

**КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**

**ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА**

ННЦ «Інститут біології та медицини»

Кафедра фізіології людини і тварин

Завідувач кафедри проф. Макарчук М. Ю.

Протокол №\_\_\_\_ засідання кафедри від

“ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2023 р.

**ДОСЛІДЖЕННЯ МІЖПІВКУЛЬНОЇ ВЗАЄМОДІЇ ПРИ ВИКОНАННІ  
КОМБІНОВАНОГО ТЕСТУ СТРУПА**

Кваліфікаційна робота магістра

денної форми навчання

за спеціальністю 091 «Біологія»

Анцуха Глеба Сергійовича

Науковий керівник від кафедри

к.б.н., доцент

Куценко Т. В.

Робота виконана на кафедрі фізіології людини і тварин ННЦ «Інститут  
біології та медицини»

під керівництвом к.б.н., доцента Куценко Т. В.

Оцінка захисту роботи

---

**Київ – 2023 р.**

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ**

ЧР	–	час реакції
ЧМП	–	час міжпівкульного перенесення
МТ	–	мозолисте тіло
ДЛПФК	–	дорсолатеральна префронтальна кора
ППК	–	передня поясна кора
ДКМ	–	динамічне каузальне (причинно-наслідкове) моделювання
ППП	–	потенціал, пов'язаний з подією
ЛН	–	негативні відповіді лівою рукою
ЛТ	–	позитивні відповіді лівою рукою
ПН	–	негативні відповіді правою рукою
ПТ	–	позитивні відповіді правою рукою
ФП	–	фронтальне поле
СФЗ	–	середня фронтальна звивина
ПЦЧ	–	парацентральна частка
ВСЗ	–	верхня скронева звивина
КЗ	–	кутова звивина
ССЗ	–	середня скронева звивина
ТЧНФЗ	–	трикутна частина нижньої фронтальної звивини

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП</b> .....	4
<b>РОЗДІЛ 1.</b> Механізми, що залучені до виконання тесту Струпа.....	6
<b>РОЗДІЛ 2.</b> Матеріали та методи дослідження.....	18
2.1. Характеристика зібраних даних та умов їх збору.....	18
2.2. Аналіз поведінкових даних.....	20
2.3. Аналіз даних ЕЕГ.....	20
2.3.1. Попередня обробка даних ЕЕГ.....	21
2.3.2. Реконструкція джерел ЕЕГ-сигналу.....	24
2.3.3. Каузальне моделювання.....	28
<b>РОЗДІЛ 3.</b> Результати досліджень та обговорення.....	33
3.1. Результати реконструкції джерел та тестування.....	33
3.2. Каузальне моделювання.....	42
3.3. Обговорення результатів.....	47
<b>ВИСНОВКИ</b> .....	50
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ</b> .....	51

## ВСТУП

Комбінований тест Струпа, який включає просторову ознаку (у вигляді завдання Поффенбергера) вже використовувався для вивчення міжпівкульного перенесення інформації через вимірювання часу реакції (ЧР) для бімануальних реакцій. Перевірено припущення про полегшене перенесення інформації з лівої півкулі в праву [1]. Виявилось, що час міжпівкульного перенесення інформації (ЧМП) однаковий як для перенесення з лівої півкулі в праву, так і навпаки, з правої в ліву.

Міжпівкульне перенесення інформації здійснюється мозолистим тілом (МТ). Мозолисте тіло — це великий пучок білої речовини, який з'єднує дві півкулі головного мозку, сприяючи спілкуванню та обміну інформацією між ними. Його основна роль полягає в забезпеченні міжпівкульної передачі сенсорної, моторної та когнітивної інформації. Проте роль мозолистого тіла у міжпівкульному перенесенні визначена не до кінця. Мозолисте тіло сприяє інтеграції інформації між півкулями, приймаючи участь у когнітивних процесах. Частина цих процесів, залучених до виконання завдання Струпа, згідно із сучасними уявленнями, є латералізованими. За допомогою міжпівкульної передачі інформація, що обробляється правою півкулею, може бути передана в ліву півкулю й навпаки. Парадигма Поффенбергера дозволяє вивчати подібні процеси міжпівкульної взаємодії.

Проведення даного дослідження є актуальним, оскільки широким є спектр потенційних застосувань даного тесту. Його використання може допомогти у вирішенні таких наукових проблем, як особливості взаємодії між півкулями у людей з типовою та атиповою латералізацією, а також сприяти практичним дослідженням, наприклад у сфері досліджень мови та когнітивних функцій. З метою уточнення отриманих раніше результатів і розширення можливостей реєстрації зазначених відмінностей, було запропоновано провести дослідження активності головного мозку під час виконання даного завдання.

Тому метою цієї роботи є виявлення особливостей викликаної активності головного мозку, зареєстрованої під час проходження комбінованого тесту Струпа чоловіками-правшами. Завданнями даного дослідження, згідно меті, є візуалізація викликаної активності для уточнення активних регіонів кори. Другим завданням є порівняння ЧР для відповідей на визначені завданням стимули правою та лівою рукою. Для пояснення індивідуальних відмінностей у виконанні завдання пропонується дослідити взаємодію між визначеними регіонами кори, використовуючи каузальне моделювання, додаючи причинно-наслідковий аспект у аналіз.

## РОЗДІЛ 1

### МЕХАНІЗМИ, ЩО ЗАЛУЧЕНІ ДО ВИКОНАННЯ ТЕСТУ СТРУПА

Завдання Струпа — це класичний психологічний тест, який використовується для дослідження вибіркової уваги та когнітивного контролю. У цьому завданні учасникам пропонується список кольорових слів, надрукованих кольорами чорнила, які можуть або не можуть збігатися з кольором, позначеним словом. Наприклад, слово «червоний» може бути надруковане синім чорнилом.

Коли колір чорнила відповідає слову, учасники зазвичай можуть прочитати слово швидше, ніж коли колір чорнила не відповідає слову. Це пояснюється тим, що когнітивній системі доводиться долати перешкоди з боку неконгруентної інформації, для обробки якої потрібні додатковий час і зусилля. Це відоме як «ефект Струпа» і широко використовується в дослідженнях для вивчення когнітивних процесів, таких як увага, автоматизм і гальмування реакції. У разі неконгруентних подразників мозку доводиться працювати більше, щоб обробити інформацію, оскільки існує конфлікт між тим, що говорить слово, і кольором чорнила. Цей конфлікт створює перешкоди, які сповільнюють обробку інформації. Мозок змушений пригнічувати автоматичну реакцію, щоб прочитати слово, і натомість зосереджуватися на кольорі чорнила, що вимагає більше уваги та когнітивних зусиль. Цей додатковий час обробки призводить до уповільнення часу відповіді на неконгруентні стимули в завданні Струпа.

У випадку неконгруентної стимуляції, спостерігаються як конфлікт інформації, так і конфлікт задач. Конфлікт задач проявляється раніше за інформаційний. При конгруентній стимуляції інформаційний конфлікт відсутній за визначенням, тому й різниця в ЧР між подразненнями стимулами, що характеризуються як нейтральні та конгруентними стимулами зазвичай

вважається мірою конфлікту завдань. Існування конфлікту завдань як окремого типу конфлікту доводиться через притаманність йому характерного патерну активації мозку та його розрізнення на експоненційно модифікованому Гаусівському розподілі. Вирішення конфлікту завдань покладається на механізм контролю задач. Дані нейровізуалізації вказують на те, що конфлікт завдань приводить до активності у передній поясній корі (ППК), медіальній лобній корі (МФК) та вентральних регіонах латеральної префронтальної кори. При цьому вирішення конфлікту виражається процесами низхідного моніторингу через залучення дорсальної частини латеральної префронтальної кори. Необхідно відмітити, що активність у ППК та МФК викликає й інформаційний конфлікт. Проте зазначається, що в такому випадку така активність притаманна вентральній частині латеральної префронтальної кори, а конфлікт задач викликає її одночасно у вентральній та дорсальній частинах [2].

Архітектури у межах моніторингу конфліктів мають однакову базову архітектуру, представлену Cohen та ін. у поясненні дії ефекту Струпа [3]. Це включає визначення конфлікту як конкуренції за відповідь, що передбачає сукупний внесок конфлікту завдань та інформаційного конфлікту. Припущення у тому, конфлікт контролюється виключно з допомогою коригування ваг представлення завдань, передбачає, що конфлікт завдань можна контролювати напряду. Модель Botvinick та ін. додала блок моніторингу конфліктів, створивши тим самим контур управління для коригування ваг уявлення задачі [4], у той час як Blais та ін. запропонували, щоб ваги завдань можна було коригувати по-різному для конкретних елементів [5]. Архітектура De Pisapia та Braver фіксує різницю між реактивним та проактивним контролем [6]. Модель Verguts та Notebaert передбачає, що контроль модулюється за допомогою навчання Хебба, заснованого на конфліктах [7].

Проактивний контроль (контроль шляхом підтримки певного функціонального стану) потребує більших витрат ресурсів, проте є чутливим до винагороди, а реактивний контроль є нечутливим до винагороди [8]. Зворотній зв'язок за продуктивністю, згідно дослідження з маніпуляціями над контекстом задачі, сприяє покращенню проактивного, а не реактивного контролю [9]. Проактивний контроль модулюється одночасним навантаженням робочої пам'яті та керує як інформаційним конфліктом, так і конфліктом задач [10]. Неконгруентні стимули є необхідною, але не достатньою умовою залучення проактивного контролю. Для цього також необхідні доступні ресурси робочої пам'яті [11].

Існує модель, що пояснює виконання завдання Струпа, в якій проактивний, тобто навмисний та стійкий, контроль приймає участь у вирішенні конфлікту задач. Коли проактивний контроль потужний, висхідна активація читання слів слабшає, а низхідний контроль вирішує конкуренцію задач, що залишається. У випадку, коли проактивний контроль є слабким, висхідна інформація призводить до більшого конфлікту завдань. За цією моделлю реактивний контроль вмикається для вирішення конфлікту задач через слабе низхідне введення від контролюючого модуля у ППК. Тому реактивний контроль у такому випадку запускається через слабкий проактивний контроль, а не через виявлення інформаційного конфлікту. Конфлікт завдань відсутній при високому ступені проактивного контролю, тому механізм реактивного контролю не спрацьовує й конвергенція відповідей призводить до фасилітації. Керування конфліктом завдань не залежить від інформаційного конфлікту та не вирішується на рівні виходу відповіді, тому механізм його вирішення є незалежним. Згідно цієї моделі вирішення конфлікту задач та конфлікту відповідей не залежать один від одного [12].

Здатність до направлення уваги, розділяючи інформаційний потік на релевантну та нерелевантну частини є механізмом, що дозволяє уникати перевантажень когнітивної системи. Контроль над вибірковою увагою

здійснюється через виконавчі функції. Їх дія є гнучкою та цілеспрямованою, що дозволяє подолати обмеження автоматичних процесів [13]. Для тесту Струпа дискусійним залишається питання про ціль когнітивного контролю. Консенсусним поглядом є визнання існування трьох таких точок: обробка стимулу, семантична обробка та рівень вибору відповіді [14]. Метод потенціалів, пов'язаних з подіями є корисним для розгляду в межах даної дискусії, оскільки його великою перевагою можна вважати високу часову роздільну здатність. ЕЕГ, отримана таким методом містить ділянки запису, що прив'язані за часом до конкретних подій, таких як сенсорний стимул. Усереднені, такі сегменти запису дозволяють отримати та візуалізувати конкретні реакції мозку. Для більшості досліджень ефекту Струпа, що проведені з використанням цього методу характерною особливістю є фокусування на реактивній обробці. При цьому ігнорувалася аспект проактивного контролю, що потребує низхідної обробки, із залученням уваги та гальмування, для кращої обробки майбутніх подій (у випадку таких досліджень – стимулів). Гальмівний контроль уваги є предметом розгляду у сучасній психології уваги [15]. Для виконання завдання Струпа залученими у процес його вирішення є два механізми когнітивного контролю. Один з них є швидкодіючим, таким чином реактивний контроль працює від події до події. Інший є більш глобальним та проявляється перед подією, на рівні блоків стимулів [16]. Перевірка цих положень, засновуючись на більшості наявних досліджень ефекту Струпа із використанням методики ППП є завданням складним, оскільки проактивному контролю приділяється недостатньо уваги та дизайн досліджень включає випадкове змішування у порядку пред'явлення стимулів. Було висунуто припущення, що використовуючи фіксовані блоки стимулів, коли учасник дослідження інформувався про конгруентність на початку блоку, будуть досягнуті наступні результати при використанні методики ППП. Оскільки завдання Струпа потребує значної підготовчої активності, як когнітивної, так і моторної, компоненти ППП рN (фронтальна негативність) та ВР (Bereitchaftspotential) будуть у такому випадку її

відображеннями. Також, враховуючи використання бімануальних відповідей, як спостерігалось у дослідженнях бімануальної координації, повинна бути наявною зорово-моторна координація у тім'яній корі. За отриманими результатами, підготовча активність до задачі Струпа спостерігалась у лобово-тім'яній мережі. При цьому підготовка до неконгруентних стимулів потребує більше ресурсів ніж до конгруентних, що відображається на активності у премоторних та тім'яних регіонах, але не у фронтальних. Таким чином, ці регіони залучені до проактивного контролю у завданні Струпа [17].

Процес читання слів вважається автоматичним [18]. Автоматизм читання вивчався шляхом пошуку шляху до зменшення або усунення семантичного ефекту Струпа. Проте існують методологічні обмеження такого способу вивчення цього явища, оскільки демонструється зменшення й у вихідному вигляді малого ефекту. Альтернативним підходом є розгляд послаблення пригнічення читання, що керується ендогенною довільною увагою, шляхом додавання таких нейтральних стимулів, які неможливо читати. Різниця у рівнях інтерференції у завданнях як з відповідями руками, так й з вокалізованими відповідями для слів та псевдослів не є помітними. Дистрактори у вигляді слів мали б проковувати більшу інтерференцію за рахунок автоматичності процесу читання. Такі результати не підтримують точку зору про автоматичну активацію читання [19]. Ефекти семантичної інтерференції можуть бути підсиленими за рахунок пропорційного збільшення кількості нейтральних стимулів, які неможливо прочитати. Таким чином, процес читання слів не є автоматичним в тому сенсі, що він є неконтрольованим [20].

Дорсолатеральна префронтальна кора (ДЛПФК) є частиною загальної мережі лобових, тім'яних та острівних областей мозку, які активуються у відповідь на широкий спектр вимог, які є умовами виконання завдань. Як електрофізіологія тварин, так і нейровізуалізація людини свідчать про те, що в рамках ДЛПФК гнучке нейрональне налаштування підтримує низхідну

модуляцію процесів, що відповідають завданням. Робота з нейровізуалізації продемонструвала, що ДЛПФК реалізує когнітивні коригування, які залежать від виявлення конфлікту. Парадигми, чутливі до латералізації когнітивних функцій, такі як завдання з латерально представленими стимулами, які часто використовуються при оцінці зорових процесів, можуть краще підходити для виявлення потенційної півкульної асиметрії в когнітивному контролі. Важливе питання, що впливає з причинно-наслідкової ролі, яку ДЛПФК відіграє в когнітивному контролі, стосується нейронних механізмів, що стоять за цим ефектом. Припускалося, що когнітивні коригування пов'язані зі збільшенням активності ДЛПФК разом із посиленою активацією в специфічних для цілі областях обробки в зорових областях вищого порядку. Припускається, що посилений ефект адаптації до конфлікту під час стимуляції ДЛПФК, який спостерігається в задачі візуального фланкування, ймовірно, досягається за рахунок посилення модуляції уваги зверху вниз на ранніх візуальних процесах, таким чином полегшуючи розгортання ресурсів уваги до відповідної зміни представленого стимулу (тобто до цілі після неконгруентних випробувань і до дистрактора після конгруентних випробувань). Існують анатомічні та функціональні зв'язки між лобовою, тім'яною та потиличною областями, а підвищення активності в зорових потиличних областях часто спостерігається одночасно з посиленням префронтальної активності. Крім того, дані кореляційних досліджень нейровізуалізації свідчать про те, що ДЛПФК здійснює модулюючий контроль зверху вниз над ранніми процесами візуальної уваги [21].

Модель каскаду контролю припускає, що на ефект Струпа впливають щонайменше чотири важливі процеси та локуси мозку. Перший процес, реалізований задніми ділянками латеральної префронтальної кори, зміщує обробку в задніх областях мозку в бік інформації, яка є найбільш релевантною завданням, та/або від інформації, яка є нерелевантною. Другий процес, реалізований середніми дорсолатеральними областями, зміщує вибір у бік тієї

інформації в робочій пам'яті, яка найбільш релевантна для поточної мети завдання. Третій процес, реалізований каудальними поясними ділянками, бере участь у пізній стадії відбору, як правило, тих, які пов'язані з реакцією. рostrальні дорсальні області оцінюють відповідність вибраної відповіді та надсилають зворотний зв'язок у бічні префронтальні області для внесення змін у контроль за потребою. Інший спосіб, за допомогою якого було досліджено втручання, пов'язане з відповіддю в задачі Струпа, - це інтегрована задача Саймона-Струпа. У задачі Саймона інтерференція виникає внаслідок інтерференції стимул-реакція. У цьому завданні інтерференція виникає, коли потрібна правостороння (наприклад, права рука) реакція на лівосторонній стимул (і навпаки) порівняно з розташуванням предмета, на який потрібно реагувати, і ефектором, який створює відповіді знаходяться на тій же стороні від серединної лінії. У комплексному завданні Саймона-Струпа люди розглядали стрілки, розташовані праворуч або ліворуч (стимули Саймона), або під час різних випробувань вище або нижче (стимули Струпа) точки фіксації. Люди були навчені, наприклад, натискати праву кнопку для стрілки вгору і ліву кнопку для стрілки вниз. Інтерференція Саймона, вважається інтерференцією стимул-реакція, була викликана розміщенням, наприклад, стрілки вгору ліворуч від фіксації, яка потім вимагала відповіді правою кнопкою на лівобічний стимул [22].

Багатовимірний, або мультिवоксельний аналіз патернів дозволяє отримати інформацію про одночасно закодовані джерела інформації із задачі з регіонів інтересу мозку (ROI). Такий метод був застосований для задачі Струпа з вокалізованими відповідями на широкій для нейровізуалізації вибірці з 65 учасників. Було припущено, що дорсомедіальна фронтальна кора оцінює необхідність у контролі, що пов'язано з неконгруентними стимулами. Дорсолатеральна префронтальна кора, як було припущено, реалізує контроль через цільове кодування. Інформаційний зміст регіонів мозку під час виконання завдання проводився не шляхом часових дисоціацій, як у більшості

фМРТ досліджень з цього питання, а через структуру подібності патернів нейронної активності у ділянках мозку, що представляли інтерес. Дорсомедіальна фронтальна кора виявилася тісно пов'язаною з кодуванням інформації про невідповідність для неконгруентних стимулів. При цьому з точки зору нейроанатомії, кодування виявилось дисоційованим та спостерігалася сильна асоціація з дорсомедіальною фронтальною корою лівої півкулі. Також було виявлено, що кращі результати при виконанні тесту асоційовані з сильнішим латеральним лобово-тім'яним цільовим кодуванням. Така ситуація притаманна правій дорсолатеральній префронтальній корі та правій латеральнійтім'яній корі. Таким чином, ці регіони залучені у процес реалізації контролю [23].

Повний факторний аналіз репрезентативної подібності (RSA) пропонує зручну основу для усунення плутанини та вивчення взаємодій нейронних репрезентацій (neural representations). Проте, на перший погляд, цей підхід може здатися нелогічним з точки зору використання факторних планів в одномірних контекстах. У задачі Струпа з колірним словом цільовий фактор (чотири кольори) перетинається з відволікаючим фактором (чотири слова). Цей дизайн дозволяє вказати принаймні три моделі кодування: ціль, дистрактор, неконгруентність. Кожна модель описує «ідеальну» схему кодування: наприклад, цільова модель спостерігатиметься в області, яка кодує тільки відтінок (або правильну відповідь), незалежно від фактора, що відволікає, або конгруентності. За допомогою множинної регресії ці матриці подібності моделей можуть бути об'єднані з матрицею подібності, що спостерігається. Отримані ваги  $\beta$  відображають силу, з якою кожен фактор був унікально закодований у геометрії, що спостерігається. Коли цей підхід був нещодавно застосований ретроспективно до фМРТ-функції сенсорної, моторної та лобово-тім'яної областей, прогнозовані дисоціації в силі кодування були виявлені на рівні групи та у зв'язку з індивідуальними відмінностями у поведінці. Крім того, повний факторний RSA дозволяє

перевіряти гіпотези взаємодії. Наприклад, якщо збільшення частоти неконгруентних випробувань спонукає досліджуваних до прийняття режиму проактивного контролю, слід спостерігати відповідне збільшення сили кодування правил. Цю взаємодію можна перевірити, порівнявши надійність кодування правил у блоках із різною ймовірністю невідповідності. Піддаються перевірці й складніші типи гіпотез взаємодії. Важливим обмеженням повних факторних планів є обмежений експериментальний час. Враховуючи, що час обмежений, кожна додаткова маніпуляція, зазвичай, зменшує кількість випробувань для кожної умови. Проте певною мірою більша матриця RSA (через наявність більшої кількості умов) протидіятиме нестабільності через меншу кількість випробувань. Тим не менш, маніпуляції слід додавати розумно, підвищуючи точність лише за певними вимірами [24].

Останні дослідження свідчать про те, що ефективне когнітивне функціонування передбачає інтеграцію окремих, але взаємопов'язаних нейронних мереж утворених зонами кори головного мозку. Лобово-тім'яна мережа пов'язана з контролем уваги, але особливості її роботи по відношенню до інших мереж залишаються неясними. Щоб вирішити цю проблему, в одному з досліджень були проаналізовані функціональні та структурні дослідження зв'язків мозку, а також поведінкові та пов'язані з завданнями дані нейровізуалізації. Загалом, отримані дані свідчать про те, що лобова татім'яна області мозку працюють разом, щоб виконувати завдання на увагу. Мережі, пов'язані з завданням, і мережі стану спокою демонструють узгоджені зв'язки з поведінковими показниками уваги, а анатомічна структура накладає обмеження на внутрішній функціональний зв'язок. Крім того, відключення мереж уваги пов'язане з когнітивним дефіцитом і розладами уваги. Таким чином, повне розуміння зорової уваги та її клінічних наслідків вимагає інтеграції багатьох типів вимірювань, включаючи поведінкові та нейровізуалізаційні дані, а також дослідження зв'язку мозку [25].

У одному з досліджень була використана фМРТ, щоб дослідити, як різні області мозку переважно взаємодіють з іпсилатеральними проти контралатеральних мереж, демонструючи таким чином функціональну спеціалізацію та асиметрію півкуль. Результати показали, що гетеромодальна кора демонструє сильну взаємодію всередині півкуль, тоді як сенсомоторна кора демонструє мінімальну взаємодію всередині півкуль. Примітно, що лобово-тім'яна контрольна мережа продемонструвала сильну взаємодію всередині півкуль, але з чіткими моделями в кожній півкулі. У лівій півкулі було виявлено, що він переважно поєднується з мережею за замовчуванням і пов'язаними з мовою регіонами, тоді як у правій півкулі він був пов'язаний з мережами уваги. Це розташування може допомогти в контролі латеральних функцій обробки. Крім того, регіони, найбільш пов'язані з асиметричною спеціалізацією, також продемонстрували найвищий ступінь еволюційного коркового розширення. Отримані дані свідчать про те, що функціональна спеціалізація, яка акцентує увагу на обробці всередині півкулі, може дозволити розширеному мозку гомінінів мінімізувати зв'язок між півкулями та розподіляти доменно-специфічні функції обробки [26].

Транскраніальна стимуляція постійним струмом була використана, щоб дослідити роль загальної дорсолатеральної префронтальної когнітивної контрольної мережі в обробці складних мовних рядків, таких як ідіоми. Дослідження мало на меті перевірити різні теоретичні погляди на розподіл праці між лівою та правою дорсолатеральною префронтальною корою, включаючи роль помітності та тонкого та грубого семантичного кодування. Результати показали, що дорсолатеральна префронтальна кора лівої півкулі відіграє вирішальну роль у обробці образної мови, тоді як як ліва, так і права дорсолатеральна префронтальна кора беруть участь у обробці буквальної мови. Навпаки, обробка неідіоматичних керуючих речень не вимагала загального когнітивного контролю домену для пригнічення відхиленого альтернативного значення. Результати свідчать про те, що загальний

когнітивний контроль у домені необхідний для розуміння значення складних речень, особливо ідіом, і що існують відмінності в семантичній обробці між півкулями. Дослідження також проливає світло на взаємодію між когнітивним контролем і виявленням помітності в обробці мови [27].

Організація людського мозку базується на латералізації півкуль, фундаментальному принципі когнітивної функції, яка часто вважається стабільною. Однак нещодавні дані свідчать про те, що мережі мозку за своєю суттю є динамічними, а зміни у функціональній латералізації з часом залишаються в основному невивченими. Щоб краще зрозуміти просторово-часову архітектуру латералізації всього мозку, використовуються динамічні мережеві підходи та латеральність півкуль, для дослідження даних фМРТ у стані спокою. Виявлено чітку динаміку латеральності в сенсомоторних системах нижчого порядку та асоціативних мережах вищого порядку. Зокрема, визначено два аспекти динаміки латеральності: коливання латеральності, які визначаються як стандартне відхилення часових рядів латеральності, і реверс латеральності, що відноситься до кількості перетинів нуля в часових рядах латеральності. Ці показники пов'язані з помірними та екстремальними змінами латеральності з часом відповідно. Тоді як коливання позитивно асоціюється з мовною функцією та когнітивною гнучкістю, реверс негативно асоціюється з тими ж когнітивними здібностями. Ці протилежні взаємодії свідчать про динамічний баланс між внутрішньо- та міжпівкульним спілкуванням, тобто сегрегацією та інтеграцією інформації між півкулями. Крім того, виявлено, що режим за замовчуванням і мовні мережі демонструють негативну кореляцію з зорово-сенсомоторними мережами та мережами уваги в їхньому індексі латеральності з розмежуванням часу, який пов'язаний з кращими когнітивними здібностями. Нарешті, латеральна динаміка пов'язана зі змінами функціонального зв'язку мереж мозку вищого порядку та корелює з регіональним метаболізмом і структурним зв'язком. Такі дослідження дають розуміння адаптивної природи латералізованого мозку та

пропонують нові перспективи для майбутніх досліджень людського пізнання, генетики та розладів мозку [28].

Підсумовуючи, є загальні тенденції до виокремлення специфічної динаміки взаємодії між регіонами кори головного мозку, що залучені до процесів, які необхідні в тому числі і для виконання тесту Струпа. Критичними для цього завдання є префронтальна кора, особливо ДЛПФК, яка залучена до когнітивного контролю та робочої пам'яті. Також відомо про участь ППК, що є критичною для вирішення конфлікту та інгібування відповідей. ДЛПФК разом із задньою тім'яною корою утворюють фронтопарієтальну мережу, що також відома як центральна виконавча мережа. Згідно з сучасними уявленнями, ця мережа може бути поділена на дві підсистеми, які в свою чергу пов'язані із мережами пасивного режиму роботи мозку та дорзальною уваги. Дослідження міжпівкульного перенесення інформації дозволяє оцінити ступінь взаємодії між складовими цих мереж, які представлені білатерально. Це в свою чергу має відображати паралельну або розподілену обробку інформації. Згідно із усталеними уявленнями, при виконанні завдань, в тому числі на інгібування відповідей (як у тесті Струпа), із компонентом просторової ознаки, передбачається, що взаємодія лівої півкулі із правою, яка спеціалізується на обробці такої інформації, покращує результати виконання завдання. Втім, такі висновки ґрунтуються тільки на результатах поведінкових тестів, виконаних правшами та не-правшами [29]. Використання методу ЕЕГ має дозволити дослідити процеси міжпівкульної взаємодії, користуючись перевагами методу у візуалізації швидких процесів.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 2.1. Характеристика зібраних даних та умов їх збору

У обстеженні приймали участь добровольці (N=11). Вони всі були чоловіками молодого віку ( $M \pm \sigma = 20 \pm 1,13$ ). У всіх учасників домінантною була права рука. В обстежених не було патологій центральної нервової системи, або вони не були виявлені. Усі тести, результати яких аналізувалися, були пройдені тільки українською мовою. Учасники проходили тест у ізольованому, слабо освітленому приміщенні. Завдання полягало в проходженні комбінованого тесту Струпа, що вимагало відповіді на стимулювання через натискання на клавіші стандартної клавіатури ПК [1].

ЕЕГ зареєстровано із використанням електроенцефалографа "Нейрон-Спектр-4" ТОВ "Нейрософт" та відповідного програмного забезпечення. Для розміщення електродів на поверхні голови використана міжнародна система 10-20. Використовувалися місткові електроди – металічні (хлорсрібні) стрижні, закріплені у тримачах із діелектричного матеріалу. Перед установкою електроду гігроскопічний матеріал на його нижньому кінці, що забезпечує контакт з поверхнею голови, просочувався ізотонічним розчином натрій хлориду. Енцефалограф має 21 канал та дозволяє використовувати будь-який електрод як референтний. Запис ЕЕГ проводився за допомогою 19 реєструючих електродів, що розташовані у стандартних відведеннях. Частота дискретизації запису складала 500Гц.

Учасники проходили тест на ПК, використовуючи програму, яка була розроблена для MS Windows. Тест поєднує завдання Струпа та Поффенбергера. Стимулами у тесті були слова, які були написані кирилицею, українською мовою. Всі слова були написані великими літерами.

Варіативними є два параметри для одного слова-стимулу. Слово має своє семантичне значення (назва кольору) і власне колір забарвлення всіх літер. Колір міг відповідати семантичному значенню слова або не відповідати йому. Наприклад, слово «ЗЕЛЕНИЙ» могло бути забарвлене у зелений колір або будь-який інший колір, який не відповідав би його семантичному значенню, наприклад «ЖОВТИЙ». Всього у тесті використано чотири слова: «ЧЕРВОНИЙ», або «ЗЕЛЕНИЙ», або «СИНІЙ», або «ЖОВТИЙ»(українською мовою), що наведені у різних комбінаціях червоним, зеленим, синім та жовтим кольорами. В залежності від того, чи співпадає колір зі значенням слова, чи ні, стимул є конгруентним або неконгруентним.

Стимули відображаються на чорному екрані монітора з інтервалом між подразниками від 1,5 до 2,0 секунд. Час очікування між подразниками генерується псевдовипадковим чином, щоб запобігти виникненню умовного рефлексу. Всі показники були збалансованими. Перед експозицією кожного подразника у центрі екрану з'являється білий хрестик на 160 мілісекунд. Одним з важливих параметрів стимулів є їх розміщення на половинах екрану, що умовно поділений навпіл, яке викликає накладання завдання Струпа та експериментальної парадигми Поффенбергера [1].

Учасник мав реагувати на конгруентний подразник натисканням клавіші на тому ж боці клавіатури, що відповідає половині екрану, на якому він з'явився, наприклад на подразник з лівої половини – лівою рукою (іпсилатерально). У випадку неконгруентності стимулу, учасник натискав іншу клавішу відповідною рукою на протилежному боці клавіатури (контрлатерально). Тест складався з 400 поданих стимулів, які з'являлися на екрані зі зазначенням їх боку, кольору та конгруентності. Момент представлення стимулу фіксувався на записі ЕЕГ. Фіксувалася інформація про бік екрану, на якому з'являється стимул та конгруентність або

неконгруентність відповідно. Тест тривав 15 хвилин, щоб отримати достатню кількість нейронних відповідей для проведення їх статистичного аналізу.

## **2.2. Аналіз поведінкових даних**

Дані латентних періодів реакцій були проаналізовані у пакеті програм Origin 2018. Розподіли для часу реакцій були перевірені на нормальність за допомогою критерію Шапіро-Уїлка [30]. Розподіли для чотирьох типів відповідей були перевірені на наявність розбіжностей за допомогою критерію Фрідмана [31]. Попарне порівняння між типами відповідей були проведені із використанням критерію знаків для парних вибірок [32].

## **2.3. Аналіз даних ЕЕГ**

Процес обробки електроенцефалограм включає три етапи: попередня обробка (препроцессинг), реконструкція джерел сигналу ЕЕГ та каузальне моделювання. Попередня обробка виконана із використанням пакету EEGLAB, наступні етапи виконані у програмному забезпеченні SPM12. Всі описані етапи виконані із використанням графічних інтерфейсів відповідних програм.

Попередньо оброблені записи ЕЕГ зберігаються у файлах формату «.set». Для роботи у SPM потребують конвертації у відповідний формат (файли «.mat» та «.dat»). Одним із можливих варіантів отримання файлів у форматі SPM, який і був використаний, є збереження даних формату EEGLAB у структурі («struct») MATLAB через послідовний виклик функцій «eeglab2fieldtrip» (призначити змінній на вибір, наприклад «S») та

«spm\_eeg\_ft2spm» (зазначити обрану змінну та назву вихідного файлу). Отримані файли можна конвертувати у файли «spmeeeg» через виклик відповідних функцій («Conversion») у графічному інтерфейсі «SPM for EEG/MEG».

### **2.3.1. Попередня обробка даних ЕЕГ.**

Для попередньої обробки даних ЕЕГ було використано програму MATLAB R2019b (The Mathworks, Inc.) Аналіз проводився з використанням набору інструментів EEGLAB у послідовності, вказаній на офіційній сторінці цього пакету [33]. Вхідні дані були зчитані з файлів формату «.edf» (ЕЕГ, імпортовані з використанням BIOSIG) та ASCII (мітка моменту представлення для стимулу). Частоту дискретизації неперервних даних було знижено з 500Гц до 250Гц. Цей процес дозволив стиснути дані та відфільтрувати високочастотну інформацію.

Із використанням плагіну CleanLine, який застосовує ковзні вікна для адаптивної оцінки амплітуди, ЕЕГ відфільтровані від синусоїдальних коливань (частота 50/60Гц), що виникають у випадку наведення від електромережі [34].

Неперервні дані відфільтровано на частоті 1Гц. Для підготовки даних до подальшого застосування аналізу незалежних компонент (АНК, ІСА) було використано базовий фільтр зі скінченною імпульсною характеристикою. Цей FIR-фільтр (нерекурсивний) використовує вікно Хеммінга [35] та фільтрує вхідні дані на частоті 1-2 Гц для уникнення артефактів фільтрації на границях епох. Дослідження показують, що такий підхід є найбільш оптимальним для подальшого використання ІСА [36, 37].

Після виконання попередніх етапів, набори даних доповнюються інформацією про місцезнаходження відповідних електродів на скальпі. Інформацію про координати каналів було імпортовано з використанням координат MNI для моделі VEM Dipfit.

Сигнал може бути зашумленим з різних причин, тому потрібно уникнути перенесення шуму на інші канали запису при обчисленні середнього значення за каналами запису. У записі даних ЕЕГ один з електродів використовується як еталонний для інших каналів. Оскільки сукупність струмів, що розподіляються по ізольованій сфері, у сумі дорівнює нулю, середнє значення за каналами запису може бути використане як еталон. Це дозволяє запобігати зашумленню даних від референтного електрода, який може виявитися неякісним. Проте, якщо інші електроди мають погану якість запису, вони мають бути виявлені та виключені з обчислень [34].

Вбудований в EEGLAB плагін `Clean_rawdata()` з алгоритмом ASR (Artifact Subspace Reconstruction) [38] дозволяє виявити та видалити зашумлені ділянки запису та канали. Цей плагін використовує три методи для видалення шуму. Перш за все, він відкидає «пласкі» канали, тобто ті, що не містять інформації і мають базову лінію без відхилень напруги. Другий метод полягає у відкиданні зашумлених каналів на основі інформації про стандартне відхилення. І нарешті, третій метод полягає в відкиданні каналів, які мають низьку кореляцію з іншими каналами. Поріг кореляції було встановлено на рівні 0,8.

Для очищення записів від шуму використовується алгоритм ASR. Цей алгоритм визначає незашумлені ділянки записів (калібровані) та розраховує стандартне відхилення компонент, які виділені методом головних компонент (МГК, *principal component analysis*, PCA). При цьому фізіологічні частоти ЕЕГ, такі як альфа- та тета-хвилі, не беруться до уваги. Ділянки даних, які перевищують стандартне відхилення для каліброваних даних, відкидаються. Крім того, дані можуть бути відкинуті на основі заданої кількості каналів, що

перевищують поріг стандартного відхилення в заданому часовому вікні. Це дозволяє видалити частини записів, які можуть бути пропущені алгоритмом.

Для подальшого аналізу записів ЕЕГ використовують підхід, при якому неперервні дані розділяються на відносно короткі часові інтервали, що називають епохами. Якщо вихідна запис містить лише одну епоху та мітки, що відповідають візуальній стимуляції, то після цього навколо кожної мітки формується окремий проміжок запису. В межах кожної епохи міститься інформація, що підлягає дослідженню. Типи слів-стимулів за кольором було чотири, проте при реєстрації на ЕЕГ вони поділялися лише на два типи - конгруентні та неконгруентні. У мітці відображується тільки конгруентність або неконгруентність стимулів, а також бік екрану, на якому відбувалося експонування. Отримані епохи відповідають чотирьом типам стимулів: праві конгруентні, праві неконгруентні, ліві неконгруентні та ліві конгруентні. Епохи були виокремлені за наступними границями: до стимулу -1 с, та 2с після нього.

Для декомпозиції даних було використано метод аналізу незалежних компонент, що належить до родини методів лінійного сліпого розділення джерел сигналів. Для цього використовувався плагін AMICA (Adaptive Mixture Independent Component Analysis) та алгоритм Extended Infomax [39]. Основна ідея цього методу полягає в тому, що набір змішаних сигналів аналізується без допомоги інформації про вихідний сигнал. Це досягається шляхом мінімізації інформації між проекціями даних та виявленням осей, для яких проекція даних є максимально ненормальною, тобто містить максимальну кількість інформації. Алгоритм базується на властивостях центральної граничної теореми.

АНК базується на мінімізації інформації між проекціями даних, тобто пошуку осей, для яких проекція даних є максимально ненормальною та містить максимальну кількість інформації. Це дозволяє розділити сигнали, які були змішані за допомогою лінійної комбінації джерел. Результатом АНК є

набір сортованих активностей, що можуть бути локалізовані. Для досягнення цього результату використовується лінійна зміна базису від даних, що отримані від одиничних каналів скальпу до просторово перетвореного базису віртуального каналу. На виході отримується набір виходів просторових фільтрів, які застосовуються до всіх даних із множини каналів запису, замість набору записів для поодиноких каналів [40].

АНК знаходить незалежні від часу джерела сигналів в багатоканальних даних ЕЕГ та їх проєкції на електроди скальпу, які є просторово стаціонарними для цих джерел. Карти незалежних компонент схожі на диполі, навіть якщо алгоритм не бере до уваги розташування електродів чи біофізичні процеси поширення сигналу в об'ємі [41]. Ці компоненти зазвичай мають розподілення на карті скальпу, що майже повністю відповідає проєкції одиничного еквівалентного диполя головного мозку в ЕЕГ.

Для автоматичної класифікації та відбору незалежних компонент використовується вбудований інструмент ICLabel. Цей інструмент розроблений на основі великих об'ємів даних незалежних компонент, які були класифіковані як автоматично, так і дослідниками [42]. ICLabel дозволяє автоматично визначити тип кожної незалежної компоненти та класифікувати їх, зокрема можуть існувати компоненти, які відносяться до активності м'язів голови, рухів очей, бути наведенням від електричної мережі та активності серця. Якщо незалежні компоненти не є джерелами головного мозку, то вони будуть промарковані та видалені в подальшому.

### **2.3.2. Реконструкція джерел ЕЕГ-сигналу**

На цій стадії роботи з ЕЕГ-даними шляхом вирішення оберненої задачі ЕЕГ встановлюються регіони кори головного мозку, що є джерелами сигналу

ЕЕГ. Результатом цього процесу є координати цих джерел у просторі MNI, які будуть використані для каузального моделювання.

Візуалізація джерела ЕЕГ-сигналу у SPM відбувається через просторову проєкцію даних сенсорів (ЕЕГ-електродів) у простір головного мозку. Активність останнього вважається при цьому як така, що містить велику кількість електромагнітних диполів, що розташовані у шарі кори та мають фіксовані розташування та орієнтацію. Через це модель спостереження є лінійною, невідомими змінними є амплітуди або потужності джерел. Результати реконструкції представлені як активність у тривимірному воксельному просторі.

Конвеєр візуалізації у SPM використовує класичні розподілені лінійні моделі [43]. При цьому він включає два оригінальних аспекти. По-перше, базуючись на емпіричному байєсівському формалізмі, інверсія має бути загальною в тому сенсі, що вона може включати та оцінювати релевантність кількох обмежень різної природи, оцінка релевантності на основі даних стала можливою завдяки байєсівському порівнянню моделей [44, 45, 46, 47]. По-друге, специфічна анатомія суб'єкта включена в генеративну модель даних таким чином, що уникає індивідуального вилучення кортикальної поверхні. Індивідуальна кортикальна сітка отримується автоматично з канонічної сітки в просторі MNI, що забезпечує простий і ефективний спосіб звітування про результати в стереотаксичних координатах.

Весь процес реконструкції складається з наступних етапів (доступні у меню SPM як “3D Source Reconstruction”):

1. Моделювання простору джерел (Source space modelling).
2. Корегістрація даних (Data co-registration).
3. Розрахунок прямої моделі (Forward computation).
4. Обернена реконструкція (Inverse reconstruction).
5. Отримання результатів візуалізації.

Перші три кроки є частиною генеративної моделі, а етап оберненої реконструкції складається з байєсівської інверсії та є єдиним етапом, що включає фактичні дані ЕЕГ.

Моделювання простору джерел передбачає створення тривимірної сітки розташування джерел або вокселів, які охоплюють увесь об'єм мозку. Ці вокселі представляють потенційні дипольні джерела нейронної активності, і їх розподіл визначається анатомією мозку людини. Модель вихідного простору зазвичай створюється шляхом викривлення стандартного шаблону мозку відповідно до анатомії людини, визначеної за допомогою МРТ або КТ. Це створює персоналізовану модель мозку з індивідуальним розташуванням і орієнтацією вокселів. Оскільки для даного дослідження не використовувалися індивідуальні скани голови, для моделювання використовувався стандартний шаблон, який поставляється із програмним забезпеченням SPM. Доступні три розміри кортикальної сітки: «грубий» («coarse»), «нормальний» («normal») і «дрібний» («fine»). Згідно із рекомендаціями авторів SPM, використано розмір «нормальний».

Для того, щоб SPM забезпечував значущу інтерпретацію результатів реконструкції джерела, він повинен зв'язати систему координат, у якій початково представлені позиції датчиків, із системою координат структурного зображення МРТ (координати MNI). Цей процес називається корегістрацією. Щоб зв'язати дві системи координат, потрібен набір з щонайменше 3 точок, координати яких відомі в обох системах. Поверхнева відповідність (між деякою формою голови в просторі МEG/ЕЕГ і деякою тесселяцією шкіри голови, отриманою на МРТ) є одним із двох способів корегістрації. Для ЕЕГ замість форми голови можна використовувати розташування електродів. Зіставлення поверхонь виконується за допомогою алгоритму ICP (Iterative Closest Point) [48].

Розрахунок прямої моделі відноситься до процесу моделювання електричних потенціалів на поверхні шкіри голови, які будуть створені

заданим розподілом нейронної активності всередині мозку. Це робиться за допомогою математичної моделі голови та мозку, яка враховує електропровідність різних тканин, таких як шкіра голови, череп і мозок. Сітка, отримана на другому етапі, використовується для обчислення електричного поля, створеного заданим розподілом джерел струму всередині мозку, використовуючи набір математичних рівнянь, відомих як пряма модель. Пряма модель враховує електричні властивості різних тканин, такі як їх провідність і діелектрична проникність, і моделює поширення електричного поля через різні шари тканин до поверхні шкіри голови, де його можна виміряти електродами ЕЕГ. Для кожного з диполів на кортикальній сітці обчислюється ефект, який він матиме на датчики. Результатом є матриця  $n \times m$ , де  $n$  — кількість датчиків, а  $m$  — кількість вершин сітки. На цьому етапі була використана модель «ЕЕГ ВЕМ» [49].

На етапі оберненої реконструкції обирається підхід із трьох запропонованих у SPM: «візуалізація (Imaging)», «варіаційні байєсівські еквівалентні диполі (VB-ECD)», «динамічне каузальне моделювання (DCM)». Був використаний емпіричний байєсівський підхід (перша опція, «візуалізація»). Для локалізації була обрана викликана активність (evoked response). Цей підхід базується на байєсівській статистиці, яка дозволяє оцінити апостеріорний розподіл ймовірностей нейронних джерел, враховуючи спостережувані дані ЕЕГ. Емпіричний байєсівський підхід передбачає використання ієрархічної байєсівської моделі для оцінки параметрів прямої моделі, а також розподілу нейронних джерел. Ця модель враховує варіабельність сигналів ЕЕГ у різних епохах ЕЕГ і використовує цю інформацію для регуляризації оцінок нейронних джерел. При використанні стандартної інверсії (Standart) у SPM, був використаний алгоритм MSP (Multiple sparse priors) [50]. Цей тип зворотної реконструкції базується на ідеї, що нейронні джерела можуть бути представлені як розріджена лінійна комбінація базисних функцій. В алгоритмі нейронні джерела моделюються як

лінійна комбінація попередньо визначених базисних функцій, таких як дипольні або розподілені джерела. Коефіцієнти цієї лінійної комбінації вважаються розрідженими, тобто лише невелика кількість коефіцієнтів відмінна від нуля, а решта дорівнюють нулю. Алгоритм використовує байєсівський підхід для оцінки коефіцієнтів базисних функцій, які найкраще пояснюють спостережувані дані ЕЕГ. Передбачається, що апіорний розподіл за коефіцієнтами є сумішшю кількох розріджених апіор, що сприяє розрідженості та сприяє вибору невеликої кількості ненульових коефіцієнтів. Алгоритм ітераційно оновлює оцінки коефіцієнтів і дисперсії шуму, використовуючи підхід максимальної апостериорної оцінки (MAP). Це передбачає мінімізацію цільової функції, яка збалансовує відповідність даним і складність моделі, враховуючи при цьому попередню інформацію. Підхід має кілька переваг перед іншими методами локалізації джерела ЕЕГ, такими як дипольне підгонка та формування променя (beamforming). Він може працювати з кількома активними джерелами та джерелами, що перекриваються, і він стійкий до шуму та помилок моделювання. Крім того, він надає оцінки невизначеності в оцінках нейронних джерел, які можна використовувати для статистичних висновків і перевірки гіпотез.

Результати візуалізації доступні у кількох формах, однією з яких є рендеринг активності джерел як відео у заданому часовому проміжку, також активність можна переглянути на тривимірній моделі мозку, що дозволяє визначити координати MNI для подальшого аналізу.

### **2.3.3. Каузальне моделювання**

Динамічне каузальне (причинно-наслідкове) моделювання (ДКМ) базується на ідеї, спочатку розробленій для даних фМРТ: виміряні дані

пояснюються мережевою моделлю, що складається з кількох джерел, які динамічно взаємодіють. Ця модель мережі інвертується за допомогою байєсівського підходу, і можна зробити висновки про зв'язки між джерелами або модуляцію зв'язків за завданням.

Для даних ЕЕГ ДКМ є потужним методом для визначення параметрів, які неможливо спостерігати безпосередньо за допомогою ЕЕГ. Оскільки дані ЕЕГ мають високу часову роздільну здатність порівняно з фМРТ, висновки стосуються більш нейробіологічно правдоподібних параметрів. Вони більш безпосередньо пов'язані з причинами основної нейронної динаміки.

Мета ДКМ полягає в тому, щоб пояснити виміряні дані (такі як потенціали, пов'язані з подіями) як результат взаємодії мережі, що складається з кількох областей, деякі з яких отримують вхідні дані (тобто стимул). Відмінності між викликаними відповідями, виміряними за різних умов, моделюються як модуляція вибраних параметрів ДКМ.

ДКМ для викликаних відповідей враховує просторову пряму модель. Це робить ДКМ просторово-часовою моделлю повного набору даних (по каналах і перистимульному часу). Крім того, можна описати ДКМ також як просторово-часовий алгоритм реконструкції джерела, який використовує додаткові часові обмеження, надані динамікою нейронної маси та довгостроковим ефективним зв'язком. Це досягається шляхом параметризації поля відведення, тобто просторової проекції активності джерела на датчики. У поточній версії це можна зробити за допомогою двох різних підходів. Перший припускає, що провідне поле кожного джерела моделюється одним еквівалентним диполем. Другий підхід передбачає, що кожне джерело може бути представлено як «площину» з диполів на ділянці сірої речовини. Ця просторова модель доповнюється моделлю часової динаміки кожного джерела. Важливо, що ця динаміка не тільки описує, як динаміка внутрішнього джерела розвивається з часом, але також і те, як джерело реагує на зовнішній

вхід, що надходить або з підкіркових областей (стимул), або з інших джерел кори.

У дослідженні була використана стандартна модель «ERP» для ППП [51]. На першому етапі задаються такі параметри моделі як перистимульне часове вікно, кількість членів дискретного косинусного перетворення для видалення (опція «detrend»), значення для зниження часової дискретизації («subsample»), та кількість частотних режимів («modes») для моделювання. Всі параметри, крім часового вікна залишені за замовчуванням (відповідно 1; 1; 8). Часове вікно було підібране індивідуально для кожного обстеженого, спираючись на медіанне значення їх ЧР з результатів тестування.

Далі на основі попереднього знання про нейронні генератори відповіді ідентифікується набір потенційних вихідних областей, що задають електромагнітну модель (інтерфейс «electromagnetic model»). У моделюванні були використані регіони з результатів візуалізації для кожного обстеженого. При специфікації моделі задаються назви регіонів та їх координати у просторі MNI. Для електромагнітної моделі була використана опція моделювання кожного регіону як площини з диполів («IMG»). Параметри початку («onset») та тривалості («duration») залишені без змін, 64 мс та 16 відповідно.

Зв'язки між заданими регіонами складають нейрональну модель (інтерфейс «neuronal model»). У обраній моделі ці зв'язки представлені кількома типами: прямі («Forward»), зворотні («Backward») та латеральні («Lateral»). Також задається регіон, який є місцем сенсорного входу («Input»). В даній моделі математично такий вхід є еквівалентним до прямого зв'язку, тому він був застосований до регіонів у кожного обстеженого, які вважалися відповідними для процесів обробки мови.

Кожен із регіонів (одиничних джерел) має набір диференціальних рівнянь, які описують динаміку їх станів. Кожне одиничне джерело моделюється як таке, що складається із трьох субпопуляцій клітин: пірамідальних, шипуватих

зірчастих та інгіботорних інтернейронів. Ці субпопуляції віднесені до гранулярного та агранулярного шарів кори, які в свою чергу отримують прямі та зворотні зв'язки відповідно. Збуджуючі прямі зв'язки закінчуються на шарі шипуватих зірчастих клітин, зворотні на шарах інгібіторних інтернейронів та пірамідальних клітин, латеральні зв'язки – на усіх трьох. Усі три типи зв'язку починаються у шарі пірамідальних клітин.

На етапі специфікації нерональної моделі задаються матриці зв'язку між регіонами, зазначеними у електромагнітній моделі. Усього три матриці для кожного типу зв'язку та один вектор-стовпчик для сенсорного входу. Порядок регіонів у стовпчиках та рядках збігається із порядком регіонів, заданих списком на попередньому етапі. Стовпчики матриць представляють місця виходу зв'язку, рядки – місця закінчення відповідного зв'язку.

Модель очікуваної відповіді будується на основі оцінки динаміки заданих нейронних генераторів відповіді після активації сенсорного входу до моделі. У цілому, ДКМ складається з набору диференціальних рівнянь, які описують динаміку нейронної активності в кожній вихідній області, а також ефективний зв'язок між ними. Рівняння стану базується на нейробіологічних евристичках, другий компонент ДКМ – спостерігач на основі електромагнітної прямої моделі. Інтегруючи рівняння стану та пропускаючи наступні стани через спостерігача, генерується прогнозоване вимірювання. Це відповідає узагальненій згортці вхідних даних для генерації вихідних даних. Ця узагальнена згортка дає модель спостереження для векторизованих даних та пов'язану ймовірність.

Для моделей ДКМ оцінка параметра відповідає апроксимації моментів апостеріорного розподілу, заданого правилом Байєса. Апостеріорні моменти оновлюються ітераційно за допомогою варіаційного методу Байєса за фіксованою формою наближення Лапласа (тобто Гауса) до умовної щільності. Це можна розглядати як алгоритм очікування-максимізації, який використовує локальну лінійну апроксимацію рівняння ДКМ про поточне умовне

сподівання. Е-крок відповідає схемі оцінки Фішера, яка виконує спад варіаційної вільної енергії відносно умовних моментів. У М-кроці дисперсії помилок оновлюються точно так само.

Е-крок оновлює моменти шляхом мінімізації варіаційної вільної енергії. Вільна енергія — це розбіжність між реальною та приблизною умовною щільністю мінус логарифм правдоподібності. Це означає, що умовні моменти або варіаційні параметри максимізують логарифм правдоподібності, одночасно мінімізуючи розбіжність між істинною та приблизною умовною щільністю. Оскільки розбіжність не залежить від параметрів коваріації, мінімізація вільної енергії на М-кроці еквівалентна знаходженню оцінок максимальної правдоподібності параметрів коваріації. Схема ідентична тій, яку використовує ДКМ для фМРТ [52]. Свідчення моделі можна розкласти на два компоненти: термін точності, який кількісно визначає відповідність даних, і термін складності, який карає моделі з великою кількістю параметрів. Таким чином, докази втілюють дві суперечливі вимоги хорошої моделі, щоб вона пояснювала дані та була максимально простою. Найвірогіднішою моделлю є та, яка має найбільше логарифмічне свідчення. Це дозволяє обрати модель. Порівняння моделей базується на відношенні ймовірності доказів для двох моделей. Традиційно переконливі докази на користь однієї моделі вимагають, щоб різниця у логарифмічних свідченнях становила три або більше.

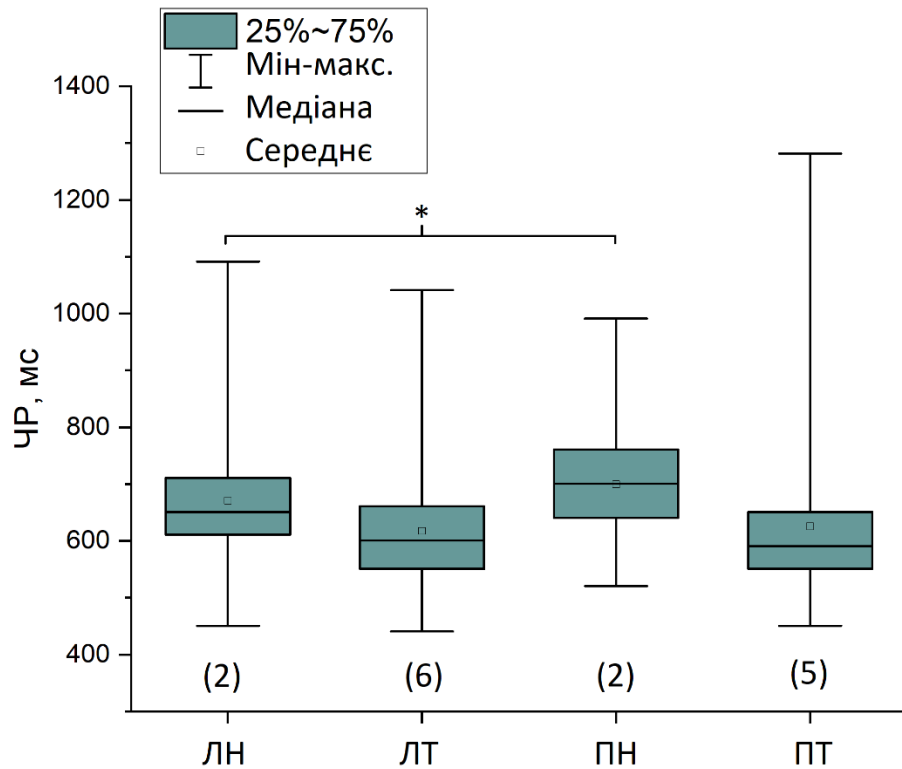
## РОЗДІЛ 3

### РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ОБГОВОРЕННЯ

В першу чергу необхідно зазначити, що результати дослідження отримані лише для 3 обстежених з 11. Основною причиною є суттєві розбіжності у кількісних характеристиках доступних даних. До фінального аналізу були включені дані обстежень із достатньою кількістю епох ЕЕГ. Далі ці обстежені будуть зазначені як обстежений «2», «6» і «9» відповідно. З одного боку, обмежена кількість даних не дозволяє робити висновки на рівні групи. З іншого, це можливість дослідити певні процеси на індивідуальному рівні. Цією можливістю слід скористатися, оскільки варіабельність у певних показниках серед обстежених у групі може бути суттєвою, а це в свою чергу може мати прикладне значення.

#### 3.1. Результати реконструкції джерел та тестування

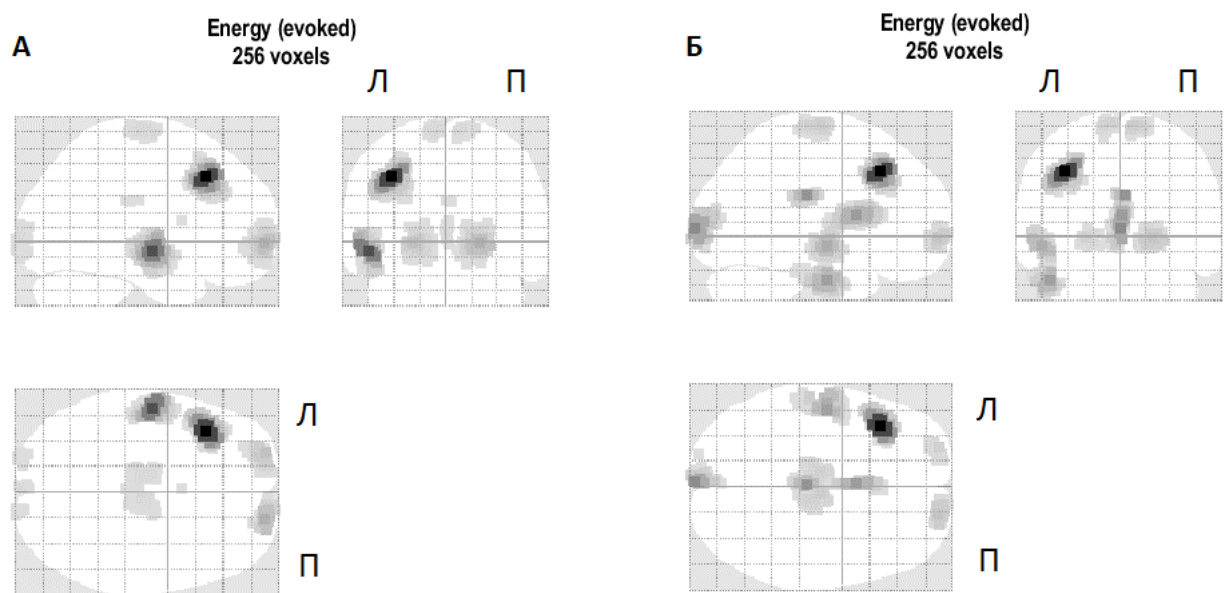
Далі послідовно наведені результати виконання комбінованого тесту Струпа кожним з обстежених. Дескриптивна статистика представлена візуалізацією розподілів у вигляді діаграм розмаху. Оскільки помилки виникають у процесі тестування як одиничні події, невимірні величини, вони не мають розподілу не на груповому рівні аналізу, ці результати представлені у вигляді суми одиничних значень кількості помилок для кожного типу відповідей. За поведінковими результатами слідує результати візуалізації, інтерпретація яких буде висвітлена у наступному підрозділі. Результати латентних періодів реакцій обстеженого «2» наведені на рисунку 3.1.



**Рис. 3.1.** Час реакції обстеженого «2». Чотири типи відповідей: лівою рукою («НІ» та «ТАК» відповідно ЛН та ЛТ), правою рукою («НІ» та «ТАК» відповідно ПН та ПТ). У дужках наведено кількість допущених помилок. \* - різниця значуща при  $p < 0,05$

Серед врахованих реакцій 96% вірних і 4% хибних. Гіпотеза про нормальність розподілу відхилена для 3 з 4 розподілів ЧР (при рівні значущості  $p < 0,05$ ). Результати непараметричного аналогу дисперсійного аналізу вказують на відмінності у розподілах. Результати попарного порівняння за допомогою знакового тесту: відповіді «ТАК» надаються швидше, ніж відповіді «НІ» (порівняння ЛН з ЛТ та ПН з ПТ, для кожної пари розподіли виявилися різними при рівні значущості  $p < 0,05$ ). Відповіді «ТАК», у відповідь на пред'явлення конгруентних стимулів, надаються швидше. Цей результат був очікуваним для контексту використання тесту Струпа. Розподіли для відповідей «ТАК» лівою та правою рукою виявилися подібними (рівень значущості  $p < 0,05$ ). При цьому розподіли відповідей «НІ» виявилися відмінними (при рівні значущості  $p < 0,05$ ).

Результати візуалізації для обстеженого «2» зображені на рис. 3.2. Викликана активність досягає максимальної інтенсивності через 500 мс після пред'явлення стимулу (для візуалізації використано перистимульне вікно від -1000 до 2000 мс). Для порівняння наведено активацію для неконгруентних та конгруентних стимулів. Слід відмітити, що зображення містить активацію тільки у час, коли її інтенсивність є найбільшою. Активність окремих регіонів відрізняється у часі, що краще передається через візуалізацію не у вигляді статичного зображення, а у режимі відео.



**Рис. 3.2.** Проекція максимальної інтенсивності викликаної активності обстеженого 2. А – при неконгруентній стимуляції. Б – при конгруентній стимуляції. Л – ліва півкуля. П – права півкуля

Активні фронтальні та скроневі зони. Також залучені потиличні та постцентральної зони. Залучення останніх пояснюється обробкою візуальної інформації та залученням моторної компоненти у процес тестування відповідно. Активація у зонах, що приблизно відповідають фронтальним полям, спостерігається у обох півкулях. Особливої уваги заслуговує наявність активності у скроневій зоні та зоні, що приблизно відповідає середній фронтальній звивині. Залучені тільки відповідні зони лівої півкулі. Якщо

порівняти максимальну активацію у станах для неконгруентної та конгруентної стимуляції, то спостерігається залучення приблизно однакових зон кори головного мозку. Ці зони та їх координати у просторі MNI наведені у табл. 3.1.

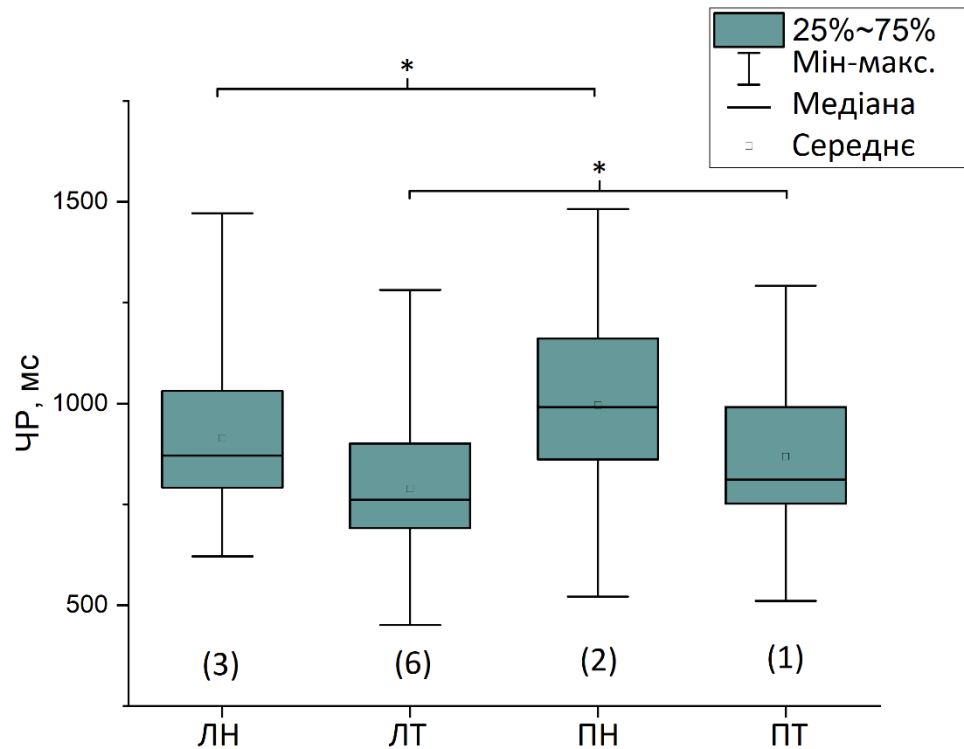
**Таблиця 3.1.**

**Координати активних зон кори головного мозку обстеженого «2» у просторі MNI.**

Назва	Координати MNI		
	x	y	z
П. ФП	20	61	-3
Л. СФЗ	-38	23	41
Л. ПЦЧ	-10	-21	74
П. ПЦЧ	10	-23	71
Л. ВСЗ	-57	-8	-8

Примітки: ФП – фронтальне поле, СФЗ – середня фронтальна звивина, ПЦЧ – парацентрально-задня частка, ВСЗ – верхня скронева звивина. Літерами Л та П перед назвою вказані відповідно належність лівій та правій півкулі.

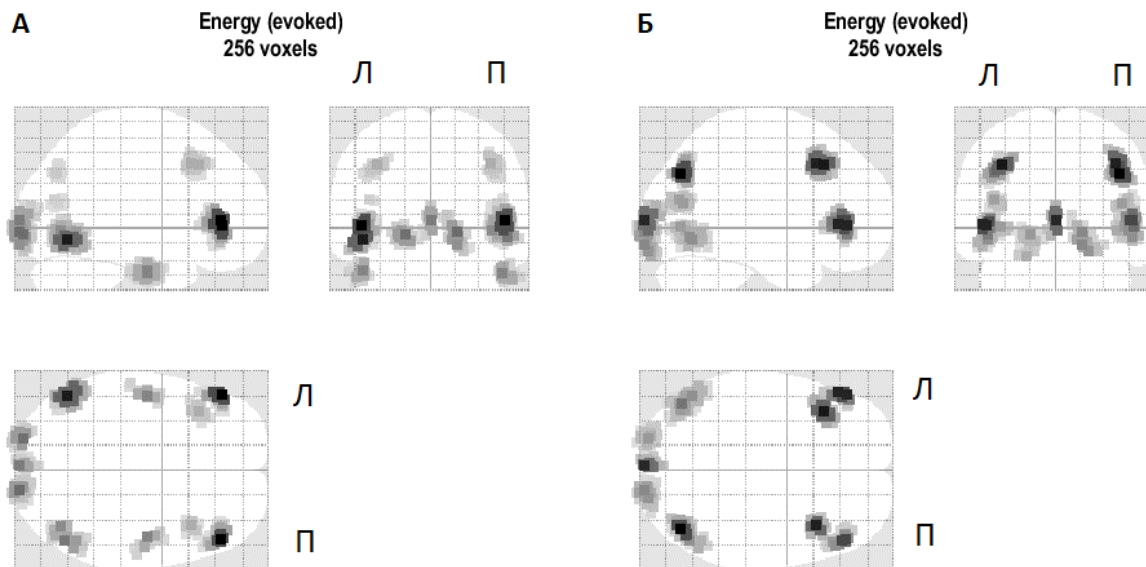
На рисунку 3.3 наведені латентні періоди реакцій для обстеженого «6». Серед врахованих реакцій 94% вірних і 6% хибних. Для 2 з 4 розподілів гіпотеза про нормальність розподілів ЧР була відкинута (при  $p < 0,05$ ). Результати критерію Фрідмана вказують на відмінності у розподілах ( $p < 0,05$ ). Результати попарного порівняння за допомогою знакового тесту: відповіді «ТАК» надаються швидше, ніж відповіді «НІ» (порівняння ЛН з ЛТ та ПН з ПТ, для кожної пари розподіли виявилися різними при рівні значущості  $p < 0,05$ ).



**Рис. 3.3.** Час реакції обстеженого «б». Чотири типи відповідей: лівою рукою («НІ» та «ТАК» відповідно ЛН та ЛТ), правою рукою («НІ» та «ТАК» відповідно ПН та ПТ). У дужках наведено кількість допущених помилок. \* - різниця значуща при  $p < 0,05$

Розподіли як для відповідей «ТАК» так і для відповідей «НІ», що були надані лівою та правою рукою (порівняння ЛН з ПН та ЛТ з ПТ, при рівні значущості  $p < 0,05$ ) виявилися різними. Це вказує на значимість відмінностей у спостережуваній тенденції до надання відповідей правою рукою повільніше, ніж лівою.

На рис.3.4. зображені результати візуалізації для обстеженого «б». Умови ідентичні візуалізації попереднього обстеженого (максимальна інтенсивність через 500 мс після пред'явлення стимулу перистимульне вікно від -1000 до 2000 мс). У даному випадку активація спостерігається у інших зонах та є білатеральною загалом. Ці зони зазначені у табл. 3.2.



**Рис. 3.4.** Проекція максимальної інтенсивності викликаної активності обстеженого «б». А – при неконгруентній стимуляції. Б – при конгруентній стимуляції. Л – ліва півкуля. П – права півкуля

**Таблиця 3.2.**

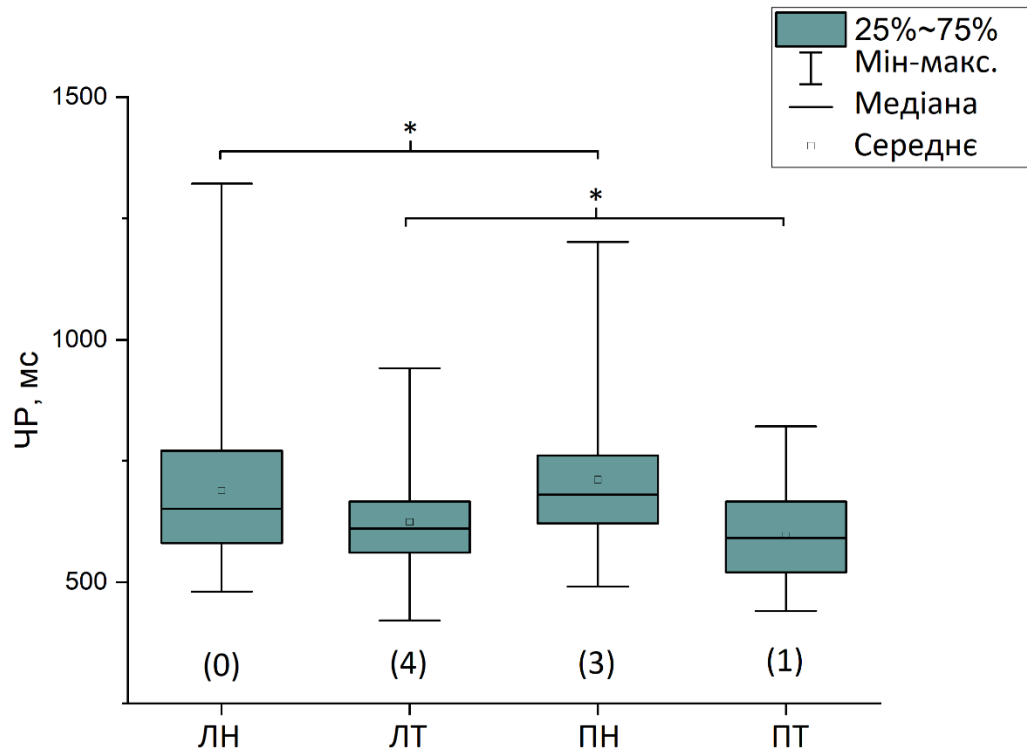
**Координати активних зон кори головного мозку обстеженого «б» у просторі MNI.**

Назва	Координати MNI		
	x	y	z
Л. КЗ	-43	-73	36
П. КЗ	42	-74	35
Л. ССЗ	-48	-12	-31
П. ССЗ	47	-12	-32
Л. СФЗ	-37	27	42
П. СФЗ	37	18	42
Л. ТЧНФЗ	-49	39	0
П. ТЧНФЗ	49	38	3

Примітки: КЗ – кутова звивина, ССЗ – середня скронева звивина, СФЗ – середня фронтальна звивина, ТЧНФЗ – трикутна частина нижньої фронтальної

звивини. Літерами Л та П перед назвою вказані відповідно належність лівій та правій півкулі.

На рисунку 3.5 наведені латентні періоди реакцій для обстеженого «9».

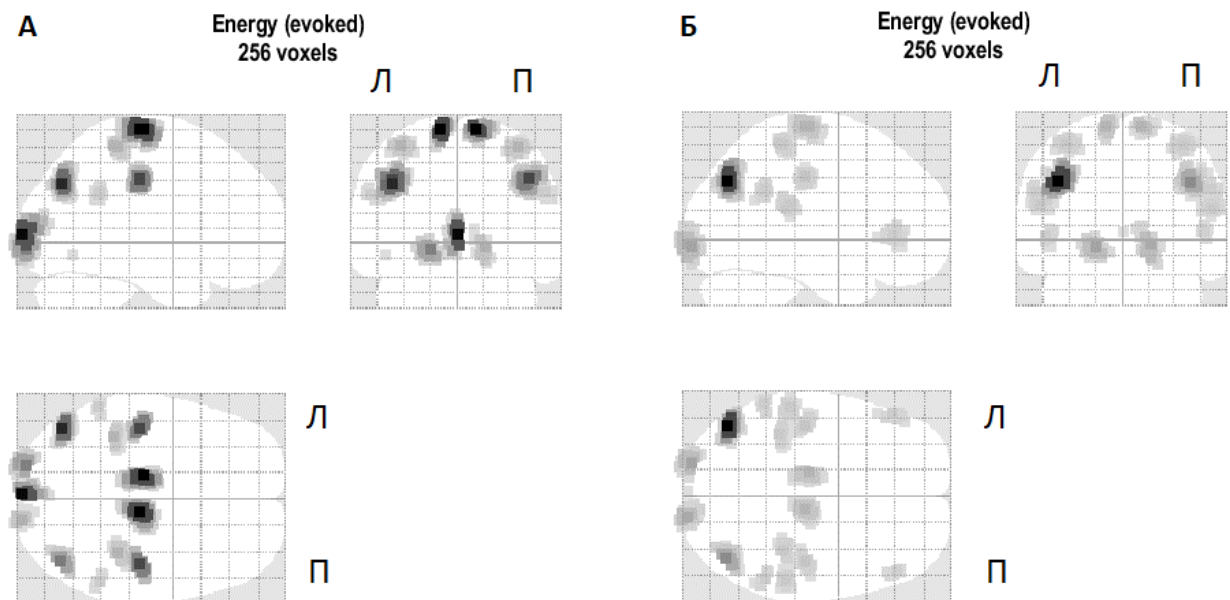


**Рис. 3.5.** Час реакції обстеженого «9». Чотири типи відповідей: лівою рукою («НІ» та «ТАК» відповідно ЛН та ЛТ), правою рукою («НІ» та «ТАК» відповідно ПН та ПТ). У дужках наведено кількість допущених помилок. \* - різниця значуща при  $p < 0,05$

Серед врахованих реакцій 98% вірних і 2% хибних. Для всіх 4 розподілів ЧР гіпотеза про нормальність розподілу була відхилена (при рівні значущості  $p < 0,05$ ). Результати застосування критерію Фрідмана вказують на різницю у розподілах ( $p < 0,05$ ). Результати попарного порівняння за допомогою знакового тесту: відповіді «ТАК» надаються швидше, ніж відповіді «НІ» (порівняння ЛН з ЛТ та ПН з ПТ, для кожної пари розподіли виявилися різними при рівні значущості  $p < 0,05$ ). Розподіли як для відповідей «ТАК» так і для відповідей «НІ», що були надані лівою та правою рукою (порівняння ЛН

з ПН та ЛТ з ПТ, при рівні значущості  $p < 0,05$ ) виявилися різними. Відповіді «ТАК» надаються правою рукою швидше. При цьому відповіді «НІ» надаються швидше лівою рукою, хоча має місце суттєва варіабельність за цим показником.

На рис. 3.6. зображені результати візуалізації для обстеженого «9». Умови ідентичні візуалізації попередніх обстежених (максимальна інтенсивність через 500 мс після пред'явлення стимулу перистимульне вікно від -1000 до 2000 мс).



**Рис. 3.6.** Проекція максимальної інтенсивності викликаної активності обстеженого «9». А – при неконгруентній стимуляції. Б – при конгруентній стимуляції. Л – ліва півкуля. П – права півкуля

Активація також є білатеральною, але спостерігається в основному у тім'яних зонах. Фронтальні зони активуються у різний час після конгруентної та неконгруентної стимуляції, що не дозволяє зафіксувати зображення проекції максимальної інтенсивності на 500 мс, оскільки ці зони активувалися в інший час. Перелік активних зон кори зазначено у табл. 3.3.

Таблиця 3.3.

**Координати активних зон кори головного мозку обстеженого «9» у просторі MNI.**

Назва	Координати MNI		
	x	y	z
Л. ПЦЧ	-13	-21	71
П. ПЦЧ	10	-23	71
Л. КЗ	42	-74	35
П. КЗ	-44	-73	36
Л. ТЧНФЗ	50	35	3
П. ТЧНФЗ	-51	33	1

Примітки: ПЦЧ – парацентральної частки, КЗ – кутова звивина, ТЧНФЗ – трикутна частина нижньої фронтальної звивини. Літерами Л та П перед назвою вказані відповідно належність лівій та правій півкулі.

Негативні відповіді правою рукою надавалися повільніше кожним із представлених обстежених, це спостерігається і на рівні всієї обстеженої групи (див. додаток А).

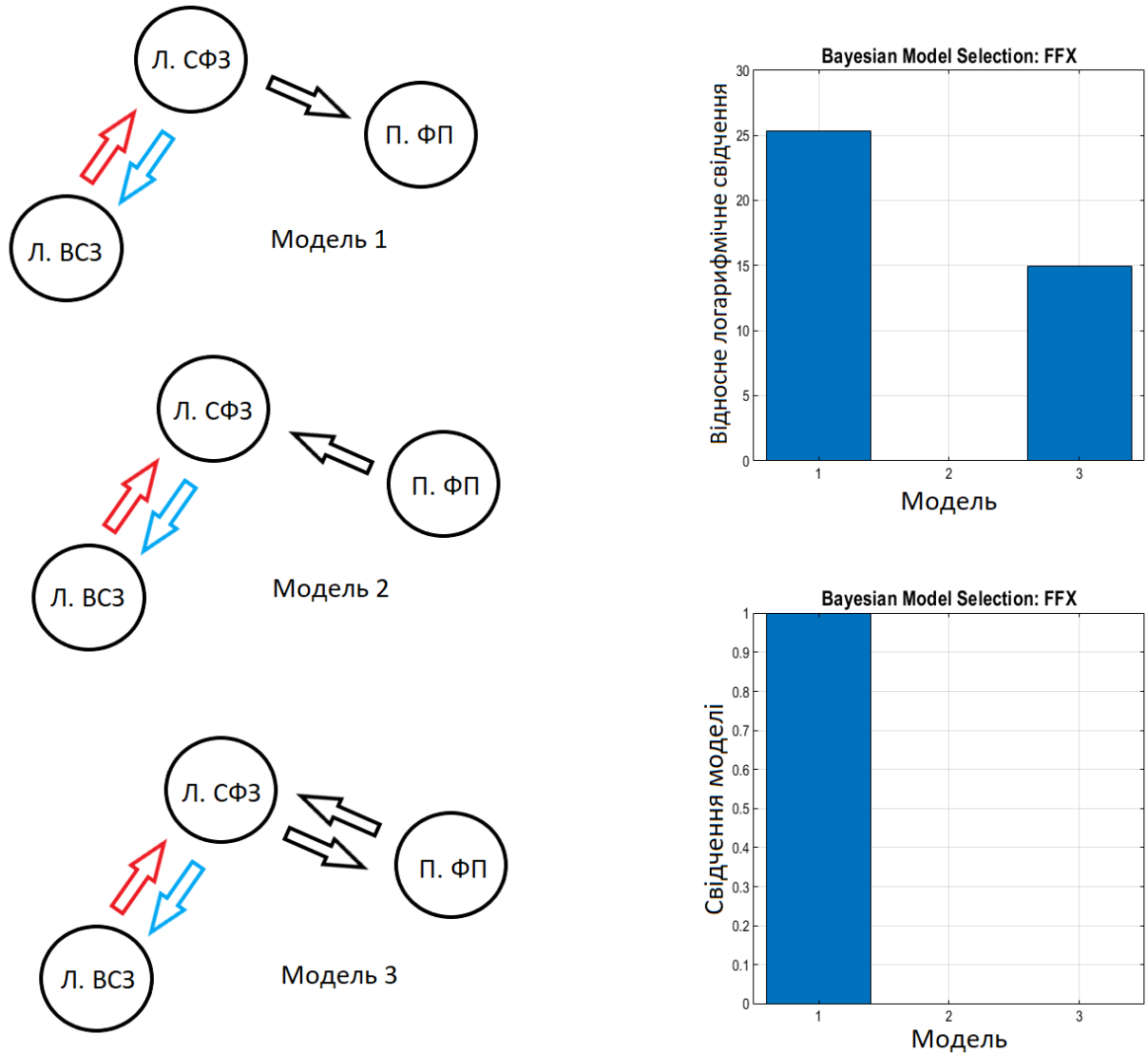
Отримані результати не містять вичерпний перелік зон кори, що активні при виконанні подібних завдань, що виражено принаймні відсутністю у результатах візуалізації активації ППК. Але не дивлячись на можливу мозаїчність даних, можна виокремити певні тенденції. В першу чергу, не всі обстежені мали активність у однакових зонах. Залучення тім'яних зон та фронтальних є різними у обстежених. По-друге, один з обстежених (обстежений «2») має виражену асиметрію на рівні півкуль. Цю інформацію можна використати для врахування індивідуальних особливостей при каузальному моделюванні, яке часто на практиці спирається на джерела активності, відомі з літератури.

### 3.2. Каузальне моделювання

Уявити динаміку взаємодії між регіонами кори головного мозку, інформація про які отримана на етапі реконструкції джерел нескладно, якщо спиратися на відомості про функціональну спеціалізацію цих регіонів та вимоги, що обумовлені умовами тестування. Далі будуть наведені результати каузального моделювання для стимуляції неконгруентними стимулами.

Найпростіше це зробити для обстеженого «2», оскільки отримана інформація про активність стосується переважно лівої півкулі. Серед активних регіонів кори в цьому випадку виокремлено для лівої півкулі: середню фронтальну звивину та верхню скроневу звивину (див. рис. 3.2). У правій півкулі спостерігається активність фронтального поля. Верхню скроневу звивину, як частину скроневої кори, можна вважати частиною системи, що відповідає за розпізнавання значення слів. Цей процес для виконання тесту Струпа є автоматичним. Саме гальмуванням цієї обробки пояснюється сповільнення реакції на неконгруентні стимули. Також спостерігається активність у середній фронтальній звивині, що зазвичай пов'язується із процесами робочої пам'яті та когнітивного контролю. Складніше визначити, який саме процес представляє активність у фронтальному полі, серед можливих класифікація інформації та маніпуляції з нею [53,54].

Спираючись на відомості про функціональну спеціалізацію, можна навести наступні зв'язки для моделювання (рис 3.7). Зображено три каузальні моделі для обстеженого «2», що відрізняються між собою способом поєднання СФЗ та ФП. Баєсівське порівняння із фіксованими ефектами. На графіках номери моделей – за віссю абсцис.



**Рис. 3.7.** Каузальні моделі та результати баєсівського порівняння моделей для обстеженого «2». Стрілки з червоним контуром – прямі зв'язки, з синім – зворотні, чорним – латеральні. ФП – фронтальне поле, СФЗ – середня фронтальна звивина, ВСЗ – верхня скронева звивина. Літерами Л та П перед назвою вказані відповідно належність лівій та правій півкулі

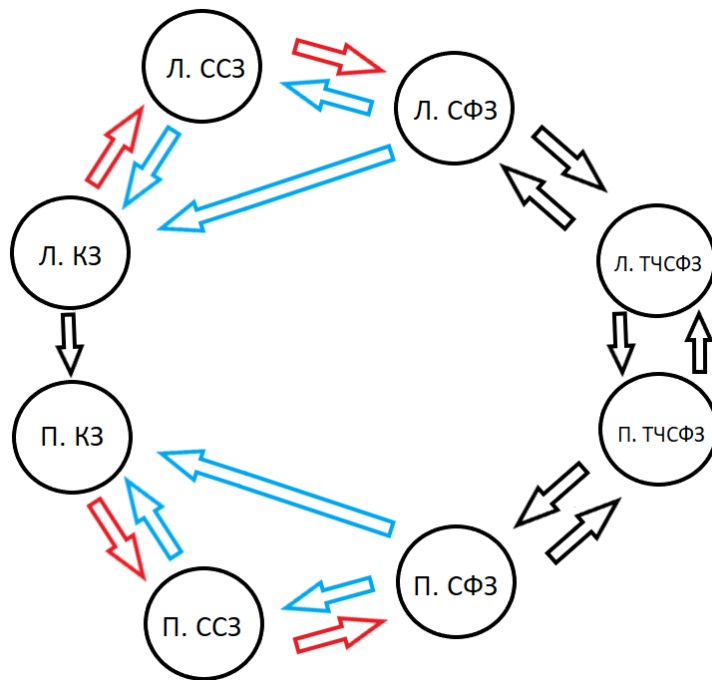
Прямі зв'язки від ВСЗ до СФЗ представляють отримання інформації останньою, що є частиною процесу контролю. Зворотні зв'язки від СФЗ до ВСЗ представляють модуляцію обробки значень слів для селективної уваги спрямованої на колір слова. Фронтальне поле, ймовірно, разом із СФЗ є

частиною системи, що відбирає відповіді на основі представлень про умови виконання завдання. Тому вони поєднуються латеральними зв'язками.

Свідчення моделі після баєсівського порівняння вказує на найбільшу репрезентативність емпіричним даним першої моделі, у якій латеральні зв'язки спрямовані від лівої середньої фронтальної звивини до правого фронтального поля.

Кількість залучених регіонів у обстеженого «б» є більшою, що ускладнює аналіз. Серед представлених регіонів: кутова звивина як частина тім'яної кори, СФЗ та трикутна частина нижньої фронтальної звивини (ТЧНФЗ) представляють фронтальну кору. Середня скронева звивина представляє скроневу кору. Всі зазначені регіони представлені білатарально. Аналіз є складнішим, ніж для попереднього обстеженого, оскільки тім'яна кора, як відомо, залучена до процесів селективної уваги та обробки мови одночасно. Також й нижня фронтальна звивина залучена до процесів обробки мови, зокрема ліва у правшів. Права нижня фронтальна звивина за деякими даними активується в умовах, коли необхідне інгібування та селективна увага [55].

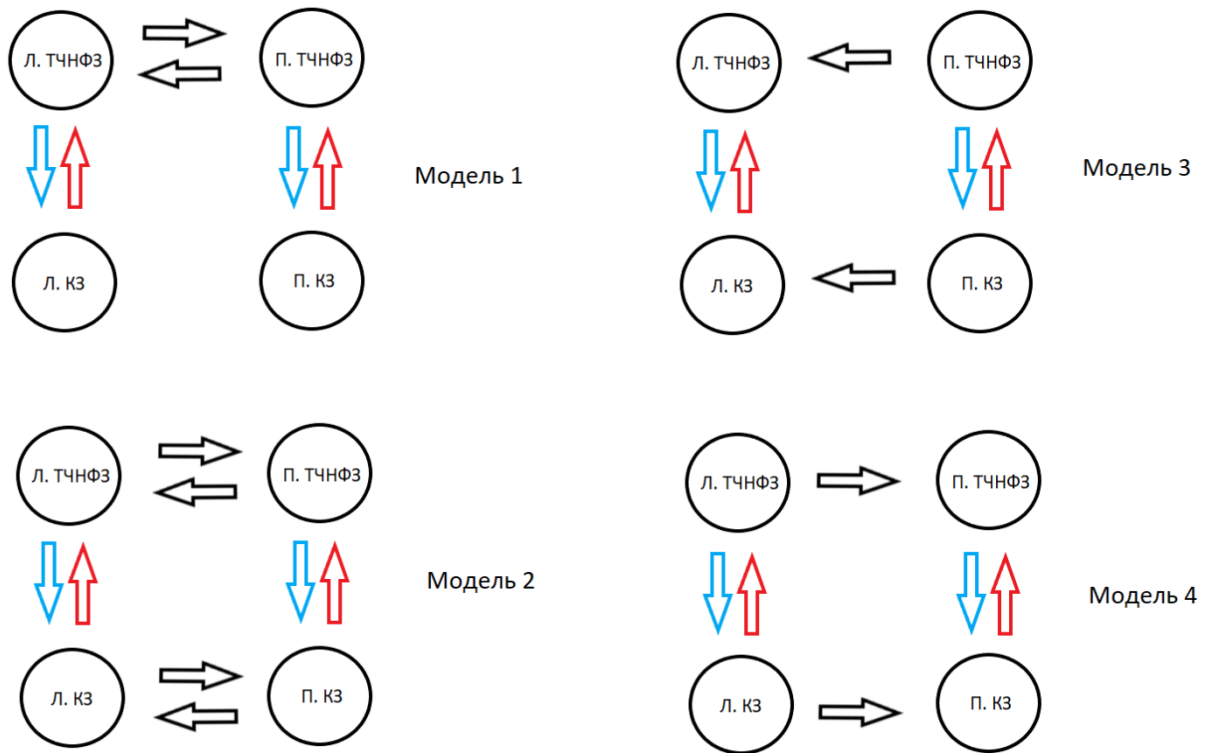
Найкраща модель для обстеженого «б» (рис.3.8) описує складну взаємодію між зазначеними регіонами. Трикутник з тім'яної, скроневої та фронтальної звивин містить прямі зв'язки у напрямку КЗ-ССЗ-СФЗ. Зворотні зв'язки між ССЗ та КЗ, СФЗ та ССЗ, а також між СФЗ та КЗ. Фронтальні ділянки кори формують складні латеральні зв'язки: між СФЗ та ТЧСФЗ, а також між ТЧСФЗ правої та лівої півкуль.



**Рис. 3.8.** Найкраща модель для обстеженого «б». Стрілки з червоним контуром – прямі зв'язки, з синім – зворотні, чорним – латеральні. КЗ – кутова звивина, ССЗ – середня скронева звивина, СФЗ – середня фронтальна звивина, ТЧНФЗ – трикутна частина нижньої фронтальної звивини. Літерами Л та П перед назвою вказані відповідно належність лівій та правій півкулі

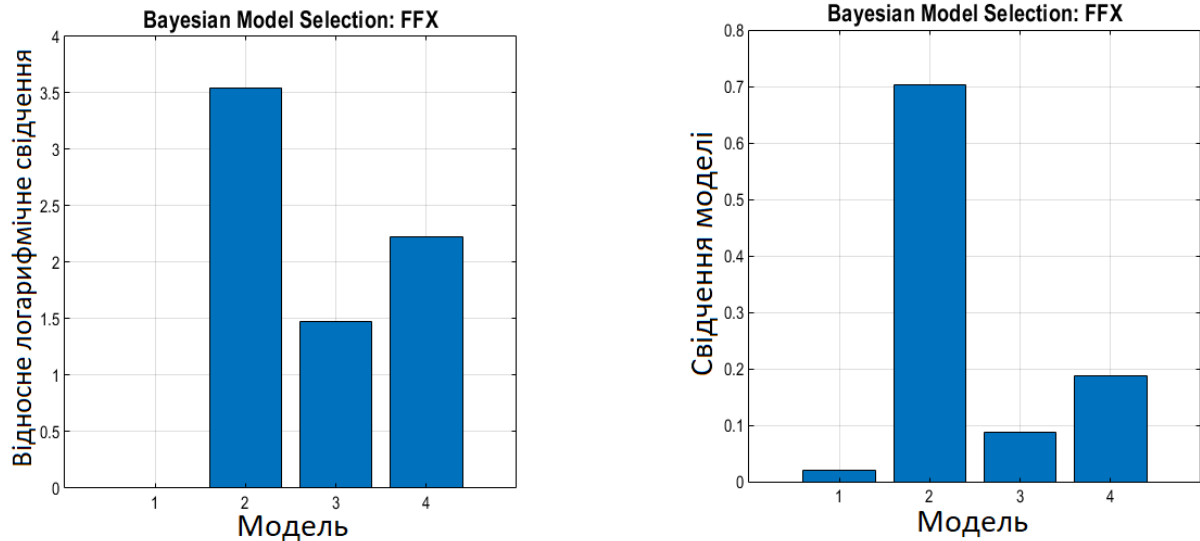
Як і для випадку обстеженого «б», у обстеженого «9» виражена активність у тім'яній корі. Активність у фронтальній корі представлена ТЧНФЗ. Як і в попередньому випадку, активні регіони у обох півкулях.

Каузальні моделі для обстеженого «9» (рис.3.9), відрізняються латеральними зв'язками між тім'яними регіонами, а також між фронтальними регіонами.



**Рис. 3.9.** Каузальні моделі для обстеженого «9». Стрілки з червоним контуром – прямі зв'язки, з синім – зворотні, чорним – латеральні. КЗ – кутова звивина, ТЧНФЗ – трикутна частина нижньої фронтальної звивини. Літерами Л та П перед назвою вказані відповідно належність лівій та правій півкулі

Результати баєсівського порівняння моделей для обстеженого «9» представлені на рис. 3.10. Свідчення моделі вказує на найбільшу репрезентативність емпіричним даним другої моделі, у якій латеральні зв'язки поєднують між собою регіони кори лівої півкулі та правої півкулі у відповідно фронтальній та тім'яній зонах. Така модель представляє розподілення процесів обробки та контролю й селективної уваги між лівою та правою півкулями.



**Рис. 3.10.** Результати баєсівського порівняння моделей для обстеженого «9». Баєсівське порівняння із фіксованими ефектами

### 3.3. Обговорення результатів

Результати вказують на індивідуальні відмінності у залученні до процесів обробки інформації, а також когнітивного контролю та селективної уваги зон кори головного мозку у лівій та правій півкулях. У обстеженого «2» спостерігається виражена асиметрія, що проявляється залученням скроневих та фронтальних регіонів лівої півкулі. Інші два обстежених залучали до виконання завдання обидві півкулі. Швидкість надання відповідей правою та лівою рукою також відрізнялися від обстеженого до обстеженого. Так, обстежений «2», надавав відповіді на неконгруентну стимуляцію повільніше правою рукою. Обстежений «6» надавав відповіді правою рукою повільніше як на неконгруентну, так і на конгруентну стимуляцію. У відповідь на неконгруентну стимуляцію обстежений «9» надавав відповіді правою рукою повільніше, але швидше правою, ніж лівою, у випадку конгруентної

стимуляції. Для бімануальних реакцій встановлено надання відповідей при виконанні тесту Струпа правою рукою повільніше [1]. Таке сповільнення пояснюється асиметрією процесів обробки та контролю рухів. Якщо контроль за процесами виконання тесту, як і обробки мови, розташовуються у лівій півкулі, так само як і контроль за рухами правої руки, то залучення лівої півкулі до обох процесів викликає сповільнення реакцій правою рукою. Із наведених результатів зрозуміло, що таке пояснення добре узгоджується лише з даними обстеженого «2», оскільки він має таку виражену латералізацію. Інші два обстежені мали розподілені по півкулях процеси обробки та контролю, так само як і не такі однозначні результати реакцій правою та лівою рукою. Ефективність цих процесів у обстеженого «6» і «9» є дискусійним питанням. Помітно, що час реакції у обстеженого «6» є загалом повільнішим. При цьому до виконання завдання у нього залучені багато регіонів, зокрема фронтальних із складною взаємодією між ними. Обстежений «9» при результатах відносно на тому ж рівні, що й обстежений «2», мав ефективну взаємодію між тім'яними та фронтальними регіонами та між півкулями в цілому. При цьому сповільнення для відповідей на неконгруентну стимуляцію правою рукою виявилися також характерними і для цього випадку.

В цілому отримані результати дають можливість тільки висловлювати певні припущення щодо особливостей взаємодії між півкулями при виконанні комбінованого тесту Струпа на рівні більших груп обстежених. Перше припущення полягає у наявності індивідуальних відмінностей у наданні певних типів відповіді швидше лівою чи правою рукою. Такі відмінності, в свою чергу, можуть залежати від індивідуальних особливостей латералізації процесів як контролю, так і обробки. Друге припущення полягає тому, що при обстеженні групи будь-якого розміру, в неї будуть входити учасники, яких можна поділити в свою чергу на підгрупи за індивідуальним профілем, або патерном ефективної коннективності між зонами кори, відповідальними за процеси селективної уваги та когнітивного контролю. І третє припущення

полягає у наявності зв'язку між ефективністю, або ступенем взаємодії у межах таких індивідуальних патернів та між результативністю у виконанні завдання. Тобто існуванні кількісного показника для кореляції між силою зв'язку та поведінковими даними.

В цілому для розуміння міжпівкульної взаємодії необхідно мати інформацію про кінцеві точки для такої взаємодії, іншими словами, визначити між якими регіонами кори вона відбувається. У випадку гомотопії таких регіонів, що спостерігається у двох наведених у цьому дослідженні випадках (обстежені «6» та «9»), найпростішим рішенням є спробувати проаналізувати зв'язки між ними. Утім, оскільки такі завдання, як комбінований тест Струпа потребують залучення доволі складних процесів, важким завданням є й пошук відповідного показника для оцінки таких явищ як швидкість міжпівкульного перенесення. Як показують дослідження, це можливо у випадку оцінки перенесення інформації між півкулями у візуальному аналізаторі [56]. У випадку, що розглядається у даній роботі, процеси є складнішими, оскільки залучені масштабніші нейромережі. На концептуальному рівні, не зовсім зрозуміло, яку саме ланку у виконанні комбінованого тесту Струпа розглядати у контексті міжпівкульного перенесення. Причиною цього, зокрема є власне розуміння таких понять як селективна увага та когнітивний контроль. Останній у випадку тесту Струпа теоретично поділений на контроль конфлікту стимулів та конфлікту відповідей, що додатково ускладнює завдання, оскільки спостерігаються тільки активні регіони кори та деякі свідчення їх взаємодії, а не докази відповідності конкретного регіону конкретному процесу із попередньо зазначених.

Наведені каузальні моделі також мають низку обмежень. Наприклад, модель нейрональних мас, що лежить у основі таких моделей, містить у собі трактування зв'язку між модельованими регіонами, що може не відповідати дійсності. Так, латеральні зв'язки закінчуються у всіх модельованих шарах кори, яких в свою чергу всього лише три, що є спрощенням.

## ВИСНОВКИ

1. Результати реконструкції джерел електроенцефалографічного сигналу вказують на залучення до виконання комбінованого тесту Струпа регіонів кори головного мозку, що відрізняються від обстеженого до обстеженого. Ці регіони кори залучені до процесів когнітивного контролю та селективної уваги, а також обробки інформації, зокрема мови.

2. Результати вказують на існування індивідуальних відмінностей у нейронних корелятах процесів обробки, когнітивного контролю та селективної уваги, інформація про які втрачається при груповому аналізі.

3. Реакція на неконгруентну стимуляцію у відповідях правою рукою є повільнішою у всіх обстежених. Результати візуалізації демонструють, що пояснення такого сповільнення через перевантаження лівої півкулі процесами контролю рухів та виконання завдання є складним у випадку розподілення останніх між двома півкулями.

4. Порівняння побудованих каузальних моделей демонструє, що отримані електроенцефалографічні дані краще описують моделі, що включають компоненту взаємодії між однойменними регіонами правої та лівої півкуль. Але тільки у випадку наявності білатеральної симетрії між цими регіонами.

5. Отримані результати можуть бути використані для висунення гіпотез та планування наступних досліджень, які використовують варіанти тесту Струпа, оскільки висвітлюють проблему між-індивідуальної варіабельності у поведінкових та електроенцефалографічних показниках.

**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ**

1. Куценко Т. (2017) Міжпівкульне перенесення інформації при виконанні складного тесту Струпа із залученням просторової ознаки у правшів і лівшів. *Вісник Черкаського університету (серія Біологічні науки)*. 1 – сс. 37-47
2. Littman, R., Keha, E., and Kalanthroff, E. (2019). Task Conflict and Task Control: A Mini-Review. *Frontiers in psychology*, 10, p. 1598.
3. Cohen, J. D., Dunbar, K., and McClelland, J. L. (1990). On the control of automatic processes: A parallel distributed processing account of the Stroop effect. *Psychological Review*, 97(3), pp. 332–361.
4. Botvinick, M. M., Braver, T. S., Barch, D. M., Carter, C. S., and Cohen, J. D. (2001). Conflict monitoring and cognitive control. *Psychological Review*, 108(3), pp. 624–652.
5. Blais, C., Robidoux, S., Risko, E. F., and Besner, D. (2007). Item-specific adaptation and the conflict-monitoring hypothesis: A computational model. *Psychological Review*, 114(4), pp. 1076–1086.
6. DePisapia, N., and Braver, T.S. (2006). A model of dual control mechanisms through anterior cingulate and prefrontal cortex interactions. *Neurocomputing*, 69(10–12), pp. 1322–1326.
7. Verguts, T., and Notebaert, W. (2008). Hebbian learning of cognitive control: Dealing with specific and nonspecific adaptation. *Psychological Review*, 115(2), pp. 518–525.
8. Braver T. S. (2012). The variable nature of cognitive control: a dual mechanisms framework. *Trends in cognitive sciences*, 16(2), pp. 106–113.
9. Bejjani, C., Tan, S., and Egner, T. (2020). Performance feedback promotes proactive but not reactive adaptation of conflict-control. *Journal of experimental psychology. Human perception and performance*, 46(4), pp. 369–387.

10. Kalanthroff, E., Avnit, A., Henik, A., Davelaar, E. J., and Usher, M. (2015). Stroop proactive control and task conflict are modulated by concurrent working memory load. *Psychonomic bulletin and review*, 22(3), pp. 869–875.
11. Entel, O., and Tzelgov, J. (2020). When working memory meets control in the Stroop effect. *Journal of experimental psychology. Learning, memory, and cognition*, 46(7), pp. 1387–1406.
12. Kalanthroff, E., Davelaar, E. J., Henik, A., Goldfarb, L., and Usher, M. (2018). Task conflict and proactive control: A computational theory of the Stroop task. *Psychological review*, 125(1), pp. 59–82.
13. Miller, E. K., and Cohen, J. D. (2001). An integrative theory of prefrontal cortex function. *Annual review of neuroscience*, 24, pp. 167–202.
14. Parris, B. A., Augustinova, M., and Ferrand, L. (2019). Editorial: The Locus of the Stroop Effect. *Frontiers in psychology*, 10, p. 2860.
15. Perri R. L. (2020). Is there a proactive and a reactive mechanism of inhibition? Towards an executive account of the attentional inhibitory control model. *Behavioural brain research*, 377, p. 112243.
16. Bugg, J. M., Jacoby, L. L., and Toth, J. P. (2008). Multiple levels of control in the Stroop task. *Memory and cognition*, 36(8), pp. 1484–1494.
17. Bianco, V., Berchicci, M., Mussini, E., Perri, R. L., Quinzi, F., and Di Russo, F. (2021). Electrophysiological Evidence of Anticipatory Cognitive Control in the Stroop Task. *Brain sciences*, 11(6), p. 783.
18. Augustinova, M., and Ferrand, L. (2014). Automaticity of Word Reading: Evidence From the Semantic Stroop Paradigm. *Current Directions in Psychological Science*, 23(5), pp. 343–348.
19. Kinoshita, S., De Wit, B., and Norris, D. (2017). The magic of words reconsidered: Investigating the automaticity of reading color-neutral words in the Stroop task. *Journal of experimental psychology. Learning, memory, and cognition*, 43(3), pp. 369–384.

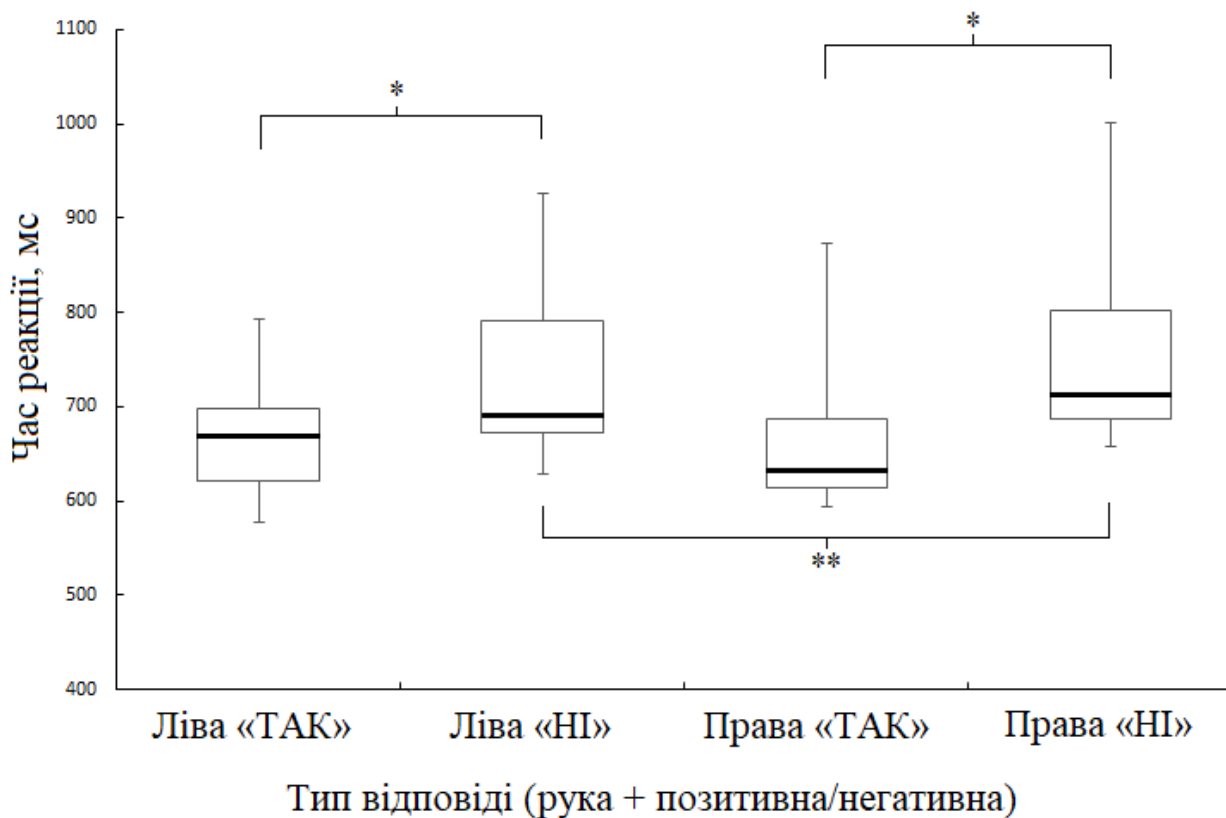
20. Kinoshita, S., Mills, L., and Norris, D. (2018). The semantic Stroop effect is controlled by endogenous attention. *Journal of experimental psychology. Learning, memory, and cognition*, 44(11), pp. 1730–1742.
21. Brosnan, M. B., and Wiegand, I. (2017). The Dorsolateral Prefrontal Cortex, a Dynamic Cortical Area to Enhance Top-Down Attentional Control. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 37(13), pp. 3445–3446.
22. Banich M. T. (2019). The Stroop Effect Occurs at Multiple Points Along a Cascade of Control: Evidence From Cognitive Neuroscience Approaches. *Frontiers in psychology*, 10, p. 2164.
23. Freund, M. C., Bugg, J. M., and Braver, T. S. (2021). A Representational Similarity Analysis of Cognitive Control during Color-Word Stroop. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 41(35), pp. 7388–7402.
24. Freund, M. C., Etzel, J. A., and Braver, T. S. (2021). Neural Coding of Cognitive Control: The Representational Similarity Analysis Approach. *Trends in cognitive sciences*, 25(7), pp. 622–638.
25. Parks, E. L., and Madden, D. J. (2013). Brain connectivity and visual attention. *Brain connectivity*, 3(4), pp. 317–338.
26. Wang, D., Buckner, R. L., and Liu, H. (2014). Functional specialization in the human brain estimated by intrinsic hemispheric interaction. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 34(37), pp. 12341–12352.
27. Mitchell, R. L. C., Vidaki, K., and Lavidor, M. (2016). The role of left and right dorsolateral prefrontal cortex in semantic processing: A transcranial direct current stimulation study. *Neuropsychologia*, 91, pp. 480–489.
28. Wu, X., Kong, X., Vatansever, D., Liu, Z., Zhang, K., Sahakian, B. J., Robbins, T. W., Feng, J., Thompson, P., and Zhang, J. (2022). Dynamic changes in brain lateralization correlate with human cognitive performance. *PLoS biology*, 20(3), e3001560.

29. Capizzi, M., Ambrosini, E., and Vallesi, A. (2017). Individual Differences in Verbal and Spatial Stroop Tasks: Interactive Role of Handedness and Domain. *Frontiers in human neuroscience*, 11, p. 545.
30. Shapiro, S. S., and Wilk, M. B. (1965). An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*, 52(3/4), pp. 591-611.
31. Friedman, M. (1937). The use of ranks to avoid the assumption of normality implicit in the analysis of variance. *Journal of the american statistical association*, 32(200), pp. 675-701.
32. Sprent, P., and Smeeton, N. C. (2016). *Applied nonparametric statistical methods*. CRC press.
33. Delorme, A., and Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), pp. 9–21.
34. Bigdely-Shamlo, N., Mullen, T., Kothe, C., Su, K.-M., and Robbins, K. A. (2015). The PREP pipeline: standardized preprocessing for large-scale EEG analysis. *Frontiers in Neuroinformatics*, 9.
35. Widmann, A., Schröger, E., and Maess, B. (2015). Digital filter design for electrophysiological data--a practical approach. *Journal of neuroscience methods*, 250, pp. 34–46.
36. Winkler, I., Debener, S., Müller, K. R., & Tangermann, M. (2015). On the influence of high-pass filtering on ICA-based artifact reduction in EEG-ERP. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2015, pp. 4101–4105.
37. Klug, M., & Gramann, K. (2021). Identifying key factors for improving ICA-based decomposition of EEG data in mobile and stationary experiments. *The European journal of neuroscience*, 54(12), pp. 8406–8420.
38. Plechawska-Wojcik, M., Kaczorowska, M. and Zapala, D. (2018) The Artifact Subspace Reconstruction (ASR) for EEG signal correction. A

- comparative study, *Advances in Intelligent Systems and Computing*, pp. 125–135.
39. Lee, Te-Won and Girolami, Mark and Sejnowski, Terrence. (1999). Independent Component Analysis Using an Extended Infomax Algorithm for Mixed Sub-Gaussian and Super-Gaussian Sources.. *Neural Computation*. 11. pp. 417-441.
  40. Onton, J., & Makeig, S. (2006). Information-based modeling of event-related brain dynamics. *Progress in brain research*, 159, pp. 99–120.
  41. Delorme A, Palmer J, Onton J, Oostenveld R, Makeig S (2012) Independent EEG Sources Are Dipolar. *PLoS ONE* 7(2)
  42. Pion-Tonachini, L., Kreutz-Delgado, K., and Makeig, S. (2019). ICLabel: An automated electroencephalographic independent component classifier, dataset, and website. *NeuroImage*, 198, pp. 181–197.
  43. Dale, A. M., and Sereno, M. I. (1993). Improved Localization of Cortical Activity by Combining EEG and MEG with MRI Cortical Surface Reconstruction: A Linear Approach. *Journal of cognitive neuroscience*, 5(2), pp. 162–176.
  44. Friston, K. J., Penny, W., Phillips, C., Kiebel, S., Hinton, G., and Ashburner, J. (2002). Classical and Bayesian inference in neuroimaging: theory. *NeuroImage*, 16(2), pp. 465–483.
  45. Phillips, C., Mattout, J., Rugg, M. D., Maquet, P., and Friston, K. J. (2005). An empirical Bayesian solution to the source reconstruction problem in EEG. *NeuroImage*, 24(4), pp. 997–1011.
  46. Mattout, J., Phillips, C., Penny, W. D., Rugg, M. D., and Friston, K. J. (2006). MEG source localization under multiple constraints: an extended Bayesian framework. *NeuroImage*, 30(3), pp. 753–767.
  47. Friston, K., Henson, R., Phillips, C., and Mattout, J. (2006). Bayesian estimation of evoked and induced responses. *Human brain mapping*, 27(9), pp. 722–735.

48. Besl, P.J., and McKay, N.D. (1992). A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 14, pp. 239-256.
49. Oostenveld, R., Praamstra, P., Stegeman, D. F., and van Oosterom, A. (2001). Overlap of attention and movement-related activity in lateralized event-related brain potentials. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 112(3), pp. 477–484.
50. Friston, K., Harrison, L., Daunizeau, J., Kiebel, S., Phillips, C., Trujillo-Barreto, N., Henson, R., Flandin, G., and Mattout, J. (2008). Multiple sparse priors for the M/EEG inverse problem. *NeuroImage*, 39(3), pp. 1104–1120.
51. David, O., Kiebel, S. J., Harrison, L. M., Mattout, J., Kilner, J. M., and Friston, K. J. (2006). Dynamic causal modeling of evoked responses in EEG and MEG. *NeuroImage*, 30(4), 1255-1272.
52. Friston K. J. (2002). Bayesian estimation of dynamical systems: an application to fMRI. *NeuroImage*, 16(2), pp. 513–530.
53. Braver, T. S., and Bongiolatti, S. R. (2002). The role of frontopolar cortex in subgoal processing during working memory. *NeuroImage*, 15(3), pp. 523–536.
54. Kroger, J., and Kim, C. (2022). Frontopolar Cortex Specializes for Manipulation of Structured Information. *Frontiers in systems neuroscience*, 16, pp. 788395.
55. Hampshire, A., Chamberlain, S. R., Monti, M. M., Duncan, J., and Owen, A. M. (2010). The role of the right inferior frontal gyrus: inhibition and attentional control. *NeuroImage*, 50(3), pp. 1313–1319.
56. Scally, B., Burke, M. R., Bunce, D., and Delvenne, J. F. (2018). Visual and visuomotor interhemispheric transfer time in older adults. *Neurobiology of aging*, 65, pp. 69–76.

## ДОДАТОК А



**Рис. А.1.** Діаграми розподілів значень ЧР для типів відповідей. Прямокутна область – міжквартильний інтервал (3-1 квартилі), жирна лінія – медіана. Результати попарного порівняння рангів ЧР: \* – різниця статистично значуща при  $p < 0,01$ ; \*\* – різниця статистично значуща при  $p < 0,05$