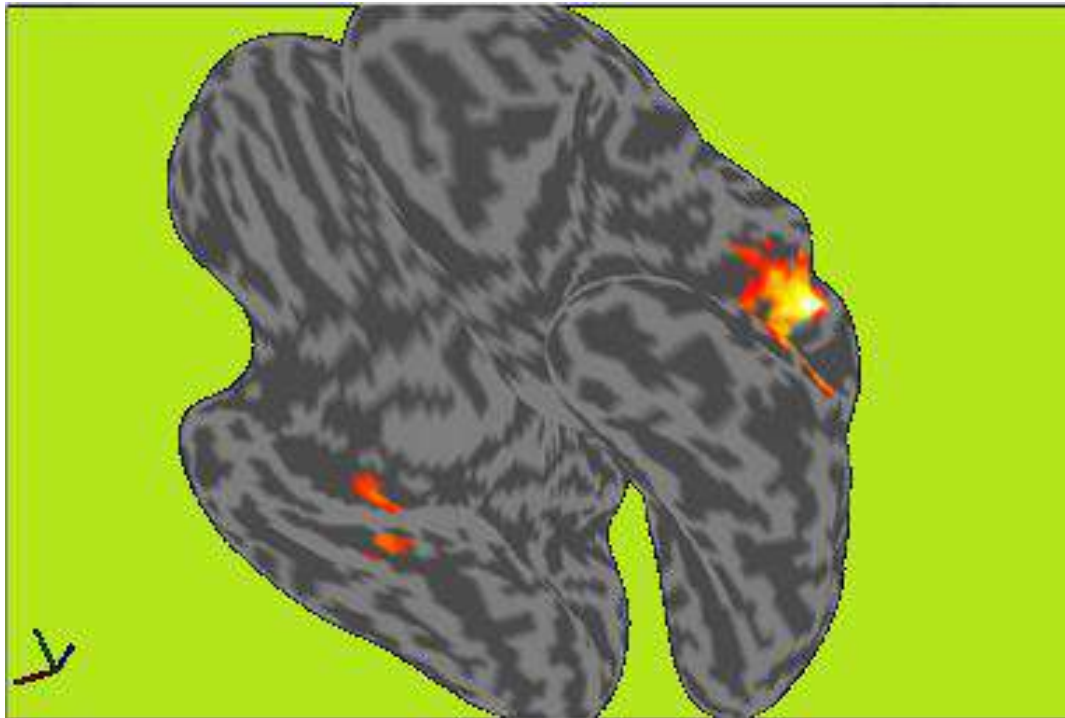


**ННЦ «Інститут біології та медицини»**

**Кафедра фізіології та анатомії**

**«НЕЙРОВІЗУАЛІЗАЦІЯ»:  
МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ ДО ЛАБОРАТОРНИХ  
ЗАНЯТЬ**



**Тетяна Куценко**

**Київ 2024**

УДК 612+ 616.8 + 004.9 ББК 28.707+ 56.1 + 32.973-018.2

*Рекомендовано до друку Вченою радою*

*Навчально-наукового центру "Інститут біології та медицини" Київського  
національного університету імені Тараса Шевченка*

*(протокол № 3 від 15 жовтня 2024 року)*

Рецензенти:

Плиска О.І., завідувач кафедри біології природничого факультету  
Українського державного університету імені Михайла Драгоманова, доктор  
мед. наук, професор

Омельченко О. М. старший науковий співробітник Відділення променевої  
діагностики дітей та дорослих Всеукраїнського Центру Материнства та  
Дитинства НАМН України, к.б.н.

«Нейровізуалізація»: методичні рекомендації до лабораторних занять / Т.В.  
Куценко / Упоряд. Т.В. Куценко – К.: Електронне видання, 2024. – 69 с.

Методичні рекомендації до лабораторних занять спецкурсу «Нейровізуалізація» розроблені для проведення лабораторних занять, направлених на оволодіння методом оброблення даних фМРТ за допомогою програми SPM12 на платформі Matlab та закріплення теоретичних знань відповідного лекційного курсу. Даний курс викладається для студентів 2-го курсу магістратури, які навчаються за освітнім рівнем «магістр» за програмою підготовки «Біологія». У вступі подана загальна ідея проведення дослідження. Теоретичний матеріал представлений на початку методичних вказівок для всього блоку лабораторних занять. Лабораторні заняття мають таку структуру: тема, мета, хід роботи та рекомендації щодо оформлення протоколу заняття, отриманих результатів та висновків, питання для засвоєння матеріалу. Наведено теоретичні відомості щодо отримання фМРТ даних, покроково розписані практичні аспекти оброблення фМРТ даних на прикладі оброблення слухових фМРТ даних. Отримані навички можна масштабувати для оброблення даних фМРТ досліджень, які широко представлені у вільному доступі наукових баз даних мережі Internet. Для студентів, аспірантів, викладачів біологічних, психологічних та медичних факультетів вищих навчальних закладів.

УДК 612+ 616.8 + 004.9

ББК 28.707+ 56.1 + 32.973-018.2

© Куценко Т.В., 2024.

## Зміст

1. Вступ .....	3
2. Теоретичний матеріал. Фізичні основи МРТ. Суть методу фМРТ.....	7
Загальне уявлення, як працює МРТ.....	7
Для чого потрібні градієнтні котушки.....	13
Характеристика сигналу BOLD - функція гемодинамічної відповіді.....	14
Типи дизайну фМРТ досліджень.....	17
Характеристики тканин і типи зображень.....	18
3. Лабораторне заняття 1. Просторова попередня обробка (препроцесинг). Реорієнтація сканів.....	23
4. Лабораторне заняття 2. Просторова попередня обробка (препроцесинг). Перевирівнювання. Корєєстрація. Сегментація. Нормалізація. Згладжування.....	33
5. Лабораторне заняття 3. Специфікація моделі, перегляд та оцінка.....	47
6. Лабораторне заняття 4. Результати та візуалізація моделі.....	53
Список літератури.....	68

## Вступ

### Тема. Оброблення даних слухових фМРТ за допомогою програми SPM12.

Дослідження, дані якого ми використаємо в нашій роботі, було проведене Герайнтом Різом під керівництвом Карла Фрістона та групи дослідження методів Лабораторії функціональних зображень (ЛФЗ) [25]. Мета полягала у дослідженні обладнання та технік на ранніх етапах досвіду з фМРТ. Таким чином, він не був офіційно описаний і є вільно доступним для особистої освіти та оцінки.

Цей набір даних був першим в історії зібраним і проаналізованим у ЛФЗ і відомий як мати всіх експериментів (MoAE (mother of all experiments)). Цей набір даних містить зображення всього мозку BOLD/EPI (Blood Oxygenation Level Dependent - Зображення, залежні від насичення крові киснем), отримані на модифікованій 2T системі Siemens MAGNETOM Vision. Кожне отримання (скан) складалося з 64 безперервних зрізів ( $64 \times 64 \times 64 \ 3 \times 3 \times 3$  мм<sup>3</sup> вокселів). Отримання тривало 6,05 с із довільним налаштуванням часу повторення від сканування до сканування (scan repeat time (TR)) до 7с.

Було зроблено 96 отримань (TR=7с) від одного суб'єкта, блоками по 6, що дало 16 блоків тривалістю по 42 с. Стан для послідовних блоків чергувався між відпочинком і аудіостимуляцією, починаючи з періоду спокою (**див. Рис.38**). Аудіостимуляція представляла собою двоскладові слова, які подавались бінаурально з частотою 60 за хвилину. Функціональні дані починаються з отримання (скану) 4, зображення fM00223\_004.{hdr,img}, і зберігається в папці fM00223. Через ефект T1 (встановлення рівноваги намагніченості) бажано відмовитися від перших кількох сканувань (там не було «фіктивних» початкових сканувань). Також було отримано структурне зображення: sM00223\_002.{hdr,img}, зберігається в папці sM00223. Ці зображення зберігаються у форматі Analyze (зараз замінений на формат NIfTI, але SPM зчитує обидва формати і завжди зберігає зображення як NIfTI) і

доступні на сайті SPM (Auditory fMRI dataset: <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/data/auditory/>).

Структурна магнітно-резонансна томографія (МРТ) — це неінвазивний метод дослідження анатомії та патології мозку, на відміну від використання функціональної магнітно-резонансної томографії (фМРТ) для дослідження активності мозку. В нашій роботі **структурний (анатомічний) скан** – це один усереднений скан, отриманий при скануванні мозку багатьох людей. Реєструється у кожного обстежуваного він досить довго. В нашій роботі він потрібен для того, щоб порівняти його з **функціональними сканами** і побачити відмінність. Ця відмінність і буде тією активацією, яка відбувається в мозку у відповідь на дію стимулу. Функціональних сканів багато, реєструються вони за короткі проміжки часу - приблизно стільки, скільки триває стимул, відповідь на який ми хочемо побачити в активації мозку. В нашій роботі ми будемо обробляти 84 послідовно записаних функціональних скани.

**Загальною метою блоку лабораторних занять**, представлених у даних методичних рекомендаціях, є оброблення і візуальне представлення за допомогою програми SPM12 на платформі Matlab слухових фМРТ даних для виявлення джерел активації кори великих півкуль головного мозку при прослуховуванні людиною двоскладових слів, які подавались бінаурально.

Робота складається з чотирьох послідовних етапів (лабораторних робіт 1-4). «Дорожня карта» допоможе орієнтуватись в роботі. Стисло представлено, що будемо робити на кожному етапі:

**Лабораторне заняття 1.** Описані організаційні моменти: які програми завантажити, як розпочати роботу з програмою SPM12, які папки створити, які файли завантажити з баз даних, як організоване базове вікно програми SPM. Починаємо перший етап обробки даних, а саме просторову попередню обробку (препроцесинг) - реорієнтацію сканів. Це єдиний етап, який здійснюється вручну. Інформація в структурному і функціональних сканах не змінюється (образно кажучи, «фотографії» залишаються тими самими), але

вони повертаються в просторі таким чином, щоб максимально співпасти з **канонічним сканом** (це, так би мовити, стандарт – скан, отриманий усередненням структурних сканів великої кількості обстежуваних).

**Лабораторне заняття 2.** Продовжуємо і завершуємо попередню обробку (препроцесінг). Тут багато етапів, потребують максимальної уважності.

**Перевирівнювання (*Realignment*)** – корекція рухових артефактів функціональних даних. Стосується виправлення функціональних даних внаслідок переміщення, яке сталося під час сканування. Адже людина не може лежати в сканері зовсім нерухомо.

**Кореєстрація (*Coregistration*)** вирівнює два зображення. У цьому випадку ми будемо працювати з суб'єкт-специфічними структурними та функціональними даними для максимізації взаємної інформації.

**Сегментація (*Segmentation*)** розділяє зображення на окремі типи тканин – білу речовину, сіру речовину та цереброспінальну рідину.

**Нормалізація (*Normalisation*)** стосується переміщення даних у стандартний простір шаблону для забезпечення статистики на рівні групи. Нормалізація - підлаштування функціональних зображень до стандартного мозку.

**Згладжування (*Smoothing*)** — це процес усереднення сигналу в кожному вокселі зі зваженим середнім значенням сигналу сусідніх вокселів.

**Лабораторне заняття 3.** Перехід до наступного етапу оброблення інформації. Специфікація моделі, перегляд та оцінка. Зможемо отримати і дослідити матрицю дизайну нашого обстеження.

**Лабораторне заняття 4.** Результати та візуалізація моделі. Зможемо накласти отримані максимуми активації на анатомічні зображення мозку і отримати відповідні зображення, а також обертати і серфити їх (ковзати по них) в тривимірному просторі.

Крім даних методичних вказівок, для виконання роботи можна використовувати онлайн ресурс за посиланням [7].

Ідея проведення цього блоку лабораторних робіт належить випускнику нашої кафедри, к.б.н. Богданову Володимиру Борисовичу (Université de Bordeaux, Institut de Neurosciences Cognitives et Intégratives d'Aquitaine), який також свого часу провів для наших студентів лабораторний практикум з цієї теми і записав навчальні відео, які можуть бути корисним для виконання цих лабораторних робіт [13,18,16,20,15,17,14,19,21]. Авторка висловлює величезну подяку Богданову В.Б. та к.б.н. Омельченку О.М. [28] за навчання студентів і викладачів кафедри обробленню фМРТ даних і сприяння у проведенні занять.

## Теоретичний матеріал.

### Фізичні основи МРТ. Суть методу фМРТ.

#### Загальне уявлення, як працює МРТ.

Магнітно-резонансний томограф складається з чотирьох компонентів: магніту, градієнтних котушок, радіочастотних передавача і приймача, а також комп'ютера (Рис.1, 2). У ЯМР (ядерно-магнітний резонанс) і МРТ (магнітно-резонансна томографія) шиммінг (shim coil – прокладка, котушка) використовується перед роботою магніту для усунення неоднорідностей в його полі.

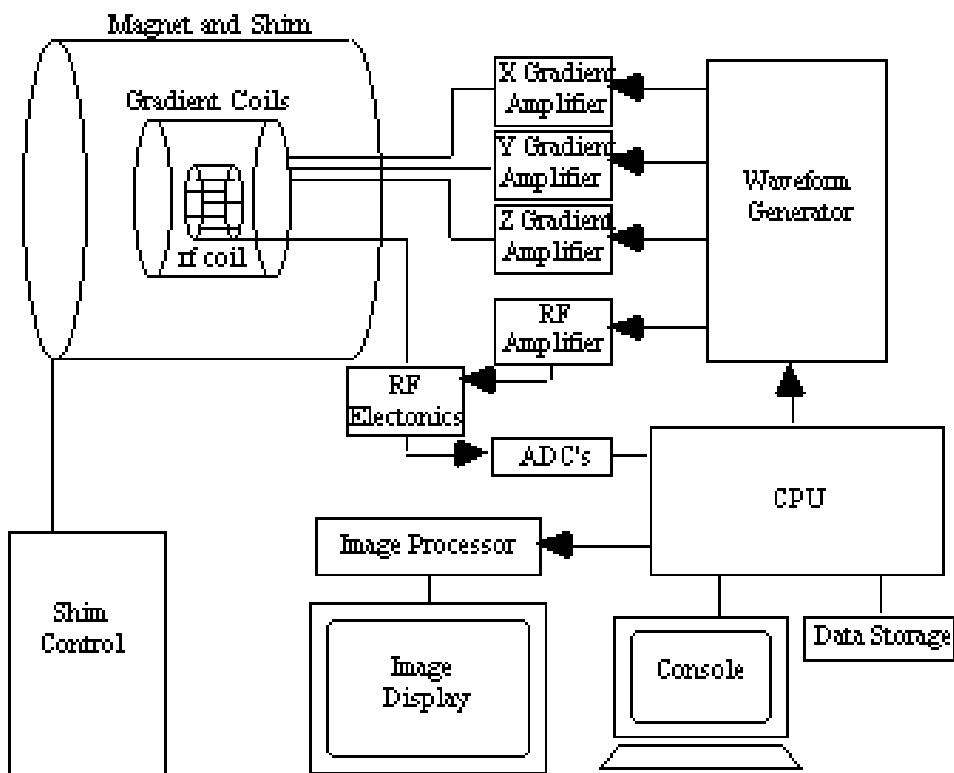


Рис.1. Принципова схема МРТ сканера [6].

**Якщо стисло, то:**

**Магніт (великий)** потрібен для створення потужного магнітного поля, в якому протони орієнтуються вздовж його силових ліній.

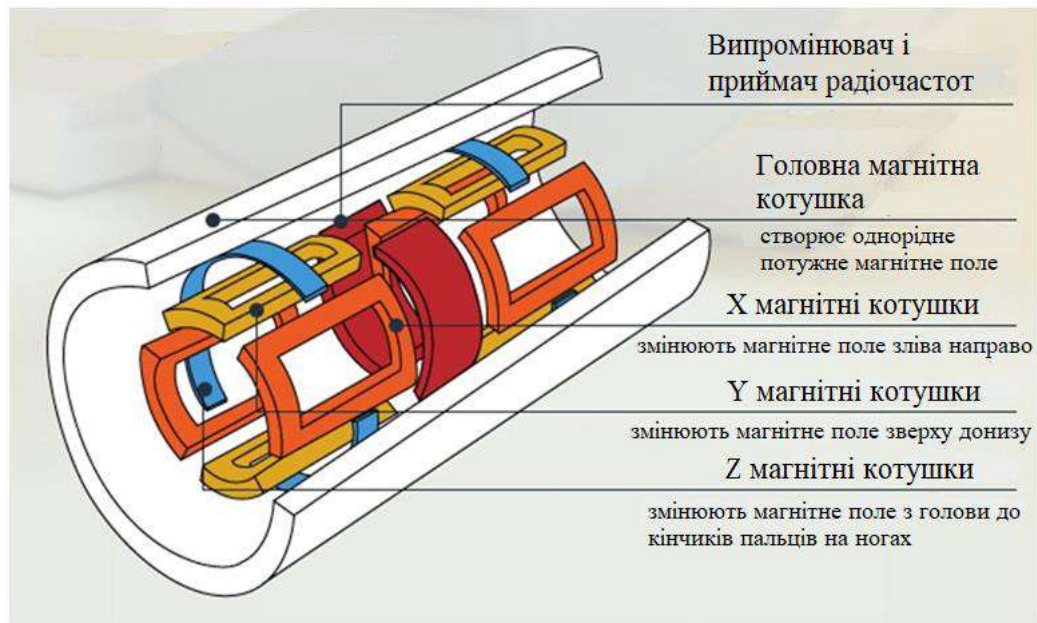
**Градiєнтні котушки (їх три, X, Y, Z)** – продукують додаткові магнітні поля, забезпечуючи потрібну для дослідження конкретної частини тіла неоднорідність магнітного поля. Вони необхідні для створення системи координат всередині МР-томографа і кодування простору, щоб можна було отримувати саме зображення.

**Радіочастотний передавач** – генерує електромагнітні імпульси певної частоти, які резонують зі спіном певних протонів, відхиляючи їх осі обертання від силових ліній магнітного поля, створеного великим магнітом.

**Радіочастотний приймач** – сприймає електромагнітні сигнали, викликані збуреннями при дії радіочастотного передавача, і передає їх на комп'ютер.

**Комп'ютер (комп'ютерна система реконструкції зображень)** – сприймає інформацію від радіочастотного приймача і за допомогою швидкого перетворення Фур'є конвертує електромагнітні коливання у візуальні зображення.

Системи магнітно-резонансної томографії (МРТ) включають 5-10-тонний надпровідний магніт, ретельно розроблений для забезпечення дуже потужного магнітного поля із високою однорідністю всередині установки, де розташовується об'єкт або обстежуваний. Комерційно доступні МРТ-сканери для звичайного клінічного використання мають від 0,2 Тл до 3,0 Тл, у той час як дослідницькі установи зараз здатні проводити сканування людей в полях до 11,7 Тл. Надпровідність забезпечується рідким гелієм, який утримується за дуже низької температури (4 К). З цим пов'язана велика вартість установки. Певні ядра, включаючи ядра водню у молекулах води і ліпідів, які складають значну частину більшості біологічних зразків, проявляють магнітні властивості - вони мають магнітний момент (через їх спін, тобто обертання навколо своєї осі), який діє подібно до стрижневого магніту або стрілки компаса під впливом магнітного поля Землі.

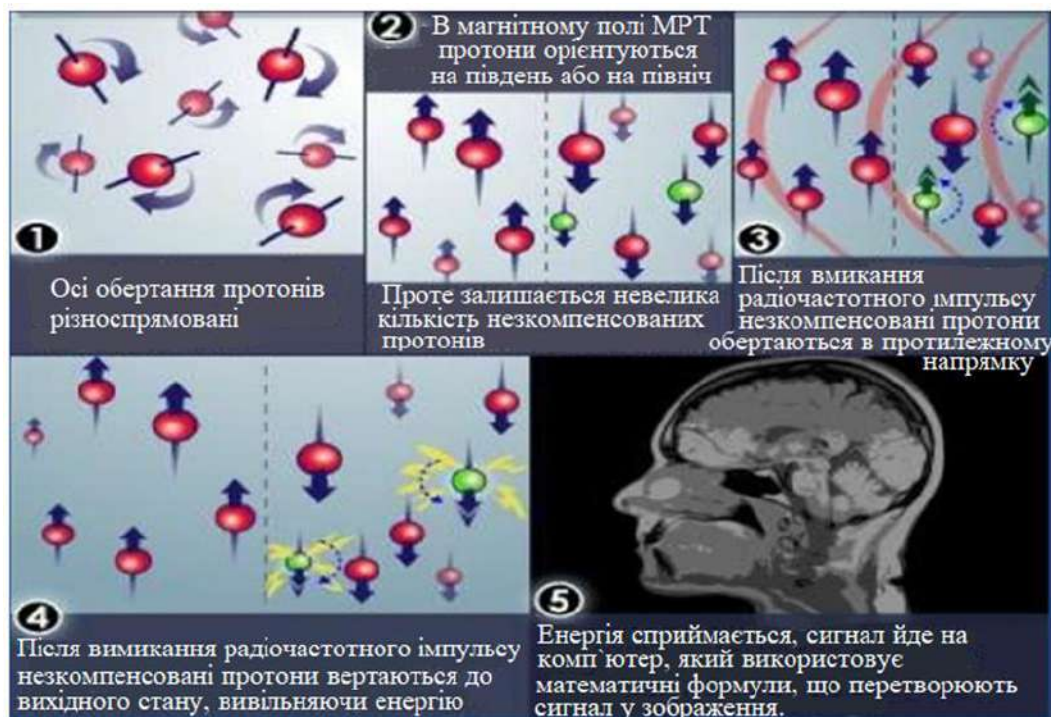


**Рис.2.** МРТ передавач і приймач радіочастотних сигналів, велика магнітна котушка (створює дуже потужне однорідне магнітне поле), X, Y, Z магнітні котушки (градієнтні кільця, створюють неоднорідність магнітного поля в трьох основних анатомічних площинах). Адаптовано за [9].

Магнітне поле системи МРТ створює ситуацію, в якій магнітний момент невеликого відсотка ядер водню (або протонів) вирівнюється з основним вектором магнітного поля. Наприклад, якщо людина лежить всередині магніту, кожна точка всередині її тіла [яка буде представлена на кінцевому зображенні як окремий «піксель» (елемент зображення) або «воксель» (елемент об'єму)] матиме певну кількість протонів (пропорційно вмісту води в тканині), вирівняних з основним магнітним полем. Результатом цих вирівняних спінів є створення об'ємної намагніченості, що прецесує (круговий рух, як навколо осі гіроскопа або осі обертання дитячої дзиги) навколо напрямку магнітного поля з певною частотою (відомою як частота Лармора), і прямо залежить від напруженості магнітного поля (**Рис.3**). Шляхом застосування радіочастотного (РЧ) імпульсу з частотою, що точно відповідає резонансній частоті прецесії, орієнтацію спінів можна змінювати до тих пір, поки їх магнітні моменти не стануть перпендикулярними до основного магнітного поля (**Рис. 4**). У цій орієнтації вектор сумарної намагніченості, який здійснює прецесію (обертається навколо власної осі і навколо додаткової, викликаної дією РЧ імпульсу) буде індукувати напругу в навколишньому електричному полі (точно так само, як магніти, які обертаються в генераторі,

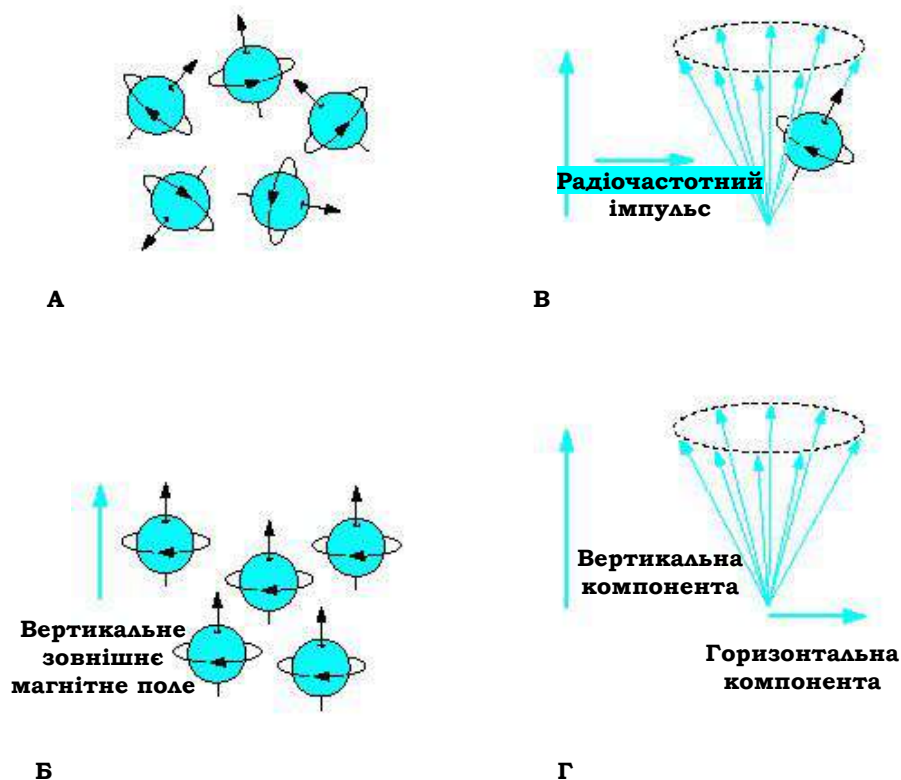
виробляють електроенергію). Після припинення РЧ імпульсу вектор сумарної намагніченості повільно повертається до своєї початкової орієнтації, але не раніше, ніж ця РЧ напруга може бути виявлена відповідною антеною (або котушкою), розміщеною навколо області об'єкта, який потрібно зобразити [1].

Операція сканування контролюється з **консолі оператора**. Це визначає часові проміжки та інтервали (таймінги), які будуть використовуватися, і передає цю інформацію генератору сигналів, який виводить сигнали та передає їх для посилення та надсилання на котушки. ЯМР-сигнал, після фазочутливого детектування, перетворюється на цифровий сигнал за допомогою аналого-цифрового перетворювача. Потім цифровий сигнал надсилається в процесор зображення для перетворення Фур'є, і зображення відображається на моніторі. Необроблені дані, тобто сигнал перед перетворенням Фур'є, зберігаються, щоб уможливити застосування виправлень до даних у пост обробці [6].



**Рис.3.** Спрощене схематичне зображення того, як працює МРТ. Дивовижно, але факт – за формування МРТ зображень відповідальна лише невеличка частка протонів! Адаптовано за [12].

Отже, під час дії РЧ імпульсу протони здійснюють вже два типи рухів: вони обертаються навколо своєї власної осі і навколо орієнтаційної осі. Це друге обертання називається прецесією (прецесія – коливання осі обертання). Уявіть рухи дзиги, коли вона сповільнює обертання навколо власної осі (Рис.4).

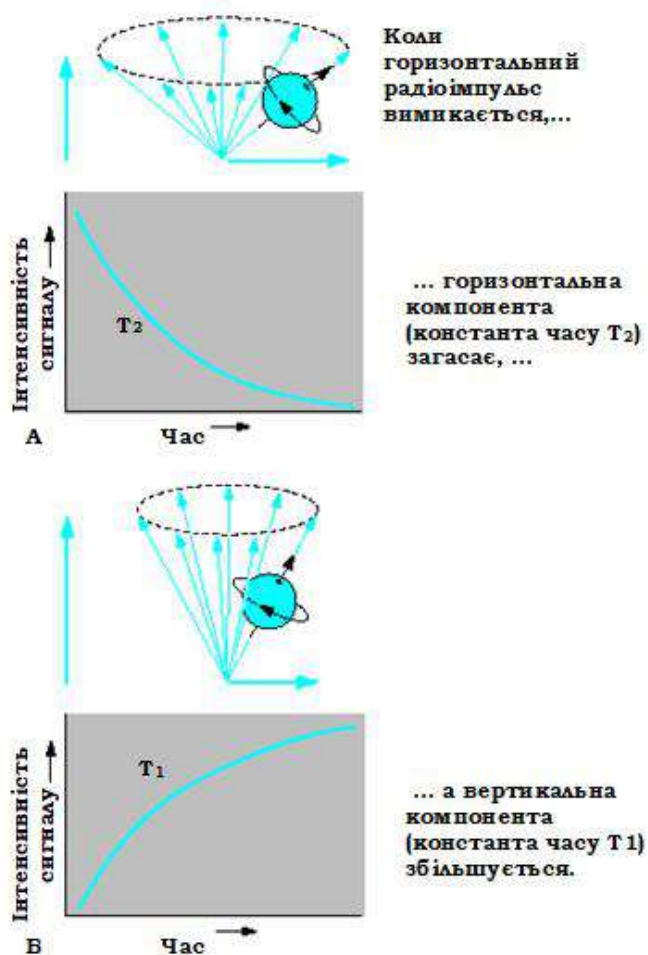


**Рис.4.** Фізика МРТ. А – рух протонів водню за нормальних умов; Б – під впливом магнітного поля; В – під додатковим впливом горизонтального радіочастотного імпульсу; С – коливання (прецесія) протонів, яке створює вертикальну і горизонтальну компоненти магнітного поля. Адаптовано за [23].

Після вимикання РЧ імпульсу протони, які обертались навколо своєї горизонтальної осі синхронно, починають втрачати горизонтальну компоненту обертання й синхронність один стосовно одного. Цей процес загасання зазвичай описують двома постійними часу  $T_1$  і  $T_2$  (Рис.5). Повернення вектора сумарної намагніченості до вихідного положення паралельно лініям намагніченості зовнішнього магнітного поля описується терміном повздовжньої релаксації і характеризується часом релаксації  $T_1$  (тобто наростає вертикальна компонента); процес дефазування спінових

пакетів один відносно одного, який приводить до зменшення вектора сумарної намагніченості і називається процесом спін-спінової взаємодії або поперечної релаксації, характеризується часом  $T_2$  (загасання горизонтальної компоненти). *Отже,  $T_1$  – це час відновлення електромагнітного сигналу після дії РЧ імпульсу, а  $T_2$  - час загасання електромагнітного сигналу після дії РЧ імпульсу.*

Протони мають різну швидкість загасання й відповідні  $T_1$  і  $T_2$  часові константи залежно від того, чи містяться вони в ліпідах, спинномозковій рідині, нейронах, кістці чи інших тканинах. Таким чином, якщо електричний струм вимірювати в певний часовий проміжок, наприклад, посередині часу загасання, то можна виміряти відмінності складу навколишніх тканин.

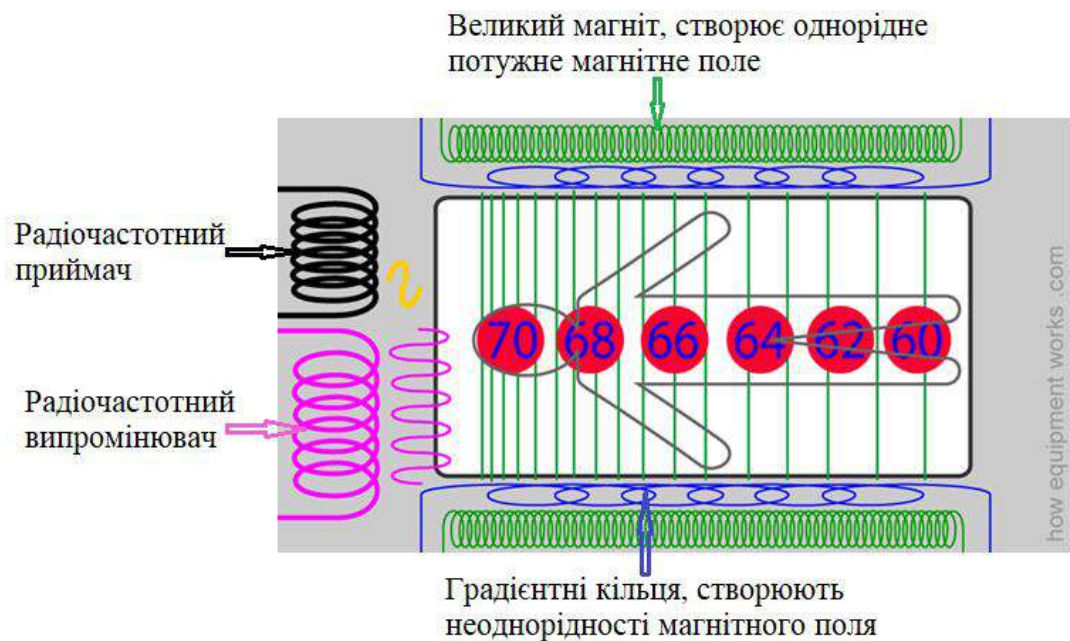


**Рис.5.** Константи часу магнітно-резонансного зображення. А.  $T_2$  - час загасання електромагнітного сигналу після дії РЧ імпульсу Б.  $T_1$  – час відновлення електромагнітного сигналу після дії РЧ імпульсу. Адаптовано за [23].

### Для чого потрібні градієнтні котушки.

Дво- і тривимірні зображення отримують, розміщуючи три додаткові магнітні поля навколо ділянки обстеження (градієнтні котушки), які створюють прогнозовану зміну магнітного поля з метою кодування простору в декартовій системі координат – градієнт. Розділення шарів створює одно міліметрові вокселі, кожний із яких має унікальний сигнал. Комп'ютер створює математичне перетворення вокселів, складаючи зображення мозку.

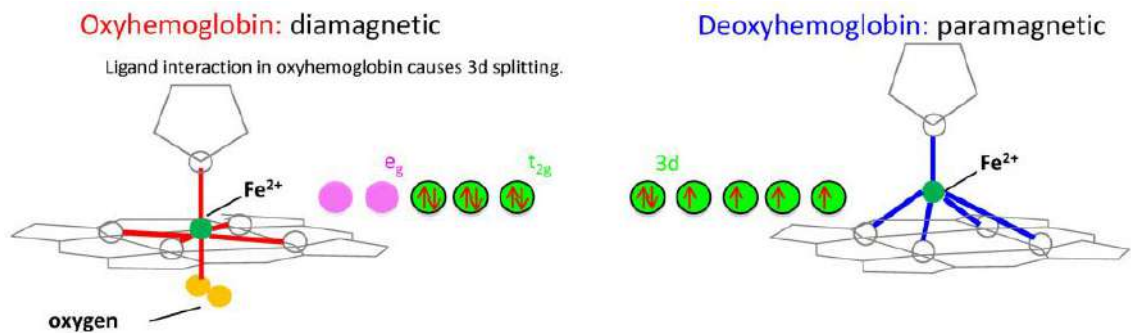
Ядра водню найкраще поглинають енергію, задану на дуже специфічній частоті, яка називається «резонансною частотою», або «Ларморовою частотою». **Саме тому в назві методу наявне слово «резонансна».** Енергія, надана на частотах нижче або вище резонансної частоти, не поглинається ядрами. Тому, коли МРТ посилає хвилю радіочастотної (РЧ) енергії, він робить це на резонансній частоті ядер водню. Резонансна частота ядра водню залежить від напруженості магнітного поля в області, де воно знаходиться. Чим вища напруженість магнітного поля, тим вища резонансна частота. Котушки, які змінюють основне магнітне поле, називаються «градієнтними котушками» (**Рис. 6**). Градієнтні котушки (синя котушка на рисунку) «модифікують» магнітне поле, створюване основною магнітною котушкою (зелена котушка на рисунку), щоб на одному кінці пацієнта було сильніше магнітне поле, а на іншому – слабше. У наведеному на рисунку прикладі, коли ми рухаємося від голови пацієнта до його ніг, основне магнітне поле стає слабшим. Тепер ми б сказали, що вздовж пацієнта існує «магнітний градієнт». Це означає, що від голови пацієнта до стопи пацієнта ядра водню піддаються впливу магнітного поля різної сили. У голові пацієнта, наприклад, ядра водню піддаються впливу сильного магнітного поля, і тому мають високу резонансну частоту. З іншого боку, біля стопи пацієнта ядра водню піддаються впливу слабкого магнітного поля, і тому мають нижчу резонансну частоту.



**Рис.6.** Як працює апарат МРТ. Створення неоднорідностей магнітного поля. Адаптовано за [8].

### **Характеристика сигналу BOLD - функція гемодинамічної відповіді.**

Метод МРТ, який найчастіше використовують для отримання інформації, пов'язаної з роботою мозку, називається BOLD (blood oxygenation level dependent (кров залежно від рівня оксигенації)) контрастне зображення. Цей метод заснований на МР-зображеннях, зроблених чутливими до змін стану оксигенації гемоглобіну. Ця молекула має різні магнітні властивості в залежності від концентрації  $O_2$ : коли вона повністю насичена з киснем (оксигемоглобіном), то поводить себе як діамагнетик (сильно намагнічується), а коли деякі атоми кисню видалені (дезоксигемоглобін), стає парамагнетиком (слабко намагнічується) (Рис.7). У межах будь-якого конкретного вокселя зображення (представляє невелику частину мозку) частка дезоксигемоглобіну відносно оксигемоглобіну визначає, як буде сигнал МР поводитися у BOLD зображенні: ділянка з високою концентрацією оксигемоглобіну дає вищий сигнал (більш яскраве зображення), ніж ділянка з його низькою концентрацією [1].



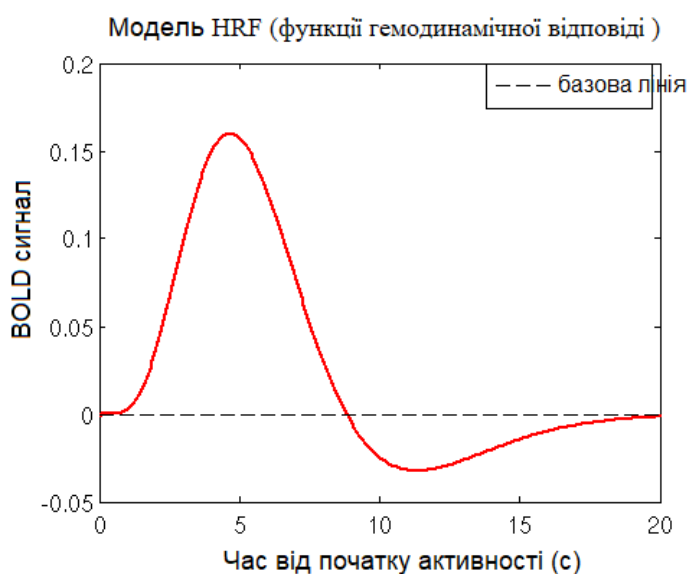
**Рис.7.** Діамагнітний оксигемоглобін і парамагнітний дезоксигемоглобін. Під час метаболічного споживання кисню в мозку, серці та нирках слабодіамагнітний оксигемоглобін вивільняє O<sup>2</sup> і перетворюється на сильнопарамагнітний дезоксигемоглобін. Тоді як 3d-електронні орбіти Fe<sup>2+</sup> в дезоксигемоглобіні можна наближено представити як ізольований атом заліза з чотирма неспареними електронами (праворуч), внутрішньомолекулярна взаємодія між порфіриновим кільцем і Fe<sup>2+</sup> в оксигемоглобіні (лігандна взаємодія) розділяє 3d-орбіту атома Fe на два рівні, e<sub>g</sub> і t<sub>2g</sub>, з усіма шістьма електронами, спареними на трьох орбітах t<sub>2g</sub>. Адаптовано за [27].

Оскільки сигнал BOLD базується на кровотоці, він затримується в часі від початку нейронної активності через період, потрібний для того, щоб кров надходила в (та з) вокселя. Сигнал BOLD зазвичай досягає максимуму через 4-6 секунд після початку нейронної активності, після чого він зменшується до базової лінії, навіть знижуючись відносно базового рівня приблизно через 8-12 секунд після початку (**Рис. 8**). Вважається, що це зниження спричинене постійним метаболізмом нейронів, який перевершує початкове надходження кисню до вокселя, що веде до рівня нижче від базового. Якщо немає додаткової нейронної активності, сигнал BOLD зрештою (приблизно через 20 секунд) повертається до базового рівня. Ця динаміка сигналу називається функцією гемодинамічної відповіді вокселя, або HRF (Haemodynamic response function) [26].

Збільшення кровотоку, пов'язане з функцією нейронів, також супроводжується підвищенням концентрації оксигемоглобіну в певній «активованій» зоні мозку. Це очевидне протиріччя, оскільки можна було б очікувати, що збільшення фракції екстракції кисню, асоційоване з високим метаболічним запитом через активність нейронів, знизить концентрацію

оксигемоглобіну в тканинах. Насправді кисень пасивно транспортується зсередини еритроцитів у плазму, потім у позасудинний простір (інтерстиціальний простір) до внутрішньоклітинного простору нейронів, і через градієнт тиску накінець досягає внутрішньої частини мітохондрій [1].

Щоб збільшувати цей градієнт тиску, необхідно збільшувати локальну концентрація оксигемоглобіну в крові. В результаті, хоча при активації певної ділянки мозку і спостерігається збільшення споживання кисню, це більш ніж достатньо компенсується збільшенням надходження кисню, викликаючи збільшення співвідношення концентрації між окси/дезоксигемоглобіном в тканинах, що приводить до високого сигналу на BOLD зображеннях. Ці події, пов'язані з явищами нервово-судинного зчеплення, частково змішуються в часі, утворюючи складну функцію МР сигналу, пов'язану з нейронним стимулом: функцію гемодинамічної відповіді (HRF) [1].



**Фундаментальне обмеження для BOLD фМРТ:**

Часове розрізнення - 3-4 с

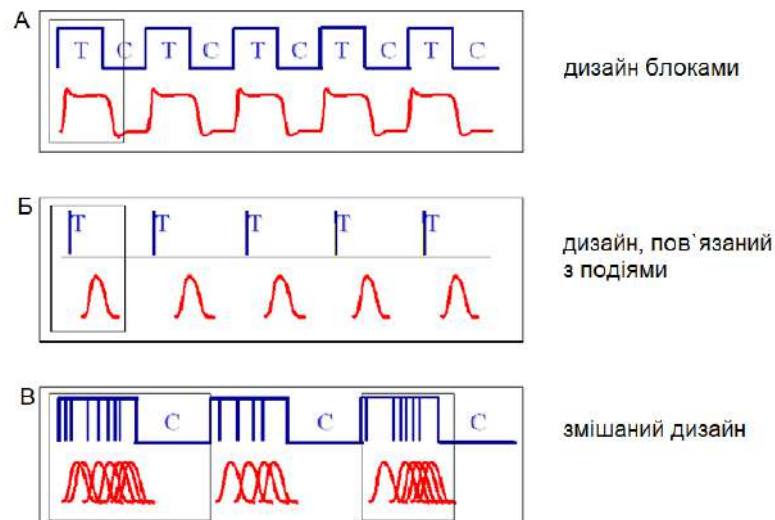
Просторова роздільна здатність - 0,025 см<sup>3</sup>

(3x3x3 мм – 600 000 нейронів)

**Рис. 8.** Функція гемодинамічної відповіді (Haemodynamic response function (HRF)).

## Типи дизайну фМРТ досліджень.

Застосовують різні типи дизайну фМРТ досліджень в залежності від задач дослідження (Рис. 9). HRF (функція гемодинамічної відповіді) надає перевагу дизайну з потужністю на низькій часовій частоті. Блоковий дизайн експерименту є компромісом між властивостями фільтрації функції гемодинамічної відповіді (найкращим є дизайн із повільними змінами нейронної активності) та внутрішнім шумом. Найкращим балансом між цими двома ефектами є сигнал, який змінюється приблизно кожні 20 секунд увімкнення та 20 секунд вимкнення. В нашій роботі використаний дизайн блоками (96 отримань (сканів) ( $TR=7c$ ) від одного суб'єкта, блоками по 6, що дало 16 блоків тривалістю по 42 с.)



**Рис. 9.** Стратегії подання стимулу. (А) Блоковий дизайн: стимул з однаковими властивостями представлений послідовно, BOLD реакція (blood oxygenation level dependent - залежить від рівня оксигенації крові) фактично складається з окремих HRF (hemodynamic response function - функція гемодинамічної реакції) від кожного стимулу, і, як правило, вищої величини; (Б) дизайн, пов'язаний з подіями, виявляються та можуть бути детально проаналізовані HRF кожного стимулу; (В) змішаний дизайн, комбінація тісно представлених подій, змішаних із умовою контролю технічних потреб для аналізу, пов'язаного з подіями, а також інформація про «когнітивний стан». Адаптовано за [1].

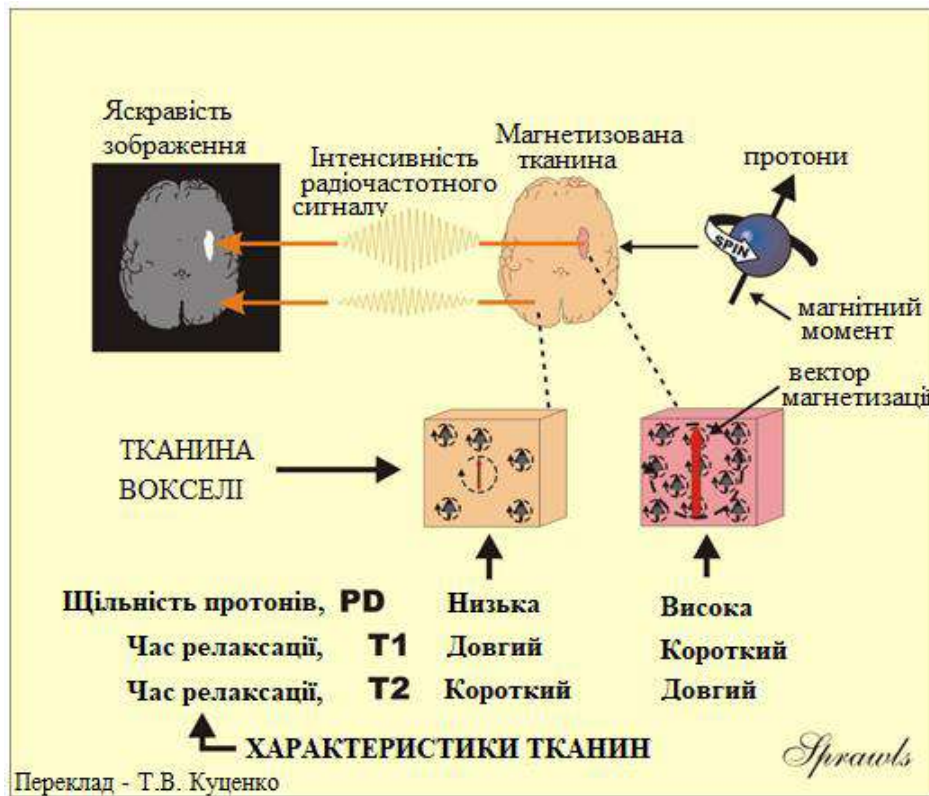
Примітки: Т (task)- завдання, С (control) - контроль, спокій.

## Характеристики тканин і типи зображень.

**Зображення протонної щільності (PD (proton density)).** Найбільш прямою характеристикою тканини, яку можна відобразити, є концентрація або щільність протонів (водню). На зображенні щільності протонів намагніченість тканини, інтенсивність радіочастотного сигналу та яскравість зображення визначаються вмістом протонів (водню) у тканині. Тканини, багаті протонами, створюватимуть сильні сигнали та матимуть яскравий вигляд.

**Час магнітної релаксації — зображення T1 і T2.** Під час процедури МРТ намагніченість тканини циклічно повертається в нестабільний стан, а потім відновлюється (внаслідок увімкнення-вимкнення радіочастотного імпульсу). Цей процес відновлення відомий як релаксація. Час, необхідний для релаксації намагніченості, залежить від типу тканини. Час релаксації можна використовувати для розрізнення (тобто створення контрасту) між нормальними та патологічними тканинами.

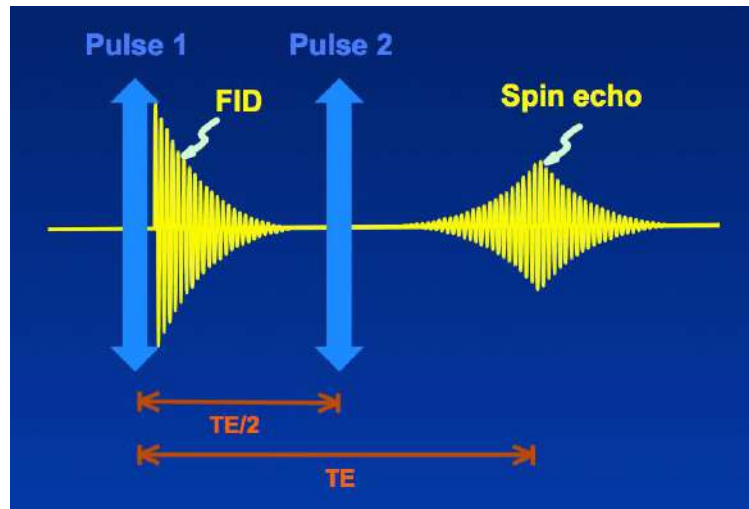
Кожна тканина характеризується двома показниками часу релаксації: T1 і T2. Можна створювати зображення, в яких одна з цих двох характеристик є переважаючим джерелом контрасту. Зазвичай неможливо створити зображення, на яких одна з характеристик тканини (наприклад, PD, T1 або T2) є єдиним чистим джерелом контрасту. Як правило, відбувається змішування характеристик, але зображення матиме більшу вагу за одним з них. Коли зображення описується як T1-зважене зображення, це означає, що T1 є переважаючим джерелом контрасту, але також існує певне можливе «забруднення» характеристиками PD і T2 (**Рис. 10**) [4].



**Рис. 10.** Фізичні характеристики, які утворюють зв'язок між зображенням і трьома характеристиками тканини (щільність протонів, T1, T2). Адаптовано за [4].

Як правило, T1-зважені зображення дають найкращі анатомічні результати, тоді як T2-зважені зображення найбільш чутливі до аномалій тканини.

Один РЧ імпульс створює загасання вільної індукції (FID (free induction decay)), але два послідовні РЧ імпульси створюють спінове ехо (SE (spin-echo)). Час між серединою першого радіочастотного імпульсу та піком спінового ехо називається часом ехо (TE) (Рис. 11) [5]. Спінове ехо генерується двома послідовними РЧ імпульсами, зазвичай парою 90° і 180° (насправді спінове ехо утворюється, коли використовуються два послідовні РЧ імпульси під будь-яким кутом повороту !). Другий імпульс рефокусує спіни, які випали з фази (переорієнтувались) внаслідок неоднорідностей статичного поля. Це видатне відкриття було зроблено в 1949 році Ервіном Ханом, і його можна зарахувати до найважливіших подій в історії ЯМР.



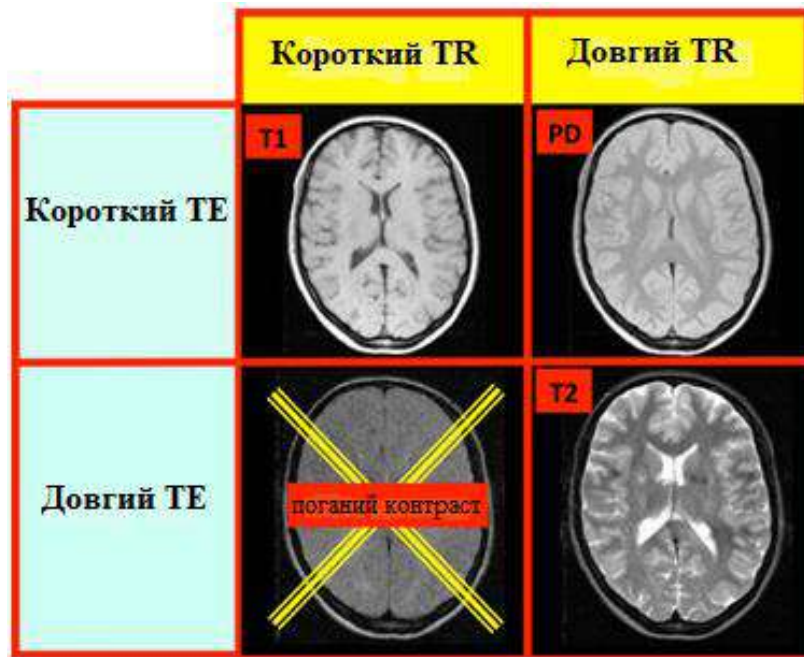
**Рис.11.** Створення спінового ехо двома радіочастотними імпульсами. Перший радіочастотний імпульс генерує загасання вільної індукції (FID (free induction decay)), тоді як другий імпульс генерує спінове ехо (SE). Час ехо (TE) дорівнює двом міжімпульсним інтервалам [5].

Генерація спінових ехо є фундаментальною можливістю МРТ-візуалізації. На додаток до отримання зображень із низькою чутливістю до ефектів сприйнятливості та неоднорідності, візуалізація спінового ехо полегшує фундаментальні контрасти T1, T2 та PD. Звичайні спінові ехо-послідовності разом із швидшими варіантами множинних спін-ехо-сигналів застосовуються для візуалізації практично всіх частин тіла, включаючи мозок, серце, печінку та опорно-руховий апарат [22].

На візуалізації спін-ехо (SE) час повторення (TR) РЧ імпульсу і час ехо-сигналу (TE) використовуються для контролю контрастності зображення та «зважування» МР-зображення (**Рис. 12**).

- Довгі TR (час повторення) мінімізують T1 ефект, оскільки всі тканини встигають повністю відновитись між посиленнями радіочастотного сигналу.
- Короткі TE (час ехо-сигналу) мінімізують T2 ефект, оскільки не вистачає часу проявитись відмінностям затухання T2 сигналу.

- Показник щільності протонів завжди присутній.



**Рис.12.** Контроль контрастності зображення та «зважування» МР-зображення на візуалізації спин-ехо (SE) за різними характеристиками часу повторення (TR) і часу ехо-сигналу (TE). Адаптовано за [11].

На **Рис. 13** подані значеннями T1 і T2 для ядер водню в різних біологічних тканинах.

Тканина	T1 ( мс )	T2 ( мс )
Вода/Цереброспинальна рідина	4000	2000
Сіра речовина	900	90
М'яз	900	50
Печінка	500	40
Жир	250	70
Сухожилля	400	5
Білки	250	0.1- 1.0
Лід	5000	0.001

**Рис.13.** Значеннями T1 і T2 для ядер водню в різних біологічних тканинах. Адаптовано за [10].

Можна зробити принаймні три висновки: 1) для більшості органів значення T1 зазвичай приблизно в 5-10 разів перевищують значення T2; 2) чисті рідини (вода/ліквор) мають дуже довгі значення T1 і T2; і 3) щільні тверді речовини (лід, сухожилля та білки) мають дуже короткі значення T2 [10].

### **Запитання для самоконтролю.**

1. З яких компонентів складається МРТ установка і яка роль кожного з них?
2. Для чого потрібні градієнтні кільця?
3. Що відбувається з протонами при увімкненні радіочастотного імпульсу?
4. Чим відрізняються T1 і T2 сигнали МРТ?
5. Який тип фМРТ дизайну використаний у нашій роботі?
6. В чому полягає суть методу BOLD?
7. Що таке «функція гемодинамічної відповіді»?
8. Що означає «прецесія протонів»?
9. За яких умов виникає спінове ехо?

## Лабораторне заняття 1.

### Просторова попередня обробка (препроцесінг). Реорієнтація сканів.

**Мета роботи:** ознайомитись з Базовим вікном програми SPM, провести першу стадію попередньої обробки фМРТ даних – реорієнтацію сканів.

#### **Прилади і матеріали:**

Компютер або ноутбук – робочий інструмент для оброблення даних фМРТ.

Установити програму Matlab, в оболонці якої працює програма обробки нейробіологічних даних SPM12.

Завантажити програму SPM12: <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/spm12/>

Ця робота базується на посібнику SPM12: C:\spm12\man\manual.pdf, Розділ 31: Дані фМРТ слуху.

#### **Хід роботи.**

**Необхідно завчасно завантажити Auditory fMRI dataset (запис сканів слухових фМРТ):** <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/data/auditory/>

Створіть основну робочу папку **data\_fmri**

Розпакуйте до C:\data\_fmri\MoAEpilot

Мають бути:

C:\data\_fmri\MoAEpilot\fm00223

C:\data\_fmri\MoAEpilot\sm00223

Потім створіть в основній робочій папці **data\_fmri** 5 папок: (1) **dummy**, (2) **jobs**, (3) **classical**, (4) **stuctural**, (5) **functional**. По мірі проведення аналізу ці каталоги будуть заповнені фіктивними сканами (dummy scans), файлами специфікації завдань (job-specification files), матрицями дизайну та моделями, оціненими за допомогою класичного висновку.

Скопіюйте всі файли:

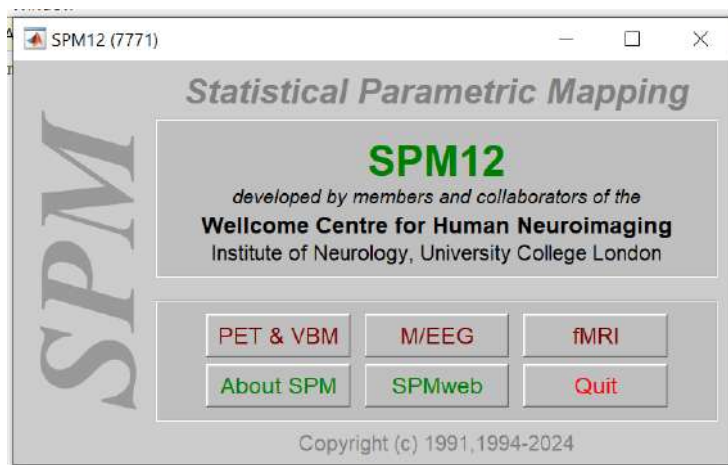
з C:\data\_fmri\MoAEpilot\fm00223 в C:\data\_fmri\functional

з C:\data\_fmri\MoAEpilot\sm00223 в C:\data\_fmri\stuctural

Копії створюються для того, щоб у випадку пошкодження, спотворення вихідних файлів можна було їх знову легко взяти.

Щоб уникнути ефекту T1 на початкових скануваннях часового ряду фМРТ, рекомендовано відкинути перші кілька сканувань. Щоб зробити цей приклад простим, ми відкинемо перший повний цикл (12 сканувань, 04-15), залишивши в папці **functional 84 сканування, файли зображень 16-99**. Найкраще це зробити, перемістивши ці файли (**12 сканувань, 04-15**) в інший каталог, фіктивний (**dummy**), який ми створили раніше.

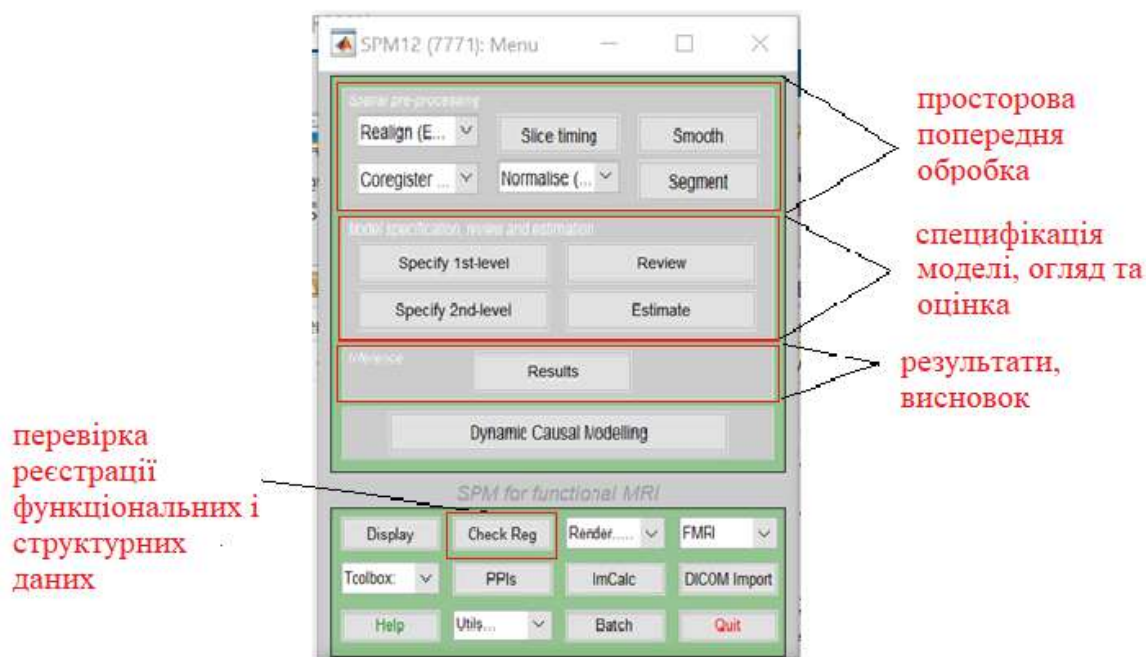
Запускаємо Matlab. В командному рядку програми Matlab набираємо `spm`, і якщо все встановлено правильно, відкривається головне вікно програми SPM (**Рис.14**). Обираємо fMRI.



**Рис.14.** Базове вікно програми SPM. В нашій роботі ми використовуємо підпрограму fMRI – обробку фМРТ даних.

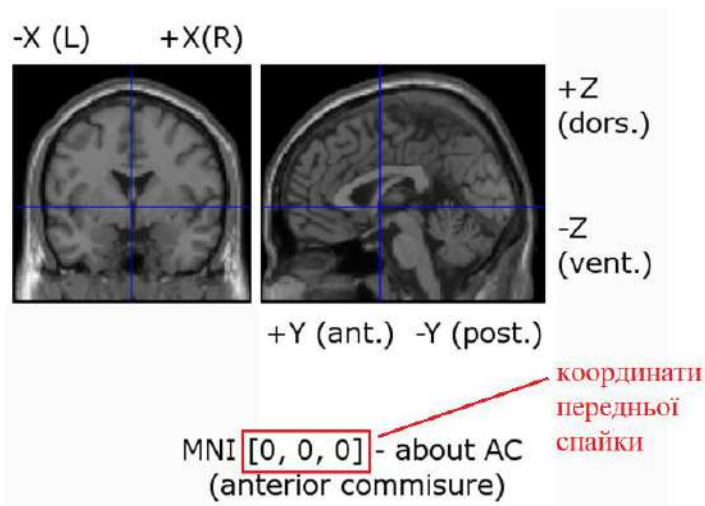
SPM відкриється в режимі фМРТ із трьома вікнами : (1) верхнім лівим або вікном «Меню» (“Menu”), (2) нижнім лівим або «Інтерактивним» вікном (“Interactive”) і (3) правим або вікном «Графіка» (“Graphics”).

Базове вікно "Меню" SPM для підпрограми fMRI складається з трьох розділів: i) просторова попередня обробка, (ii) специфікація моделі, огляд та оцінка та (iii) висновок. Необхідним також буде підрозділ Check Registration - перевірка реєстрації функціональних і «zareєстрованих» структурних даних (**Рис.15**).



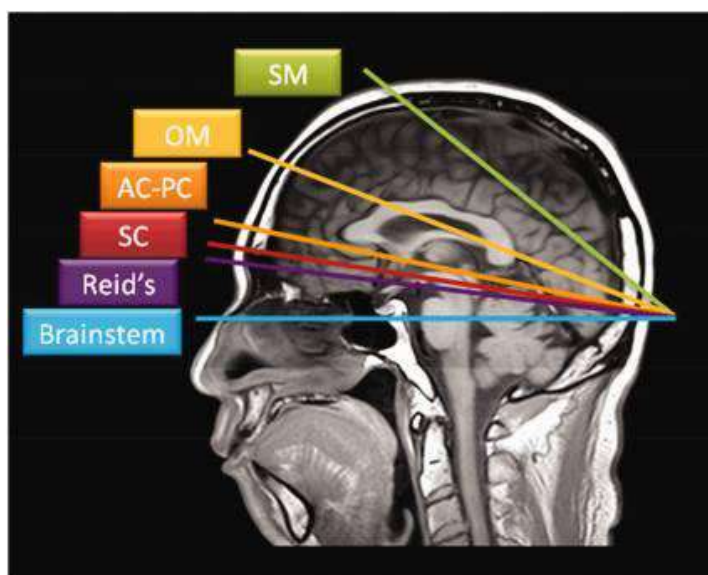
**Рис.15.** Базове вікно SPM для підпрограми fMRI.

Спочатку потрібно вручну порівняти і реорієнтувати скани (застосовуємо переміщення та обертання, щоб і структурні, і функціональні скани були приблизно вирівняні один з одним і з канонічним шаблоном. Шаблиони MNI (Монреальського неврологічного інституту) базуються на середніх значеннях багатьох МРТ-сканувань здорових молодих людей, вирівняних за АС-РС (anterior commissure-posterior commissure - передня спайка-задня спайка) і масштабованих, щоб відповідати одне одному. На основі шаблону MNI простір MNI пропонується як міжнародна система координат мозку (**Рис. 16**).



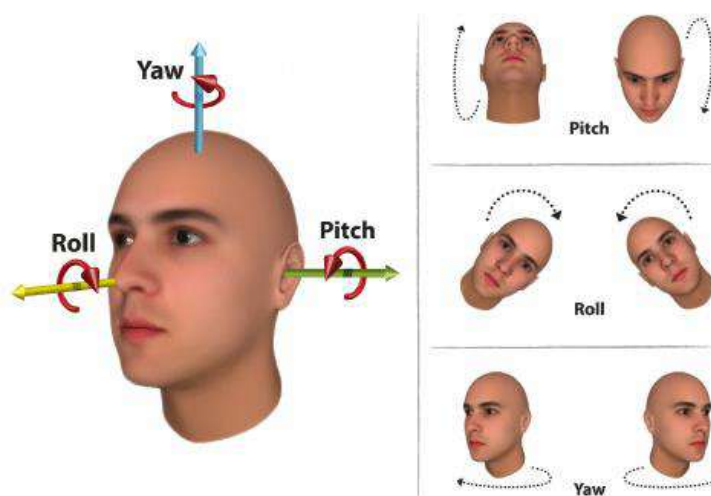
**Рис.16.** Координати передньої спайки на основі шаблону MNI.

Лінія АС-РС найчастіше використовується при МРТ-обстеженні. Лінія ОМ найчастіше використовується при комп'ютерній томографії. Для уникнення іррадіації до орбіти рекомендується надочнямково-ходова лінія. У випадках розсіяного склерозу рекомендована лінія під мозолистим тілом. Для уражень в орбітальній порожнині, навколоносовій порожнині або основи черепа корисна базова лінія Рейда. Для випадків ураження стовбура мозку корисна вертикальна лінія стовбура мозку(**Рис.17**) [24].



**Рис. 17.** Показано різницю кутів шести осьових опорних ліній, які використовують у нейровізуалізації. У порядку кута від гострого до тупого опорними лініями є: надочнямково-ходова (SM) лінія, очноямково-ходова (OM) лінія, лінія передня спайка (AC) – задня спайка (PC), лінія під мозолистим тілом (SC), Базова лінія Рейда та вертикальна лінія стовбура мозку [24].

Для реорієнтації сканів нам також знадобляться знання про рухи голови навколо трьох основних анатомічних осей (**Рис.18**).



**Рис.18.** Орієнтація голови в термінах pitch (згинання-розгинання), roll (приведення-відведення) та yaw (повороти направо-наліво). Адаптовано за [2].

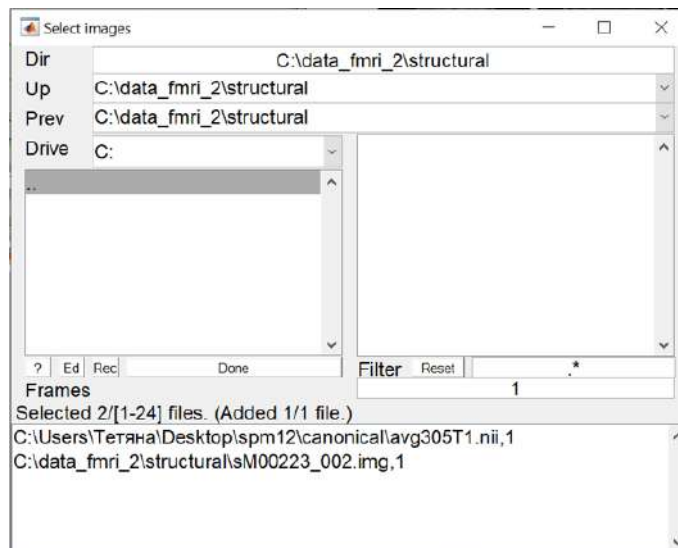
Натискаємо **Chek Reg.**

Завантажуємо два файли:

srm12\canonical\avg305T1.nii (канонічний, отриманий усередненням багатьох МРТ-сканувань здорових молодих людей, вирівняних за АС-РС)

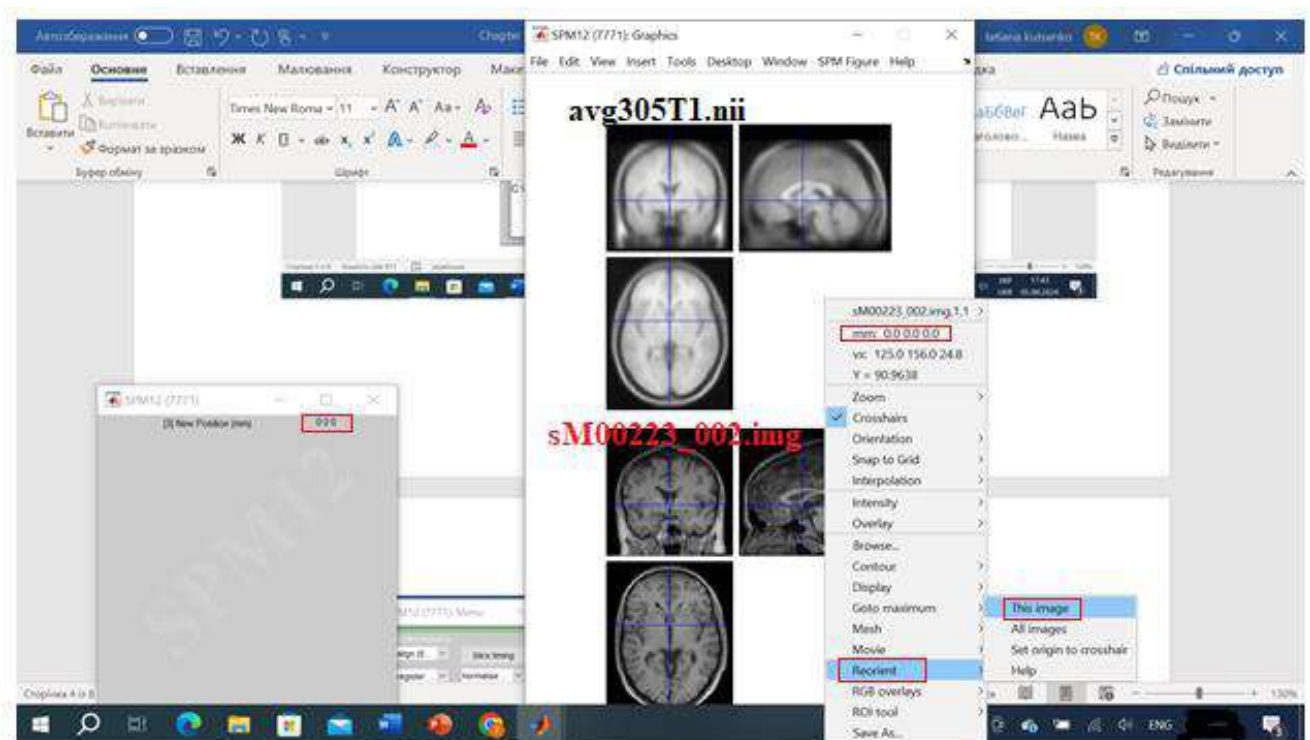
stuctural\sM00223\_002.img (структурний, тобто анатомічний)

І натискаємо «Done» (**Рис. 19**)



**Рис. 19.** Завантаження канонічного і структурного файлів до Chek Reg.

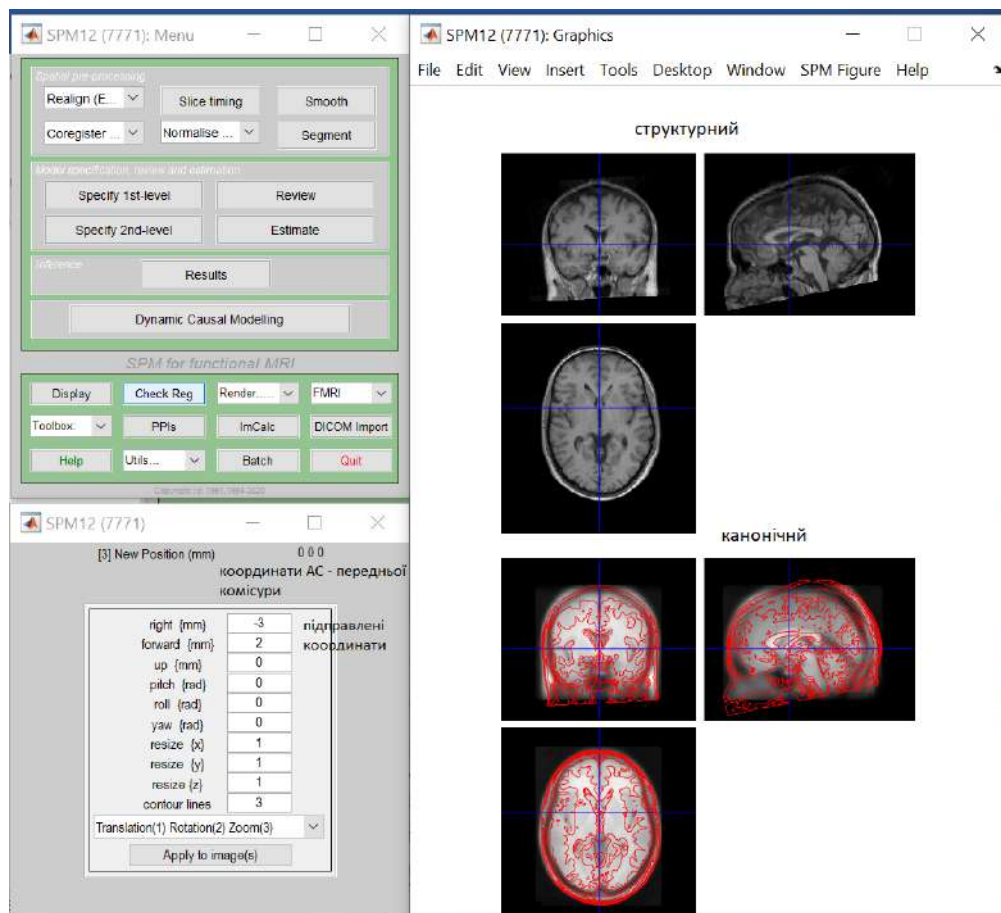
Клікаємо по одному із трьох зображень структурного скана sM00223\_002.img (який ми хочемо переорієнтувати) правою клавішею миші, виставляємо в мм (0 0 0). Це координати передньої спайки (АС) (**Рис. 20**).



**Рис. 20.** Зображення канонічного і структурного сканів у графічному редакторі.

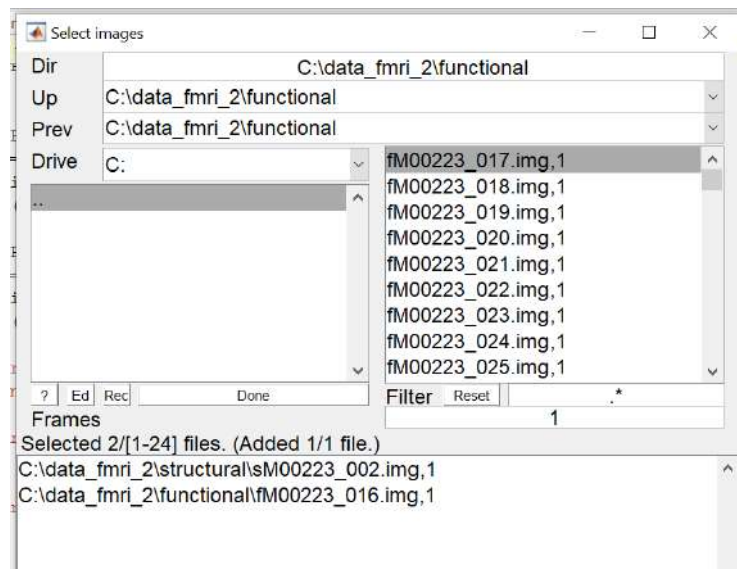
Далі підбираємо координати таким чином, щоб контури структурного скана більш-менш співпали із контурами канонічного. Гарними орієнтирами

можуть бути шлуночки мозку і мозолисте тіло (Рис. 21). Рекомендую змінювати координати по кожній осі поступово, оскільки досвід набувається з практикою. Якщо щось сильно «з'їхало» - вертатись на 0. Координати, які ви застосуєте, можуть дещо відрізнятись від тих, які вийшли у мене. Ми не можемо досягти ідеальної відповідності, вона і не вимагається. Коли процес завершений, натискаємо «Apply to image(s)». Структурний скан (sM00223\_002.img) залишається таким самим відносно вокселів, але він стає повернутим в просторі згідно канонічного скану. Це стосуватиметься і усіх 84-х функціональних сканів, які теж підлягатимуть реорієнтації, вже по відношенню до реорієнтованого структурного скану.



**Рис. 21.** Реорієнтація структурного скану по відношенню до канонічного.

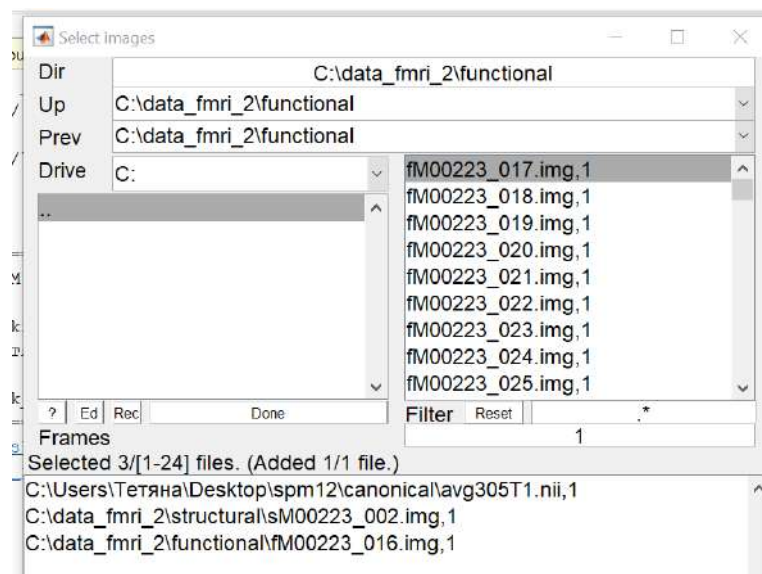
Повторимо всю процедуру для першого функціонального скану fM00223\_016.img, реорієнтувавши його по відношенню до переорієнтованого структурного скану sM00223\_002.img (Рис. 22).



**Рис. 22.** Завантаження для реорієнтації функціонального скана по відношенню до реорієнтованого структурного.

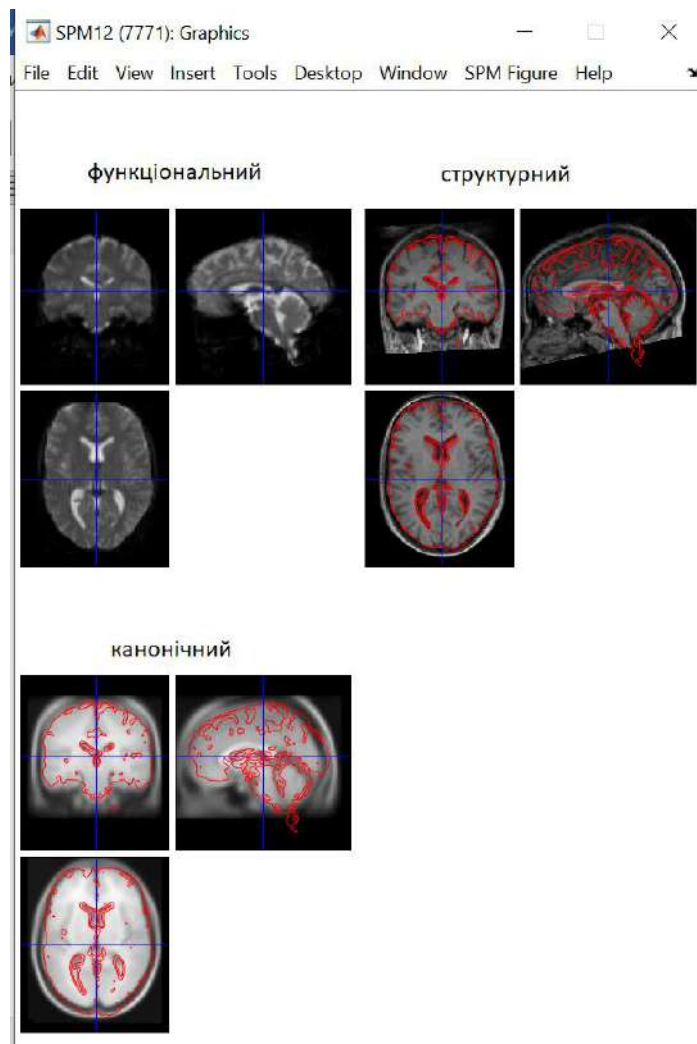
Коли процес реорієнтації завершений, натискаємо «Apply to image(s)» і вибираємо всі 84 функціональні скани. Тобто, застосовуємо процедуру Reorientation до всіх 84-х функціональних сканів.

Для того, щоб пересвідчитись, що ми все правильно зробили, знову за допомогою **Chk Reg** вибираємо вже три скани – канонічний, структурний і перший функціональний (**Рис.23**).



**Рис. 23.** Завантаження для перевірки правильності реорієнтації функціонального і структурного сканів по відношенню до канонічного.

Як видно з **Рис. 24**, всі три скани приблизно збігаються в межах своїх розмірів. Отже, ми закінчили процес реорієнтації структурного і функціональних сканів по відношенню до канонічного, і процес цей відбувався вручну. Всі подальші процеси оброблення результатів фМРТ будуть відбуватись автоматизовано.



**Рис. 24.** Перевірка правильності реорієнтації функціонального і структурного сканів по відношенню до канонічного.

### **Рекомендації щодо оформлення роботи:**

Результати представити у вигляді **скріншотів** екрана свого комп'ютера (як на **Рис. 20**). Мають бути такі представлення у графічному редакторі:

1. Зображення канонічного і структурного сканів у графічному редакторі.
2. Реорієнтація структурного скана по відношенню до канонічного.
3. Реорієнтація функціонального скана по відношенню до реорієнтованого структурного.

4. Перевірка правильності реорієнтації функціонального і структурного сканів по відношенню до канонічного.

***Запитання для самоперевірки:***

1. З якою метою здійснюється процедура реорієнтації сканів?
2. Яка опорна лінія і на основі якого шаблону використана в нашому дослідженні?
3. Скільки функціональних сканів було видалено з обробки і чому?
4. За допомогою якого вікна програми SPM перевіряються результати роботи?
5. Які відмінності структурного, функціонального і канонічного сканів?
6. Що є маркером правильно проведеної реорієнтації?

## Лабораторне заняття 2.

**Просторова попередня обробка (препроцесінг). Перевирівнювання (Realignment). Корєєстрація (Coregistration). Сегментація (Segmentation). Нормалізація (Normalisation). Згладжування (Smoothing).**

**Мета роботи:** продовжити і завершити просторову попередню обробку (препроцесінг).

### **Прилади і матеріали:**

Компютер або ноутбук – робочий інструмент для оброблення даних фМРТ, програма Matlab, в оболонці якої працює програма обробки нейробіологічних даних SPM12, файли, отримані в попередньому лабораторному занятті 1.

Ця робота базується на посібнику SPM12: C:\spm12\man\manual.pdf, Розділ 31: Дані фМРТ слуху.

### **Хід роботи.**

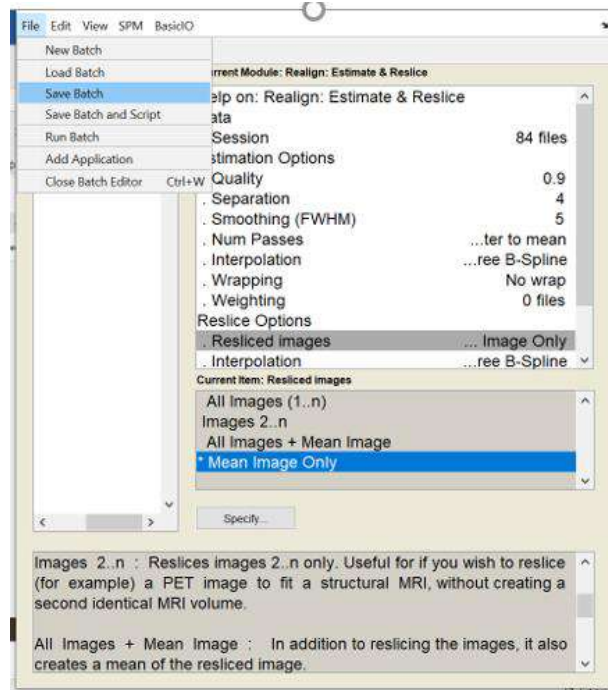
Просторова попередня обробка (Spatial pre-processing)

**Перевирівнювання (Realignment)** *стосується виправлення функціональних даних внаслідок переміщення, яке сталося під час сканування. Адже людина не може лежати в сканері зовсім нерухомо.*

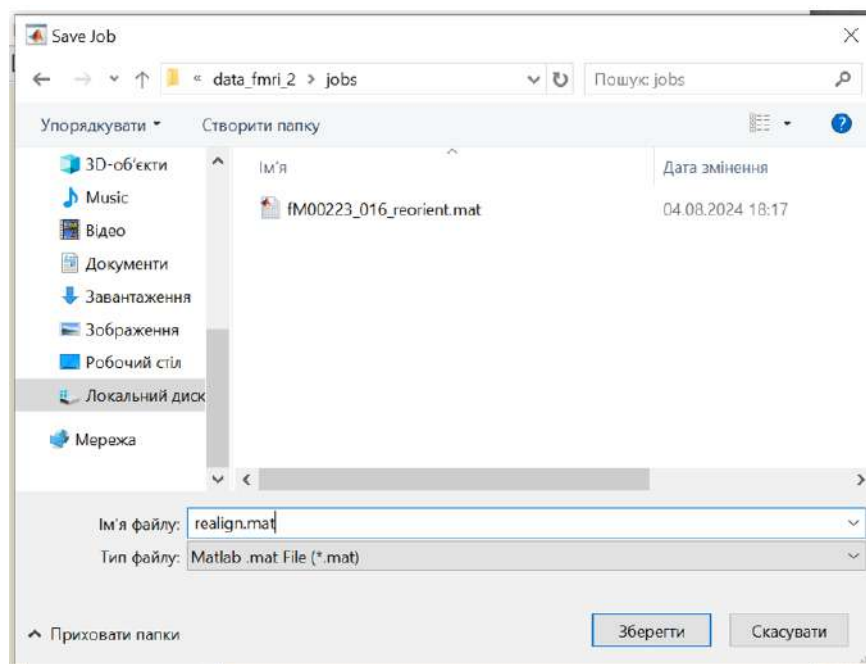
У розділі просторової попередньої обробки вікна SPM Menu виберіть Realign (Est & Res) зі спадного меню «Перевирівняти (Realign)». Це викличе специфікацію завдання перевирівнювання (Realignment) в пакеті редактор (batch editor). Потім

- Виділіть «Data», виберіть «New Session», потім виділіть щойно створений параметр «Session».
- Натисніть «Select Files» та використовуйте селектор файлів SPM, щоб вибрати всі функціональні зображення, наприклад, («fM000\*.img»). Має бути 84 файли.

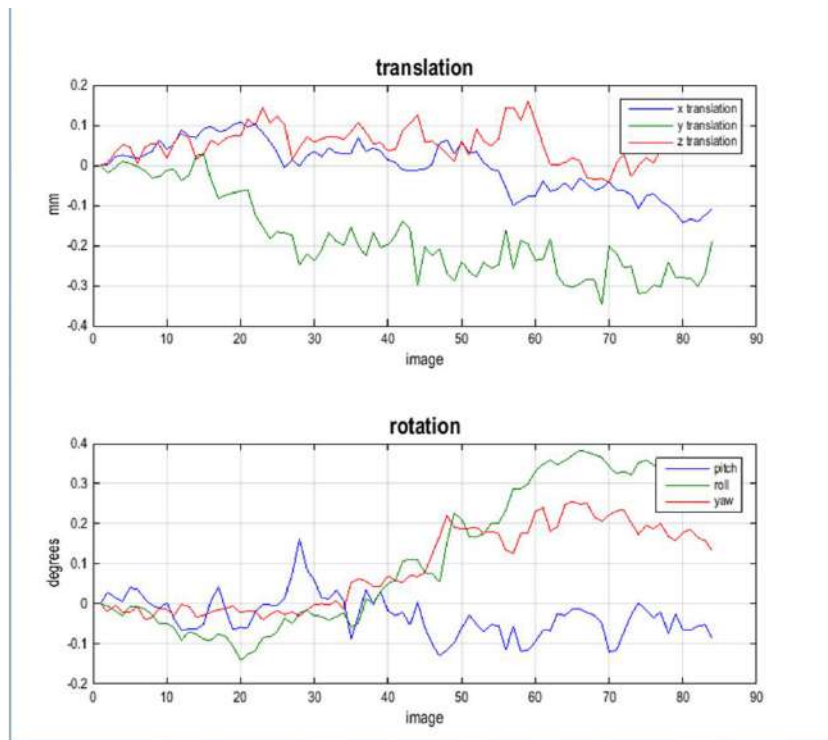
- Натисніть «Resliced images» у «Reslice Options» і виберіть «Mean Image Only». (Рис. 25)
- Збережіть файл завдання, наприклад, DIR\jobs\realign.mat. (Рис.26)
- Натисніть кнопку RUN у пакетному редакторі (зелена стрілка).



**Рис. 25** Специфікація завдання перевірівнювання (Realignment) в пакеті редактор.



**Рис. 26** Збереження файла завдання, DIR\jobs\realign.mat.



**Рис. 27.** Перевирівнювання Слухових даних. Розрахунковий часовий ряд трансляцій і обертань

Це запустить завдання перевирівнювання, яке оцінить просторову трансформацію за 6 параметрами (тверде тіло), яка вирівняє часові ряди зображень і змінить заголовки вхідних зображень (\*.hdr), щоб вони відображали відносну орієнтацію даних після корекції артефактів руху. Потім SPM побудує орієнтовний часовий ряд трансляцій і поворотів, показаних на **Рис. 27**. Ці дані також зберігаються у файлі, наприклад, `gp_fm00223_016.txt`, з тим, щоб ці змінні пізніше могли бути використані як регресори під час встановлення GLMs. (Узагальнені лінійні моделі (*GLM - Generalized Linear Models*) — це потужне сімейство статистичних моделей, які можуть обробляти широкий діапазон типів даних і змінних відповідей. *GLM* є розширенням моделі лінійної регресії та використовуються, коли змінна відповіді не розподілена нормально або має нелінійний зв'язок із змінними предикторів.) Це дозволяє зменшити ефекти рухів при виявленні джерел активації мозку.

SPM також створить середнє зображення, meanfM00223\_016.img, яке буде використане в наступному кроці просторової обробки – кореєстрація (coregistration).

**Кореєстрація (Coregistration)** вирівнює два зображення. У цьому випадку ми будемо працювати з суб'єкт-специфічними структурними та функціональними даними для максимізації взаємної інформації.

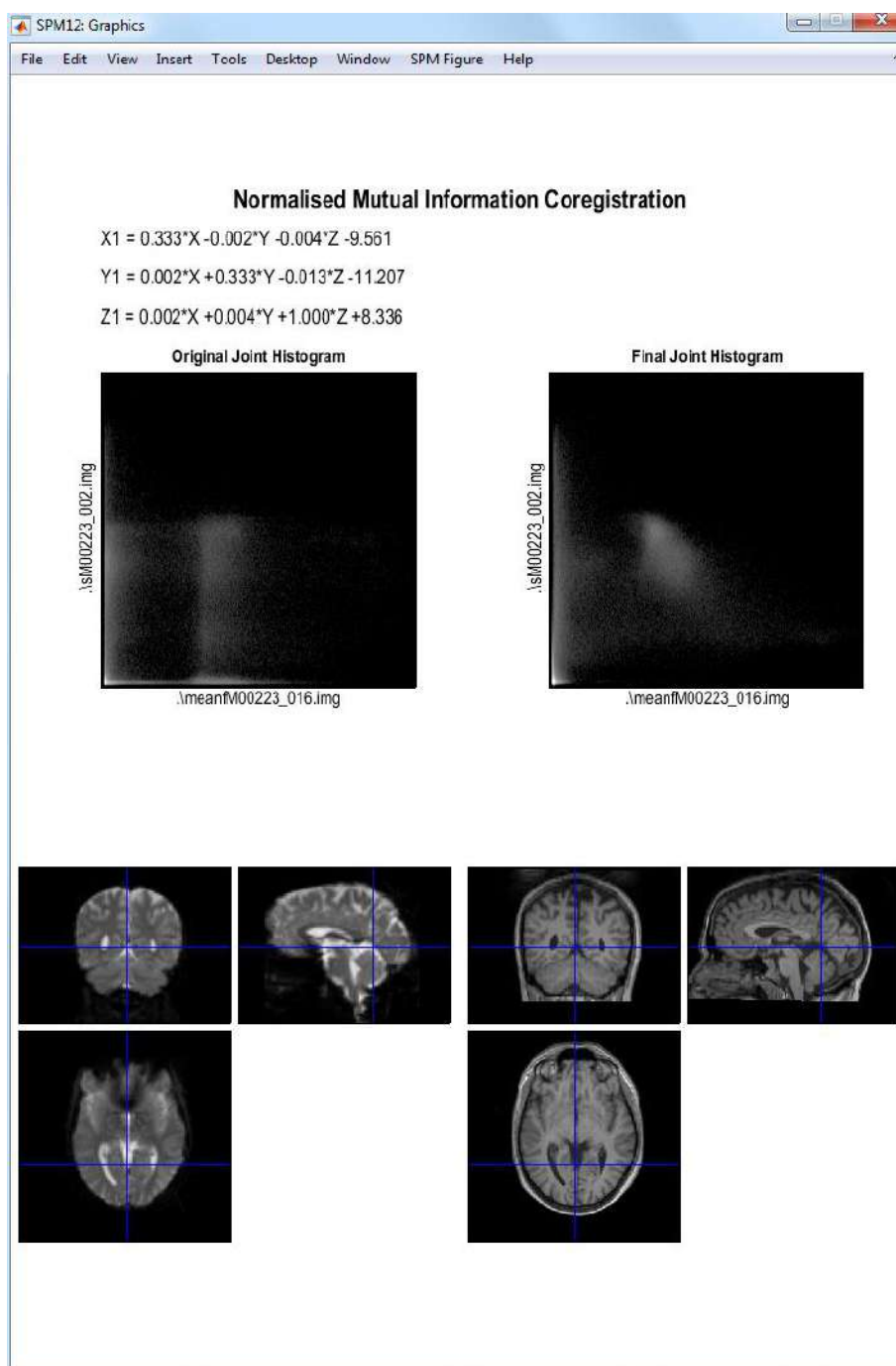
Виберіть Coregister (Estimate) зі спадного списку Coregister. Це викличе специфікацію завдання співреєстрації в пакетному редакторі.

- Виділіть «Reference Image (Еталонне зображення)», а потім виберіть середнє сканування фМРТ із перевирівнювання (Realignment), тобто meanfM00223\_016.img.
- Виділіть «Source Image», а потім виберіть структурне зображення, тобто sM00223\_002.img.
- Натисніть кнопку «Зберегти» та збережіть завдання як DIR\jobs\coregister.mat.
- Потім натисніть кнопку RUN.

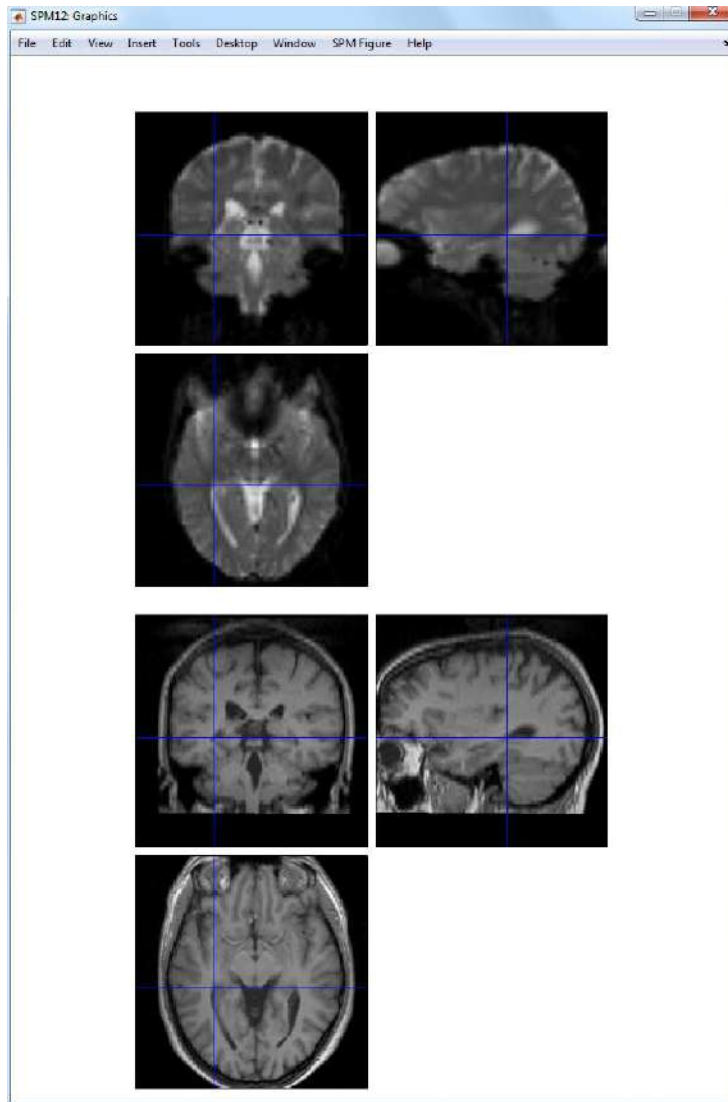
Потім SPM запровадить кореєстрацію між структурними та функціональними даними, що максимізує взаємну інформацію. Зображення на **Рис. 28** має з'явитися в Графічному вікні. SPM змінить заголовок вихідного файлу, який у цьому випадку є структурним зображенням sM00223\_002.hdr.

Для перевірки результатів кореєстрації тут корисно скористатися функцією Check Reg. Натисніть кнопку Check Reg у нижній частині вікна меню, а потім виберіть «Reference» та «Source». З'являться зображення, вказані вище, тобто fM00223\_016.img і sM00223\_002.img (можна завантажити їх вручну). Потім SPM створить зображення, подібне до зображеного на **Рис.29** у Графічному вікні. Після цього можна використовувати мишу для перегляду цих зображень, щоб підтвердити наявність анатомічної

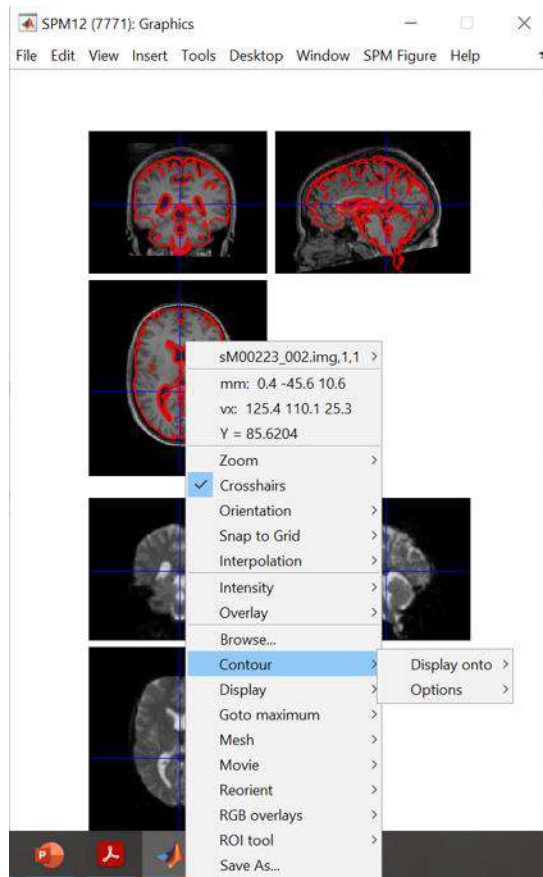
відповідності. Щоб накласти контури, клацаємо правою кнопкою миші і вибираємо «Contour» (Рис. 30-31).



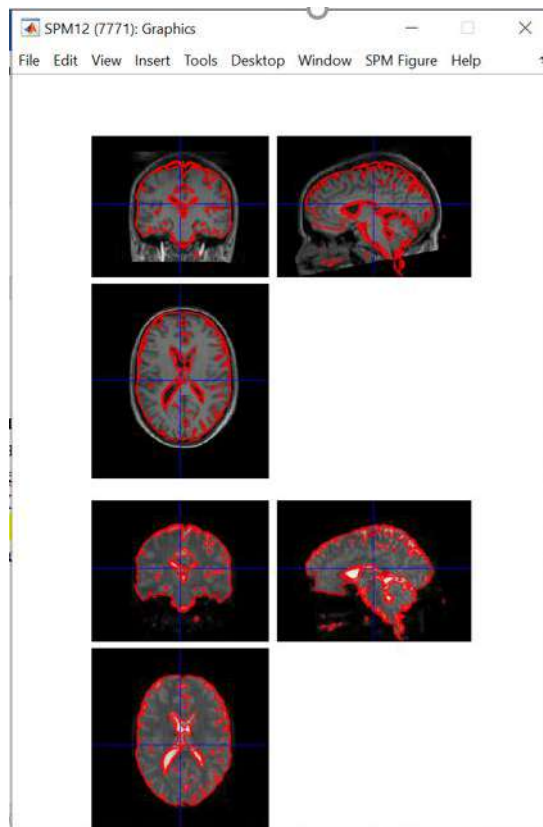
**Рис.28.** Взаємна інформаційна кореєстрація Слухових даних.



**Рис.29** Перевірка реєстрації функціональних і «зареєстрованих» структурних даних.



**Рис. 30.** Процес накладання контуру для перевірки реєстрації функціональних і «зареєстрованих» структурних даних.



**Рис. 31.** Накладений контур для перевірки реєстрації функціональних і «зареєстрованих» структурних даних.

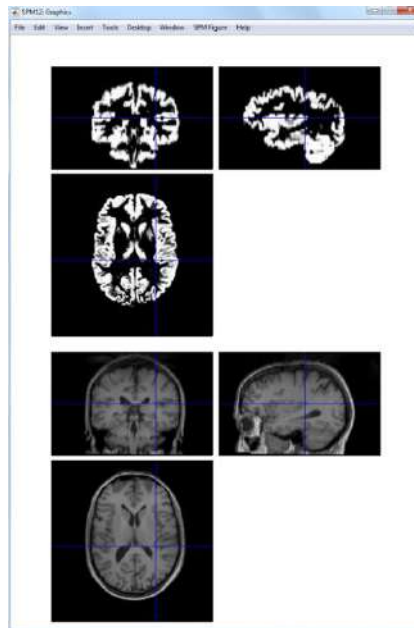
**Сегментація** розділяє зображення на окремі типи тканин – білу речовину, сіру речовину та цереброспінальну рідину.

Слід сказати, що це найдовший із процесів оброблення даних, тому, якщо процесор комп'ютера не надто потужний, то час на виконання цього завдання може зайняти до 15 хв.

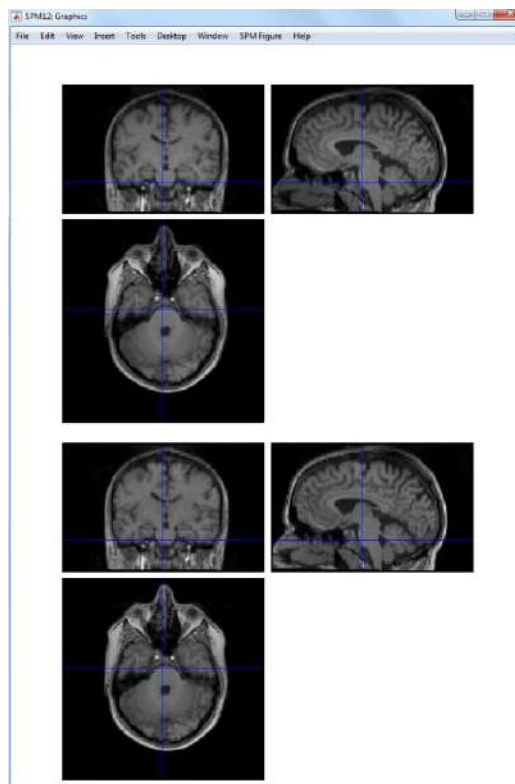
Натисніть кнопку **Segment**. Це викличе специфікацію завдання сегментації в пакеті редактора. Виділіть поле «Volumes», а потім виберіть зареєстроване анатомічне зображення об'єкта, sM00223\_002.img. Виділіть «Save Bias Corrected» і виберіть «Save Bias Corrected». Виділіть «Deformation Fields» внизу списку та виберіть «Forward». Збережіть файл завдання в папку job як segment.mat, а потім натисніть RUN. SPM сегментує структурне зображення, використовуючи стандартні карти ймовірності тканини.

SPM створить зображення сірої та білої речовини та структурне зображення з корекцією поля зміщення. Ці зображення можна переглянути за допомогою функції CheckReg, як описано в попередньому розділі. **Рис.32** показує зображення сірої речовини, c1sM0023\_002.nii, разом із вихідною структурою. **Рис.33** показує структурне та скореговане зміщенням зображення, msM0023\_002.nii.

SPM також запише поле деформації, файл y\_sM00223\_002.nii в оригінальному структурному каталозі. Він містить 3 об'єми для кодування координат x, y та z. З огляду на те, що структурні і функціональні дані вирівняні, це можна використовувати для просторової нормалізації функціональних даних.



**Рис. 32.** Зображення сірої речовини та «зареєстроване» структурне зображення.



**Рис. 33:** Структурне зображення (вгорі) і структурне зображення з корекцією зсуву (внизу). Зауважте, що оригінальне структурне зображення зверху темніше, ніж знизу. Ця нерівномірність була усунена на зображенні зі скоригованим зміщенням.

**Отже, результати Сегментації будуть записані в таких файлах:**

stuctural\c1sM00223\_002.nii

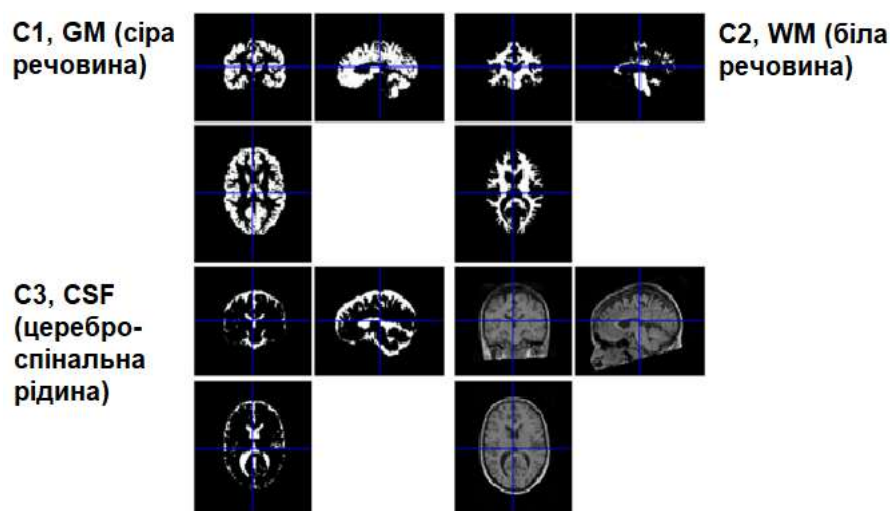
stuctural\c2sM00223\_002.nii

stuctural\c3sM00223\_002.nii

stuctural\msM00223\_002.nii

stuctural\y\_sM00223\_002.nii

Результати сегментації можна побачити, застосувавши Check Reg (Рис. 34).



**Рис.34.** Результати сегментації, які можна побачити, застосувавши Check Reg.

**Нормалізація** стосується переміщення даних у стандартний простір шаблону для забезпечення статистики на рівні групи. Нормалізація - підлаштування функціональних зображень до стандартного мозку.

Виберіть «Нормалізувати (записати) Normalise (Write)» зі спадного меню «Normalise». Це викличе специфікацію завдання нормалізації в пакетному редакторі.

- Виділіть «Data», виберіть New «Subject»,
- Виділіть «Deformation Field» та виберіть файл y\_sM00223\_002.nii, який ви створили в попередньому розділі,

- Виділіть «Images to Write» та виберіть усі перебудовані (realigned) функціональні зображення fM000\*.img.

Ви можете клацнути правою кнопкою миші на файлах у списку, вибрати «Select all» та натиснути «Done».

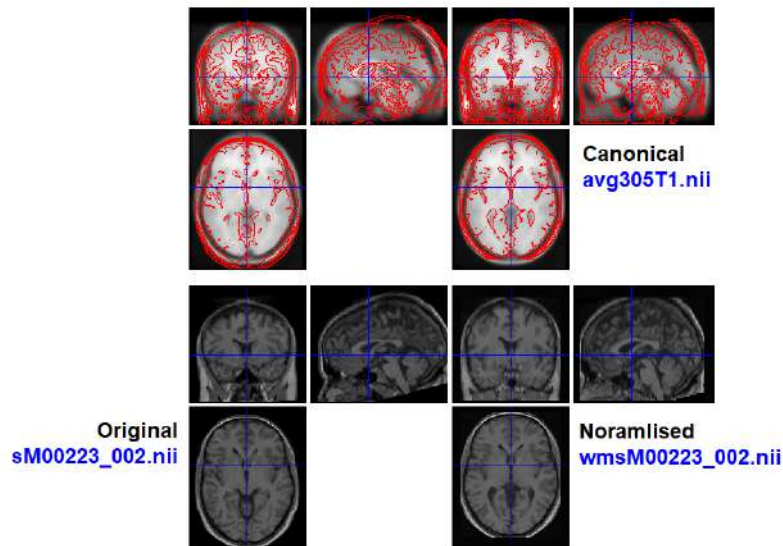
- У «Writing Options» змініть «Voxel sizes» з [2 2 2] на [3 3 3]. Цей крок не є суворо необхідним: він записуватиме зображення з роздільною здатністю, ближчою до тієї, у якій вони були отримані.
- Натисніть «Save», збережіть завдання (у папку jobs) як normalise\_functional.mat, а потім натисніть кнопку RUN.

Потім SPM запише просторово нормалізовані файли до каталогу функціональних (functional) даних. Ці файли мають префікс w.

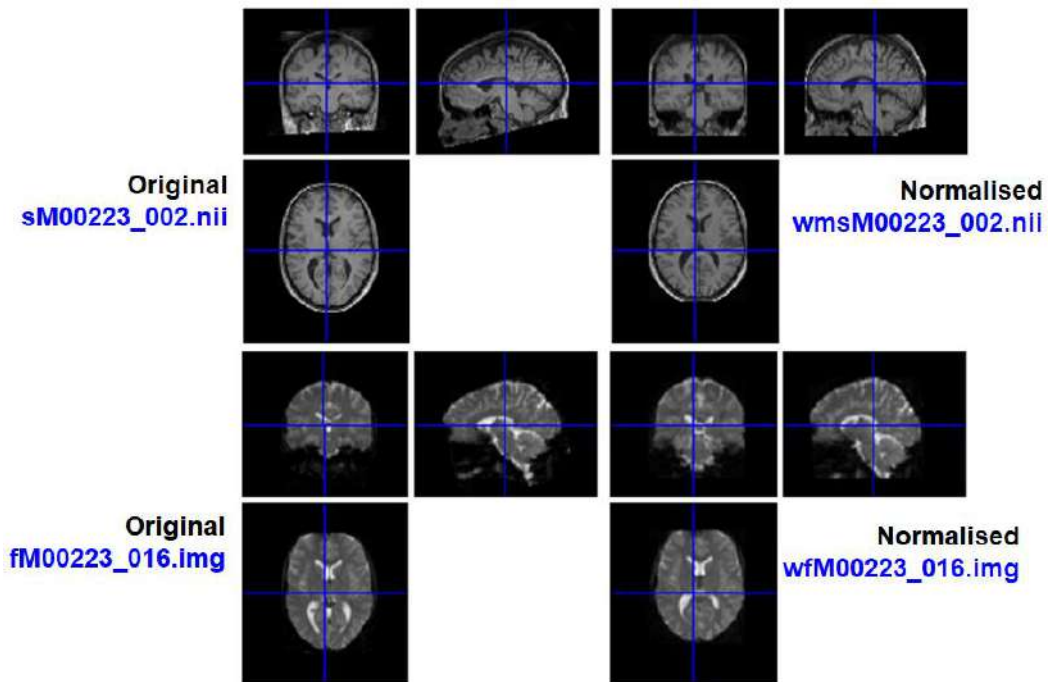
Щоб накласти функціональні активації суб'єкта на його власну анатомію, вам також потрібно буде застосувати параметри просторової нормалізації до їх (з виправленням зміщення) анатомічного зображення. Зробити це:

- Виберіть Normalize (Write), виділіть «Data», виберіть «New Subject».
- Виділіть «Deformation Field», виберіть файл y\_sM00223\_002.nii, який ви створили в попередньому розділі і натисніть «Done».
- Виділіть «Images to Write», виберіть скорегований до зсуву структурний, msM00223\_002.nii, натисніть «Done».
- Відкрийте «Writing Options», виберіть розміри вокселів і змініть стандартні [2 2 2] на [1 1 3], які відповідають вихідній роздільній здатності зображень.
- Збережіть завдання як normalise\_structural.mat і натисніть кнопку RUN.

Результати нормалізації можна побачити, застосувавши Check Reg (**Рис. 35-36**).



**Рис. 35.** Результат нормалізації – канонічний, оригінальний і нормалізований структурні скани.



**Рис. 36.** Результат нормалізації – оригінальні структурний і перший (16-й) функціональний скани проти нормалізованих структурного і першого (16-го) функціонального сканів.

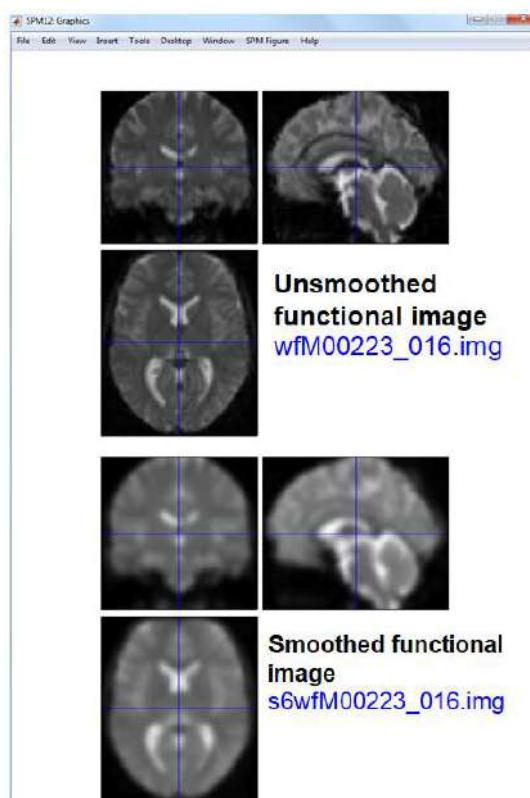
**Згладжування** - це процес усереднення сигналу в кожному вокселі зі зваженим середнім значенням сигналу сусідніх вокселів.

Згладжування дає усереднення значень сусідніх вокселів для зменшення шуму та меншої міжсуб'єктної мінливості.

Натисніть кнопку Smooth. Це приведе до виклику специфікації роботи згладжування в пакетному редакторі.

- Виберіть «Images to Smooth», а потім виберіть просторово нормалізовані файли, створені в останньому розділі, wf\*.img. Це можна зробити ефективно, змінивши фільтр у файлі SPM селектор на ^wf\*. Тоді SPM перераховуватиме лише ті файли, які починаються літерами wf, тобто ті, які були просторово нормалізовані.
- Виділіть «FWHM» і змініть [8 8 8] на [6 6 6]. Це згладить дані на 6 мм у кожному напрямку.
- Збережіть завдання як smooth.mat і натисніть кнопку «Run».

Результат згладжування можна побачити, застосувавши Check Reg (Рис. 37). Після згладжування якість функціональних зображень гірша, ніж раніше.



**Рис. 37.** Незгладжене функціональне зображення (вгорі) і згладжене на 6 мм функціональне зображення (внизу).

### **Рекомендації щодо оформлення роботи:**

Результати представити у вигляді **скріншотів** екрана свого комп'ютера. Мають бути такі представлення у графічному редакторі:

1. Розрахунковий часовий ряд трансляцій і обертань.
2. Взаємна інформаційна кореєстрація Слухових даних.
3. Перевірка реєстрації функціональних і «зареєстрованих» структурних даних.
4. Накладений контур для перевірки реєстрації функціональних і «зареєстрованих» структурних даних.
5. Результат сегментації - зображення сірої речовини, білої речовини, цереброспінальної рідини та «зареєстроване» структурне зображення (як на Рис. 34).
6. Результат нормалізації – канонічний, оригінальний і нормалізований структурні скани.
7. Результат нормалізації – оригінальний структурний і перший (16-й) функціональний скани проти нормалізованих структурного і першого (16-го) функціонального сканів.
8. Незгладжене функціональне зображення і згладжене на 6 мм функціональне зображення.

### ***Запитання для самоперевірки:***

1. З якою метою здійснюється процедура перевірівнювання сканів?
2. В чому полягає суть кореєстрації сканів?
3. Яким є результат сегментації сканів?
4. Для чого виконується процедура нормалізації сканів?
5. Яка процедура препроцесингу забезпечує усереднення сигналу в кожному вокселі зі зваженим середнім значенням сигналу сусідніх вокселів?

## Лабораторне заняття 3.

### Специфікація моделі, перегляд та оцінка

Переходимо до наступного блоку оброблення даних (див. Рис. 15)

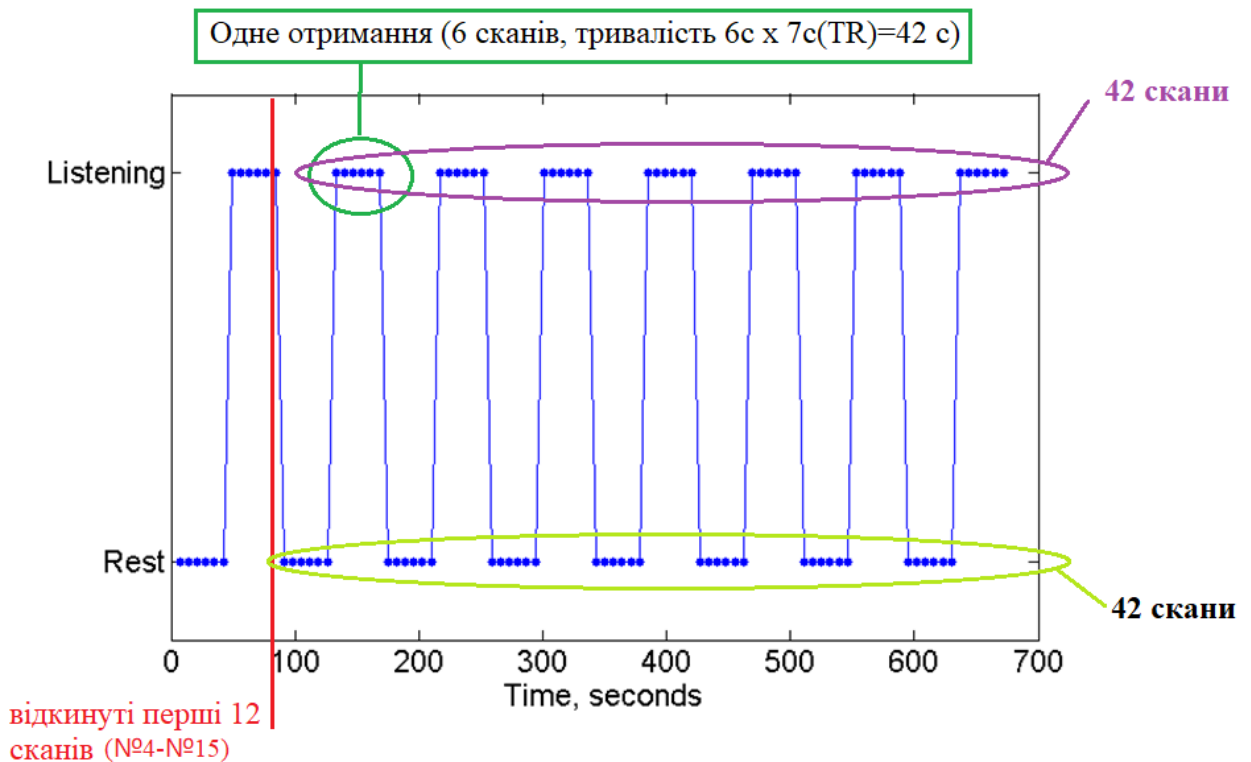
**Мета роботи:** провести специфікацію моделі, її перегляд та оцінку. Отримати і дослідити матрицю дизайну обстеження.

#### **Прилади і матеріали:**

Комп'ютер або ноутбук – робочий інструмент для оброблення даних фМРТ, програма Matlab, в оболонці якої працює програма обробки нейробиологічних даних SPM12, файли, отримані в попередніх лабораторних заняттях 1-2.

Ця робота базується на посібнику SPM12: C:\spm12\map\manual.pdf, Розділ 31: Дані фМРТ слуху.

Для полегшення сприйняття матеріалу згадаємо дизайн обстеження (Рис. 38).



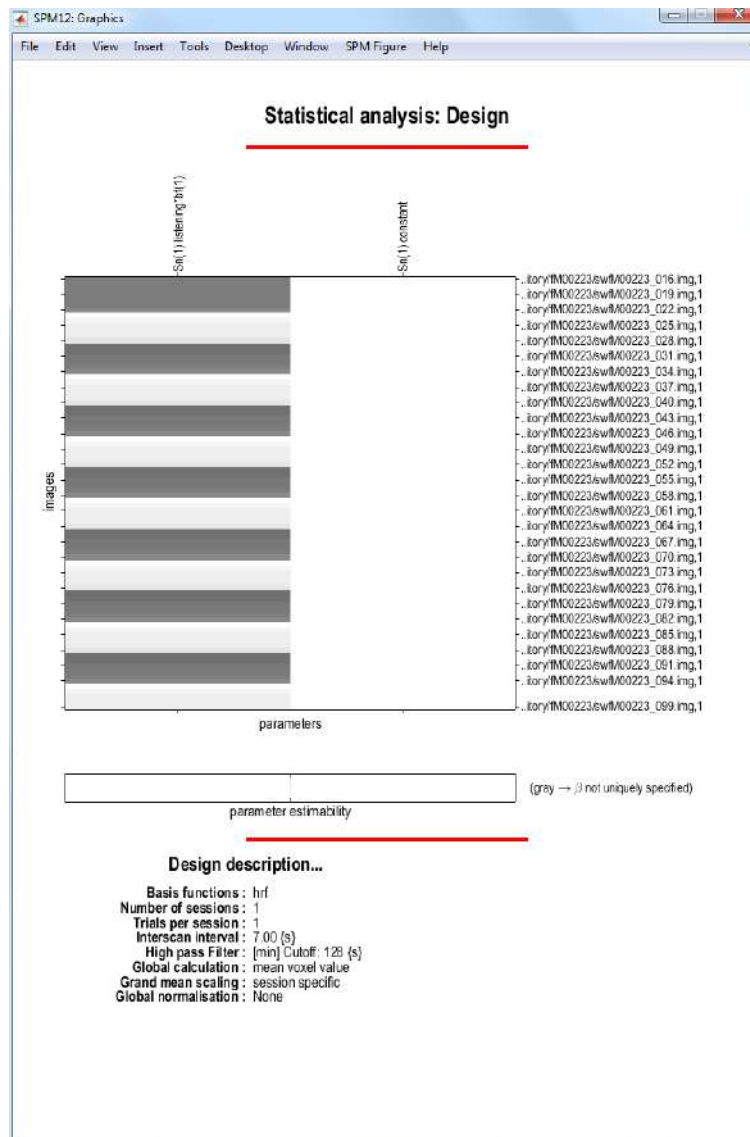
**Рис.38.** Візуалізація дизайну обстеження.  
TR – час повтору сканування.

### **Хід роботи.**

Натисніть кнопку «Specify 1st-level». Це викличе специфікацію фМРТ роботи в пакетному редакторі. Потім

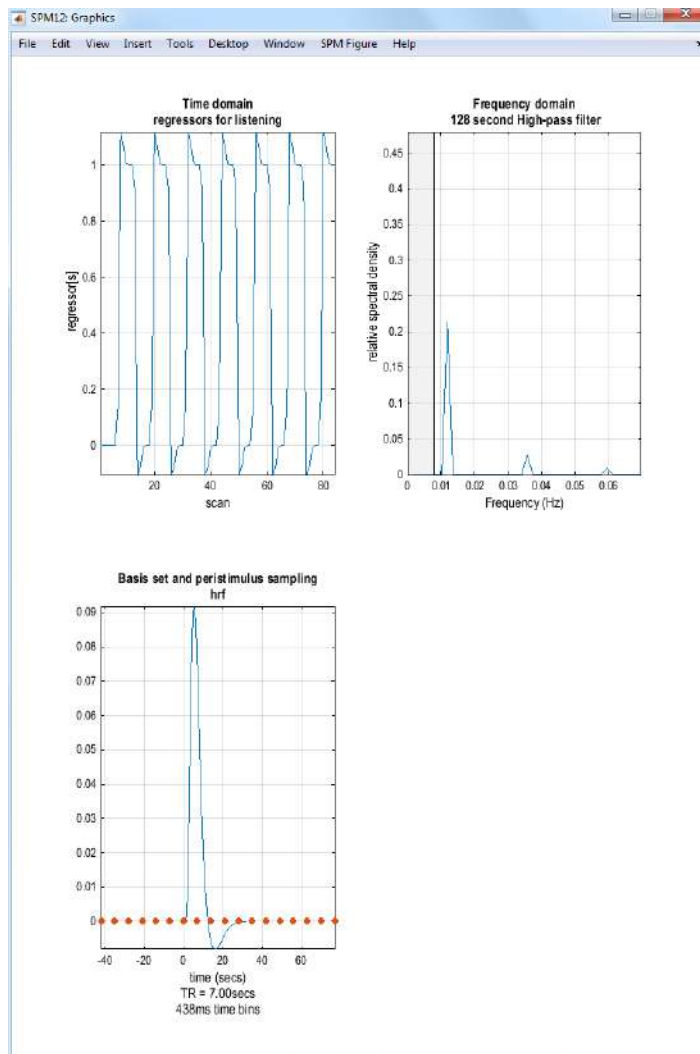
- Відкрийте опцію «Timing parameters».
- Виділіть «Units for design» та виберіть «Scans».
- Виділіть «Interscan interval» і введіть 7. Це TR (час повторення) у секундах.
- Виділіть «Data and Design» і виберіть «New Subject/Session». Потім відкрийте новостворену опцію «Subject/Session».
- Виділіть «Scans» та скористайтеся селектором файлів SPM, щоб вибрати 84 згладжених, нормалізованих функціональних зображення, тобто від swfM00223\_016.img до swfM00223\_099.img. Їх можна легко вибрати за допомогою фільтра  $^{\wedge}$ sw.\*'. Виберіть усі. Потім натисніть «Done».
- Виділіть «Condition» та виберіть «New condition».
- Відкрийте щойно створену опцію «Condition». Виділіть «Name» та введіть «listening». Виділіть «Onsets» та введіть «6:12:84». Виділіть «Durations» і введіть «6».
- Виділіть «Directory» і виберіть каталог DIR/ classical каталог, який ви створили раніше.
- Збережіть завдання як specify.mat і натисніть кнопку Run.

Потім SPM запише файл SPM.mat до каталогу DIR/classical. Це також побудує план матриці дизайну, як показано на **Рис. 39**.



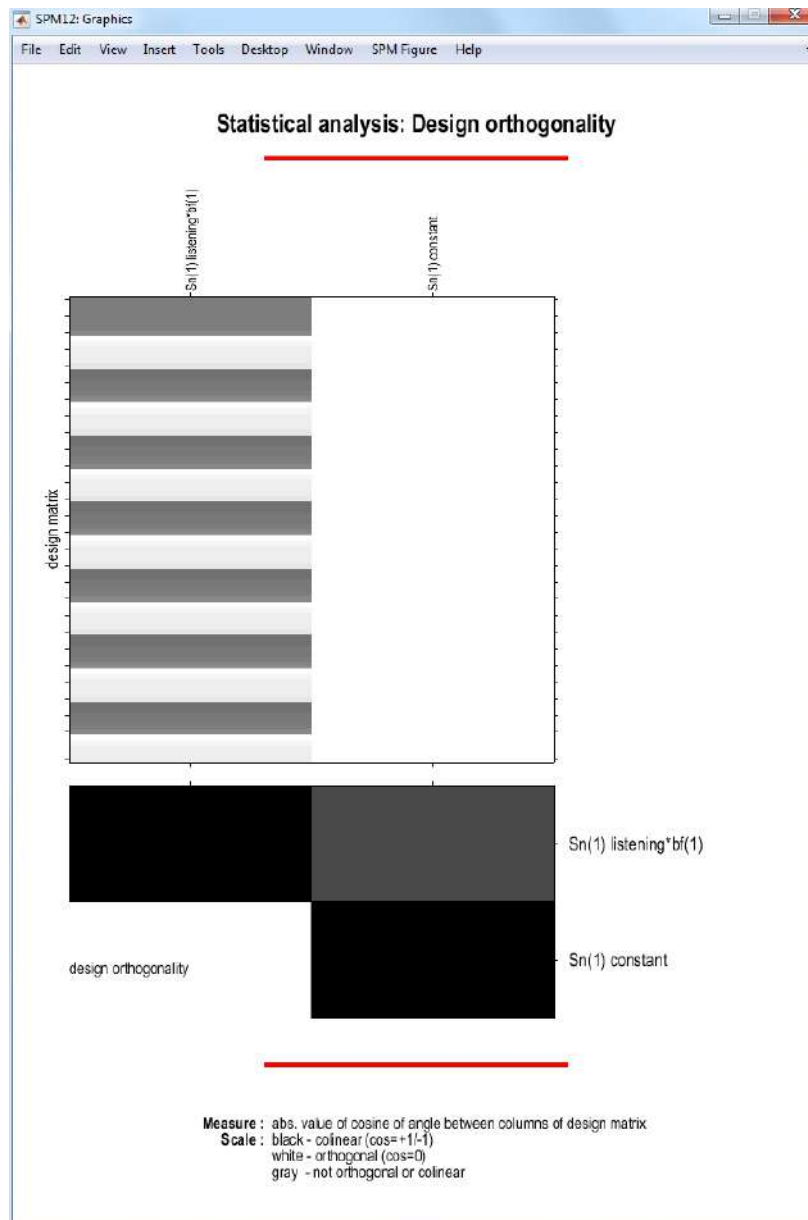
**Рис. 39.** Матриця дизайну: імена файлів у правій частині матриці дизайну вказують скан, пов'язаний з кожним рядком.

На цьому етапі бажано перевірити специфікацію вашої моделі за допомогою засобу перевірки SPM, доступ до якого здійснюється за допомогою кнопки «Review». Відкриється вкладка «design» на інтерактивному екрані вікно, клацання по якому створює спадне меню. Якщо вибрати перший пункт «Design Matrix», SPM створить зображення, показане на **Рис. 39**. Якщо вибрати «Explore», потім «Session 1». «listening», SPM створить діаграми, показані на **Рис. 40**.



**Рис. 40.** Дослідження матриці дизайну з **Рис. 39**: Тут показано часові ряди регресора «listening» (верхній ліворуч), графік частотної області регресора «listening» (верхній правий) і базова функція, яка використовується для перетворення передбачуваної активності нейронів у гемодинамічну активність. У цій моделі використана опція за замовчуванням – функцію канонічного базису. Графік частотної області показує, що частотний вміст регресора «listening» вище заданих частот, які видалені фільтром високих частот (HPF) (вони показані сірим кольором - у цій моделі прийняли за замовчуванням відсікання HPF 128 с або 0,008 Гц).

Якщо вибрати другий пункт на вкладці «Design», «Design Orthogonality», SPM виведе графік, зображений на **Рис. 41**. Стовпці  $x_1$  і  $x_2$  ортогональні, якщо скалярний добуток  $x_1^T x_2 = 0$ . Ступінь неортогональності або колінеарності позначається сірим штрихуванням.



**Рис. 41.** Ортогональність дизайну: опис над першим стовпцем матриці дизайну  $S_n(1)\text{Listening} * \text{bf}(1)$  означає, що цей стовпець відноситься до першого сеансу даних (у цьому аналізі лише 1 сеанс), назва цього стану/проби – «listening» та інформація спроба були узгоджені з першою базовою функцією (канонічна гемодинамічна відповідь). Постійний регресор для сеансу 1 називається константою  $S_n(1)$ . Матриця ортогональності в нижній частині вказує на ступінь колінеарності між регресорами.

### Оцінка (Estimate)

Натисніть кнопку Estimate. Це викличе специфікацію завдання оцінки фМРТ у пакетному редакторі. Потім

- Виділіть опцію «Select SPM.mat», а потім виберіть файл SPM.mat, збережений у підкаталозі classical.

- Збережіть завдання під ім'ям estimate.mat і натисніть кнопку Run.

SPM запише кілька файлів у вибраний каталог, включаючи файл SPM.mat.

**Рекомендації щодо оформлення роботи:**

Результати представити у вигляді **скріншотів** екрана свого комп'ютера.

Мають бути такі представлення у графічному редакторі:

1. Матриця дизайну.
2. Дослідження матриці дизайну.
3. Ортогональність дизайну.

***Запитання для самоперевірки:***

1. Яка тривалість одного сканування у нашому дослідженні?
2. В чому полягає суть регресора «listening»?
3. Яким є час повторення інтервалів сканування?
4. Яка тривалість одного отримання, з чого вона складається?
5. Яка кількість сканів в одному отриманні?

## Лабораторне заняття 4.

### Результати та візуалізація моделі

Переходимо до наступного блоку – результати, висновок (див. Рис. 15).

**Мета роботи:** отримати результати моделі і візуалізувати модель.

#### **Прилади і матеріали:**

Компютер або ноутбук – робочий інструмент для оброблення даних фМРТ, програма Matlab, в оболонці якої працює програма обробки нейробиологічних даних SPM12, файли, отримані в попередніх лабораторних заняттях 1-3.

Ця робота базується на посібнику SPM12: C:\spm12\man\manual.pdf, Розділ 31: Дані фМРТ слуху.

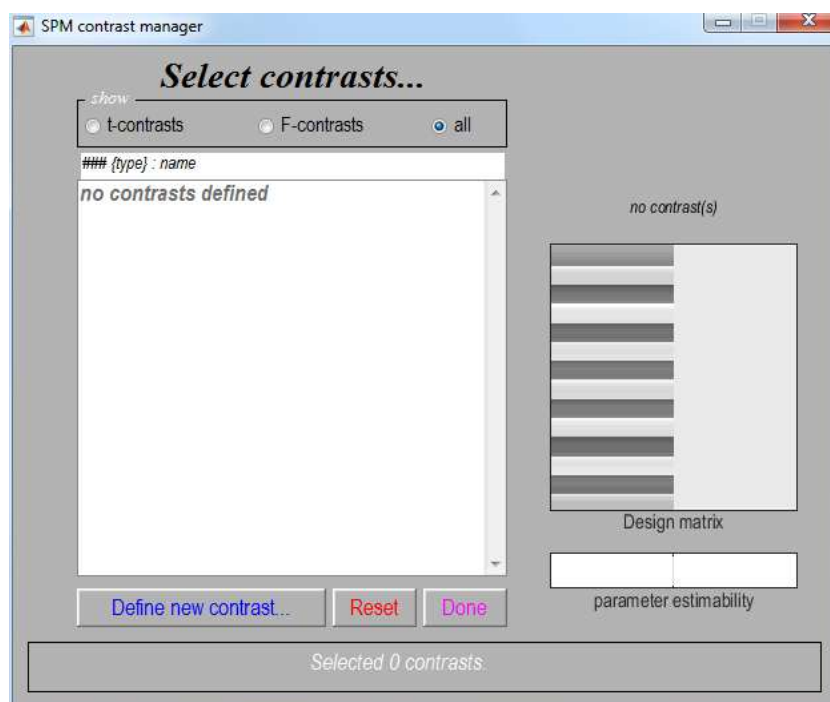
#### **Хід роботи.**

Висновок

Після оцінки:

- Натисніть «Results».
- Виберіть файл SPM.mat, створений в останньому розділі.

Це приведе до виклику менеджера контрасту (**Рис.42**).



**Рис. 42.** Менеджер контрасту

## Менеджер контрасту

Менеджер контрасту відображає матрицю дизайну (можна переглядати) на правій панелі та списки контрастів на лівій панелі. Можна вибрати «t-контраст» або «F-контраст» (Рис.43).

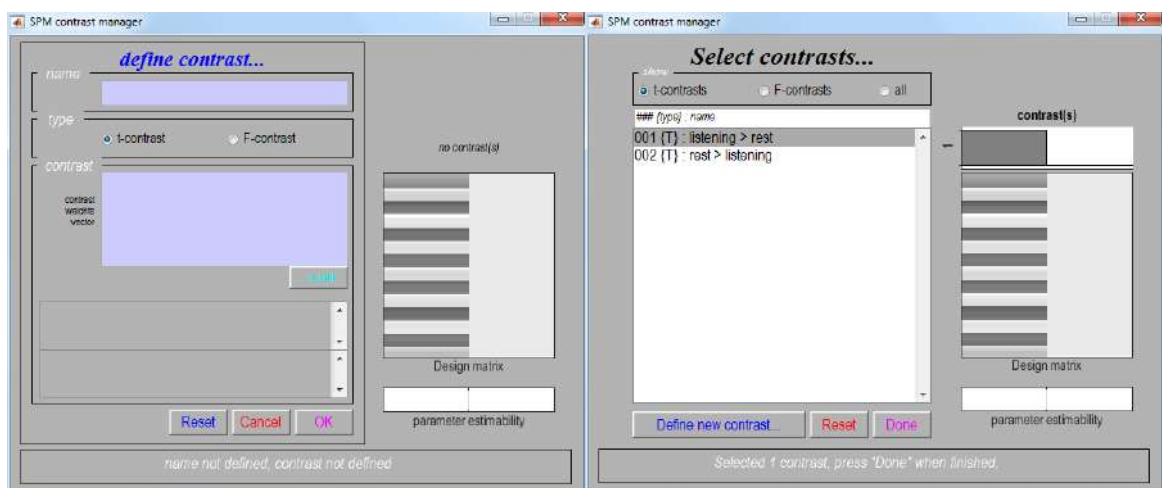
*Тоді як t-контраст порівнює середнє значення двох груп, f-контраст порівнює дисперсії двох груп. Таким чином, t-контраст є спрямованим (або середнє значення групи один більше, ніж групи два, або навпаки), f-контраст перевіряє відмінності між групами [3].*

Щоб вивчити статистичні результати для ефектів умов

- Виберіть «Define new contrast»

Можна вказати односторонні основні ефекти для умов прослуховування (тобто односторонній t-тест) (цей приклад) як «1» (listening > rest) і «-1» (rest > listening). SPM прийме тільки ті контрасти, які задані. Прийняті контрасти відображаються внизу вікна диспетчера контрастів зеленим, неправильні відображаються червоним. Для перегляду контрасту

- Виберіть назву контрасту, «listening > rest».
- Натисніть «Done».



**Рис. 43.** Ліворуч: Контраст вводиться шляхом зазначення числових значень у нижньому вікні та імені у верхньому вікні. Праворуч: після визначення контрастів їх можна вибрати.

## Маскування

Потім вам буде запропоновано

- Застосувати маскування? [none/contrast/image].
- Виберіть «none».

Маскування передбачає виділення вокселів, заданих іншими контрастами. Якщо «так», SPM запропонує (один або кілька) маскувальних контрастів, рівень значущості маски (за замовчуванням  $p = 0,05$  без виправлення), і запитає, чи слід використовувати інклюзивну чи ексклюзивну маску. Ексклюзив прибере всі вокселі, які досягають рівня значущості за замовчуванням у контрасті маскування, включно буде видалено усі вокселі, які не досягають стандартного рівня значущості маскуючого контрасту. Маскування не впливає на  $p$ -значення «цільового» контрасту, воно лише включає або виключає вокселі.

## Пороги

Потім вам буде запропоновано

- корегування значення  $p$  для контролю: [FWE/немає].
  - Виберіть «FWE».
- значення  $p$  (family-wise error).
  - Прийміть значення за замовчуванням, 0,05.

Помилка Family Wise (FWE) є помилковим позитивним результатом будь-де в SPM. А тепер уявіть повторення вашого експерименту багато разів і створення SPM. Частка SPM, що містять FWE, становить розмір FWE. Значення 0,05 означає, що в середньому 1 з 20 SPM містить одну або більше помилкових позитивів десь на зображенні.

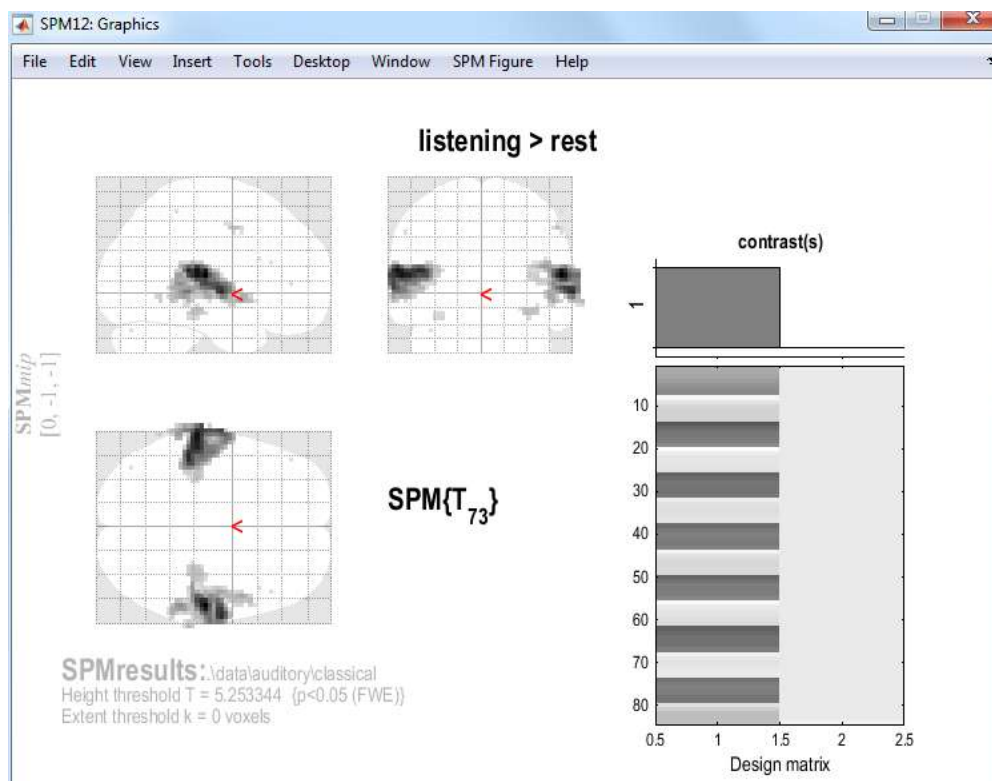
Якщо ви виберете опцію «none» вище, це відповідає статистичним висновкам «воксельного рівня». Вони використовують «нескориговані» значення  $p$ , тоді, як кажуть, FWE порогові значення використовують

«виправлені» р-значення. Невиправлене значення р SPM за замовчуванням становить  $p=0,001$ . Це означає, що ймовірність хибнопозитивного результату для кожного вокселя становить 0,001. Отже, якщо у вас є 50 000 вокселів, ви можете очікувати  $50\,000 \times 0,001 = 50$  помилкових спрацьовувань у кожному SPM.

Потім вам буде запропоновано

- Поріг обсягу {вокселів} [0].
- Прийміть значення за замовчуванням «0».

Якщо ввести тут значення  $k$ , створюватимуться SPM із кластерами, які містять принаймні  $k$  вокселів. SPM потім створить SPM, показаний на **Рис. 44**.



**Рис. 44.** SPM, що демонструє двобічну активацію слухової кори.

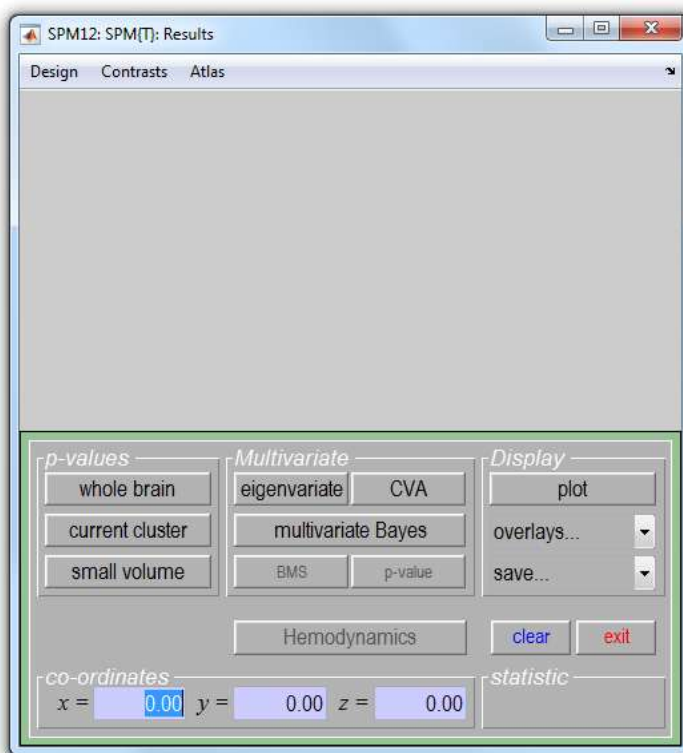
## Файли

У цей час у робочий каталог записується певна кількість файлів. Зображення, що містять зважені оцінки параметрів, зберігаються як `con_0001.nii`, `con_0002.nii` тощо в робочому каталозі. Зображення Т-статистики

зберігаються як `spmT_0001.nii`, `spmT_0002.nii` тощо, також у робочому каталозі.

## Проекції максимальної інтенсивності

SPM відображає проекцію максимальної інтенсивності (Maximum Intensity Projection (MIP)) статистичної карти у вікні Graphics. MIP проєктується на прозорий мозок у трьох ортогональних площинах. MIP доступний для серфінгу: клацання правою кнопкою миші в MIP активує спадне меню, клацання лівою кнопкою миші по червоному курсору дозволяє перетягнути його на нове місце.



**Рис. 45.** Інтерактивне вікно SPM під час оцінювання результатів. Розділ «p-values». використовується для складання таблиць статистичної інформації. Розділ візуалізації використовується для побудови відповідей воксельної або візуальної активації, накладеної на анатомічні зображення. Розділ «Multivariate», тобто кнопка «eigenvariate», використовується для вилучення даних для наступних аналізів, таких, як оцінка Психофізіологічної взаємодії (PsychoPhysiological Interactions (PPI)) або динамічні причинно-наслідкові моделі (Dynamic Causal Models (DCM)).

## Матриця дизайну

SPM також відображає матрицю дизайну з вибраним контрастом. Матриця дизайну також доступна для серфінгу: клацання правою кнопкою миші покаже назви параметрів, клацання лівою кнопкою миші покаже значення матриці дизайну для кожного скану.

У вікні SPM Interactive (нижня ліва панель) з'являється панель кнопок із різними параметрами для відображення статистичних результатів (панель р-значень) і створення графіків/накладень (панель візуалізації) (Рис. 45).

Натиснувши «Design» (верхній лівий кут), ви активуєте спадне меню, як у опції «Explore design».

## Статистичні таблиці

Щоб отримати підсумок локальних максимумів, натисніть кнопку «whole brain» у розділі p-values Інтерактивного вікна. Це перерахує всі кластери вище вибраного рівня значущості як окремі (>8 мм один від одного) максимуми в межах кластера з деталями порогів значущості та об'ємом пошуку внизу, як показано на Рис. 46. Стовпці в таблиці об'ємів справа наліво показують:

- x, y, z (мм): координати в просторі MNI для кожного максимуму.
- піковий рівень: шанс (p) знайти (за нульовою гіпотезою) пік з цим або більшої висоти (T- або Z-статистика), корегований (FWE або FDR)/не корегований до об'єму пошуку.
- рівень кластера: шанс (p) знайти кластер із такою кількістю (k) або більшою кількістю вокселів, корегованих (FWE або FDR)/не корегованих для об'єму пошуку.
- встановлений рівень: шанс (p) знайти цей (c) або більшу кількість кластерів у об'єму пошуку.

Також варто зазначити, що:

- Таблиця доступна для перегляду: клацання рядка координат кластера переміщує вказівник у MIP до цього кластера, клацання інших чисел відобразить точне значення у вікні Matlab, (наприклад, 0,000 = 6,1971e-07).

- Щоб перевірити певний кластер (наприклад, у цьому прикладі набору даних, праву слухову кору), або перемістіть курсор у MIP (клацніть лівою кнопкою миші та перетягніть курсор, або клацніть правою кнопкою миші фон MIP, який активує спадне меню).
- В якості альтернативи або клацніть координати кластера в таблиці об'ємів, або введіть координати у розділ координат інтерактивного вікна.

Також можна створювати таблиці статистичної інформації для окремого кластера інтересів, а не для всього об'єму. Спочатку виберіть відповідний кластер у MIP, а потім натисніть кнопку «current cluster» у розділі p-values інтерактивного вікна. Це покаже координати та статистику на рівні вокселів для локальних максимумів (>4 мм один від одного) у вибраному кластері.

Цю таблицю також можна серфінгувати.

**Statistics: p-values adjusted for search volume**

set-level		cluster-level				peak-level					mm mm mm		
p	c	p <sub>FWE-corr</sub>	q <sub>FDR-corr</sub>	k <sub>E</sub>	p <sub>uncorr</sub>	p <sub>FWE-corr</sub>	q <sub>FDR-corr</sub>	T	(Z)	p <sub>uncorr</sub>			
0.000	12	0.000	0.000	425	0.000	0.000	0.000	17.09	Inf	0.000	57	-22	11
						0.000	0.000	14.42	Inf	0.000	66	-10	-1
						0.000	0.000	10.89	Inf	0.000	69	-19	11
		0.000	0.000	568	0.000	0.000	0.000	15.94	Inf	0.000	-63	-28	14
						0.000	0.000	14.68	Inf	0.000	-48	-34	14
						0.000	0.000	13.23	Inf	0.000	-66	-10	2
		0.000	0.000	31	0.000	0.000	0.003	7.03	6.12	0.000	36	-28	-13
		0.000	0.001	12	0.000	0.000	0.004	6.90	6.03	0.000	54	-1	44
		0.003	0.096	3	0.048	0.002	0.075	6.07	5.44	0.000	-63	-55	-7
		0.000	0.003	10	0.001	0.006	0.207	5.77	5.22	0.000	-33	-31	-19
		0.015	0.232	1	0.232	0.032	0.783	5.37	4.91	0.000	-39	-76	-28
		0.015	0.232	1	0.232	0.032	0.783	5.37	4.91	0.000	57	-43	56
		0.015	0.232	1	0.232	0.042	0.923	5.30	4.86	0.000	-57	-1	41
		0.015	0.232	1	0.232	0.043	0.923	5.29	4.85	0.000	-45	41	5
		0.015	0.232	1	0.232	0.044	0.923	5.29	4.85	0.000	48	26	20
		0.015	0.232	1	0.232	0.050	0.999	5.25	4.82	0.000	45	17	23

table shows 3 local maxima more than 8.0mm apart

Height threshold: T = 5.25, p = 0.000 (0.050)  
 Extent threshold: k = 0 voxels  
 Expected voxels per cluster, <k> = 0.753  
 Expected number of clusters, <c> = 0.07  
 FWEp: 5.253, FDRp: 6.320, FWEc: 1, FDRc: 10

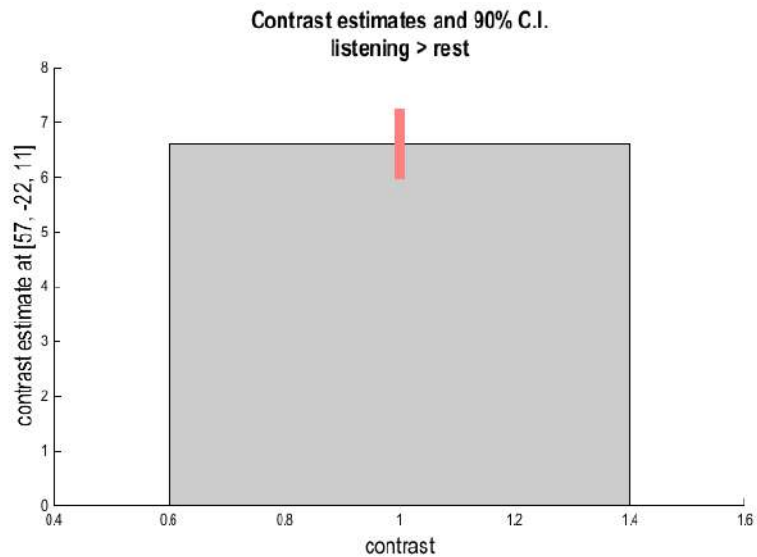
Degrees of freedom = [1.0, 73.0]  
 FWHM = 9.9 9.9 8.6 mm mm mm; 3.3 3.3 2.9 (voxels)  
 Volume: 1901367 = 70421 voxels = 1995.7 resels  
 Voxel size: 3.0 3.0 3.0 mm mm mm; (resel = 31.52 voxels)

**Рис. 46.** Таблиця об'єму для ефекту «listening > rest». Ця таблиця значень була створена натисканням на опцію SPM Figure > Results Table у верхній частині Graphics вікна, а потім натискання кнопки «whole brain». Це відображає таблицю результатів в окремому вікні.

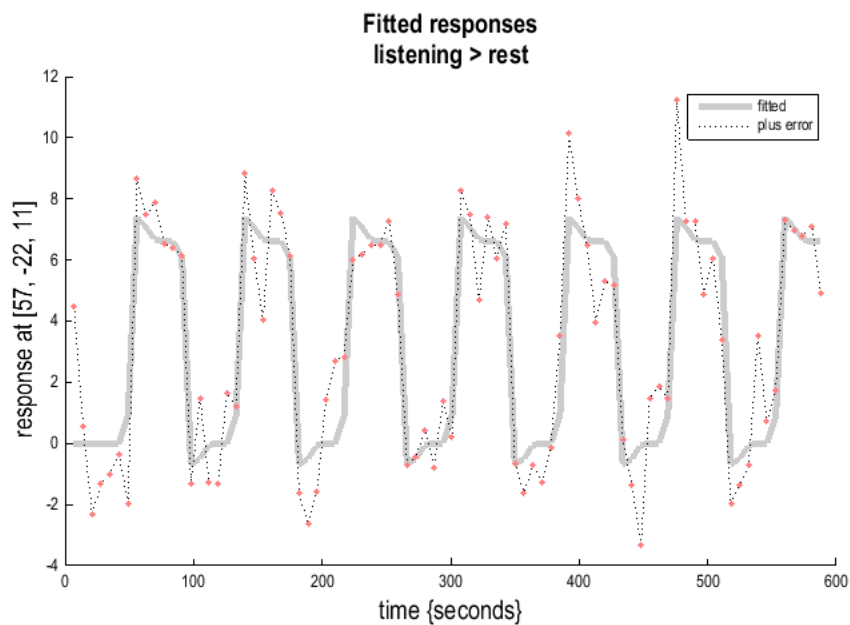
## Побудова відповідей у вокселях

Можна вибрати воксель із координатами, що відповідають координатам в інтерактивному вікні. Відповіді у цьому вокселі потім можна побудувати за допомогою кнопки «Plot» у розділі візуалізації інтерактивного вікна. Це надасть вам ще п'ять опцій:

1. Оцінки контрасту та 90% ДІ (довірчий інтервал): SPM запропонує певний контраст (наприклад, listening>rest). Графік покаже розмір ефекту та 90% довірчий інтервал. Див. напр. **Рис. 47**.
2. Підігнані відповіді: графіки скорегованих даних і підігнаної відповіді по сеансу/суб'єкту. SPM буде запитувати про певний контраст і надає можливість вибору різних ординат («пояснювальна змінна (an explanatory variable)», «скан або час (scan or time)» або «зазначений користувачем (user specified)»). Якщо «скан або час (scan or time)», сюжет покаже скореговані або підігнані дані з доданими помилками, як показано на **Рис. 48**.
3. Відповіді, пов'язані з подіями: графічно відкореговані дані та підібрана відповідь упродовж перистимульного часу.
4. Параметричні відповіді.
5. Ядра Вольтерра (Volterra kernels). (У математиці ряд Вольтерра позначає функціональне розширення динамічного, нелінійного, незмінного в часі функціоналу.)



**Рис. 47.** Розрахований розмір ефекту.



**Рис. 48.** Підігнані відповіді.

Для побудови відповідей, пов'язаних із подіями, SPM надає три варіанти

1. Підігнана відповідь і PSTH (перистимульна гістограма часу): малює середній регресор(и) (тобто. усереднене за сеанс) і середній сигнал +/- SE для кожного інтервалу часу перистимулу.

2. Підігнана відповідь і 90% ДІ: графіки середнього регресора(ів) разом із 90% довірчим інтервалом.

3. Підігнана відповідь і скореговані дані: графік регресора(ів) та індивідуальні дані (зверніть увагу, що в цьому прикладі дані відображаються в стовпцях через фіксоване співвідношення TR/ISI (scan repetition time/interstimulus interval - час повторення сканування/інтерстимульний інтервал)).

Варто зауважити, що

- Можуть бути відображені і бути доступними значення для підігнаної відповіді на сеанс/суб'єкт для вибраного графіка у вікні Matlab, якщо набрати «Y». Введення «u» відобразить скореговані дані.
- «Скореговані» дані = скореговані для змішування (наприклад, глобальний потік) і фільтрації високих і низьких частот.

## Накладання

Розділ візуалізації інтерактивного вікна також надає можливість накладення анатомічних візуалізацій кластерів активації (див. Рис. 45).

Натискання «Overlays» активує спадне меню з кількома варіантами, включаючи:

1. Зрізи (Slices): накладання на три суміжні (2 мм) трансаксіальні зрізи. SPM запропонує ввести зображення для візуалізації. Це може бути канонічне зображення (див. `spm_templates.mn`) або окреме зображення T1/середнє зображення EPI (echo planar imaging – ехо площинне зображення) для аналізу одного суб'єкта. Пам'ятайте, що відображення «ліво-право» цього параметра залежатиме від того, як ваші дані фактично зберігаються на диску.
2. Розрізи (Sections): накладання на три пересічні (сагітальний, корональний, аксіальний) зрізи. Ці візуалізації можна переглядати (серфінгувати): клацання зображень переміщає хрестик.
3. Візуалізація (Render): накладання на об'ємний візуалізований мозок.

Порогові SPM можна зберегти як файли зображень NIfTI у робочому каталозі за допомогою кнопки «Save» в інтерактивному вікні. На Рис. 49, 50 і 51

активація «listening > rest» була накладена на просторово нормалізоване анатомічне зображення з корекцією зсуву wmsM00223\_002.nii, створене раніше.

Для опції «Відобразити (Render)» ми спочатку створили візуалізацію для цього об'єкта. Це було реалізовано так:

- «Normalise (Write)» два зображення c1sM00223\_002.nii та c2sM00223\_002.nii за допомогою «Deformation Field» y\_sM00223\_002.nii та розміром вокселя [1 1 1].
- Вибір «Extract Surface» зі спадного меню «Render».
- Вибір зображень сірої та білої речовини wc1sM00223\_002.nii та wc2sM00223\_002.nii, створених на першому кроці.
- Збереження результатів за допомогою параметрів за замовчуванням (Rendering і Surface).

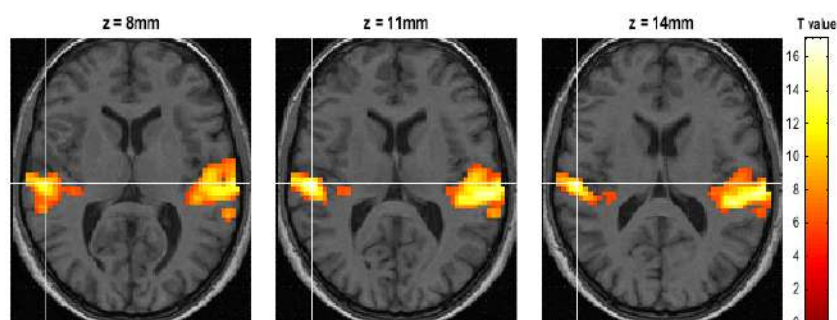


Рис. 49. Зрізи (Slices).

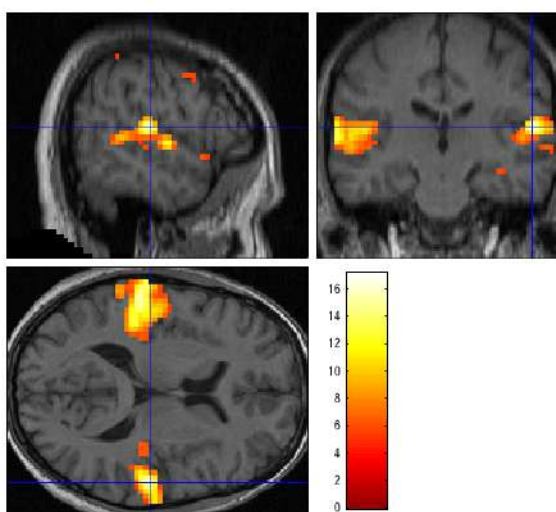
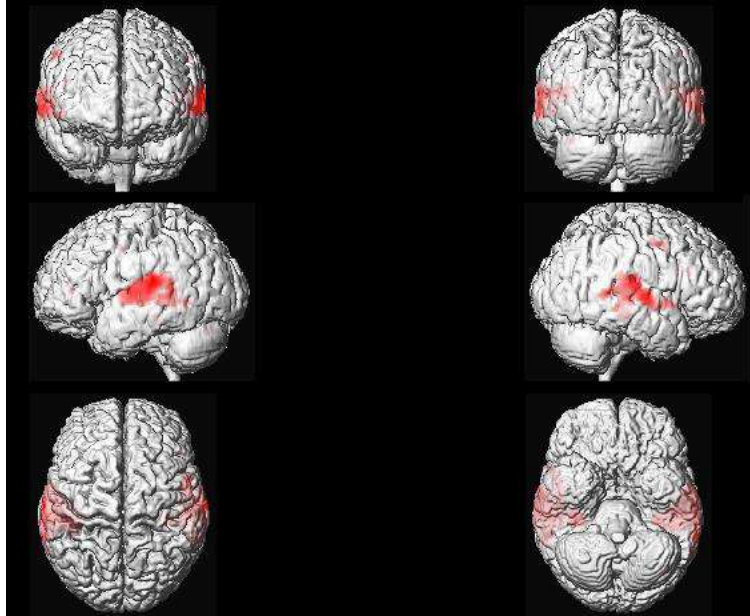
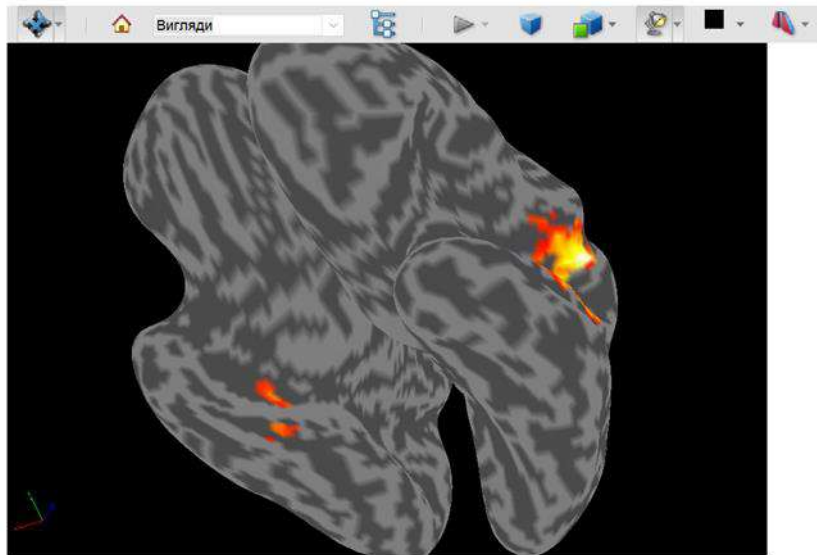


Рис. 50. Розрізи (Sections).



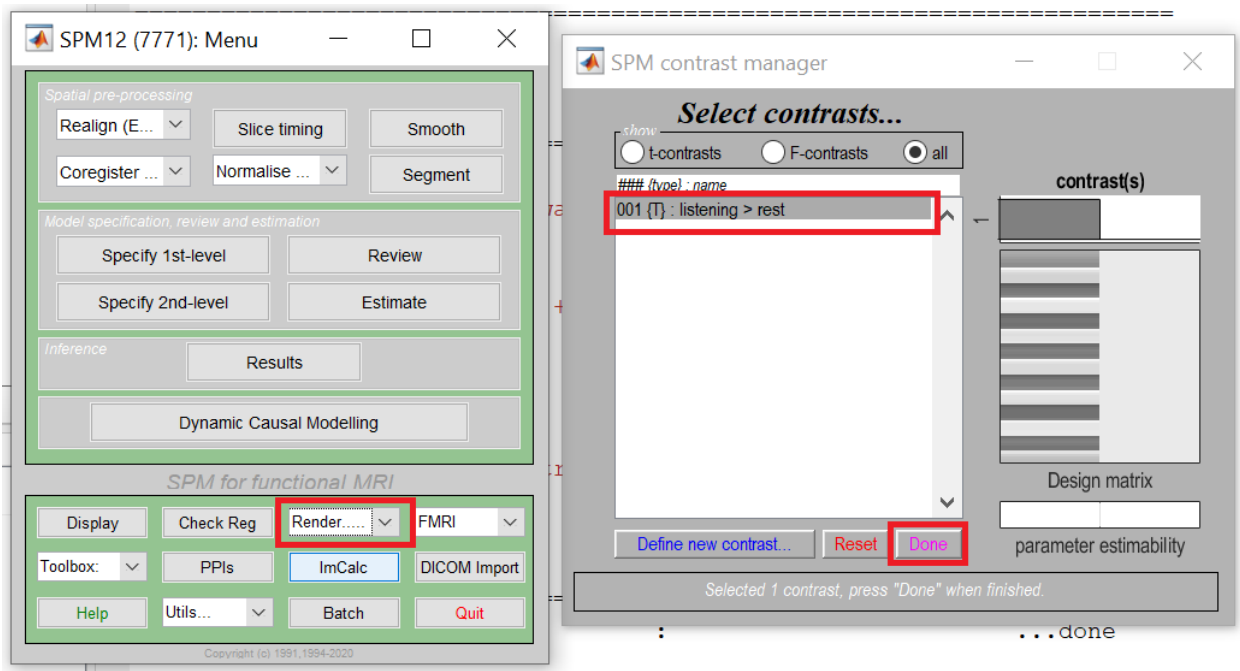
**Рис. 51.** Візуалізація (Render): накладання на об'ємний візуалізований мозок.

SPM малює відтворене анатомічне зображення у графічному вікні та зберігає його як візуалізацію (render) - `wc1sM00223_002.mat`. Зображення поверхні зберігається як `surf_wc1sM00223_002.mat`. Отже, ми створили зображення поверхні мозку. Тепер можна спроектувати та відобразити результати на поверхневій сітці. Використовуйте тут одну з канонічних сіток, поширених із SPM (у просторі MNI). Натисніть «Overlays» і виберіть «Render», потім перейдіть до канонічної папки вашої інсталяції SPM і виберіть файл `cortex_20484.surf.gii` (це поверхнева сітка, збережена у форматі GIFTI), і ви отримаєте фігуру, подібну до того, що зображено на **Рис. 52**. Її можна обертати у тривимірному просторі.

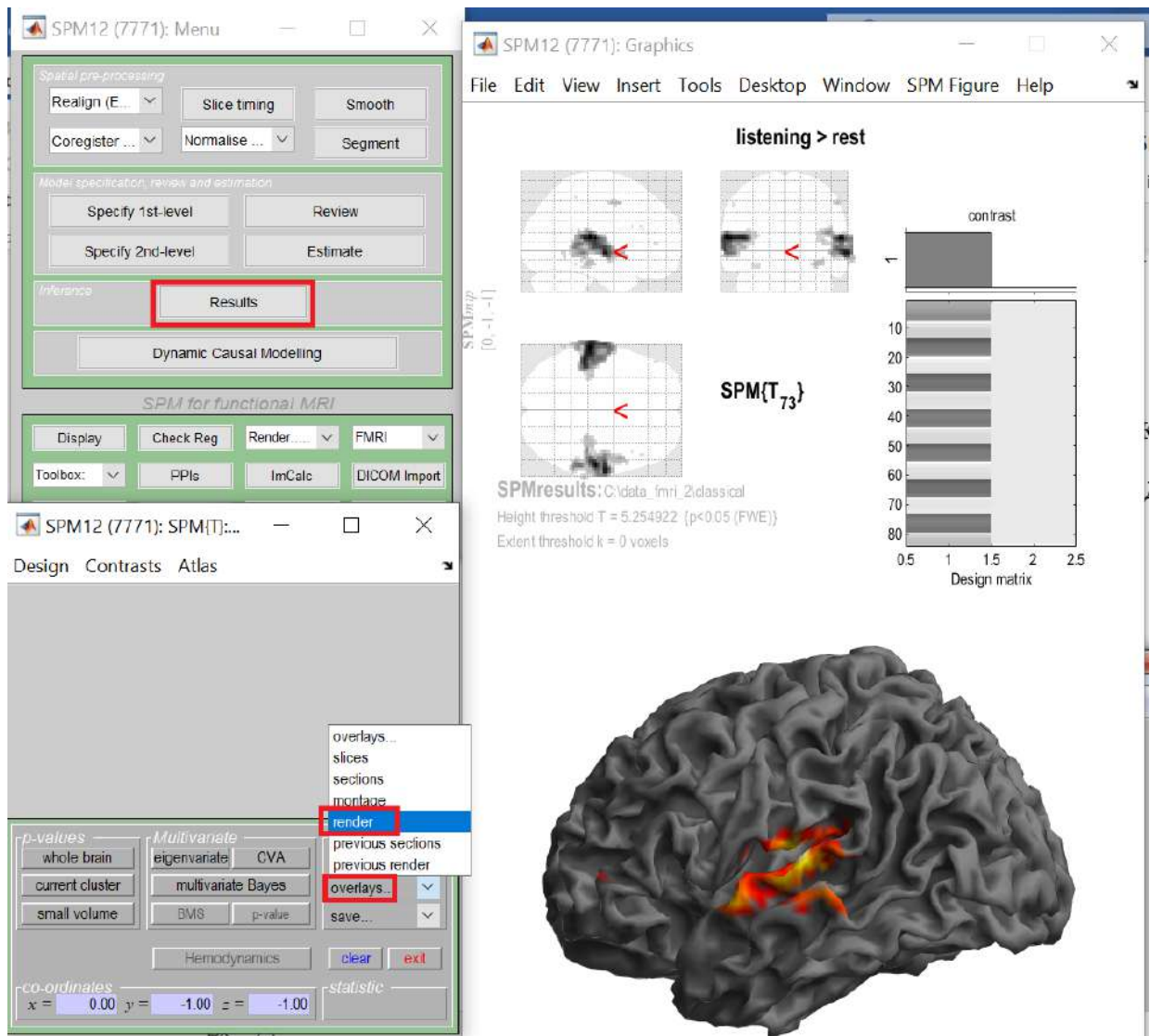


**Рис. 52.** Візуалізація з використанням канонічної сітки.

**Підказка.** Щоб отримати це тривімірне зображення (**Рис.52**) (щоб зайти в «Overlays»), потрібно повторити всю процедуру: Results тощо (див. **Рис.45**) ..., завантажити SPM.mat тощо .... Тільки таким шляхом вдасться зайти в «Overlays» (**Рис. 53, 54**).



**Рис. 53.** Початок шляху, як зайти в «Overlays», щоб отримати тривімірне зображення.



**Рис. 54.** Завершення шляху отримання тривірного зображення.

**Рекомендації щодо оформлення роботи:**

Результати представити у вигляді **скріншотів** екрана свого комп'ютера. Мають бути такі представлення у графічному редакторі:

1. SPM, що демонструє двобічну активацію слухової кори.
2. Таблиця об'єму для ефекту «listening > rest».
3. Підігнані відповіді.
4. Зрізи (Slices).
5. Розрізи (Sections).
6. Візуалізація (Render): накладання на об'ємний візуалізований мозок.
7. Візуалізація з використанням канонічної сітки.

**Запитання для самоперевірки:**

1. Які відмінності між t-контрастом і F-контрастом?
2. Яку роль виконує маскування?

3. Чи узгоджується отриманий графік підігнаних відповідей зі схемою дизайну обстеження ?
4. В якій ділянці чи ділянках кори отримана активація в результаті проведеної роботи? Чи узгоджується це з типом подразників, які пред'являлись обстежуваному під час сканування?

## Список літератури

1. Amaro E Jr, Barker GJ. Study design in fMRI: basic principles. *Brain Cogn.* 2006 Apr;60(3):220-32. doi: 10.1016/j.bandc.2005.11.009. Epub 2006 Jan 19. PMID: 16427175.
2. Arcoverde Neto Euclides N. et al. 'Enhanced Real-time Head Pose Estimation System for Mobile Device'. *Integr. Comput.-Aided Eng.* 21, 3 (July 2014), 281–293. <https://doi.org/10.3233/ICA-140462>
3. Cigdem O, Beheshti I, Demirel H. Effects of different covariates and contrasts on classification of Parkinson's disease using structural MRI. *Comput Biol Med.* 2018 Aug 1;99:173-181. doi: 10.1016/j.combiomed.2018.05.006. Epub 2018 May 8. PMID: 29935389.
4. <http://www.sprawls.org/mripmt/MRI01/index.html>
5. <https://s.mriquestions.com/spin-echo1.html>
6. [https://users.fmrib.ox.ac.uk/~stuart/thesis/chapter\\_2/section2\\_6.html](https://users.fmrib.ox.ac.uk/~stuart/thesis/chapter_2/section2_6.html)
7. <https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/docs/tutorials/fmri/block/>
8. [https://www.howequipmentworks.com/mri\\_basics/](https://www.howequipmentworks.com/mri_basics/)
9. <https://www.mouser.ec/applications/medical-imaging-overview/>
10. <https://www.mri-q.com/why-is-t1--t2.html>
11. <https://www.mriquestions.com/image-contrast-trte.html>
12. <https://www.slideshare.net/slideshow/basics-of-mri-13393406/13393406#3>
13. [https://www.youtube.com/watch?v=cWAKvFRKyD8&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs](https://www.youtube.com/watch?v=cWAKvFRKyD8&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs)
14. [https://www.youtube.com/watch?v=F0ak0mWDaic&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs\\_&index=7](https://www.youtube.com/watch?v=F0ak0mWDaic&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs_&index=7)
15. [https://www.youtube.com/watch?v=iIVdQeZuh6c&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs\\_&index=5](https://www.youtube.com/watch?v=iIVdQeZuh6c&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs_&index=5)
16. [https://www.youtube.com/watch?v=J\\_aXCBKRc1k&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs\\_&index=3](https://www.youtube.com/watch?v=J_aXCBKRc1k&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs_&index=3)
17. [https://www.youtube.com/watch?v=NPkHTKilmJc&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs\\_&index=6](https://www.youtube.com/watch?v=NPkHTKilmJc&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs_&index=6)
18. [https://www.youtube.com/watch?v=sUFRFnWv9Mg&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs\\_&index=2](https://www.youtube.com/watch?v=sUFRFnWv9Mg&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs_&index=2)
19. [https://www.youtube.com/watch?v=uq302RoA4JQ&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs\\_&index=8](https://www.youtube.com/watch?v=uq302RoA4JQ&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs_&index=8)
20. [https://www.youtube.com/watch?v=vx5-xImGGnk&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs\\_&index=4](https://www.youtube.com/watch?v=vx5-xImGGnk&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs_&index=4)
21. [https://www.youtube.com/watch?v=z5JLHJNGuRA&list=PL0iI9mVAAOU\\_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs\\_&index=9](https://www.youtube.com/watch?v=z5JLHJNGuRA&list=PL0iI9mVAAOU_cf2NBZvrCQHZlf5yPWXs_&index=9)
22. Jung BA, Weigel M. Spin echo magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging.* 2013 Apr;37(4):805-17. doi: 10.1002/jmri.24068. PMID: 23526758.

23. Kolb, B. Fundamentals of human neuropsychology/ B. Kolb, I. Q. Whishaw.– N. Y. : Freeman-Worth, 2003.
24. Otake S, Taoka T, Maeda M, Yuh WT. A guide to identification and selection of axial planes in magnetic resonance imaging of the brain. *Neuroradiol J.* 2018 Aug;31(4):336-344. doi: 10.1177/1971400918769911.
25. [spm12\man\manual.pdf](#)
26. Stansbury D., fMRI in neuroscience: the basics, [Online], <https://theclevermachine.wordpress.com/tag/finite-impulse-responsemodel2021.06.16>
27. Wang, Yi & Liu, Tian. (2015). Quantitative Susceptibility Mapping (QSM): Decoding MRI Data for a Tissue Magnetic Biomarker. *Magnetic Resonance in Medicine.* 73. 10.1002/mrm.25358.
28. Омельченко О. М. Функціональна МРТ оцінка нейронних мереж головного мозку людини за церебральних патологій : дис. ... канд. біол. наук : 03.00.13 – фізіологія людини і тварин / Омельченко Олексій Миколайович. - Київ, 2023. - 135 с.