – графічне зображення розподілу по скальпу показників ЕЕГ, які цікавлять дослідників. При цьому значення цих параметрів візуалізуються градієнтом кольорів.

Хід роботи:

1. Відповідно до протоколу роботи № 5 провести запис фонові ЕЕГ людини, а також функціональних проб реакції активації і фотостимуляції або використати попередній запис.

2. Обчислити спектральні потужності основних частотних діапазонів, а також домінуючу частоту (максимум спектрограми) різних відведень ЕЕГ, заповнивши таблицю:

діапазони відведення	СП $\delta$	СП $\theta$	СП $\alpha$	СП $\beta$	ДЧ
Fr <sub>1</sub>					
Fr <sub>2</sub>					
...					
O <sub>1</sub>					
O <sub>2</sub>					

Порівняти отримані значення із результатами лабораторної роботи № 2.

3. Побудувати карти розподілу частоти та спектральної потужності різних частотних діапазонів ЕЕГ<sup>8</sup>. Порівняти графічне і чисельне зображення розподілу параметрів ЕЕГ.

4. Обчислити спектральну потужність основних частотних діапазонів ЕЕГ потиличних і лобних відведень при закритих і відкритих очах обстежуваного. Зробити висновки щодо характеру змін ЕЕГ людини при відкриванні очей.

5. Обчислити густину спектральної потужності домінуючого частотного компонента, а також частотних компонентів, які співпадають з частотами стимуляції (відповідно до протоколу проведеного дослідження) фонові ЕЕГ і ЕЕГ під час ритмічної світлової стимуляції спалахами різної частоти (аналізувати тільки потиличні відведення).

Результати занести до таблиці:

	домінуючий компонент	6 Гц	8 Гц	10 Гц	12 Гц	14 Гц
фон						
стимуляція 6 Гц						
стимуляція 8 Гц						
стимуляція 10 Гц						
стимуляція 12 Гц						
стимуляція 14 Гц						

Дати чисельну оцінку змінам ЕЕГ під час ритмічної фотостимуляції.

<sup>8</sup> Вікно аналізу "Карти" програми "Нейроком".

6. Побудувати таблицю коефіцієнтів кроскореляції (вікно аналізу "Кроскореляція" програми "Нейроком"). Оцінити ступінь та характер часової узгодженості сигналів ЕЕГ передніх та задніх відділів головного мозку.

7. Розрахувати коефіцієнти когерентності для пар симетричних відведень (вікно аналізу "Когерентність" програми "Нейроком"). Експортувати результати розрахунків в файл Microsoft Excel (пункт "Експорт даних" контекстного меню). Отримати значення середніх рівнів когерентності у основних фізіологічних діапазонах шляхом усереднення значень когерентності для дискретних частот у межах діапазону.

Результати занести у таблицю:

	$\delta$	$\theta$	$\alpha$	$\beta$	$\gamma$
Fp1-Fp2					
F3-F4					
C3-C4					
P3-P4					
F7-F8					
T3-T4					
T7-T8					
O1-O2					

Проаналізувати, які області головного мозку є більш функціонально пов'язаними у стані спокою (пасивного неспання) та на яких частотах цей зв'язок є найбільшим. Порівняти отримані результати із аналізом кроскорелограми.

## Лабораторна робота № 7

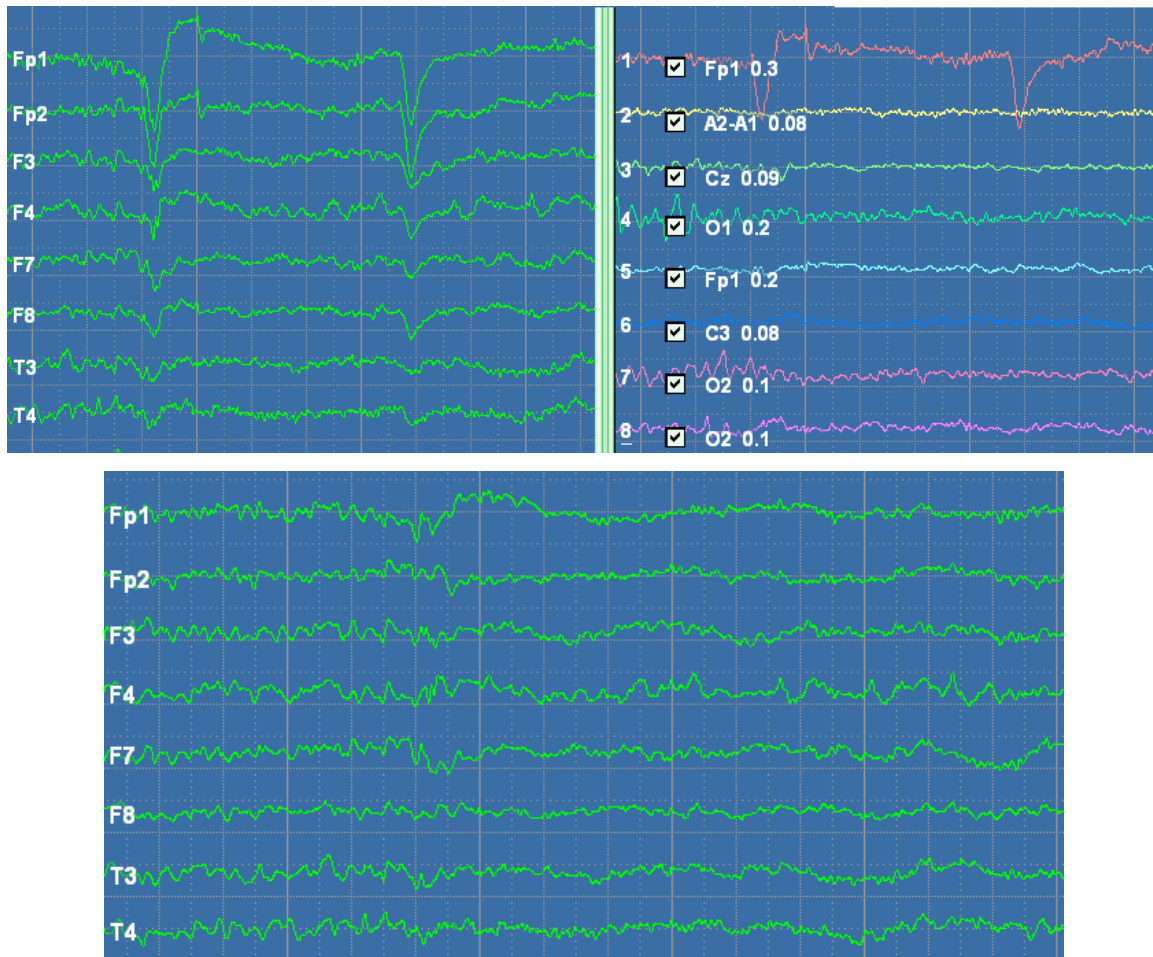
### Метод аналізу незалежних компонентів (ІСА)

*Мета роботи: ознайомитися із принципом методу розкладу сигналу на незалежні компоненти*

Електрична активність, реєстрована зі скальпу людини, відображає переважно активність нервових елементів, які знаходяться безпосередньо в області накладання відповідного електрода. Сигнали ж, які мають підкоркове походження, можуть досягати до наскальпових електродів завдяки здатності тканин головного мозку до об'ємного проведення електричних імпульсів, проте їх інтенсивність суттєво зменшується (обернено пропорційно кубу відстані між джерелом активності і реєструючим електродам), і вони стають недоступними для аналізу найбільш поширеними методами, зокрема тим, що ґрунтуються на обчисленні спектральної потужності ЕЕГ. Дослідника цікавить можливість аналізувати сигнали окремих частин головного мозку, тобто сигналів незалежних компонентів. Для отримання цієї можливості, необхідно розв'язати так звану обернену задачу ЕЕГ. Одним із способів її вирішення є метод розкладення сигналу на незалежні компоненти (Independent Component Analysis – ІСА), розроблений у 90-х роках ХХ століття. Даний метод є одним з найбільш перспективних сучасних методів так званого "сліпого" розділення активності, яка має різне походження.

В результаті роботи алгоритму ІСА ми отримуємо на виході сигнали незалежних компонентів або джерел ЕЕГ (число яких обмежено числом реєструючих електродів) і матрицю перетворення, тобто коефіцієнти, з якими сигнали компонентів входять до сигналів кожного з відведень. Надалі сигнали компонентів можуть бути піддані будь-яким описаним вище методам математичного аналізу. Виконавши інше перетворення – перемноживши сигнали компонентів на коефіцієнти матриці – ми отримуємо вихідний сигнал ЕЕГ.

Застосування методу ІСА дає найкращі результати при розділенні сигналів, які мають суттєво відмінні характеристики. Такими сигналами можуть бути артефактна або патологічна активність в порівнянні із нормальною (фоновою) ЕЕГ. У випадку, коли артефактний сигнал обумовлений діяльністю одного фізичного або фізіологічного джерела, він з великою ймовірністю буде виділений у окремий компонент. Прикладами таких артефактів може бути окулографічний, міографічний (у одному відведенні), поява електрокардіографічного сигналу або ж низькочастотна активність, викликана коливаннями перехідного опору ("плавання" сигналу). В такому випадку ми зможемо провести режекцію (позбавлення від) цього артефакту без вирізання або виключення з аналізу певних часових фрагментів сигналу. Для цього здійснюється корекція коефіцієнтів артефактного компонента у матриці розкладення, а саме – їх роблять рівними нулю. Виконавши множення сигналів компонентів на коефіцієнти коригованої матриці (розв'язавши пряму задачу – див. вище), ми отримуємо ЕЕГ без "виключеного" компонента, результати аналізу якої не будуть спотворені артефактною активністю.



**Рис. 4.** Зверху зліва: фрагмент запису ЕЕГ із вираженим окулографічним артефактом, зверху справа: результат розділення ЕЕГ на незалежні компоненти. Видно, що окулографічний артефакт виділено у окремий компонент. Знизу: той же фрагмент ЕЕГ із видаленим артефактом.

#### Хід роботи:

1. Відібрати записи, які містять артефактні фрагменти (зроблені у лабораторних роботах № 4 або 5). Розмітити 20-30 секундні фрагменти, які містять електродні, окулографічні або електрокардіографічні артефакти.

2. Активувати вікно аналізу ІСА. Активувати опцію "Проводити розрахунок по виділеному фрагменту" на панелі інструментів вікна аналізу. Провести декомпозицію сигналу (розкладення на незалежні компоненти). Ознайомитись із формою отриманих сигналів. Зберегти отриману матрицю в записі <sup>9</sup>.

3. Відключити вікно аналізу. У меню роботи з ІСА вікна перегляду сигналу активувати перегляд сигналів компонентів.

4. Проаналізувавши форму сигналів компонентів, зробити висновок, який (які) з них містить артефактну активність. Зняти позначку біля номерів вказаних компонентів. Обравши відповідний пункт у меню роботи з ІСА, зробити композицію сигналу ЕЕГ без врахування артефактних компонентів. Проаналізувати форму отриманого сигналу, зробити висновок, наскільки повно було видалено артефакти та наскільки при цьому не було спотворено форму фонові активності ЕЕГ.

<sup>9</sup> Див. посібник користувача програми "Нейроком".

## Лабораторна робота № 8

### Просторова локалізація джерел ЕЕГ

*Мета роботи: ознайомитися із принципами локалізації джерел електричної активності на основі багатодипольної моделі*

Одним із суттєвих недоліків методу ЕЕГ є те, що переважна більшість сигналу, який ми реєструємо за допомогою поверхневих електродів, має неокортикальне походження (а саме – нейронів 5 шару), тоді як активність більш глибоких структур маскується потужними сигналами поверхневих. Томографічні методи (рентгенівська, позитронно-емісійна, ЯМР) дають змогу зареєструвати будову і функції глибоких структур головного мозку, проте вони є інерційними в часі та пов'язані із використанням дуже дорогого обладнання. Окрім цього, верхній тонкий шар головного мозку є для цих методів "прозорим", а саме в ньому відбуваються процеси аналізу сенсорної інформації, міжмодальної інтеграції та формування програми дій. Ідеальним для дослідника методом був би такий, який дозволив швидко (безінерційно) зареєструвати активність як поверхневих, так і глибоких структур головного мозку, проте, на жаль, таких методів на даний час не існує. Певною мірою зарадити цій проблемі можуть сучасні математичні методи тривимірної локалізації джерел ЕЕГ-активності. Таких методів є кілька, найбільш часто дослідниками використовуються алгоритми BESA (Brain Electrical Source Activity) та LORETA (Low Resolution Brain Electromagnetic Tomography). У програмі "Нейроком" реалізований алгоритм тривимірної локалізації джерел активності компонентів ЕЕГ (виділених за ICA) на основі багатодипольної моделі.

Першим етапом аналізу тривимірної локалізації джерел електричної активності є встановлення сигналів окремих джерел. Як зазначалося вище, одним із перспективних методів такого розділення є метод ICA. Наступним етапом є встановлення просторових координат виділених джерел. Найбільш поширеною на даний час є дипольна модель. Диполь – це структура, яка має позитивно та негативно заряджені полюси, причому відстань між цими полюсами нескінченно менша за відстань до реєструючих електродів. Його можна описати як вектор, тобто, за допомогою двох параметрів – напрямку та величини. Для вирішення сформульованої вище задачі – просторової локалізації джерел електричної активності – необхідно підібрати таку кількість дипольних джерел (та їх параметри), яка б із достатньою точністю пояснювала зареєстрований на шкірі розподіл потенціального поля.

Розкладення сигналу ЕЕГ на компоненти (наприклад, за алгоритмом ICA) дає характеристику розподілу на поверхні скальпу потенціалів, обумовлених діяльністю кожного з виділених джерел. З іншого боку, отримавши параметри локалізації певного джерела активності, можливо побудувати теоретичний розподіл потенціалів на поверхні скальпу, який був би у випадку 100% дипольної природи джерела. Порівняння цих двох розподілів дає кількісну оцінку якості просторової локалізації джерела активності – чим більше вони подібні, тим точніше отримані результати узгоджуються із дипольною моделлю, тим більше можна довіряти отриманим координатам джерел електричної активності. І навпаки, у випадку суттєвої

розбіжності емпіричного та теоретичного розподілів констатується, що джерело має не дипольну природу і результатам просторової локалізації не слід довіряти.

Слід відмітити, що просторова роздільна здатність локалізації джерел електричної активності становить близько 1 см, що дозволяє з досить високою ймовірністю ідентифікувати мозкові структури-генератори цієї активності.

#### Хід роботи:

1. З числа зроблених під час попередніх лабораторних робіт записів ЕЕГ відібрати один, який містить виражену артефактну активність.

2. Відмітити 20-30 секундний фрагмент, що містить артефакти. Активувати вікно аналізу ІСА, провести декомпозицію сигналу та зберегти отриману матрицю<sup>10</sup>, або ж скористатися раніше збереженою матрицею.

3. Активувати вікно аналізу "Томограф". При цьому, у одній частині вікна програми будуть відображатися сигнали компонентів, отриманих в результаті декомпозиції, а в іншому – тривимірна модель будови головного мозку із позначками місць локалізації джерел цих сигналів відповідно до дипольної моделі. Координати диполів наведено у полярній системі координат. За допомогою опції "Показувати томографічні зрізи" можна викликати вікно, у якому координати розміщення диполя буде нанесено на усереднені томографічні перпендикулярні зрізи. Опція "Показувати карти джерела" включає режим відображення емпіричної та теоретичної карт розподілу потенціального поля.

4. Проаналізувати результати локалізації усіх джерел. Зіставити напрямок дипольних векторів та потенціальні карти. Зіставити коефіцієнти валідності локалізації та візуальну схожість емпіричної та теоретичної потенціальних карт.

5. Визначити параметри локалізації артефактних компонентів. Спробувати дати їм фізіологічну інтерпретацію.

---

<sup>10</sup> Див. роботу № 7.

## Лабораторна робота № 9

### Використання тривимірних моделей головного мозку людини при вирішенні оберненої задачі ЕЕГ

*Мета роботи: визначити, у яких мозкових структурах містяться джерела електричної активності незалежних компонентів*

Описані в роботі 9 алгоритми тривимірної локалізації джерел електричної активності формують координати цих джерел в умовних системах координат. Для науковця або практичного електроенцефалографіста більш актуальним є визначення, яким мозковим структурам відповідають отримані координати. Для візуалізації координат в програмі "Neurocom" використовується томографічна модель MNI27, розроблена у McConnell Brain Imaging Centre. Вона являє собою результат 27-кратного магнітно-резонансного сканування головного мозку здорового чоловіка. Ця модель має найбільший ступінь просторової роздільної здатності (порядка 1 мм). Перерахунок координат диполя з сферичної системи координат до системи MNI27 дозволяє нам візуально оцінити місце розташування певного джерела на трьох ортогональних зрізах. Проте, у випадку його розміщення на межі між двома структурами (приміром, різними звивинами) візуальний аналіз стає недостатньо точним.

Для більш точної ідентифікації анатомічних структур можна використовувати стереотаксичний атлас головного мозку людини Talairach<sup>11</sup>. Він має ряд відмінностей від томографічної моделі MNI27:

- різні точки початку координат,
- різні максимальні розміри головного мозку по трьох ортогональних вісях,
- нелінійне співвідношення розмірів різних частин головного мозку (в першу чергу, скроневиx областей).

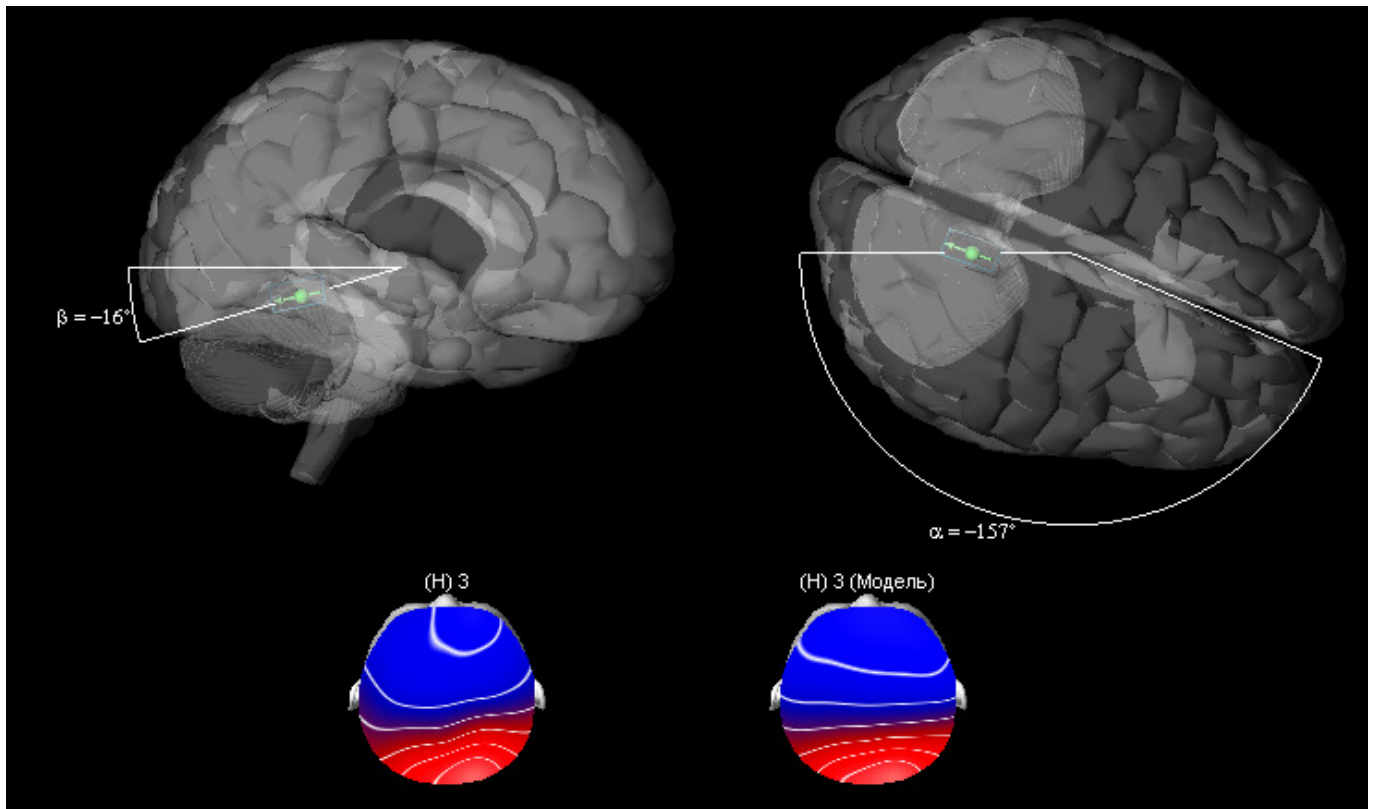
Найбільш вдалий алгоритм трансформації координат диполей з системи MNI до системи атласу Talairach було розроблено у Єльському університеті<sup>12</sup>. Для автоматизації процесу співвідношення числових значень координат і назв анатомічних структур, яким вони відповідають, розроблено систему мета-опису атласу Talairach<sup>13</sup>. Система опису є ієрархічною п'ятирівневою. Перший рівень розділяє головний мозок на дві півкулі великого мозку, дві півкулі мозочка та дві частини стовбуру. На другому рівні визначається належність точки до певної частки великого мозку або мозочка. Третій рівень опису ідентифікує структури до звивин кори великих півкуль або ж структур відповідного рівня решти головного мозку. На четвертому рівні класифікації визначається тип тканини: сіра речовина, біла речовина, ліквор (як відсутність мозкової тканини у певній точці). І останній, п'ятий рівень є прив'язаним до цитоархітектонічної будови описаних вище структур: відповідно до нього структури ідентифікуються як певні ядра або кортикальні поля за Бродманом. Інтеграція цієї системи опису у програмний комплекс "Нейроком" дозволяє автоматично отримувати анатомічні мітки, асоційовані із отриманими координатами, а також побачити розміщення відповідної точки на томографічних зрізах MNI27, що суттєво збільшує аналітичні потужності томографічного модуля.

<sup>11</sup> Talairach J., Tournoux P. Co-planar stereotaxic atlas of the human brain. – New York: Thieme. 1988. – 122 p.

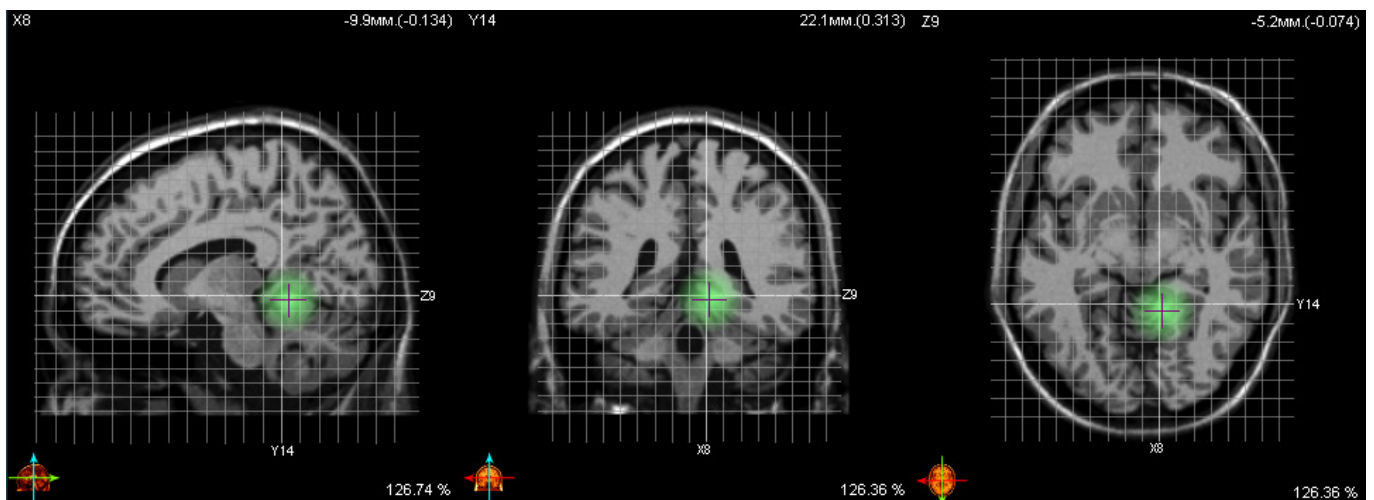
<sup>12</sup> Lacadie C. M., Fulbright R. K., Rajeevan N., et al. More accurate Talairach coordinates for neuroimaging using non-linear registration // Neuroimage. 2008. V. 42, No 2. P. 717-725.

<sup>13</sup> Lancaster J. L., Woldorff M. G., Parsons L. M., et al. Automated Talairach Atlas labels for functional brain mapping // Human Brain Mapping. 2000. V.10 P. 120-131.





**Рис. 6.** Приклад локалізації джерела одного з компонентів. Показано його розташування на тривимірній моделі головного мозку, наведено кутові координати. Внизу емпіричний (зліва) та теоретичний (справа) розподіли потенціалів на поверхні скальпу (червоний – електропозитивність, синій – електронегативність). Ступінь схожості двох розподілів характеризує якість локалізації як високу.



**Рис. 7.** Місце локалізації того ж диполя, що і на попередньому рисунку, нанесене на томографічні зрізи головного мозку (модель).

### Хід роботи:

1. З числа зроблених під час попередніх лабораторних робіт записів ЕЕГ відібрати один із вираженою  $\alpha$ -ритмікою, провести його декомпозицію (див. інструкції роботи 9), зберегти отриману матрицю.

2. Перейти до вікна аналізу "Томограф". Включити режим відображення ортогональних зрізів (вкладка "Томографічні зрізи"). Координати диполя візуалізуються на зображеннях моделі MNI27. Залежно від налаштувань програми у текстовому полі вікна "Томографічні зрізи" може відображатися інформація з атласу

Talairach як безпосередньо для точки розташування диполя, так і про найближчу ділянку сірої речовини або усі точки в кубі  $\pm 2$  мм. Також можливе відображення інформації з атласу Talairach для поточної позиції курсора.

3. Активувати вікно аналізу "Таблиці потужностей спектра". У вікні перегляду сигналу включити відображення сигналів компонентів (кнопка "Включити використання ICA"). Оцінити, у яких компонентах найбільше представлена  $\alpha$ -активність. Активувавши вікно аналізу "Томограф", оцінити локалізацію джерел цих компонентів. Зробити висновок про розташування мозкових структур, які генерують альфа-ритміку ЕЕГ. Зробити порівняння із результатами роботи № 2.

## **Психофізіологічні проби (роботи № 10-16)**

Однією з сфер застосування електроенцефалографії є аналіз змін характеру роботи головного мозку людини при певних видах розумової діяльності. Метою таких досліджень є вивчення мозкового субстрату різноманітних психофізіологічних функцій, як то пам'яті, емоцій, уваги та ін.

Задля вивчення особливостей роботи головного мозку людини різні дослідники використовують різні проби, залежно від мети конкретного дослідження. Нижче наведено перелік найбільш типових психофізіологічних проб, які можна модифікувати під потреби конкретного дослідження. Метою роботи є оцінка змін спектральної потужності вузьких частотних діапазонів (шириною 0.5 Гц) під час виконання різних функціональних проб з метою визначення, які частотні діапазони є більш чутливими до певних змін функціонального стану головного мозку.

Пропоновані надалі роботи мають спільний план побудови дослідження, проте різняться задачами, які повинен вирішувати обстежуваний, і відповідно патернами активації головного мозку.

### Хід роботи:

1. Закомутувати обстежуваного.
2. За вказівкою викладача провести обстеження за однією чи кількома схемами з наведених нижче. До початку експерименту у редакторі досліджень створити відповідну схему.
3. Проаналізувати характер змін ЕЕГ під час певного типу активації головного мозку згідно інструкції відповідної частини роботи.
4. Порівняти зміни ЕЕГ при різних типах стимуляції.
5. Зробити висновок про діагностичну цінність ЕЕГ при проведенні психофізіологічних досліджень.

### **Загальні моменти роботи із програмою "Нейроком":**

#### **1. Часова розмітка запису**

Як зазначалося раніше, програма дозволяє здійснювати неперервний запис ЕЕГ людини протягом тривалого часу (час реєстрації обмежено тільки обсягом дискового простору реєструючого комп'ютера). Надалі тривалий запис можна розмітити, виділивши у ньому певні часові епохи, сигнал яких можна піддавати математичному аналізу.

Для розмітки запису у режимі перегляду ЕЕГ потрібно відобразити панель закладок (Ctrl + B). Далі за допомогою інструменту "Діапазон" панелі інструментів "Виділення та перегляд" виділити певний фрагмент запису, після чого натиснути кнопку "Додати закладку" на панелі керування закладками. Ввівши назву відповідного фрагменту ЕЕГ, переконатися, що закладка на нього появилася у списку. Надалі ми завжди можемо повернутися до аналізу фрагментів, на які поставлено закладки.

#### **2. Підготовка аналізу частотних діапазонів**

Викликати вікно налаштувань програми (пункт меню "Вид"), у ньому активувати закладку "ЕЕГ" та обрати "Частотні діапазони"<sup>14</sup>. У вікні, що з'явилося, додати діапазони шириною 0.5 Гц на інтервалі від 4 до 25 Гц (загалом 44 діапазони). Для зручності бажано дати новим діапазонам шаблонні назви, приміром "\_d\_01", "\_d\_02" і т.д. Після збереження параметрів нові частотні діапазони стануть доступними для всіх методів математичного аналізу, реалізованих у програмі.

<sup>14</sup> Див. відповідний пункт посібника користувача програми.

## Лабораторна робота № 10

### Дослідження короткочасної пам'яті при пред'явленні слухових подразників

*Мета роботи: дослідити зміни ЕЕГ при активації механізмів короткочасної пам'яті*

У якості тестового матеріалу обстежуваному зачитується перелік слів, які він повинен пам'ятати протягом певного часу (приміром, 20 секунд), а потім – за командою експериментатора – відтворити. З метою запобігання появі артефактної активності під час експерименту обстежуваний повинен сидіти із закритими очима. Під час відтворення тестового матеріалу не слід надто інтенсивно артикулювати. Стимульний матеріал повинен зачитуватися рівним неемоційним голосом у темпі, достатньому для сприйняття та запам'ятовування (при проведенні потокових досліджень для стандартизації стимульного матеріалу варто здійснити попередній аудіозапис стимулів, а під час експерименту відтворювати зроблені записи). Обсяг наборів повинен становити 8-10 слів. Вони не повинні бути надто довгими (до 3-х складів), не повинні римуватися та мати асоціативні зв'язки всередині набору.

Під час експерименту обстежуваному зачитується не менше п'яти таких наборів.

Приклади наборів слів:

набір 1	набір 2	набір 3	набір 4	набір 5
щур	струміль	конверт	береза	штопор
жало	ворон	година	поспіх	схема
книга	ухил	макет	олово	мило
стріла	хром	роса	фільтр	стимул
шахта	сигара	урок	мішок	ковток
пачка	ім'я	копиця	голуб	морок
мітла	цеглина	літр	центр	ложка
дуєт	схід	друг	берег	корал
поле	конюх	полиця	шнур	спорт
деталь	ніс	човен	насіння	зола

Схема проведення обстеження при цьому така:

1. стан спокою (20 секунд)
2. зачитування стимульного матеріалу (20 секунд)
3. утримування в пам'яті інформації (20 секунд)
4. відтворення обстежуваним набору слів за командою експериментатора (10-15 секунд)
5. відпочинок (20 секунд)

Під час експерименту необхідно відмітити час початку кожного його етапу. На основі цих міток перед аналізом необхідно розмітити отриманий запис, відмітивши усі фрагменти, які відповідають ЕЕГ стану спокою, ЕЕГ під час запам'ятовування та ЕЕГ під час відтворення інформації.

З аналізу слід виключити епохи, які містять артефактні фрагменти <sup>15</sup>.

Для аналізу ЕЕГ слід відобразити відповідне вікно аналізу (див. роботу № 6), обрати необхідну закладку та у контекстному меню обрати пункт "Виділити". Після цього у вікні аналізу відбудеться автоматичний розрахунок параметрів виділеного фрагменту ЕЕГ.

Завдання роботи:

1. Порівняти спектральні потужності та когерентності ЕЕГ стану спокою, запам'ятовування та утримання інформації у короткочасній пам'яті.
2. Оцінити, які частотні діапазони є найбільш чутливими до змін функціонального стану при активації механізмів короткочасної пам'яті.
3. Порівняти частотні межі цих діапазонів із традиційними діапазонами.

## **Лабораторна робота № 11**

### **Дослідження короткочасної пам'яті при пред'явленні зорових подразників**

*Мета роботи: дослідити зміни ЕЕГ при активації механізмів короткочасної пам'яті*

Найбільш часто в даній ситуації використовують спеціалізовані комп'ютерні програми, які забезпечують подачу стимульного матеріалу на монітор, відлік усіх часових інтервалів, подачу команди на відтворення запам'ятованого матеріалу, реєстрацію реакції обстежуваного та оцінку її вірності/невірності. При проведенні такого дослідження виникає суттєва проблема, пов'язана із рухами очей, що призводить до появи в ЕЕГ окулографічних артефактів. Для їх подолання доцільно попередньо застосовувати методику ІСА <sup>16</sup>.

Порядок розмітки ЕЕГ по завершенні запису та хід аналізу аналогічний до дослідження із використанням слухових подразників.

## **Лабораторна робота № 12**

### **Дослідження абстрактно-логічного мислення**

*Мета роботи: дослідити зміни ЕЕГ при здійсненні абстрактно-логічних операцій*

Найпростішою задачею в даному випадку є обернений арифметичний рахунок. Для цього обстежуваному пропонуються два числа – чотиризначне і двозначне. Завданням є відняти від чотиризначного двозначне, від отриманого результату знову відняти двозначне і таким чином здійснювати послідовне віднімання протягом 3-5 хвилин (наприклад,  $4587 - 13 = 4574$ ,  $4574 - 13 = 4561$  і т.д.). За командою експериментатора обстежуваний повинен припинити рахувати і повідомити отриманий результат. Вказана методика формує суттєве навантаження на

<sup>15</sup>

4. <sup>16</sup> Див. роботу № 7.

Див. роботу №

обстежуваного, проте не має можливості оцінити обсяг зробленої роботи та її коректність. Для того, аби проконтролювати ступінь активації обстежуваного, варто проводити одночасний запис ЕКГ і оцінювати зміни ЧСС.

Рекомендована схема досліду (під час всіх частин експерименту обстежуваний знаходиться із закритими очима):

1. стан спокою (3 хвилини)
2. виконання завдання (3-5 хвилин)
3. відпочинок (3 хвилини)

По закінченні обстеження запис слід розмітити, виділивши ЕЕГ спокою, першу та останню хвилини виконання завдання та стан спокою після завершення роботи (остання хвилина періоду відпочинку). Окрім цього, необхідно виключити з аналізу артефактні фрагменти<sup>17</sup>.

Завдання роботи:

1. Порівняти спектральні потужності та когерентності ЕЕГ стану спокою, під час виконання завдання та відпочинку.
2. Оцінити, які частотні діапазони є найбільш чутливими до змін функціонального стану головного мозку при виконанні арифметичного рахунку.
3. Порівняти частотні межі цих діапазонів із традиційними діапазонами.

## **Лабораторна робота № 13**

### **Дослідження функції уваги при задачі реагування на нечасті стимули**

*Мета роботи: дослідити зміни ЕЕГ при активації механізмів уваги*

Увага є одним з базових механізмів забезпечення мозкової діяльності. Для його дослідження обстежуваному ставлять задачу слідкувати за сенсорним оточенням, виділяти певні події та певним чином на них реагувати. Як і при дослідженні механізмів короточасної пам'яті, можна використовувати найрізноманітніші стимули різної модальності. Використання слухових стимулів є більш зручним, оскільки дозволяє запобігти появі окулографічних артефактів.

У найпростішому випадку задачею обстежуваного є якомога швидше реагувати на цільові стимули, які подаються у випадковому порядку серед шумових. При наявності обладнання процедура може бути повністю автоматизована із можливістю реєстрації латентних періодів реакції. Оскільки для задач практикуму час реакції не є принциповим, подачу стимулів можна здійснювати із використанням персонального комп'ютера. Для запобігання автоматизації діяльності міжстимульний інтервал повинен бути достатньо великим і варіювати у широких межах. Рекомендованим режимом є випадковий вибір значень міжстимульного інтервалу у межах 5-10 секунд. Кількість цільових стимулів – 25-30 % від загального числа. Реакція обстежуваного може бути натисканням на спеціальну клавішу або ж кнопки клавіатури або "миші" комп'ютера. Для запобігання появи численних артефактів необхідно розмістити руки обстежуваного так, щоб м'язи плеча були розслаблені, і під час реакції рухався тільки палець, а не вся кисть. Можливий

---

<sup>17</sup> Див. роботу № 5.

спрощений режим реакції – підрахунок подумки числа стимулів із повідомленням експериментатора про результат в кінці експерименту.

Рекомендована *схема досліду* (під час всіх частин експерименту обстежуваний знаходиться із закритими очима):

1. запис ЕЕГ стану спокою (3 хвилини)
2. запис ЕЕГ під час стеження за стимулами (3-5 хвилин)
3. відпочинок (3 хвилини)

Обробка запису аналогічна такій у експерименті із дослідженням абстрактно-логічного мислення.

## **Лабораторна робота № 14**

### **Дослідження функції уваги при використанні тесту "коректурна проба"**

*Мета роботи: дослідити зміни ЕЕГ при виконанні складного тесту на увагу*

Коректурна проба або тест Бурдона є однією з найбільш поширених методик детального дослідження функції уваги. Задачею обстежуваного в даному випадку є вибір всіх цільових (релевантних) стимулів, які розміщено серед значно більшого числа шумових (нерелевантних) стимулів. У якості стимулів найбільш часто використовують сторінку, заповнену літерами, проте є багато модифікацій, направлених на роботу із дітьми та ін. категоріями людей. На даний момент існує багато комп'ютерних реалізацій коректурного тесту.

Рекомендована схема досліду:

1. запис ЕЕГ стану спокою, обстежуваний із відкритими очима (3 хвилини)
2. запис ЕЕГ під час виконання коректурного тесту (3-5 хвилин)
3. відпочинок, обстежуваний із відкритими очима (3 хвилини)

Обробка запису аналогічна описаній вище.

## **Лабораторна робота № 15**

### **Дослідження емоційної активації головного мозку людини**

*Мета роботи: дослідити зміни ЕЕГ при активації емоціогенних механізмів*

Емоції є еволюційно ранньою системою оцінки оточення та відіграють важливу роль у формуванні поведінки людини і тварин. Основним нейрологічним субстратом емоційної активації вважаються структури лімбічної системи головного мозку. Для дослідження емоційної сфери існує чимало експериментальних методик. Однією з них є використання стандартизованих стимулів, які мають позитивне чи негативне емоційне забарвлення. Зрозуміло, викликати негативно емоційний стан простіше, ніж позитивний.

Стимульний матеріал при цьому може бути різної модальності:

зорові	образи з Міжнародної системи афективних зображень (International Affective Picture System, IAPS <sup>18</sup> )
слухові	образи з Міжнародної системи афективних звуків (International Affective Digitized Sounds, IADS)
нюхові	аверзивні речовини в невеликих концентраціях (кілька краплин водного розчину аміаку або ізовалеріанової кислоти)
тактильні	стискання пальців чи долоні для досягнення неприємних відчуттів
температурні	поміщення на внутрішню частину долоні кубика льоду

Слід зауважити, що у випадку проведення дослідження із використанням суб'єктивно неприємних стимулів, необхідно попередити обстежуваного про характер очікуваних впливів на нього та отримати попередню згоду. З переліку, наведеного вище, найбільш просто реалізується стимуляція за допомогою Міжнародної системи афективних зображень (IAPS). Зображення IAPS супроводжуються нормативними таблицями із оцінками кожного стимула за шкалами гедонічності та рівня активаційного впливу. Для проведення стимуляції в межах практикуму рекомендується обрати набори зображень по 18 файлів із середніми значеннями активаційного впливу та максимальними чи мінімальними гедонічними оцінками – для досягнення позитивно чи негативно емоційного ефектів.

Рекомендована схема досліду:

1. запис ЕЕГ стану спокою, обстежуваний із відкритими очима (3 хвилини)
2. запис ЕЕГ під час демонстрації у режимі слайд-шоу позитивно емоційних стимулів (3 хвилини, час експозиції кожного зображення 10 секунд)
3. відпочинок, обстежуваний із відкритими очима (3 хвилини)
4. запис ЕЕГ під час демонстрації у режимі слайд-шоу негативно емоційних стимулів (3 хвилини, час експозиції кожного зображення 10 секунд)
5. відпочинок, обстежуваний із відкритими очима (3 хвилини)

Під час проведення експериментів з дослідження емоційної сфери людини необхідно здійснювати одночасну з ЕЕГ реєстрацію ЕКГ і контроль змін ЧСС. Після закінчення досліду розмітити запис ЕЕГ, поставивши закладки на:

- ЕЕГ стану спокою,
- ЕЕГ під час сприйняття позитивно емоційних зображень,
- ЕЕГ першого відпочинку,
- ЕЕГ під час сприйняття негативно емоційних зображень,
- ЕЕГ другого відпочинку.

З ЕЕГ під час експозиції зображень варто вибрати фрагменти, під час яких відбувалися зрушення ЧСС.

<sup>18</sup> Системи IAPS та IADS можна безкоштовно замовити для некомерційного використання у наукових та освітніх установах. Більш детальна інформація на сайті <http://csea.php.ufl.edu/media/iapsmessage.html>



Завдання роботи:

1. Порівняти спектральні потужності та когерентності ЕЕГ стану спокою та ЕЕГ під час позитивно емоційно активації.
2. Порівняти спектральні потужності та когерентності ЕЕГ стану спокою та ЕЕГ під час негативно емоційно активації.
3. Оцінити, які частотні діапазони є найбільш чутливими до емоційної активації людини.
4. Порівняти частотні межі цих діапазонів із традиційними діапазонами.

## Лабораторна робота № 16

### Аналіз зв'язків динаміки параметрів ЕЕГ з мимичною експресією емоцій

*Мета роботи: дослідити зміни ЕЕГ, синхронні із мимичною експресією емоцій*

Дослідження індивідуальних особливостей емоційних реакцій людини ускладнюється тим, що однаковий стимульний матеріал у різних осіб може викликати неоднакові відповіді. Ці особливості пояснюються поточним станом людини, її індивідуальним досвідом, типологічними характеристиками і т.д. Тому для того, щоб дослідити характер мозкової організації емоційного стану, мало знати, які саме подразники пред'являються людині в даний момент –необхідно також відстежувати безпосередні реакції самої людини. Одним із способів вирішення цієї задачі є аналіз мимичної активності, за якою можна встановити характер та часові рамки індукованої емоційної реакції.

Для проведення роботи необхідно підготувати емоціогенний стимульний матеріал: аудіозаписи жартів та відеофрагменти з позитивним, нейтральним та негативним змістом. Для проведення дослідження перед обстежуваним на відстані біля 1 м необхідно встановити монітор та динаміки таким чином, щоб у людини не виникало потреби змінювати положення голови чи тіла при необхідності дивитись на монітор.

Хід роботи:

Провести синхронний запис ЕЕГ та відеомоніторингу обличчя обстежуваного за такою схемою:

1. Вихідний стан спокою із заплющеними очима (3 хв)
2. Прослуховування аудіозаписів із жартами (3 хв)
3. Стан спокою із відкритими очима (3 хв)
4. Перегляд позитивного відео (3 хв)
5. Перегляд нейтрального відео (1 хв)
6. Перегляд негативного відео (1 хв)
7. Стан спокою.

На першому етапі аналізу необхідно переглянути отримані відеозаписи, знайти виразні мимичні реакції, встановити час їх виникнення і зникнення та характер емоцій, яким вони відповідають. Спираючись на отримані дані, внести відповідні мітки у синхронний з відеосигналом запис ЕЕГ, позначаючи періоди розвитку мимичних реакцій та 10-секундні фрагменти, що їм передують. Розрахувати

сумарний час усіх мімічних реакцій та усіх попередніх періодів і виділити у фонових записах та в записі з переглядом нейтрального відео фрагменти аналогічної тривалості. Провести аналіз, розмітку та видалення артефактів в ЕЕГ.

Для кожного з отриманих ЕЕГ-фрагментів розрахувати спектральну потужність  $\theta 1$ -,  $\theta 2$ -,  $\alpha 1-3$ ,  $\beta 1$ -,  $\beta 2$ -піддіапазонів ЕЕГ та коефіцієнти активації (співвідношення спектральної потужності  $\beta$ - і  $\alpha$ -діапазонів) у кожному з відведень. За даними з відведень О1 та О2 встановити частоту та амплітуду домінуючого ритму  $\alpha$ -діапазону (або його відсутність). Отримані дані усереднити для однотипних фрагментів.

За допомогою табличного редактора (напр., Excel) побудувати діаграми порівняння змін отриманих даних із фоновим станом та між собою.

Зробити висновки про:

1. Неспецифічні зміни, що супроводжують виникнення усіх емоційних реакцій.
2. Відмінності в ЕЕГ-корелятах позитивних та негативних емоційних реакцій.
3. Наявність/відсутність асиметрії при емоційній активації кори головного мозку.
4. Роль фронтальних ділянок кори головного мозку в афективних реакціях.
5. Можливість зміни частоти основного ритму ЕЕГ при емоційному збудженні.

## Лабораторна робота № 17

### Особливості частотно-просторової організації електричної активності головного мозку чоловіків та жінок

*Мета роботи: визначити гендерні особливості реорганізації електричної активності головного мозку при переході від стану спокою до діяльності*

Проблему статевого диморфізму можна назвати однією з самих складних і дискусійних в біології. Статевий диморфізм, як відомо, відображається у генетичних, морфологічних, функціональних, поведінкових та психологічних аспектах життєдіяльності живих істот. Значну роль при цьому відіграє диференціація мозку, як субстрату вищих інтегративних функцій у вищих тварин і людини. З матеріалів сучасних нейро- і психофізіологічних досліджень добре відомо, що чоловіки і жінки досить суттєво відрізняються між собою за перебігом емоційних процесів (включаючи перцепцію, переживання, відтворення), пам'яті, в принципах селекції інформації - чоловікам в більшій мірі притаманно використання інсайтних стратегій, в той час як жінкам – інтелектуальна стратегія, при цьому, жінки для прийняття рішення прагнуть отримати вичерпну інформацію, в когнітивній сфері людини - жінки переважають чоловіків у вирішенні вербальних завдань, і навпаки – поступаються у вирішенні просторово-візуальних задач. Крім цього, відомо, що при однакових формах поведінки і навіть однакових результатах когнітивної діяльності їх нейрофізіологічне, нейрохімічне і навіть морфологічне забезпечення може мати істотні гендерні відмінності.

#### Хід роботи:

1. Відібрати з числа записаних раніше або записати у відповідності до протоколів робіт 12 і 15 ЕЕГ під час виконання арифметичного рахунку або емоційної активації. Для порівняння необхідно мати записи осіб різної статі. В разі необхідності провести розмітку отриманих записів, як це описано вище.

2. Визначити характер змін ЕЕГ (спектральна потужність та середні рівні когерентності основних частотних діапазонів) при переході від стану спокою до діяльності.

3. Визначити подібність і відмінність патернів активації у чоловіків і жінок. Зробити відповідні висновки.

## Лабораторна робота № 18

### Класифікація ЕЕГ

*Мета роботи: отримати навички формального опису ЕЕГ, спробувати класифікувати певні записи ЕЕГ*

ЕЕГ людини є істотно варіативною. Існує суттєва міжіндивідуальна різниця за ступенем домінування тих чи інших ритмів, їх вираженістю, частотними характеристиками, зональним розподілом та ін. ЕЕГ одного індивіда може зазнавати істотних перебудов залежно від характеру поточної діяльності та функціонального стану. Порушення у роботі головного мозку також супроводжуються значними відхиленнями структури ЕЕГ. Зважаючи на це, актуальним є завдання формалізувати опис ЕЕГ, тобто розробка системи класифікації, за якою ЕЕГ того чи іншого суб'єкта на основі об'єктивних (чисельних) характеристик можна віднести до тієї чи іншої групи. Остаточного вирішення ця задача досі не має. Однією з найбільш поширених у клінічній практиці є класифікація, розроблена О. О. Жирмунською<sup>19</sup>.

#### Хід роботи:

1. Відібрати для аналізу з числа записаних кілька різних за морфологією записів ЕЕГ (наприклад, із добре і погано вираженим  $\alpha$ -ритмом на основі візуального аналізу).

2. Скориставшись наведеними таблицями, віднести відібрані ЕЕГ до того чи іншого типу. Для кожної аналізованої ЕЕГ зазначити обраний рівень кожного з шести параметрів таблиці 1, в разі необхідності аргументувавши вибір чисельними значеннями параметрів ЕЕГ.

---

<sup>19</sup> Жирмунская Е.А., Лосев В.С. Система описаний и классификация электроэнцефалограмм человека.- М.: Наука, 1984 – 89 с.

Таблиця 18.1. Система опису ЕЕГ

<i>параметри опису</i>	<i>рівні параметрів</i>	<i>код</i>
1. головні (найбільш виражені) компоненти	$\beta$ -активність	1
	$\alpha$ -активність	2
	$\theta$ -активність	3
	$\delta$ -активність	4
	суміш різних частотних компонентів	5
2. амплітуда головного компонента	дуже низька (до 15 мкВ)	1
	низька (15 – 25 мкВ)	2
	середня (25 – 45 мкВ)	3
	висока (45 – 80 мкВ)	4
	дуже висока (більше 80 мкВ)	5
3. характеристика $\alpha$ -активності	майже відсутня	1
	мало (одинокі хвилі, нечисленні групи хвиль)	2
	регулярна за частотою, чітко модульована по амплітуді (наявні "веретена" $\alpha$ -ритму)	3
	регулярна по частоті, модуляції по амплітуді або відсутні або майже відсутні	4
	дещо дезорганізована (недостатньо стала по частоті або недостатньо модульована)	5
	помітно дезорганізована (за тими ж параметрами)	6
	істотно дезорганізована (нерегулярна по частоті, не організована у веретена)	7
4. зональні відміни	немає при відсутності $\alpha$ -активності або при нечисленних $\alpha$ -хвилях	1
	добре виражені по $\alpha$ -активності	2
	дещо згладжені або слабо спотворений за $\alpha$ -активністю (домінування не в каудальному, а в ростральному напрямку)	3
	різко згладжені до відсутності або ж різко спотворені по $\alpha$ -активності	4
5. наявність $\beta$ -активності низької частоти (14-25 Гц)	немає	1
	мало	2
	багато	3
	дуже багато	4
6. характеристика $\theta$ - і $\delta$ -активності	немає	1
	мало: в порівнянні із домінуючою активністю амплітуда менша	2
	мало: в порівнянні із домінуючою активністю амплітуда така ж або більша	3
	багато: в порівнянні із домінуючою активністю амплітуда менша	4
	багато: в порівнянні із домінуючою активністю амплітуда така ж або більша	5

Таблиця 18.2. Типи і групи ЕЕГ

тип ЕЕГ	група ЕЕГ	індекси за параметрами опису (табл. 18.1)					
		№ 1	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5	№ 6
I	1	2	2, 3, 4, 5	3	2	1, 2	1
	2	2	2, 3, 4, 5	3, 4, 5	2, 3	1, 2	1
	3	2	2, 3, 4, 5	3, 5	2, 3	1, 2	2, 3, 4, 5
	4	2	2, 3, 4, 5	3, 5	2, 3	3, 4	1, 2
II	5	2	2, 3, 4, 5	4	3, 4	1, 2	1, 2
	6	1	2, 3, 4	1	1	3, 4	1, 2
	7	3	2, 3, 4, 5	1	1	1, 2	5
III	8	1	1, 2, 3	1	1	1, 2	1
	9	2	2, 3	2	3, 4	1, 2, 3	1, 2, 3
	10	5	1	1, 2	1	1, 2, 3	1, 2, 3, 4, 5
IV	11	2	3, 4, 5	6, 7	3, 4	1, 2	1, 2
	12	2	3, 4, 5	6, 7	4	3, 4	1, 2
	13	2	3, 4, 5	6, 7	2, 3	3, 4	1, 2
	14	2	3, 4, 5	6, 7	2, 3	1, 2	3, 4
	15	2, 5	3, 4, 5	6, 7	1, 2, 3, 4	3, 4	4, 5
V	16	5	3	1, 2	1	1, 2	4, 5
	17	5	3	1, 2	1	3, 4	2, 3, 4, 5
	18	5	4, 5	1, 2	1	3, 4	4, 5
	19	5	4, 5	2	1	1, 2	5
	20	4, 5	4, 5	1	1	1, 2	5

**Примітка.** В групу 2 потрапляють на відміну від групи 1 ЕЕГ, у яких регулярний  $\alpha$ -ритм (параметр 3, рівень 3) має дещо згладжені або спотворені зональні відміни (параметр 4, рівень 3); на відміну від групи 5 випадки, коли регулярний  $\alpha$ -ритм не має модуляції (параметр 3, рівень 4), проте зональні відміни збережені (параметр 4, рівень 2).

## Лабораторна робота № 19

### Дослідження патологічних ЕЕГ

*Мета роботи: ознайомитися із прикладами патологічних ЕЕГ, спробувати визначити патерни ЕЕГ, які відрізняють певні патології*

Як зазначалося вище, метод ЕЕГ є одним із найбільш широко застосованих у клінічній практиці, оскільки дозволяє швидко і надійно ідентифікувати порушення у роботі головного мозку. Виконавши попередні роботи, ми мали змогу ознайомитися із основними характеристиками нормальної ЕЕГ. Як правило, патологічні ЕЕГ-феномени суттєво відрізняються від нормальної фонові ЕЕГ за своєю структурою та амплітудою. Так, наявність в ЕЕГ притомної людини високоамплітудних коливань  $\delta$ - та  $\theta$ -діапазонів, зосереджених у певній ділянці головного мозку, може бути ознакою наявності травматичного порушення або пухлини мозкової тканини. Наявність у ЕЕГ специфічного комплексу "гострий пік – повільна хвиля" є одним з епілептиформних феноменів, тощо. Слід зазначити, що ідентифікація патологічних феноменів та встановлення діагнозу є компетенцією фахівця лікаря, і ніяк не може бути здійсненим в рамках даного практичного курсу. Завданням даної роботи є ознайомитися із зразками патологічних ЕЕГ з баз комп'ютерних ЕЕГ-комплексів або ж з спеціалізованих атласів.

#### Хід роботи:

1. Ознайомитися із запропонованими викладачем зразками ЕЕГ.
2. Спробувати визначити фрагменти, які містять патологічну активність. Критеріями визначення таких фрагментів можуть бути наступні:
  - переважання високоамплітудних низькочастотних коливань у одному чи декількох відведеннях,
  - суттєва асиметрія амплітуди і частотного складу симетричних відведень або істотна різниця за цими параметрами від сигналів сусідніх відведень,
  - наявність у ЕЕГ  $\beta$ -коливань амплітудою вище 40-45 мкВ або  $\gamma$ -коливань амплітудою вище 15-20 мкВ,
  - наявність у сигналі одного чи кількох відведень комплексів специфічної форми (наприклад, пригаданий вище комплекс "гострий пік – повільна хвиля").
3. Ознайомитися із діагнозами, які супроводжують той чи інший запис ЕЕГ.
4. Спробувати розділити виданий викладачем набір записів ЕЕГ на нормальні та патологічні.
5. Застосувавши метод електроенцефалографічної томографії (див. роботи 9 і 10), спробувати ідентифікувати джерела патологічної активності.

## Лабораторна робота № 20

### Дослідження ЕЕГ сну

*Мета роботи: ознайомитися із змінами ЕЕГ під час переходу мозку до сну*

Сон є одним із так званих змінених станів свідомості. Функціональне значення такого режиму роботи мозку досі точно невідоме, проте згідно сучасних уявлень цей стан не розглядається як режим пасивного відпочинку і накопичення енергії. Відомо, що під час сну споживання клітинами тканини головного мозку енергії не знижується в порівнянні із станом притомності. Показано, що в цьому стані відбувається інтенсивна обробка інформації, що супроводжується суттєвими перебудовами електричної активності головного мозку. У циклі сон – неспання виділяють кілька стадій.

**1 стадія** – дрімота – супроводжується зниженням потужності  $\alpha$ -ритміки та невеликим зростанням кількості  $\theta$ - і  $\delta$ -коливань, часто супроводжується швидкими рухами очей;

**2 стадія** – легкий сон – характеризується збільшенням числа  $\delta$ - і  $\theta$ -хвиль, окрім яких у ЕЕГ з'являються специфічні феномени:

- вертекс-потенціал – комплекс з гострих та повільних хвиль, максимально виражений у центральних відведеннях, може бути поодиноким чи повторним, амплітуда до 250 мкВ,
- К-комплекс – одна або кілька повільних хвиль високої амплітуди, після якої реєструється сонне веретено,
- сонне веретено – спалах коливань, подібний до веретена  $\alpha$ -ритму, частотою 12-15 Гц, амплітудою до 60 мкВ, виражені у центральних областях мозку;

**3 стадія** – помірний сон – від 20 до 60 % хвиль представлені  $\delta$ -хвилями частотою до 2 Гц, досить часто реєструються вертекс-потенціали і К-комплекси, загальна амплітуда активності до 100-150 мкВ;

**4 стадія** – глибокий сон – реєструються регулярні  $\delta$ -хвилі (ритм) частотою до 2 Гц і амплітудою до 200-250 мкВ;

**фаза швидких рухів очей (REM-фаза)**, парадоксальний або швидкий сон – нагадує ЕЕГ притомної людини або 1 чи 2 стадій сну із більш низькою амплітудою сигналу, збільшується частка високочастотних коливань, у обстежуваного спостерігаються швидкі рухи очних яблук, інколи скорочення м'язів та рухи кінцівок, вважається, що саме в цю фазу людина бачить сновидіння.

#### Хід роботи:

1. Закомутувати обстежуваного. Запис ЕЕГ варто проводити у людини, яка за своїми суб'єктивними відчуттями здатна швидко заснути. По можливості, в ніч перед записом слід провести певну депривацію сну (лягти пізніше, а прокинутися дещо раніше, ніж зазвичай). Під час запису можна забезпечити релаксаційні впливи на людину (одорація експериментального приміщення ефірними оліями м'яти, меліси, програвати заспокійливу музику).



2. Під час запису варто забезпечити відеомоніторинг стану обстежуваного, особливо очей для контролю за можливими рухами під час парадоксальної фази <sup>20</sup>. Здійснити тривалий запис ЕЕГ, спостерігаючи за станом обстежуваного. Спробувати ідентифікувати зміни рівня активації при переході до дрімоти або сну.

3. Ознайомитися із наданими викладачем записами ЕЕГ різних стадій сну. Спробувати ідентифікувати специфічні ЕЕГ-комплекси та визначити, яка стадія сну відповідає тому чи іншому фрагменту запису.

4. Застосувавши метод електроенцефалографічної томографії (див. роботи 9 і 10), спробувати ідентифікувати джерела специфічних ЕЕГ-феноменів (К-комплекси та/або сонні веретена).

---

<sup>20</sup> У випадку, якщо ЕЕГ-комплекс дозволяє реєструвати електроокулограму, слід скористатися цією можливістю.

## РОЗДІЛ 2. РЕЄСТРАЦІЯ ТА АНАЛІЗ ВИКЛИКАНОЇ АКТИВНОСТІ

Електрична активність головного мозку, яка досліджувалася у попередніх розділах курсу, генерується за відсутності специфічних подразників (хоча може модифікуватися ними) і називається фоною або спонтанною. На відміну від неї, виділяють викликану активність, яка є електричною відповіддю головного мозку (або інших нервових структур) на аферентне збудження. Такі відповіді інакше називаються викликаними потенціалами (ВП) або потенціалами, пов'язаними з подіями<sup>21</sup>. Вони мають певну специфічну форму, часові характеристики розвитку та по-різному виражені у різних відведеннях. Джерелом їх генерації є збудження, яке проходить по нервових шляхах після певної сенсорної події. Амплітуда такого збудження є на порядок (до 20 разів) меншою за амплітуду фонової активності, через що виникає проблема виділення викликаної активності з спонтанної ЕЕГ. Одним з основних підходів до цього є когерентне усереднення (накопичення) сигналу. Суть його полягає у багаторазовій подачі стимулів і подальшій сумачії фрагментів ЕЕГ, синхронних із моментом початку експозиції стимулу. Сигнал ЕЕГ при цьому буде містити як викликану активність, яка є предметом цікавості дослідника (корисний сигнал), так і фонову активність, яка через свою велику амплітуду маскує викликану, тобто є шумовим сигналом. В процесі проведення усереднень амплітуда фонової ЕЕГ, несинхронної із моментом подачі стимула (тобто, шуму) буде поступово зменшуватися. Натомість, амплітуда викликаної активності, яка є синхронною із моментом подачі стимула, буде збільшуватися.

Методика реєстрації ВП є однією з основних у клінічній неврології. Наявність неокортикальних відкликів у відповідь на стимуляцію однозначно свідчить про цілісність провідних шляхів зорового, слухового чи соматосенсорного аналізатора. Натомість, відсутність чи порушення форми таких відкликів є ознакою ушкоджень провідникових структур.

У сучасній психофізіології аналіз викликаної активності застосовується для визначення особливостей центрального аналізу сенсорних стимулів. Зважаючи на анатомічну різницю у будові різних аналізаторних систем, викликана активність при пред'явленні стимулів різної модальності, має певні особливості. У загальному випадку, сигнал ВП складається з кількох позитивних і негативних коливань. Вони позначаються літерами Р і N, відповідно, із індексами, які позначають або порядковий номер коливання (P1, N1, P2, N2 і т.д.), або латентність досягнення максимуму коливання у мс (P120, N150, P240, N400). Латентні періоди компонентів ВП визначаються від часу подачі стимула (сенсорні ВП) або ж від моменту реакції обстежуваного (певні типи потенціалів, пов'язаних з подіями). Амплітуди компонентів ВП визначаються або від передстимульного "нульового" рівня, або від піка до піка.

Наступні роботи присвячені вивченню основних методів реєстрації та аналізу викликаної активності головного мозку людини.

---

<sup>21</sup> "Викликані потенціали" (evoked potentials) є більш традиційною назвою у вітчизняній літературі, натомість у англійській літературі, присвяченій викликаній активності, рекомендується вживати термін "потенціали, пов'язані з подіями" (event-related potentials). Ми будемо вживати обидва формулювання, розуміючи їх ідентичність.

## Лабораторна робота № 21

### Зорові викликані потенціали

*Мета роботи: ознайомитися з методом реєстрації зорових ВП*

Зорові викликані потенціали (ЗВП) реєструються при стимуляції людини дискретними світловими подразниками (спалахи світла, пред'явлення простих чи складних зображень). Першою нервовою структурою, яка бере участь у генерації та проведенні збудження, є нейрони сітківки ока. Аксони гангліозних клітин сітківки формують зоровий нерв (I пара черепно-мозкових нервів), через який збудження досягає латеральних колінчастих тіл таламуса, звідки прямує до первинної зорової кори (17 поле за Бродманом). Надалі збудження поширюється до інших частин зорового аналізатора, залежно від типу стимула та способу його обробки.

#### Хід роботи:

1. Закомутувати обстежуваного.
2. Створити нове обстеження типу "Зорові довголатентні ВП". У редакторі обстежень створити дві проби типу "Зорові довголатентні ВП". У властивостях проб налаштувати стимуляцію: проба 1 – тип стимула "Фото", тривалість 5 мс, кількість стимулів – 100, міжстимульний інтервал  $2с \pm 30\%$ , проба 2 – тип стимула "Довільний патерн", тривалість експозиції 1000мс, вказати шляхи до фонового зображення (бажано, зображення білого хреста на чорному фоні посередині) та зображення патерна (одне чи кілька зображень простих предметів чи об'єктів), кількість стимулів – 100, міжстимульний інтервал  $2с \pm 30\%$ . У обох пробах епоха усереднення повинна становити 150 мс до початку стимула і 1000 мс після нього.
3. Під час реєстрації ВП у цих дослідах бажано витримати слабкий рівень освітлення у експериментальному приміщенні. До початку першої проби встановити лампу фотостимулятора на відстані 30-50 см від очей обстежуваного. Під час реєстрації він повинен сидіти із заплющеними очима, намагаючись не кліпати ними під час спалахів. Під час другої проби обстежуваний повинен сидіти на відстані 1 м перед монітором, на який подається стимульний матеріал, фіксуючи погляд на центрі монітора (білий хрест фонового зображення), намагаючись якомога менше кліпати очима та рухати очними яблуками.
4. Провести реєстрацію ЕЕГ двох проб.
5. Перейти до аналізу ЕЕГ. У отриманих записах виділити артефактні фрагменти (для виключення їх з аналізу). Здійснити перенакопичення ВП і перейти до аналізу (вікно аналізу "Маркери ВП").
6. Визначити основні коливання записаних сигналів у відведеннях F3, F4, C3, C4, O1, O2. Записати їх амплітуди (від піка до піка) та латентні періоди.
7. Порівняти параметри ВП у різних відведеннях та на два типи стимулів. Визначити, відклики яких зон головного мозку є більшими, зіставити отримані результати із функціями цих зон.

## Лабораторна робота № 22

### Слухові викликані потенціали

*Мета роботи: ознайомитися з методом реєстрації слухових ВП*

Сприйняття слухових подразників здійснюється у внутрішньому вусі спеціалізованими клітинами органу Корті. Збудження з волоскових клітин цього органу передається на нейрони спірального ганглія, аксони яких формують слуховий нерв (VIII пара черепно-мозкових нервів). Збудження від нього переключається у дорзальному та вентральному кохлеарних ядрах довгастого мозку, звідки через оливарні ядра прямує до медіальних колінчастих тіл таламуса. Звідти слухова інформація потрапляє до первинної слухової кори, яка розташована у верхній скроневій звивині (поля 41, 42 за Бродманом). Така складна багаторівнева організація провідних шляхів слухового аналізатора обумовлює певну специфіку слухових ВП. Так, виділяють наступні відповіді:

- коротколатентні ВП (до 10 мс від початку стимула),
- середньолатентні ВП (10-50 мс),
- довголатентні ВП (більше 50 мс).

Ранні компоненти мають стовбурове походження. В силу цього вони наднизькоамплітудні і для їх виділення необхідна значна кількість пред'явлення стимулів (від 1000). Ці компоненти позначаються римськими цифрами.

Середньолатентні ВП відображають активацію сенсорних областей неокортекса, пасивне сприйняття нейронами кори подразнення і не модулюються станом свідомості та рівнем уваги обстежуваного. Вони мають дещо більшу амплітуду, ніж коротколатентні компоненти, і для їх виділення потрібна менша кількість усереднень (250-1000).

Довголатентні компоненти відображають неокортикальну обробку слухових стимулів, вони є чутливими до рівня уваги та свідомості суб'єкта, мають найбільшу амплітуду у центральних відведеннях. Довголатентні компоненти із більшими латентностями можуть бути пов'язаними із фронтальними областями кори.

#### Хід роботи:

1. Закомутувати обстежуваного.
2. Створити нове обстеження типу "Слухові довголатентні ВП". У редакторі обстеження зробити дві проби "Слухові довголатентні ВП". Налаштувати параметри стимуляції: звук із частотою заповнення 1000 Гц, тривалість 50 мс, міжстимульний інтервал  $1 \text{ с} \pm 15 \%$ . Кількість стимулів у першій пробі – 50, у другій – 150.
3. Провести запис обох проб – із виключеними (перша проба) та включеними (друга проба) колонками.
4. Проаналізувати форму накопичених кривих ВП з ЕЕГ першої проби. Переконалися, що за відсутності стимуляції процедура когерентного усереднення не призводить до накопичення коливань суттєвої амплітуди.
5. Перейти до аналізу кривих ВП другої проби. Знайти компоненти слухових ВП, оцінити їх амплітуди, латентності і топографічний розподіл. Порівняти вказані параметри із параметрами зорових ВП, зареєстрованих у роботі № 18.

## Лабораторна робота № 23

### Застосування методу розкладу на незалежні компоненти для покращення накопичення ВП

*Мета роботи: навчитися застосовувати метод ІСА при аналізі ВП*

Розклад ЕЕГ за алгоритмом ІСА дозволяє визначити активність просторово відокремлених ділянок головного мозку. При цьому, частина джерел незалежних компонентів, на які розкладено ЕЕГ, є пов'язаною з генерацією фонові ритміки, відповідно, їх сигнали не містять викликані активності і є шумом з точки зору накопичення ВП. Натомість, активність деяких джерел пов'язана із аналізом сенсорної інформації, а тому в їх сигналах будуть міститися відклики, пов'язані із сенсорною стимуляцією. Проведення процедури когерентного накопичення по сигналу кожного окремого компонента дає змогу оцінити ступінь накопичення ВП. Стандартом перевірки якості накопичення є оцінка кореляції відкликів на парні і непарні стимули. У випадку реєстрації ВП вони повинні бути істотно схожими. Іншим критерієм є низька амплітуда сигналу у передстимульній період - вона не повинна відхилятися від нульової лінії більше, ніж на 1 мкВ. Якщо вона виявляється низькою, можна констатувати, що компонент є переважно "шумовим" і не містить корисного сигналу. Вилучення його із сигналу ЕЕГ повинно призвести до зростання співвідношення сигнал/шум.

Реєстрація деяких типів ВП може супроводжуватися появою артефактної активності, синхронної із моментом подачі стимулу (наприклад, рефлекторне кліпання очима під час спалаху світла). Зрозуміло, що когерентне усереднення при цьому не призведе до нівелювання "шкідливого" сигналу, а навпаки – його амплітуда буде підсилюватися із амплітудою "корисного" сигналу ВП. Розділення ЕЕГ на незалежні компоненти дає змогу виокремити такі компоненти (за формою сигналу та параметрами локалізації) і виключити їх з аналізу.

#### Хід роботи:

1. Відкрити один із раніше записаних експериментів з реєстрації ВП.
2. Переключити програму "Нейроком" з режиму аналізу ВП до режиму аналізу ЕЕГ. Користуючись методом ІСА, провести декомпозицію ЕЕГ на незалежні компоненти<sup>22</sup>, зберегти матрицю декомпозиції у пробі.
3. Активувати відображення компонентів у вікні перегляду сигналу ЕЕГ. При цьому у правій частині відобразиться графік накопичення ВП по кожному компоненту окремо. Розділити всі компоненти на три категорії:
  - артефактні (якщо є),
  - компоненти, що мають високий ступінь накопичення,
  - компоненти, що мають низький ступінь накопичення.Зняти позначки з компонентів, які є артефактними і шумовими. Зробити композицію за рештою компонентів<sup>23</sup>.
4. Здійснити процедуру перенакопичення ВП. Проаналізувати форму та параметри (амплітуду і латентність) коливань ВП після застосування ІСА. Порівняти ці параметри із визначеними раніше, зробити висновок, чи призвело використання ІСА до покращення якості виділення ВП.

<sup>22</sup> Див. роботу № 7 та відповідний розділ посібника користувача програми "Нейроком"

<sup>23</sup> Див. стор. 124-125 посібника користувача програми "Нейроком"

## Лабораторна робота № 24

### Когнітивні потенціали

*Мета роботи: ознайомитися із методикою реєстрації когнітивних викликаних потенціалів*

Викликана активність ЕЕГ людини відображає не тільки процес проходження збудження по провідних шляхах аналізаторних систем, а й процес центральної, в тому числі неокортикальної обробки цієї інформації. У випадку, коли обстежуваному ставиться завдання, яке вимагає певного аналізу інформації (найчастіше, прийняття рішення, реагувати на деякі стимули, або ні), реакції на стимули, що є цільовими (вимагають реакції), і "шумові" стимули відрізняються. Компоненти ВП, які є чутливими до виконання завдання, називаються когнітивними. На відміну від ранніх – сенсорних компонентів ВП, когнітивні компоненти мають порівняно великі латентності (від 300 мс). Характер когнітивних компонентів ВП істотно залежить від модальності стимула і типу когнітивного завдання.

#### Хід роботи:

1. Закомутувати обстежуваного.
2. У вікні редактора досліджень обрати обстеження типу "Когнітивні ВП (P300), довільне зображення". У налаштуваннях проби визначити параметри стимуляції:
  - попереджувальний стимул – білий квадрат на чорному фоні;
  - фонове зображення як у роботі № 15;
  - час експозиції фонового зображення – 500 мс;
  - частий стимул – набір зображень неживих об'єктів (можна використати зображення з IAPS);
  - час експозиції частих стимулів – 500 мс;
  - нечастий стимул – набір зображень живої природи (рослини, тварини);
  - час експозиції нечасних стимулів – 500 мс,
  - ймовірність появи нечастого стимула – від 20 до 30 %;
  - міжстимульний інтервал пари – 1500 мс;
  - число нечасних стимулів – 30-40;
  - період стимуляції – 2.5 мс  $\pm$  30 %;
  - епоха аналізу – 150 мс до і 850 мс після початку експозиції стимула.
3. Проінструктувати обстежуваного про порядок роботи. Він повинен дивитися на білий хрестик в центрі монітора. У руці, яку він вважає домінантною, необхідно тримати виносну кнопку. Через певний час після початку запису на моніторі почнуть демонструватися зображення. Білий квадрат є попереджувальним – через 1 с після його зникнення буде продемонстровано зображення певного об'єкту. Якщо він є об'єктом живої природи (рослина, тварина) обстежуваний повинен якомога швидше натиснути на кнопку. У відповідь на демонстрацію об'єктів неживої природи реагувати не потрібно.

4. Провести запис проби.

5. Відмітити артефактні фрагменти. За допомогою методики ІСА позбутися синхронних із стимуляцією артефактів (в разі наявності) та шумових компонентів ЕЕГ<sup>24</sup>. Здійснити процедуру перенакопичення ВП.

6. У вікні перегляду ВП включити відображення відкликів як на часті, так і на нечасті стимули. За допомогою інструменту "лінійка" визначити, у якій часовій області спостерігаються найбільші відміни між стимулами двох типів. Порівняти форму сигналу із результатами другої проби роботи № 18, зробити висновок, як виконання когнітивного завдання позначається на параметрах зорових ВП.

7. Перейти на вкладку аналізу "Маркери ВП", ознайомитися із диференційним сигналом, який являє собою різницю відкликів на нечасті і часті стимули. Зробити висновок, у якій часовій області спостерігаються найбільші відміни між стимулами двох типів.

---

<sup>24</sup> Див. роботу № 18.

## Лабораторна робота № 25

### Вивчення біологічного зворотного зв'язку

*Мета роботи: ознайомитися із принципом формування зворотного зв'язку на основі змін параметрів ЕЕГ*

Наприкінці ХХ століття в прикладній нейрофізіології виник новий напрям – створення на базі ЕЕГ-моніторингу нейрокомп'ютерних інтерфейсів (brain-computer interface, BCI). Суть такого підходу полягає у автоматичному виділенні з поточного ЕЕГ-сигналу специфічних “командних” патернів, що далі використовуються для керування електронними пристроями. Найбільш перспективним є використання таких підходів у медицині для компенсації різноманітних втрат рухової функції – наприклад, тетраплегії, тобто паралічу усіх чотирьох кінцівок; крім того, останнім часом ведуться розробки мультимедійних систем, асоційованих з BCI.

Елементарний приклад взаємодії людини та комп'ютера, заснований на безперервному аналізі поточного сигналу – метод біологічного зворотного зв'язку (biofeedback). Зворотній зв'язок в кібернетиці – це процес, при якому результат функціонування системи впливає на параметри, від яких залежить функціонування системи. У випадку БЗЗ він полягає в тому, що людина отримує інформацію про зміни деяких ЕЕГ-параметрів її стану (наприклад, потужності  $\alpha$ - та  $\beta$ -діапазонів, або співвідношення потужностей  $\theta$  і  $\alpha$ ). Такий підхід досить широко використовується в психотерапії, оскільки дозволяє розширити можливості процесів саморегуляції і коригувати стан людини без використання фармакологічних препаратів. Так звана “БЗЗ-терапія” успішно використовується зараз при комплексному лікуванні епі-синдромів, гіперактивності та дефіциту уваги, гіпертонії, депресії, неврозів та ще ряду психосоматичних порушень.

#### Хід роботи:

1. Закомутувати обстежуваного.
2. У вікні “База даних” обрати “Електроенцефалограф БОС”.
3. У вікні редактора досліджень обрати обстеження типу “1D БОС, 1 канал м/п, стимуляція альфа ритма”. У налаштуваннях проби визначити параметри стимуляції: Тривалість запису 1200 мс; “Автостоп” вимкнути; Схема – БОС: монополярний одноканальний; БОС Стимулятор – однопараметричний БОС; Відведення: m1-Alpha
3. Проінструктувати обстежуваного про порядок роботи. Він повинен слідкувати за змінами положення світлої кулі на моніторі і намагатись “запам'ятати” свій стан у ті моменти, коли куля рухається по вгору (до синього маркера), і надалі намагатись підтримувати свій стан на цьому ж рівні. Обстежуваний має добитись якомога вищого розташування маркера. Оскільки положення кулі пов'язане з потужністю  $\alpha$ -діапазону його ЕЕГ, то для досягнення мети необхідно максимально розслабитись.
4. Провести запис проби. Експериментатор в ході роботи має записувати час, протягом якого відзначалось максимальне положення маркера.
5. За допомогою спектрального аналізу проаналізувати динаміку потужності  $\alpha$ -діапазону ЕЕГ обстежуваного, порівнявши її значення на різних етапах виконання проби БЗЗ.
6. Зіставити тривалість та форму  $\alpha$ -веретен ЕЕГ у фоновому стані спокою та наприкінці сеансу БЗЗ.



## Список рекомендованой литературы

1. Ivanitsky A. M., Nikolaev A. R., Ivanitsky G. A. Electroencephalography // Modern Techniques in Neuroscience Research. – NY : Springer, 1999 – P. 971-996.
2. Lang D. H., Inbar G. F. Modern technique in ERP research // Modern Techniques in Neuroscience Research. – NY : Springer, 1999 – P. 997-1023.
3. Luck S. J. An Introduction to the Event-Related Potential Technique – The MIT Press, 2005 – 388 p.
4. 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. – V. 37. – P. 127-152.
5. Биопотенциалы мозга человека: математический анализ – М. : Медицина, 1987. – 254с.
6. Гнездицкий В. В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике – М. : МЕДпресс-информ, 2003 – 264 с.
7. Гнездицкий В. В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая энцефалография – Таганрог : Изд-во ТРТУ, 2000 – 640 с.
8. Иванов Л. Б. Прикладная компьютерная электроэнцефалография – М. : АОЗТ "Антидор", 2000 – 256 с.
9. Ливанов М. Н. Пространственно-временная организация потенциалов и системная деятельность мозга – М. : Наука – 1989. – 400с.
10. Свидерская Н.Е. Синхронная электрическая активность мозга и психические процессы – М. : Наука – 1987. – 154 с.

## Зміст

Вступ .....	3
Розділ 1. Аналіз спонтанної ЕЕГ .....	4
Робота № 1. Реєстрація ЕЕГ людини .....	4
Робота № 2. Структура фонові ЕЕГ людини. Цифрова фільтрація ЕЕГ .....	7
Робота № 3. Схеми комутації .....	9
Робота № 4. Визначення артефактів .....	10
Робота № 5. Фізіологічні проби .....	13
Робота № 6. Математичний аналіз ЕЕГ .....	15
Робота № 7. Метод аналізу незалежних компонентів (ICA) .....	19
Робота № 8. Просторова локалізація джерел ЕЕГ .....	21
Робота № 9. Використання тривимірних моделей головного мозку людини при вирішенні оберненої задачі ЕЕГ .....	23
Робота № 10. Дослідження короткочасної пам'яті при пред'явленні слухових подразників .....	27
Робота № 11. Дослідження короткочасної пам'яті при пред'явленні зорових подразників .....	28
Робота № 12. Дослідження абстрактно-логічного мислення .....	28
Робота № 13. Дослідження функції уваги при задачі реагування на нечасті стимули .....	29
Робота № 14. Дослідження функції уваги при використанні тесту "коректурна проба" .....	30
Робота № 15. Дослідження емоційної активації головного мозку людини .....	30
Робота № 16. Аналіз зв'язків динаміки параметрів ЕЕГ з мімічною експресією емоцій .....	32
Робота № 17. Особливості частотно-просторової організації електричної активності головного мозку чоловіків та жінок .....	34
Робота № 18. Класифікація ЕЕГ .....	35
Робота № 19. Дослідження патологічних ЕЕГ .....	38
Робота № 20. Дослідження ЕЕГ сну .....	39
Розділ 2. Реєстрація та аналіз викликаної активності .....	41
Робота № 21. Зорові викликані потенціали .....	42
Робота № 22. Слухові викликані потенціали .....	43
Робота № 23. Застосування методу розкладу на незалежні компоненти для покращення накопичення ВП .....	44
Робота № 24. Когнітивні потенціали .....	45
Робота № 25. Вивчення біологічного зворотного зв'язку .....	47
Список рекомендованої літератури .....	48

**Некомерційне електронне  
навчальне видання**

**Чернінський Андрій Олександрович  
Крижановський Сергій Анатолійович  
Зима Ігор Григорович**

**ЕЛЕКТРОФІЗІОЛОГІЯ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ  
методичні рекомендації до практикуму**

*Дизайн обкладинки С. Крижановський  
Комп'ютерна верстка А. Чернінський*

Підп. до друку 6.12.2011. Формат 21x30 <sup>1</sup>/<sub>1</sub>.  
Електронне видання. Гарнітура Times. Ум. друк. арк 2.35.

Видання здійснено приватним видавцем Віктором Семеновичем Мартинюком  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи ДК № 2935  
e-mail: mavis@science-center.net  
тел. 050 653 55 92



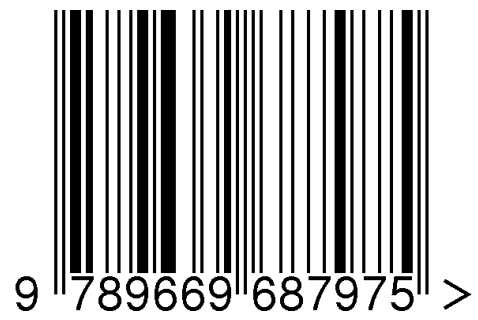
Підготовку електронного видання здійснено ГО "Ноосфера"

**НООСФЕРА**  
громадська організація

<http://noosphere.org.ua/>

03022 Київ, п-т Грушкова, 2

ISBN 978-966-96879-7-5



9 789669 687975 >