

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Національний аерокосмічний університет ім. М.Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій

Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і
технологій

**Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи**

_____магістра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему: «Розробка методу та засобу оцінки радіояркісної температури
головного мозку людини»

ХАІ.502.Д564М.23О.163. 8625531 ПЗ

Виконав: студент 2 курсу групи № д564М
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітня програма «Біомедична
інформатика та радіоелектроніка»

(код і найменування напряму підготовки)

_____Самофал В.В.

(прізвище й ініціали студента)

Керівник: проф. Висоцька О.В.

(прізвище й ініціали)

Рецензент: проф. Косуліна Н.Г.

(прізвище й ініціали)

Харків – 2024

Міністерство освіти і науки України
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
(повне найменування)
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій
(повне найменування)
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код та найменування)
Освітня програма Біомедична інформатика та радіоелектроніка
(найменування)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувачка кафедри

О.В. Висоцька
(підпис) (ініціали та прізвище)
«07» листопада 2023 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА

Самофал Валерія Володимирівна
(прізвище, ім'я та по батькові)

- Тема кваліфікаційної роботи Розробка методу та засобу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.
керівник кваліфікаційної роботи Висоцька О. В., д.т.н., проф.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом Університету № 1979 -уч від «07» листопада 2023 року.
- Термін подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи 18 січня 2024 р.
- Вихідні дані до роботи: розподіл радіояркісної температури на проекціях на поверхні голови із заданими параметрами; метод кінцевих елементів, метод послідовного застосування формули гіпотез Байєса; методичні основи побудови інформаційних та біотехнічних систем
- Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати):
 - Аналітичний огляд методів та засобів оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.
 - Розробка методу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.
 - Розробка програмного засобу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.
 - Оцінка радіояркісної температури головного мозку людини із використанням розробленого програмного засобу.
- Перелік графічного матеріалу
 - Сагітальний та фронтальний плани моделі головного мозку (плакат, арк. А4).

5.2 Структурна схема методу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини (плакат, арк. А4).

5.3 Діаграма варіантів використання (плакат, арк. А4).

5.4 Розподіл електричних та магнітних полів на поверхні мозку (плакат, арк. А4)

6. Консультанти розділів кваліфікаційної роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Усі розділи	Висоцька О. В., зав.каф.	07.11.23	18.01.24

Нормоконтроль _____ В.М. Олійник «18» січня 2024 р.
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «07» листопада 2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Отримання завдання.	07.11.23	
2	Аналітичний огляд методів та засобів оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.	08.11.23-21.11.23	
3	Розробка методу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.	22.11.23 – 03.12.23	
4	Розробка програмного засобу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.	04.12.23 – 25.12.23	
5	Оцінка радіояркісної температури головного мозку людини із використанням розробленого програмного засобу	26.12.23 – 15.01.24	
7	Нормоконтроль, передзахист та усунення недоліків.	16.01.24 – 25.01.24	
8	Захист роботи.	26.01.2024	

Здобувач вищої освіти

_____ В. В. Самофал

(підпис)

(ініціали та прізвище)

Керівник кваліфікаційної роботи

_____ О.В. Висоцька

(підпис)

(ініціали та прізвище)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра: 89 с., 38 рис., 12 табл., 4 дод., 32 дж.

ВІЗУАЛІЗАЦІЯ, ЗАСІБ ПРОГРАМНИЙ, МОЗОК ГОЛОВНИЙ, ТЕПЛООБМІН, ТЕМПЕРАТУРА РАДІОЯРКІСНА.

Об'єкт дослідження – процес оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.

Предмет дослідження – методи та засоби оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.

Мета роботи – розробка методу та засобу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.

Методи розробки – метод кінцевих елементів, метод послідовного застосування формули гіпотез Байєса, аналітичний метод, методичні основи побудови інформаційних та біотехнічних систем.

Був проведений аналітичний огляд методів та засобів оцінки радіояркісної температури головного мозку людини. Розроблено метод та програмний засіб оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.

ABSTRACT

Explanatory note to the qualification work of the master: 89 p., 38 fig., 12 tabl., 4 app., 32 ref.

BRAIN, HEAT EXCHANGE, RADIOLUMINOUS TEMPERATURE, SOFTWARE, VISUALIZATION.

The object of research is the process of evaluating the radioluminance temperature of the human brain.

The subject of the study is methods and means of assessing the radioluminance temperature of the human brain.

The purpose of the work is to develop a method and means of assessing the radioluminance temperature of the human brain.

Development methods – the finite element method, the method of sequential application of the Bayesian hypothesis formula, the analytical method, methodological foundations of building information and biotechnical systems.

An analytical review of methods and means of assessing radioluminance temperature of the human brain was conducted. A method and a software tool for estimating the radioluminance temperature of the human brain have been developed.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ОЦІНКИ РАДІОЯРКІСНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ	11
1.1 Механізми теплообміну тіла людини з довкіллям.....	11
1.1.1 Конвекція за допомогою кровообігу.....	12
1.1.2 Теплообмін із довкіллям.....	14
1.1.3 Процеси випаровування	16
1.1.4 Теплові втрати при дифузії води через шкіру.....	17
1.1.5 Випромінювання.....	18
1.2 Діагностичне значення температури тіла людини.....	19
1.3 Радіояркісна температура	23
1.3 Аналітичний огляд методів та засобів оцінки радіояркісної температури головного мозку людини	25
РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА МЕТОДУ ОЦІНКИ РАДІОЯРКІСНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ	35
РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАСОБУ ОЦІНКИ РАДІОЯРКІСНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ	40
3.1 Діаграма варіантів використання.....	41
3.2. Діаграма послідовності.....	43
3.3 Діаграма класів.....	45
3.4 Діаграма розгортання.....	47
3.5 Вибір мови програмування та прикладного програмного забезпечення.....	51
3.5.1 Мова програмування Python 3.7.4.....	51

3.5.2 Об'єктна нотація JSON JavaScript.....	52
3.5.3 Програма ParaView.....	53
3.5.4 Модельна сітка.....	54
РОЗДІЛ 4 ОЦІНКА РАДІОЯРКІСНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ГОЛОВНОГО	
МОЗКУ ЛЮДИНИ ІЗ ВИКОРИСТАННЯМ РОЗРОБЛЕНОГО	
ПРОГРАМНОГО ЗАСОБУ	56
4.1 База даних моделей пацієнтів	56
4.2 Оцінка радіояркісної температури головного мозку людини.....	65
ВИСНОВКИ.....	76
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ	79
ДОДАТОК А Сагітальний та фронтальний плани моделі головного	
мозку	82
ДОДАТОК Б Структурна схема методу оцінки радіояркісної температури	
головного мозку людини	84
ДОДАТОК В Діаграма варіантів використання	86
ДОДАТОК Г Розподіл електричних та магнітних полів на поверхні	
мозку_.....	88

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

АА – антена-аплікатор.

ЕМВ – електромагнітне випромінювання.

ІС – інформаційна система.

МКЕ – метод кінцевих елементів.

НВЧ – надвисокі частоти.

ПЗ – програмне забезпечення.

ПЗФБ – послідовне застосування формули гіпотез Байєса.

РС – радіотермометрична система.

РТМ – радіотермометричний метод.

СЗР – суб'єкт-залежне розпізнавання.

СНЗР – суб'єкт-незалежне розпізнавання.

ФС – функціональний стан.

ВСТУП

Актуальність роботи. Одним із основних, традиційних методів медичної діагностики є термометрія, цей метод широко використовується у всіх областях медицини. В той же час, інструментальні методи вимірювання температури, а саме температури глибоких шарів, розвинені недостатньо.

Можливість безконтактного і безболісного вимірювання температури всередині тіла людини і тварин має велике значення для медикобіологічних досліджень, а також в медичній практиці. Відомо, що багато захворювань супроводжуються місцевими змінами температури вражених ділянок тіла внаслідок запальних процесів або новоутворень. Вимірювання внутрішньої температури відкривають нові можливості в діагностиці захворювань і локалізації їх джерел всередині організму [1].

Перспективним методом неінвазивного вимірювання глибоких температур є метод радіотермометрії (РТМ-метод).

Завдяки тому, що метод є абсолютно нешкідливий, є можливість на ранній стадії виявити пацієнтів з аномальними термограмами і своєчасно зробити повну діагностику для подальшого лікування і усунення захворювання з організму.

Радіояркісна температура є інтегральною характеристикою, яка залежить не тільки від абсолютної температури тіла, але також від розподілу постійних діелектричних тканин, тобто. їхньої емісійної здатності. Тому для отримання інформації про абсолютну температуру тіла та її розподіл по глибині радіотеплове випромінювання має вимірюватися на декількох довжинах хвиль з різною глибиною поглинання. Довжина радіохвиль в тілі людини в 7 разів менше, ніж у повітрі, і становить кілька сантиметрів. Довжина акустичної хвилі в мегагерцевому діапазоні частот

становить близько 1 мм, що дозволяє отримати на порядок кращу просторову роздільну здатність, ніж з радіотепловим випромінюванням.

Мета і завдання дослідження. Метою даної роботи є розробка методу та засобу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.

Для досягнення поставленої мети в магістерській роботі необхідно вирішити наступні завдання:

- провести аналіз методів та засобів оцінки радіояркісної температури головного мозку ;
- провести чисельне моделювання розподілу радіояркісної температури головного мозку людини;
- розробити метод оцінки радіояркісної температури головного мозку людини;
- розробити програмний засіб оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.

Об'єктом дослідження є процес оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.

Предметом дослідження є методи та засоби оцінки радіояркісної температури головного мозку людини.

Методи дослідження. метод кінцевих елементів, метод послідовного застосування формули гіпотез Байєса, аналітичний метод методичні основи побудови інформаційних та біотехнічних систем.

Наукова новизна отриманих результатів. Розроблено метод оцінки радіояркісної температури головного мозку людини, що дозволяє шляхом оцінювання отриманої 3D-моделі розподілу радіояркісної температури головного мозку людини за методом послідовного застосування формули гіпотез Байєса підвищити точність діагностики організму людини.

Практичне значення отриманих результатів. На базі запропанованого метода розроблено програмний засіб, який

дозволяє отримати розподіл радіояркісної температури головного мозку людини по тканинам.

РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ОЦІНКИ РАДІОЯРКІСНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ

1.1 Механізми теплообміну тіла людини з довкіллям

Гомеостаз – це зусилля для підтримки чи створення стійкого стану (стаціонарного стану), що забезпечує оптимізацію фізіологічних процесів в організмі.

Терморегуляція є процесом гомеостазу, який підтримує температуру тіла стабільною.

Хоча виділення метаболічного тепла пов'язане із загальною вагою та розміром тіла, критичним фактором є площа поверхні, а не сама вага. Це підтверджується тим, що в міру збільшення відношення площі поверхні тіла до об'єму тіла, втрати тепла в навколишньому середовищі збільшуються, і генерація метаболічного тепла має бути вищою, щоб замінити втрачене тепло (рис. 1.1).

Швидкість генерації енергії в організмі, що визначається швидкістю перетворення хімічної енергії в теплову та механічну роботу аеробним та анаеробним метаболізмом. Ці перетворення енергії є сумою біохімічних процесів, що супроводжуються енергетичним обміном.

Фактори, що впливають на виділення метаболічного тепла, включають площу поверхні, вік, стать, стрес та гормони.

У спокої приблизно 56% загального вироблення тепла відбувається у внутрішніх органах і близько 18% - у м'язах та шкірі.

Під час фізичних вправ вироблення тепла м'язовою роботою збільшується у кілька разів, відсоток тепла, що вивільняється, може зрости до 90% [2].

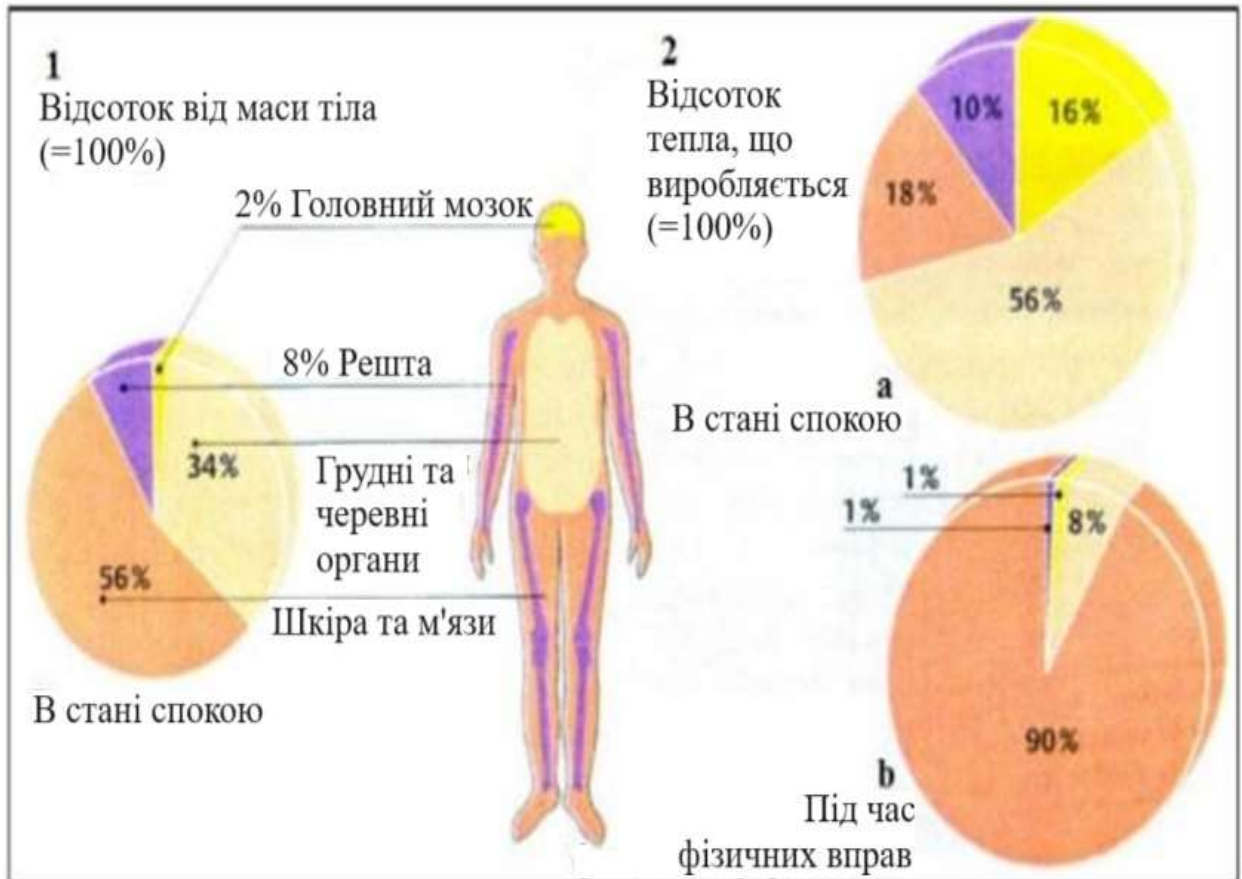


Рисунок 1.1 – Відсоткове відображення виробленого тепла певними групами органів

1.1.1 Конвекція за допомогою кровообігу

Конвективний потік крові по всьому організму дуже важливий для внутрішнього теплообміну. Всі тканини людського тіла мають низьку теплопровідність. Якби теплопередача тіла залежала тільки від теплової провідності тканин, для передачі тепла знадобилися б дуже великі температурні градієнти, що призвело б до поганої здатності до адаптації до умов навколишнього середовища. У зв'язку з цим тепло, що виробляється в тілі, поглинається кровотоком та транспортується до поверхні тіла. Конвективний теплообмін, що змінює температуру крові та тканини, відбувається, коли існує значна різниця між температурою крові та

тканиною, через яку він протікає (рис. 1.2). Вплив циркуляції крові на внутрішній розподіл тепла всередині організму можна поділити на три види.

1. Конвективний теплообмін зводить до мінімуму різницю температур усередині тіла. Тканини з високим рівнем метаболізму активно промивалися кров'ю (перфузією) і таким чином зберігалися практично при тій же температурі, що менш активні тканини. Холодніші тканини, нагріті кров'ю, що надходить з активних органів.

2. Конвективний теплообмін контролює ефективну ізоляцію тіла у сфері шкіри. Стінки артерій розслаблюються, тому артерії розширюються. Таким чином, збільшується кровообіг через артерії. Артеріальний кровотік на поверхню шкіри збільшуватиме тепловиділення організму через конвекцію та провідність. Коли організму потрібно збільшити потік тепла, потік крові на околиці шкіри збільшується через судинне розширення (вазодилатації). Коли необхідно зберегти тепло тіла, кров циркулює від артерій до вен через глибші канали, через судинне звуження (звуження судин). Ці механізми або збільшують, або зменшують температурний градієнт передачі тепла за рахунок теплопровідності в підшкірному шарі. Це показує, що при відкритті клапана потік крові прямує через поверхневий капілярний шар, забезпечуючи ефективну передачу тепла поверхні тіла. Кров, що повертається через поверхневі вени, не обмінюється значною кількістю тепла з глибоким кров'ю. Коли клапан закритий, поверхневий кровотік зменшується і більшість крові повертається через глибокі вени.

3. Протитечний теплообмін між головними артеріями та венами зустрічається досить часто.

При необхідності збереження тепла артеріальна кров, що протікає через кінцівки тіла, попередньо охолоджується втратою тепла сусіднім потоком венозним. Це знижує температуру кінцівки та знижує втрати тепла.

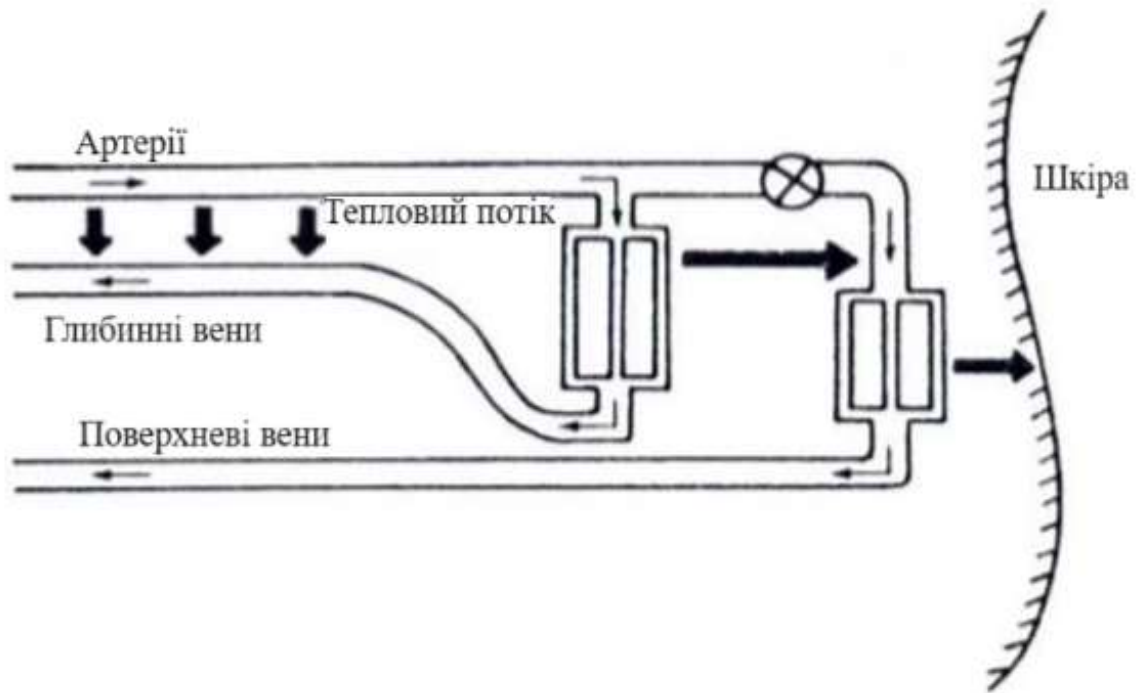


Рисунок 1.2 – Схема системи кровообігу

Оскільки більшість артерій лежать глибоко, а вени знаходяться як у поверхневих, так і в глибоких областях, ступінь артеріального теплообміну залежить від шляху, що повертається до стебла організму венозною кров'ю. Це регулюється механізмами звуження судин. Капілярний шар потрібен для обміну енергією між потоком крові та навколишньою тканиною. Артеріальна кров протікає через капілярний шар, де досягається повна термічна рівновага між кров'ю та тканиною. Цей обмін є функцією декількох параметрів, включаючи інтенсивність кровотоку (перфузія) та судинну анатомію, які сильно різняться у різних тканинах та органах тіла.

1.1.2 Теплообмін із довкіллям

Усі об'єкти безперервно випромінюють енергію відповідно до закону Стефана Больцмана, тобто пропорційно площі поверхні, випромінювачу цієї здатності та четвертого ступеня абсолютної температури. Сумарні

втрати тепла становлять фізичні процеси випромінювання, теплопровідності, конвекції та випаровування. Випромінювання – втрата тепла у вигляді інфрачервоних хвиль. Коли середовище холодніше за тіло, відбувається втрата радіаційного тепла. За нормальних умов майже половина втрат тепла в організмі відбувається через радіацію. Оскільки тепле повітря має тенденцію розширюватися та підніматися, а холодне повітря опускається, нагріте повітря, що оточує тіло, постійно замінюється холоднішим повітрям.

Цей процес, званий конвекцією, значно покращує теплообмін між поверхнею тіла та повітрям, тому що холодніше повітря поглинає тепло через теплопровідність швидше, ніж вже нагріте повітря. Рухи рідини, які передають тепло від поверхні тіла, керовані двома механізмами: вільна конвекція, через відмінності в щільності повітря, або примусова конвекція, через зовнішні сили, такі як вітер. Втрати тепла через радіацію та конвекцію не здатні підтримувати адекватний температурний гомеостаз при високих температурах навколишнього середовища або при інтенсивній фізичній активності.

Температура тіла залежить від температури навколишнього середовища та рівня вологості повітря. Чим вища температура повітря, тим вищий рівень вологості навколишнього повітря. Ефекти, вироблені по висоті обидва ці призводять до того, що організм дає назад стимуляцію для боротьби з речами. Одним з них є спрага, яка виникає через втрату рідини через потову секрецію на поверхню шкіри як регуляторний процес баланс тіла гіпоталамуса.

Оскільки вода має високу температуру випаровування, її випаровування з поверхні тіла видаляє велику кількість тепла за високої температури навколишнього середовища. Вода, видалена випаром, досягає поверхні шкіри дифузиею та нейроактивованими потовими залозами. При температурах вище 36° з втрати тепла відбуваються лише за

випаровуванні. На рисунку 1.3 показано графічне представлення процесів втрати тепла організму людини в залежності від температури навколишнього повітря 20 ° С, 30 ° С і 36 ° С. [3]

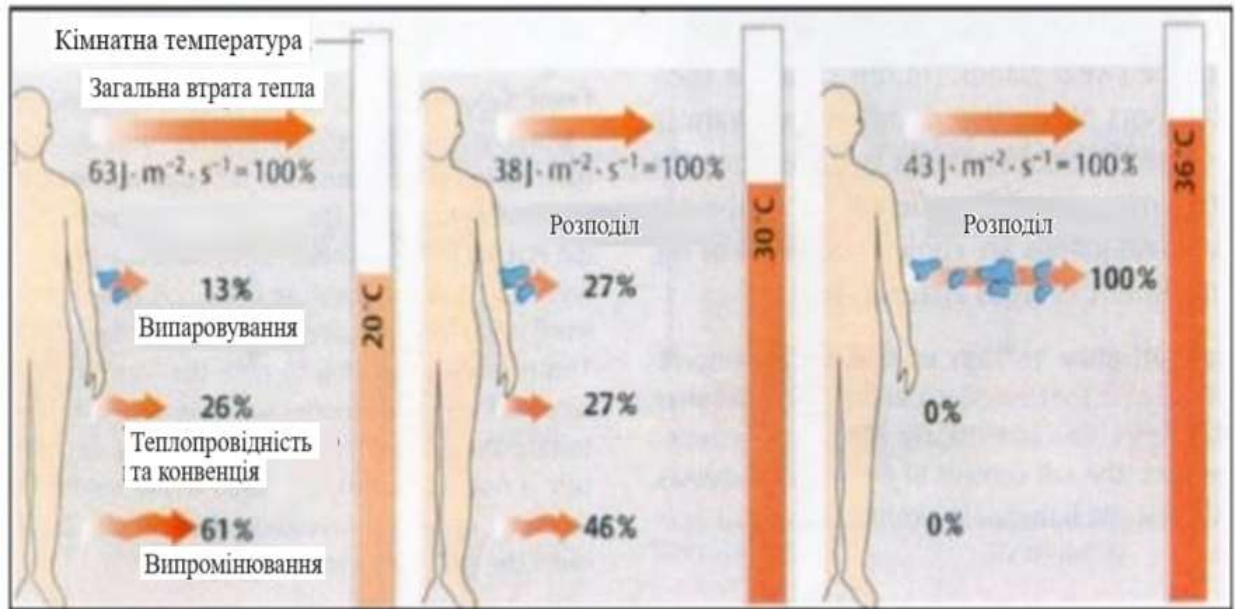


Рисунок 1.3 – Графічне уявлення про процеси втрати тепла тіла людини в залежності від навколишньої температури

При температурі повітря 20 ° С основні втрати тепла зумовлені радіаційним процесом. При цьому відсоток втрати тепла при випаровуванні, тобто втрати тепла через виділення вологи досить малий. Коли температура піднімається до 30° С, значення випромінювання починає зменшуватися, тоді як процеси випаровування, теплопровідності та конвекції починають зростати. Коли температура досягає 36 ° С, процеси теплопровідності, конвекції та випромінювання припиняються. Це відбувається тому, що температура шкіри стає рівною температурі навколишнього середовища. А всі втрати тепла відбуваються через вивільнення вологи.

1.1.3 Процеси випаровування

При високих температурах навколишнього середовища або інтенсивної фізичної активності організм людини не здатний підтримувати гомеостаз температури тільки через втрату тепла через радіацію і конвекцію. Оскільки вода здатна поглинати більшу частину тепла перед випаровуванням, велика кількість тепла тіла видаляється з поверхні тіла, коли воно випаровується (рис. 1.4).

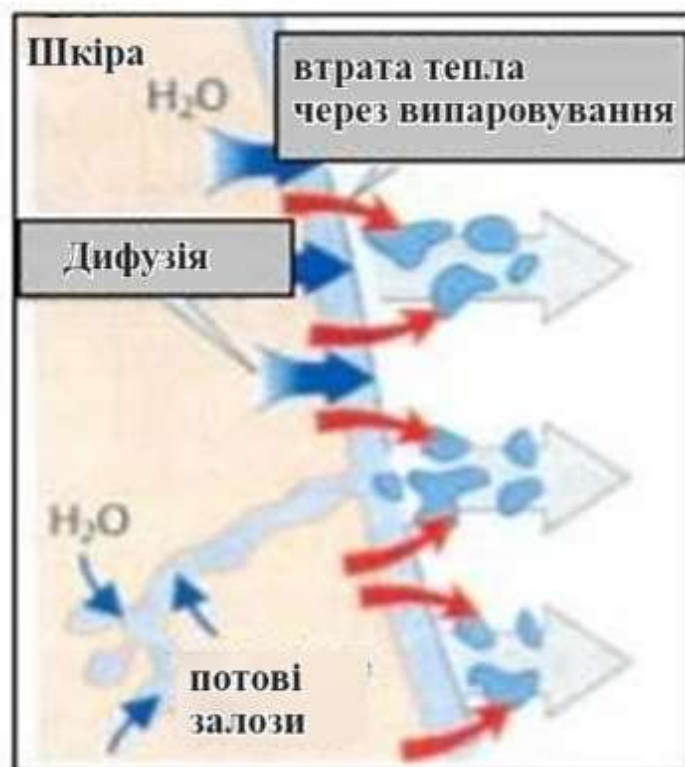


Рисунок 1.4 – Схема відведення тепла шляхом випаровування

Випаровування може полегшити теплопередачу тіла. Кожен грам води, що випаровується, викликає втрату теплоти тіла 0,58 кілокалорій. У стані осіб, які не потіють, випарний механізм займає близько 450 - 600 мл на добу.

Це спричиняє безперервну втрату тепла зі швидкістю 12-16 калорій на годину. Випаровування неможливо контролювати, оскільки

випаровування відбувається через безперервну дифузію молекул води через шкіру та дихальну систему.

При температурах вище приблизно 36°C втрата тепла відбувається лише за випаровуванні. Крім того, щоб випаровування було ефективним, навколишнє повітря має бути відносно сухим. Коли повітря дуже вологе (наприклад, у тропічних лісах), середня людина не може нести температуру вище 33°C навіть в умовах спокою. В організмі людини втрата тепла від випаровування відбувається декількома механізмами:

- Втрата тепла внаслідок дифузії води через шкіру;
- Втрата тепла під час секреції поту;
- Теплові втрати шляхом випаровування води у повітря.

Іншими прикладами є потові залози, що секретують піт. В організмі людини налічується близько 2,5 мільйонів потових солей. Пот протікає в потових протоках, через потокові пори на поверхню шкіри. Пот, який несе тепло, випарується у навколишнє середовище. Це процес видалення тепла за допомогою процесу випаровування. Випаровування з поверхні шкіри знижує температуру тіла. І волосся на плоскій шкірі, щоб запобігти волосся від захоплення тепла. Це випадання волосся збільшує повітряний потік, тим самим збільшуючи розсіювання тепла через конвекцію.

1.1.4 Теплові втрати при дифузії води через шкіру

Теплова енергія спочатку проникає в тканину шкіри у вигляді пучка світла (у формі випромінювання або провідності) і потім зникають у більш глибокій тканині у формі тепла, тепло потім транспортується до інших тканин за допомогою конвекції, яка транспортується до тканин по всьому організму через рідини організму, та теплова енергія вивільняється у вигляді випаровування. Коли втрати тепла недостатні для підтримки температури осердя в необхідному температурному діапазоні, починає

працювати автоматичний механізм пітливості. Він забезпечує секрецію розведеного розчину електроліту із численних солей на поверхню шкіри.

1.1.5 Випромінювання

Випромінювання - це процес теплообміну у вигляді інфрачервоних хвиль. Усі об'єкти безупинно випромінюють енергію відповідно до закону Стефана Больцмана, тобто. пропорційно площі поверхні, випромінювальної здатності та четвертого ступеня абсолютної температури. Коли навколишнє середовище холодніше, ніж тіло, виникають радіаційні втрати тепла. За нормальних умов майже половина теплових втрат тіла відбувається за рахунок випромінювання. Кількість теплоти випромінювання, яке сприймається тілом, залежить від його площі, теплового потоку випромінювання та поглинальної здатності тіла. Загальноприйнято оцінювати поглинальну здатність тіла як рівну його випромінювальної здатності при температурі навколишнього середовища, хоча це суворо вірно лише тоді, коли тіло перебуває в радіаційній рівновазі з навколишнім середовищем [4].

Інфрачервоне випромінювання (ІЧ), або інфрачервоне світло, - це вид променистої енергії, яка невидима для людських очей, але яку ми можемо відчувати як тепло. Всі об'єкти у Всесвіті випромінюють певний рівень випромінювання, але два найбільш очевидні джерела — це сонце і вогонь.

ІЧ - тип електромагнітного випромінювання, континуум частот, що утворюється, коли атоми поглинають, а потім вивільняють енергію.

Електромагнітне випромінювання від найвищої до найнижчої частоти включає гамма-промені, рентгенівські промені, ультрафіолетове випромінювання, видиме світло, інфрачервоне випромінювання, мікрохвилі та радіохвилі. Водночас ці види випромінювання складають електромагнітний спектр.

Випромінення – це один із трьох способів передачі тепла з одного місця в інше, причому два інших-конвекція та провідність. Все, що має температуру вище приблизно 5 градусів Кельвіна (мінус 450 градусів за Фаренгейтом або мінус 268 градусів за Цельсієм), випромінює ІК випромінювання. Сонце віддає половину своєї повної енергії легше, і більша частина видимого світла зірки поглинається і перевипромінюється у вигляді ІК випромінювання, згідно з даними Університету Теннессі.

Мікрохвильове випромінювання, надвисокочастотне випромінювання (НВЧ).

1.2 Діагностичне значення температури тіла людини

Температура на поверхні тіла людини залежить як від внутрішніх так і від зовнішніх факторів, саме від температури та вологості навколишнього середовища. Система терморегуляції, представляє собою складну систему управління, та регулює внутрішню температуру організму.

Важливою підсистемою організму є система терморегуляції, забезпечуючи оптимальні умови функціонування багатьох фізіологічних систем, для яких характерні екзотермічні процеси.

Температура тіла є одним з основних «свідків» життєдіяльності організму, і прилади для її вимірювання є важливим інструментом в руках діагностиків, клініцистів та експериментаторів.

Особливістю температури, як однієї з характеристик фізичних тіл, є той факт, що температура, як фізичний показник, не піддається безпосередньому виміру. Вимірювання температури можливе непрямым шляхом, ґрунтуючись на залежності від температури іншої фізичної, величин, яка піддається безпосередньому виміру, властивості тіла. На практиці найбільше поширення одержали методи виміру температури за допомогою інших, термометричних тіл, що знаходяться в контакті з

досліджуваним тілом. Однак, у цьому випадку ми можемо контролювати тільки температуру поверхні тіла. Крім того, для виміру необхідно забезпечити тепловий контакт для зрівнювання температури: досліджуваного тіла і термометра. У загальному випадку на результат виміру впливають три температури: температура досліджуваного тіла, температура вимірника і температура навколишнього середовища. Мінімальна похибка вимірювання буде у випадку їхньої рівності.

Дослідженням змін температури шкіри людини лікарі займалися з моменту зародження медицини. Віками досліджувана температурна реакція людського організму на будь-який хвороботворний процес отримує зараз новий якісний і кількісний розвиток.

У більшості людей температура в паховій впадині складає 36,6-36,8°C. Температура внутрішніх органів більш висока і досягає максимуму в печінці і нирках (38-39°C).

Постійність температури тіла – результат реакцій, які безперервно відбуваються в організмі людини і підтримують незмінним його тепловий баланс. Як утворення, так і віддача тепла знаходиться в прямій залежності від температури навколишнього середовища і регулюється дуже чутливими механізмами, якими керує центральна нервова система.

Терморегуляція організму є складним і ще не до кінця вивченим процесом. Незрозумілий фізіологічний сенс високої чутливості терморецепторів, що реагують на соті частки градуса, в той час як температура шкіри змінюється в межах 10-15°C.

Просте, здавалося б, питання – чому у людини температура саме 36,6°C, а не 34 або 40°C – не має ще задовільної і однозначної відповіді. Щодо цього поки що є ряд гіпотез. Відповідно одній з них тіло теплокровних тварин підігріте до 37°C, для того, щоб створити найкращі умови для роботи біологічно важливих ферментів. Інша гіпотеза: еволюція вибрала 37°C тому, що це відповідало середньорічним температурам тих

районів планети, де йшов перехід від холонокровних до теплокровних форм живих організмів. Ця температура нібито була найкращою для тепловіддачі.

Запропонована Я. В. Фрайдінім і В. Г. Бочковим гіпотеза заснована на тому, що основною ланкою, тепловим еталоном служить структурний стан води – незмінного компоненту всього живого. Аналіз рівняння для питомої теплоємності чистої води як функції температури показав, що мінімальна теплоємність спостерігається при 36,8°C. Енергетичну доцільність підтримання температури тіла поблизу мінімуму теплоємності можна пояснити економією енергії при терморегуляції. Біологічна доцільність підтримання температури тіла біля 37°C пояснюється мікрофазовими перетвореннями в системі рідина-кристал.

Стан комфорту оголена людина відчуває при 28 – 30°C, а легко одягнена - при 22 – 25°C.

В діапазоні нормальної зовнішньої температури (до 35°C) є оптимальний температурний перепад від внутрішньої частини тіла до поверхні шкіри (звичайно розрізняють внутрішню і зовнішню частини тіла, причому внутрішня частина має приблизно постійну температуру, тоді як зовнішня має коливання температури різних периферійних ділянок залежно від зовнішніх умов).

Температуру тіла контролюють терморекцептори. За місцем розташування розрізняють периферичні й центральні. Розміщені в шкірі периферичні рецептори мають два типи рецепторів-теплові й холодіві.

Центральні рецептори містяться у гіпоталамусі переважно в передній преоптичній (передзоровій) ділянці. Ці клітини здатні розрізняти різницю температури крові, що тече через мозок, у 0,011 °C. Деяка кількість термочутливих клітин міститься у шийно-грудному відділі спинного мозку, м'язах, абдомінальній (черевній) ділянці. Ці рецептори відіграють

основну роль у регуляції теплообміну, оскільки контролюють температуру ядра.

Між центральними й периферичними терморекцепторами йми імпульсами ймовірні реципрокні взаємодії (забезпечують їх структури центра терморегуляції). Так, в умовах активації шкірних холодних рецепторів судини звужуються, і утворення тепла посилюється. Однак процес підвищення теплотворення при цьому не настільки інтенсивний, щоб зумовити зростання температури ядра. Цьому перешкоджають внутрішні теплові рецептори. Навпаки, підвищення температури тіла під час фізичної роботи, збуджуючи внутрішні теплові рецептори, запускає процеси усунення надлишку тепла за рахунок розширення судин, потовиділення. Надмірному прояву цих реакцій можуть перешкоджати холодні рецептори шкіри, особливо якщо приєднується вплив низької температури зовнішнього середовища.

Частота виникнення нервових імпульсів у рецепторах залежить від діючої температури. Холодові й теплові рецептори мають деяку спонтанну активність. На цю активність накладається відповідний температурний подразник. Так, у волокнах, що йдуть від теплових рецепторів, імпульсація виникає під дією температури в діапазоні від 20 до 40 °С, а максимальна активність - від 38 °С і вище. Відчуття печіння від дотику до занадто гарячого предмета виникає під дією температури понад 45 °С, при цьому подразнюються спеціалізовані рецептори (рецептори печіння), які є різновидом больових рецепторів. Волокна холодних рецепторів активні в діапазоні 10-40 °С, але частота імпульсації в них найбільша при температурі 34-20 °С. Раптове підвищення або зниження температури призводить до короткочасного різкого збільшення частоти розрядів у відповідних рецепторах з подальшим поступовим зниженням до рівня, характерного для цієї температури.

Вимірювання температури застосовується для діагностики багатьох захворювань. Значним прогресом у використанні термометричних методів діагностики є використання безконтактних методів виміру температури тіла.

Відомо, що для медичних задач діагностичне значення має температура внутрішнього середовища організму, чи температура глибинних шарів в окремих ділянках тіла.

Для біологічних об'єктів, які мають кліткову структуру, притаманне електромагнітне випромінювання від мембран клітин, резонансні частоти яких знаходяться в діапазоні надзвичайно високих частот ($10^{10} \dots 10^{11}$ Гц). Наявність зарядів мембран при їх коливаннях перетворює їх в джерела електромагнітних хвиль мм-діапазону (30-300 ГГц). В результаті в середині живого організму діє власне когерентне поле, яке підтримується завдяки електромагнітній активності кожної клітини організму.

Потужність вимірювання від біологічних об'єктів надзвичайно мала ($10^{-13} \dots 10^{-16}$ Вт) і значно менше потужності власних шумів електронної вимірювальної апаратури.

У світовій практиці доведено, що методи радіометрії в медицині сприяє виявленню певних пухлин, за рахунок того, що ці пухлини в мікрохвильовому діапазоні мають різний енергетичний спектр. Також було виявлено прямо пропорційну залежність між швидкістю росту пухлини та ЕМВ [5].

Перед проведенням діагностики пухлин апаратуру потрібно проградувати. Для цього необхідно навчити радіометр розрізняти здорову тканину від ураженої. На спеціальному макеті проводиться вимірювання на тканині, що містить уражену пухлиною зону, а потім на тканині, що є здоровою.

1.3 Радіояркісна температура

У мікрохвильовій ділянці ми в основному вимірюємо потужність шуму замість напруги або струму, і тому мікрохвильовий радіометр можна охарактеризувати як малошумний високочастотний частотно-селективний вимірювач потужності.

На частотах мікрохвилі сила шуму пропорційна до фізичної температури будь-якого електронного резистора слідувати Nyquist's Law або термічно випромінюючу речовину слідування Rayleigh-Jeans Law, де резистор можна розглядати як без втрат приймальну антену в термічному рівновазі.

У другому випадку отримане випромінювання не повинно генеруватися спостерігається за рахунок випромінювання, як у випадку абсолютно чорного тіла, але може складатися з додаткового частково відображеного і частково напівпрозорого випромінювання, генерованого таким же чином. Отже, температура, що спостерігається, є очевидною і загалом відповідає фізичній температурі T_0 . Це називається яркісною температурою T_B .

Хімічні та фізичні властивості речовини, такі як діелектрична проникність, шорсткість поверхні та форма об'єкта, а також параметри вимірювання, такі як частота, поляризація та кут огляду, математично об'єднані в величини випромінювальної здатності ϵ , відбивної здатності r і пропускної здатності t [6].

Відомо, що обмінні процеси в тканинах головного мозку супроводжуються коливаннями термодинамічної температури та змінами циркуляції рідини [7]. Ці ж параметри визначають характеристики мікрохвильового випромінювання мозку. Зазначимо, що яркісна температура мозку $T_{br}(t)$ залежить від двох параметрів: коефіцієнта $\chi(t)$

поглинання medium (t) середовища та його термодинамічної температури $T(t)$.

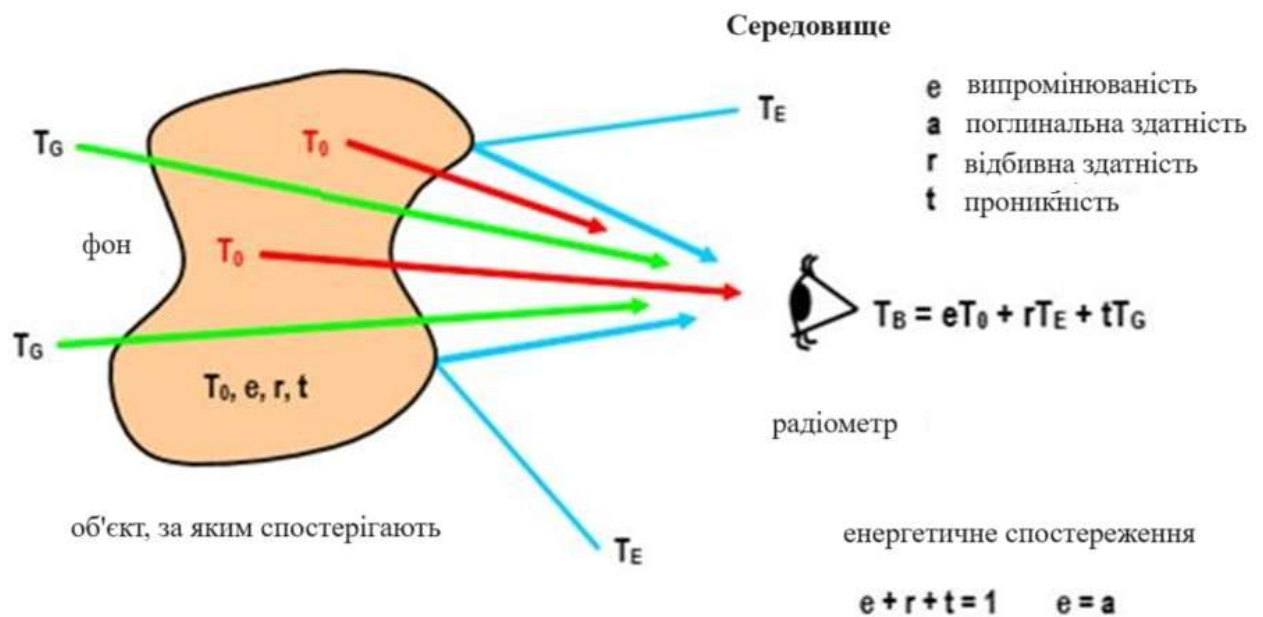


Рисунок 1.5 – Склад яркісної температури

В основі РТМ-методу лежить властивість всіх фізичних тіл випромінювати електромагнітне поле в широкому діапазоні. Випромінювання в радіохвильовому діапазоні електромагнітних хвиль перебуває в “хвості” частотного розподілу і йому відповідають інтенсивності $(10-25)10^{-16}$ Вт/см² · Гц. Вимірюючи потужність теплового випромінювання в радіодіапазоні, можна визначити температуру яскравості тіла, а потім його фізичну температуру.

Однак визначення фізичної температури нагрітого тіла по його випромінюванню в радіодіапазоні є простим завданням тільки в ідеальному випадку, коли тіло перебуває у вільному просторі або в середовищі, що не має власного теплового випромінювання. На практиці ситуація ускладнюється тим, що нагріте тіло, у нашому випадку частина тканин, перебуває в середовищі, що створює власне теплове

випромінювання. Локальні злякисні утворення в тілі людини мають підвищену, у порівнянні з тканинами що їх оточують, температуру. У випадку, якщо температура об'єкта перевищує температуру середовища, тобто має місце локальна температурна аномалія, з'являється можливість виміряти величину цього перевищення.

Оптимальне співвідношення глибини проникнення та роздільної здатності, при мінімальному впливі зовнішніх перешкод, забезпечить проведення радіотермометрії з діагностично значущими результатами. Досвід застосування радіотермометрії проілюстрував перспективність методу, однак для широкого впровадження методу необхідно оптимізувати параметри антени з урахуванням реально необхідної глибини виміру. При цьому варто враховувати, що довжина хвилі $\lambda=30$ см, яка до цього успішно використовувалася в радіотермометрії не є оптимальною оскільки на цій частоті та близької до неї працюють станції телефонного стільникового зв'язку.

1.4 Аналітичний огляд методів та засобів оцінки радіояркісної температури головного мозку людини

Мікрохвильова радіометрія звертається до пасивного вимірювання природного термічно викликаного електромагнітного випромінювання речовини при фізичній температурі вище 0К. Сьогодні переважно розглядаються три методи радіометричної візуалізації [1].

Класичний колись заснований на підході лінійного сканера, інноваційніший метод, званий синтез апертури, використовує методи інтерферометрії, Фокальну площину та фокусуючу апертуру, як і в багатьох оптичних системах.

Мікрохвильова радіометрія заснована на вимірі дуже слабкого електромагнітного сигналу, який випромінює будь-який об'єкт (наприклад,

людина), температура якого вища за абсолютний нуль. Він ґрунтується на використанні так званого закону випромінювання планка. Інтерес до мікрохвильової радіометрії обумовлений можливістю її використання при діагностиці раку, а також запальних захворювань (наприклад, апендициту, артриту, АТФ), тому що пухлини та запальні процеси викликають підвищення температури. Радіометр мікрохвилі як інструмент для біомедичних застосувань уяви має можливість "контролювати" термальний шум, зроблений об'єктами з температурою над абсолютним нулем. Наступний рисунок дає базове уявлення про експериментальну установку. Перевагою мікрохвильового радіометра є можливість "бачити" підвищення температури під поверхнею людського тіла. Тому необхідно сканувати досліджувану ділянку тканини за допомогою датчика та оцінювати результати вимірювання температури [5].

Мікрохвильова радіометрія в клінічній медицині спрямована на отримання інформації про патерни внутрішньої температури тіла шляхом вимірювання природного теплового випромінювання чорного тіла з тканини в нижній частині мікрохвильової області (<5 ГГц). Знання про такі термічні патерни можуть дати цінну інформацію при виявленні та діагностиці клінічних захворювань, а також забезпечити кількісний температурний зворотний зв'язок при моніторингу теплових терапевтичних процесів [8]. Мікрохвильове випромінювання зменшує кількість помилкових діагнозів та підвищує інформативність існуючих методів [9].

Для вимірювання параметрів слабких і надзвичайно слабких випадкових (шумових) сигналів використовуються високочутливі радіометричні приймачі – радіометри.

Радіометр – прилад для виявлення або виміру променистої енергії. Термін застосовується, зокрема, до приладів, які використовуються

вимірювання інфрачервоного випромінювання. Радіометри різних типів, які різняться за способом виміру або виявлення.

Термін "радіометр" часто використовується для позначення типу детектора, винайденого Sir William Crookes наприкінці 1960-х років. Він рідко використовується як науковий інструмент, тому що він виявився нечутливим і не легко калібрується, але він проклав шлях для більш точних інструментів, що використовуються сьогодні [10]. Для медичних цілей можна використовувати радіометр.

Включення до складу радіометричного приймача антени і пристрою обробки інформації, (ЕОМ) з індикатором відображення інформації, дозволяє побудувати радіометричну систему (РС).

Радіотепловий шумовий сигнал, який можна представити у вигляді вузько смугового сигналу [11-12.]

$$u_0(t) = U_0(t) \sin[\omega_0 t + \varphi(t)], \quad (1.1)$$

де $U_0(t)$ – амплітуда,

$\varphi(t)$ – фаза,

ω – центральна кругова частота в смузі аналізу $\Delta\omega$.

А інтенсивність випромінювання нагрітих тіл визначається законом Релея-Джінса

$$U_0^2 = P_0 = \beta \frac{2\pi \cdot f^2}{c^2} kT, \quad (1.2)$$

де f – частота випромінювання,

β – коефіцієнт випромінювальної здатності;

k – постійна Больцмана;

C – швидкість світла;

T – температура нагрітого тіла.

Випадковий характер змін параметрів широкосмугових сигналів – амплітуди, частоти і фазового зсуву приводить до відсутності регулярних складових і обумовлює необхідність вимірювання таких параметрів і характеристик цих сигналів, як спектральна щільність потужності шуму або інтегральну потужність, коефіцієнта поляризації та автокореляційну функцію.

Задача вимірювання цих параметрів ускладнюється тим, що рівень вхідних сигналів здебільшого зіставимий або менший за рівень власних шумів РС. Здебільшого радіометр може вимірювати потужність не тільки шумових, але і слабких синусоїдальних сигналів. До основних характеристик РС варто віднести:

- діапазон робочих частот;
- флуктуаційний поріг чутливості;
- верхня межа виміру потужності сигналів;
- похибка виміру потужності сигналу;
- смугу пропускання радіометричного каналу до квадратичного детектора.

Діапазон робочих частот визначається смугою частот між мінімальною та максимальною робочою частотою (у широкосмугових РС обмежується перетином хвилеводу). Флуктуаційний поріг чутливості – це мінімальне значення вхідного сигналу, що може бути виявлене і обмірюване, тобто співвідношення сигналу і власних шумів на виході РС дорівнює одиниці. Чутливість – відношення значення вихідної величини РС до значення вимірюваної (вхідної) величини. Динамічний діапазон визначається відношенням верхньої межі вимірюваної потужності до флуктуаційного порогу чутливості.

Забезпечення метрологічних характеристик РС при слабких рівнях вхідних сигналів можлива за рахунок використання компенсаційних, кореляційних і модуляційних методів перетворення вхідних сигналів (рис. 1.6).

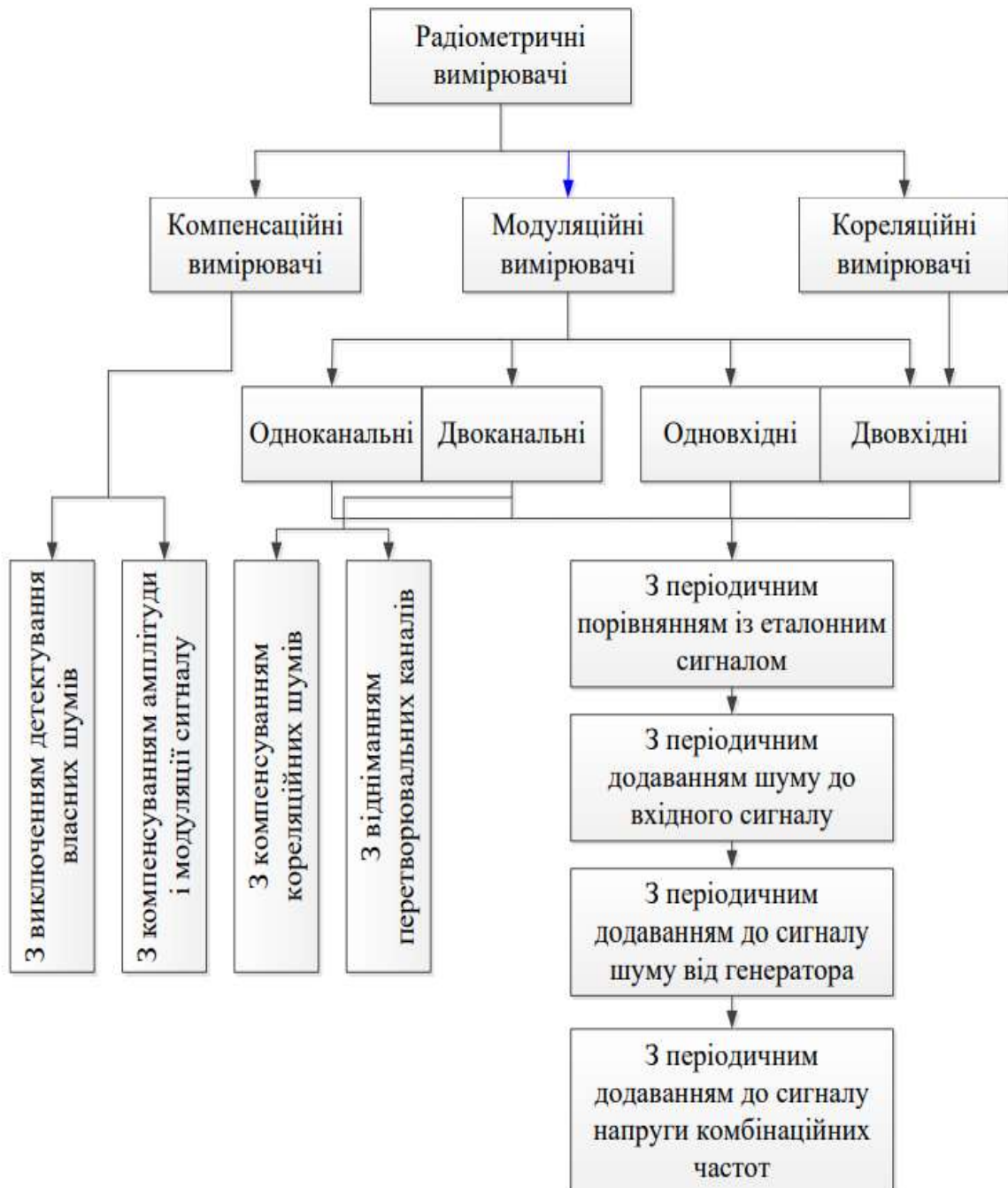


Рисунок 1.6 – Типи радіометричних вимірювачів

Компенсаційний радіометр має досить просту схему реалізації, що містить у собі послідовно з'єднані антену, підсилювач високої частоти, квадратичний детектор, підсилювач постійного струму, фільтр нижніх частот, пристрій порівняння, джерело напруги, що компенсує, і індикатор, що вимірює різницеву напругу. У той час, через необхідність забезпечення великого коефіцієнта підсилення при випромінюванні потужності радіо теплових сигналів, значно зростають флуктуації коефіцієнта передачі радіометричного каналу, що приводить до зростання флуктуації постійної складової на виході детектора, неможливості її компенсації, а отже до погіршення чутливості. Особливий вплив на поріг чутливості компенсаційного радіометра має фліккер-шум на виході детектора, інтенсивність якого зростає в області інфранизьких частот (у смузі пропускання вихідного фільтра нижніх частот).

Кореляційний радіометр включає у свій склад одну чи дві антени, у залежності від виду виділяємої кореляційної функції та кількості сигналів, два зв'язаних між собою ідентичних канала, перемножуючий пристрій та індикатор. Частотні складові, які мають взаємний кореляційний зв'язок формують на виході ФНЧ постійну складову, рівень якої характеризує величину цього зв'язку. Однак кореляційні радіометри також мають недоліки, що погіршують його чутливості, які полягають у проходженні з каналу в канал власних шумів і появи постійної складової, а також складність забезпечення ідентичності фазочастотних характеристик каналів.

Більш широке застосування в радіометрії одержали модуляційнокомутаційні методи перетворення надзвичайно слабких сигналів і виконані на цій базі модуляційні радіометри.

За структурною ознакою модуляційні РС розподіляються на розімкнуті (прямого перетворення) і замкнуті (врівноважую чого перетворення). Схема Широкополосна модуляційна РС прямого

перетворення з лінійним підсиленням до детектора [13] наведена на рис. 1.7

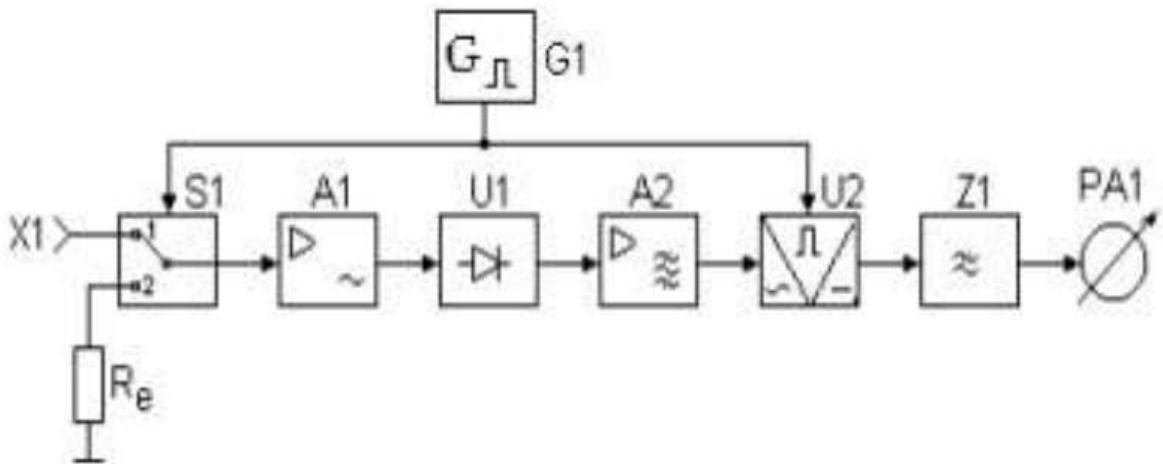


Рисунок 1.7 – Широкополосна модуляційна РС прямого перетворення.

На даному етапі розвитку радіометрії широка увага надається радіометричним методам дослідження об'єктів в медицині та біології. Прилади, що застосовуються під час вимірювання здатні вимірювати сигнали вкрай малого рівня, інтенсивність яких складає $10^{-22} - 10^{-19}$ Вт/Гц \cdot см². Такий рівень сигналу в загальному випадку є рівним або навіть меншим за рівень власних шумів вимірювального каналу.

Окрім того, для радіометрів, що зондують стан внутрішніх органів людського організму важливим є вибір робочої частоти від якої залежить глибина сприймання електромагнітного сигналу. Для вимірювання температурних аномалій на глибині 40-50 мм робоча частота повинна бути в межах 1 ГГц

Переважає більшість РС використовує дистанційний спосіб вимірювання енергетичних параметрів. Серед дистанційних методів дослідження розрізняють пасивні, які виконують тільки прийом ЕМВ, та

активні, що здійснюють генерацію та прийом відбитого випромінювання [14].

Проведення активного експерименту передбачає застосування штучних активних джерел ЕМВ певної частоти. Використання таких джерел нерідко вимагає їх застосування в будь-який період доби та сезону. В умовах польоту РС потребують застосування технічних засобів для створення ЕМВ, що відповідають відбивним властивостям досліджуваного об'єкту. Серед активних методів вимірювання виділяють: скаттерометрію, радіолокаційну зйомку, доплеровську радіолокацію.

Пасивні методи вимірювання передбачають наявність приймача власного випромінювання досліджуваного об'єкту. В загальному випадку таке випромінювання має шумоподібний характер. До пасивних методів вимірювання відносять: радіотеплолокацію, радіоастрономію.

Радіометричні системи використовують в медицині для вимірювання власного ЕМВ біологічних об'єктів. Розрізняють теплове та нетеплове випромінювання. Під тепловим випромінюванням розуміють енергію коливання атомів та молекул біологічної речовини. Нетеплове випромінювання характеризується наявністю механізму метаболізму у людини, та залежить від температури органів та тканин [15].

Інтенсивність ЕМВ залежить від стану, структури, температури, частоти випромінювання та інших процесів в тканинах досліджуваних об'єктів.

З точки зору квантової медицини, людині притаманне когерентне ЕМП клітин, що обумовлено резонансним характером коливань клітинних мембран, з частотами 10¹⁰ -10¹¹ Гц. Наявність заряду на мембранах, свідчить про можливість використання їх в якості джерел ЕМВ з потужністю пропорційною квадрату прискорення зарядів. Внаслідок цього в тілі людини й виникає когерентне поле, що підтримується електромагнітною активністю клітин організму [16].

Інтенсивність нетеплового ЕМВ є меншою за теплове. Для кількісного визначення інтенсивності випромінювання вводять спеціальний коефіцієнт, для якого досліджуваний об'єкт ідеалізують з абсолютно чорним тілом. Ідеалізація у вигляді АЧТ дозволяє розглядати об'єкт у вигляді моделі,

Відомо, що обмінні процеси в тканинах головного мозку супроводжуються коливаннями термодинамічної температури та змінами циркуляції рідини [5]. Ці ж параметри визначають характеристики мікрохвильового випромінювання мозку. Зазначимо, що ярісна температура мозку $T_{br}(t)$ залежить від двох параметрів: коефіцієнта $\chi(t)$ поглинання $medium(t)$ середовища та його термодинамічної температури $T(t)$:

$$T_{br}(t) = \frac{k}{2\pi\lambda^2} \chi(t)T(t), \quad (1.3)$$

де k -постійна Больцмана,

λ – довжина хвилі випромінювання.

Є ще одна теорія для ярісної температури. Отримана потужність шумового сигналу на виході антени радіометра може бути використана для визначення ярісної температури, яка пов'язана з термодинамічною температурою [1] за формулою:

$$T_{rad} = \int_{-\infty}^{\infty} T(r)W(r)dV \quad (1.4)$$

де $T(r)$ – це термодинамічна температура біологічного об'єкта,

$W(r)$ – це радіометрична вагова за обсягом спостереження,

dv – нескінченно малий обсяг середовища.

$$W(r) = \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} \sigma(r)|E(r)|^2 dV'}, \quad (1.5)$$

де r – координата струму,

$E(r)$ – напруженість електричного поля, створюваного антеною,

$\sigma(r)$ – електропровідність тканини.

Електрофізіологічні параметри біологічних тканин визначаються у діапазоні 1-5 ГГц. Обчислення радіояркісної температури вимагає знання розподілу термодинамічної температури всередині тканини.

Аналіз можливостей і недоліків існуючих методів виміру температури глибоких шарів біологічних об'єктів показав, що найбільші перспективи має метод що базується на реєстрації власного електромагнітного випромінювання біооб'єктів що дозволяє вимірювати температуру глибоких шарів і має велике значення для діагностики онкологічних захворювань.

РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА МЕТОДУ ОЦІНКИ РАДІОЯРКІСНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ

Теплове радіовипромінювання тіла людини іде із шару товщиною порядку глибини проникнення відповідної хвилі [1]. Для будь-яких тканин людини глибина проникнення l приблизно дорівнює довжині хвилі в тканині, що досліджується, тобто

$$l = \lambda = \lambda_0 / \sqrt{\varepsilon}, \quad (2.1)$$

де λ_0 – довжина хвилі у вакуумі;

ε – діелектрична постійна тканин.

Для жирової та кісткової — $\varepsilon \approx 6$, $l \approx 0,5\lambda_0$, для м'язової тканини $\varepsilon \approx 50$ і $l \approx 0,15\lambda_0$.

Роздільна здатність за поверхнею визначається розмірами антенизонду, оптимальний діаметр якої порядку довжини хвилі в середовищі, тобто

$$D \approx \lambda_0 / \sqrt{\varepsilon}. \quad (2.2)$$

Зона Френеля цієї антени в тканинах складає

$$2D^2 \sqrt{\frac{\varepsilon}{\lambda_0}} \approx \frac{2\lambda_0}{\sqrt{\varepsilon}}, \quad (2.3)$$

тобто дорівнює подвійній глибині проникнення хвилі. Отже, практично реєстрація випромінювання йде з циліндра тканини, який має

основу діаметром D і висоту порядку глибини проникання. Звідси видно, що застосування лінзових антен розміром набагато більше довжини хвилі в середовищі не дає фокусування і збільшення дозволяючої сили із-за великого поглинання крайніх променів у порівнянні з центральними. Буде працювати тільки центральна частина розміром, що дорівнює фокусній відстані, яка повинна бути порядку $l = \lambda_0 / \sqrt{\epsilon}$. [1].

Оцінку радіояркісної температури головного мозку людини доцільно ґрунтувати на тому, що вимірювана потужність електромагнітного випромінювання на виході антени буде пропорційною радіометричній (радіояркісній) температурі тканин під антеною T_{rad} :

$$P = kT_{rad}\Delta f(1 - R). \quad (2.4)$$

Таким чином, відповідно до (2.4), вимірюючи потужність власного випромінювання в мікрохвильовому діапазоні, можна отримувати інформацію про радіояркісну температуру T_{rad} .

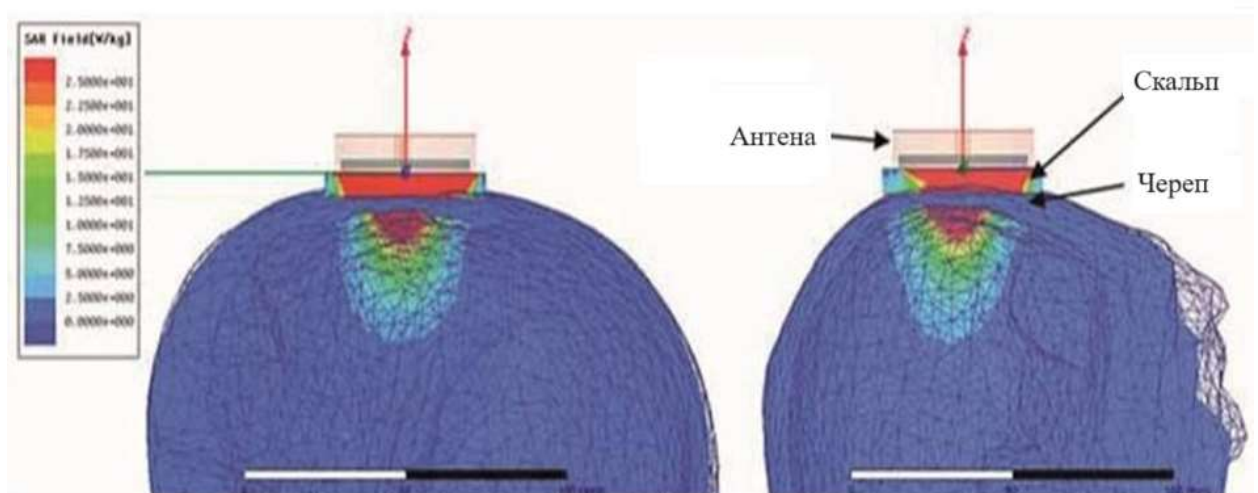


Рисунок 2.1 – Використання антени

На рис. 2.2 наведені характерні записи глибинної температури різних органів людини.

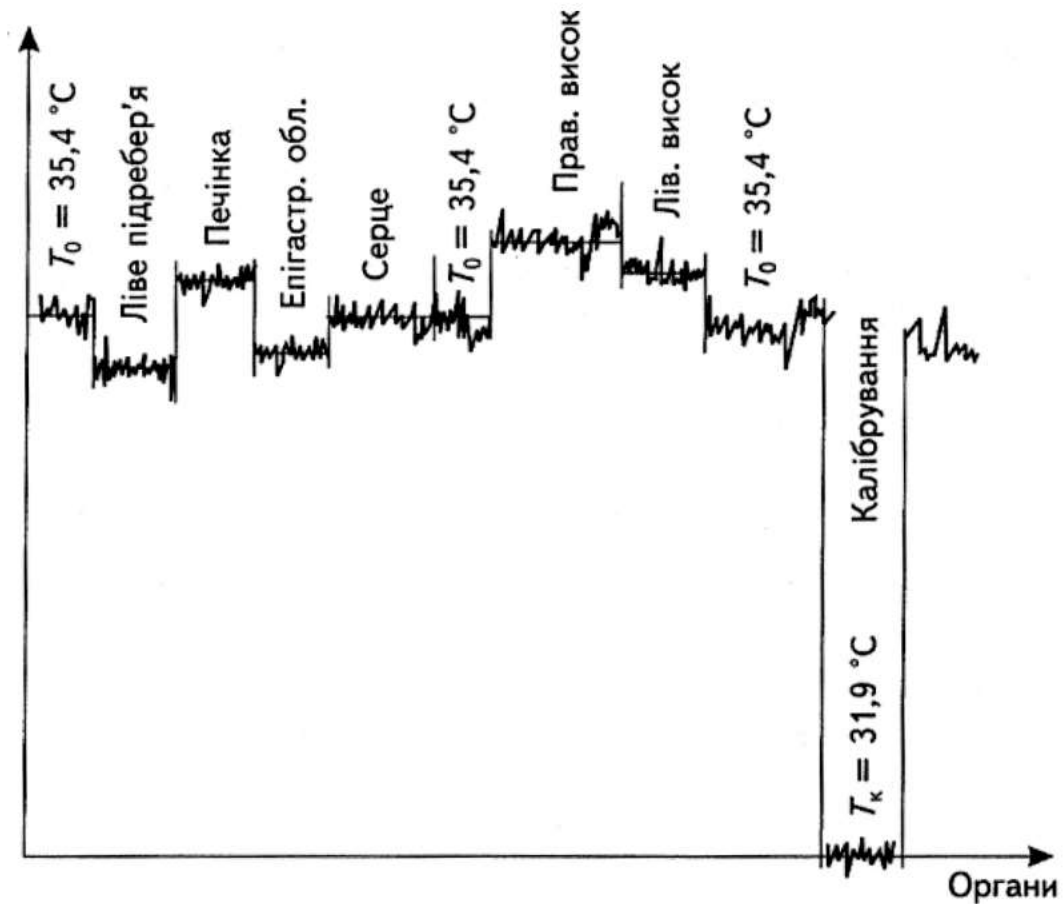


Рисунок 2.2 – Мікрохвильовий розподіл температури у внутрішніх органах людини

Відмічено підвищення температури головного мозку при пухлинні і, навпаки при крововиливах. Таким чином, досвід застосування радіометрії в медицині є обнадійливим і свідчить про великі можливості нового методу для медикобіологічних досліджень.

Радіояркісна температура T_{rad} пов'язана із звичайною термодинамічною температурою $T(r)$ співвідношенням

$$T_{rad} = \int_{-\infty}^{\infty} T(r) * C(r) dV \quad C(r) = \frac{\frac{\sigma}{2} |\bar{E}(r)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sigma}{2} |\bar{E}(r)|^2 dV} \cdot \quad (2.5)$$

Якщо температура біооб'єкта постійна і дорівнює T_o , то з (2.1) випливає, що $T_{rad} = T_o$, тобто. радіяркісна температура збігається з термодинамічною. У всіх в інших випадках вона являє собою усереднену, з вагою $C(r)$, термодинамічну температуру обсягом під антеною.

На рисунку 2.3 представлено узагальнену класифікацію математичних моделей теплопостачання органів людини. В основі наведеної класифікації лежать основні підходи, що застосовуються при математичному моделюванні транспорту біотепла в тканинах, що містять кровоносні судини: континуальний (моделі суцільних середовищ) та дискретно-судинний [20].

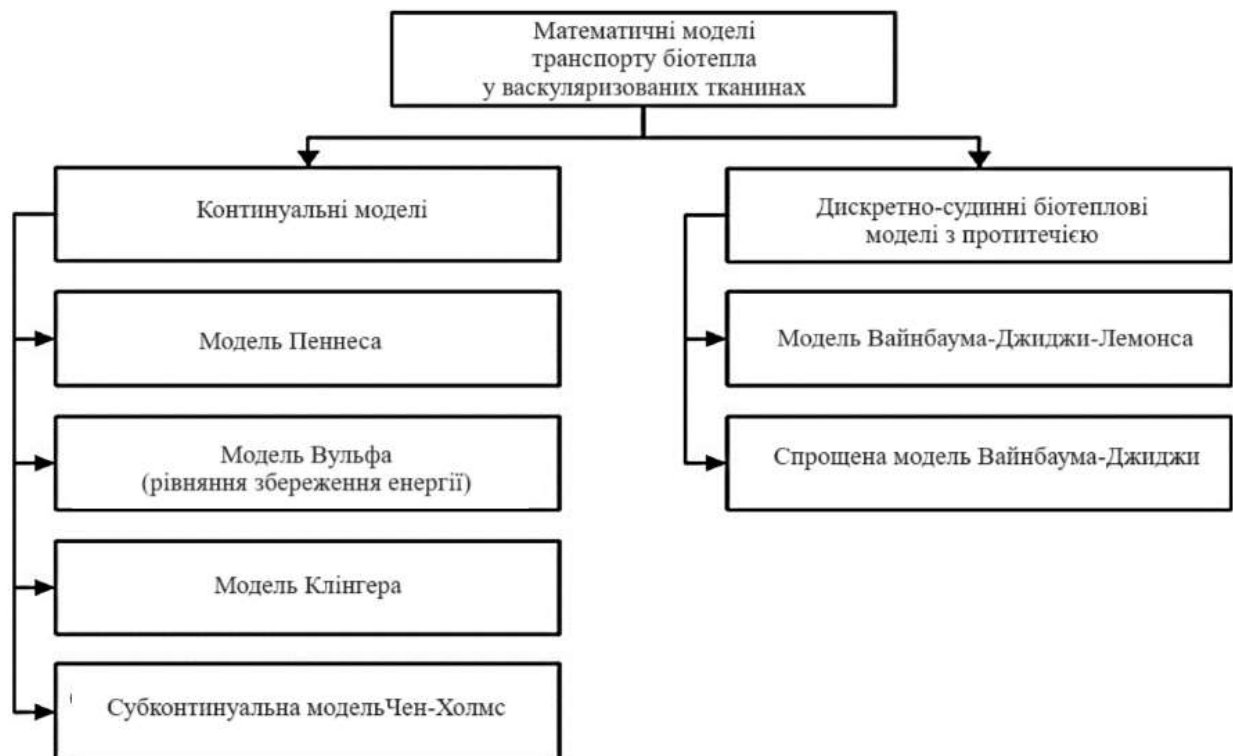


Рисунок 2.3 - Класифікація моделей теплопостачання органів людини

Для оцінки змін розподілу радіояркісної температури пропонується розробити метод заснований на чисельному розв'язку рівнянь Пеннеса.

Математичне моделювання складної теплової взаємодії між судинною системою та тканиною становить інтерес для багатьох фізіологів, лікарів та інженерів. Встановити відповідну фізичну модель теплоперенесення в організмі людини дуже складне завдання. Перше кількісне співвідношення, що описує теплообмін у тканинах людини та включає вплив кровотоку на температуру тканин на основі континууму, був представлений Гаррі Х. Пеннес, дослідник у коледжі лікарів та хірургів Колумбійського університету. Його стаття, що з'явилася в 1948, цитується майже у всіх наукових статтях, що стосуються біо-теплопередачі [17].

Модель рівняння Пеннеса (Jiji, 2009) заснована на чотирьох припущеннях, що спрощують:

1. Вся передача тепла пре-артеріолами та пост-венулами між кров'ю та тканиною проігнорована.

2. Передбачається, що потік крові у дрібних капілярах є ізотропним.

У цьому ігнорується вплив спрямованості кровотоку.

3. Більші кровоносні судини поблизу капілярних лож не відіграють жодної ролі в енергетичному обміні між тканиною та капілярною кров'ю.

Таким чином, модель Пеннеса не враховує локальної геометрії судин.

4. Передбачається, що кров досягає артеріол, які забезпечують капілярні русла за температури ядра тіла. Воно миттєво обмінює енергію та врівноважує з місцевою температурою тканини [18].

Загальна форма біо-тепло рівняння Пеннеса [17] :

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + w_b c_b (T_a - T) + q_{m^3}, \quad (2.6)$$

Основним припущенням Пеннеса було те, що енергетичний обмін між кровоносними судинами та навколишньою тканиною відбувається в основному через стінку капілярів (кровоносні судини діаметром 0,0054-0,015 мм), де швидкість крові дуже низька [19].

Передбачається, що утворення метаболічного тепла, яке розглядається в цій моделі, рівномірно розподілено по всій тканині, а перфузія крові також вважається однорідною та ізотропною. Температура, коли кров надходить у венозний кровообіг, дорівнює локальній температурі тканини.

Розроблений метод оцінки радіояркісної температури головного мозку людини полягає в наступному.

На першому етапі моделювання необхідно визначитися з моделлю об'єкта, що оцінюється, а саме голови.

На другому етапі для отримання оцінок у різних областях досліджуваного об'єкта необхідно побудувати модельні зрізи. Кількість зрізів залежить від розмірів кожного рівня досліджуваного об'єкта. Розмір цього рівня визначається діаметром антени-аплікатора (АА), яка забезпечує прийом електромагнітного випромінювання у зазначеній вище смузі частот (рис. 2.4).

На третьому етапі здійснюється налаштування процесу моделювання. Позначаються стимулюючий та заземлюючий для моделювання вплив ЕМП та області постійної температури для моделювання теплопередачі.

На четвертому етапі визначаються межеві умови моделі Діріхле та Робіна для чисельно рішення рівняння біотепла Пеннеса.

Межеві умови Дирихле були обрані наступним чином:

$$T = T_b \text{ on } \Gamma_b, \quad (2.7)$$

де T_b – температура на межі, $T_b = 310$ К,

V – нижня межа моделі. Γ_b

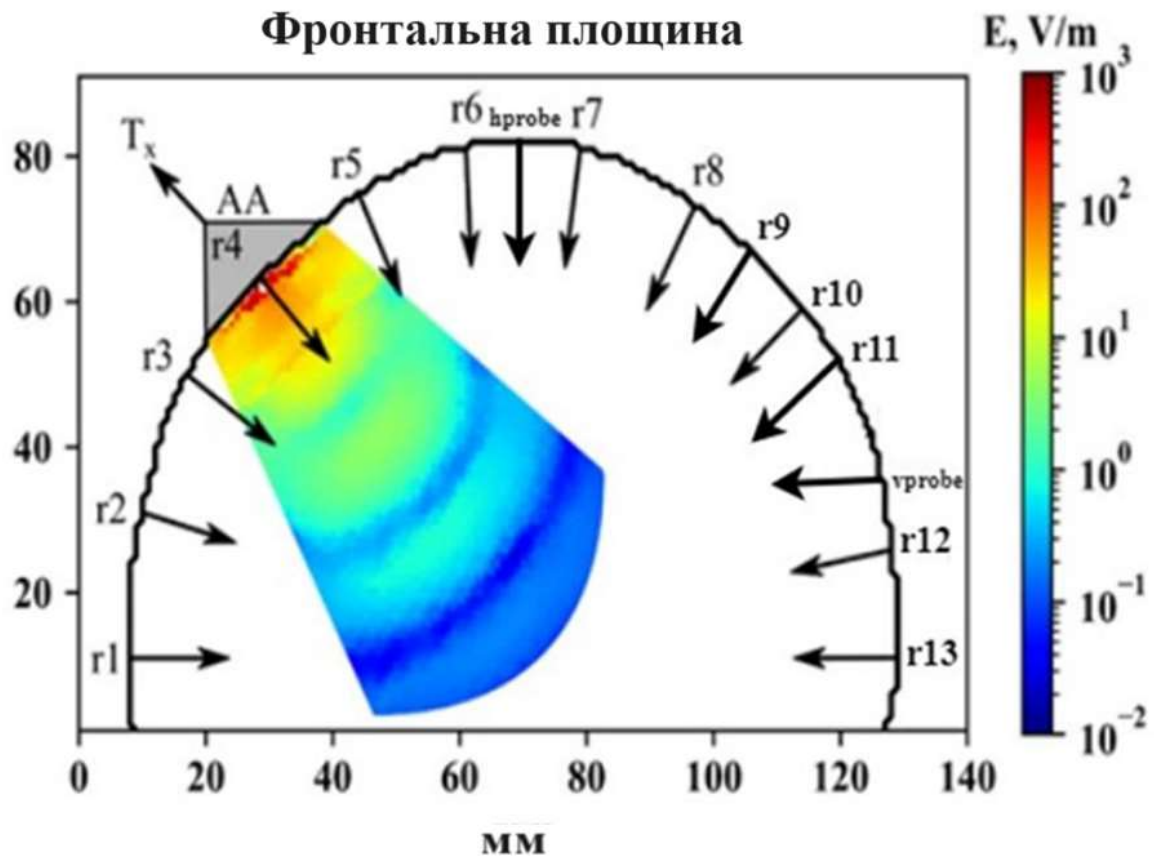


Рисунок 2.4 – Розташування схеми AA на поверхні моделі голови, положення діаграми антени F_n (Ом) та одна з часткових характеристик мікрохвильового випромінювання (для r4).

Ці межеві умови дозволяють встановити сталість температури тіла людини у нижній півсфері моделі голови.

Межеві умови Робіна були обрані так:

$$\nabla T = h(T - T_a) \text{ on } \Gamma_s, \quad (2.8)$$

де h – це коефіцієнт теплопередачі, $h = 3.7 \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}$;

T_a – це температура довкілля, $T_a = 293 \text{ K}$;

Γ_s – це верхня межа моделі, що відповідає шкірі голови.

Такі межеві умови забезпечують облік теплообміну з довкіллям (конвекція з повітрям).

На п'ятому етапі відбувається реалізація методу кінцевих елементів (МКЕ). Щоб проаналізувати компонент, спочатку розбивають на велику кількість кінцевих елементів.

В основі методу лежить дискретизація об'єкту з метою рішення рівнянь механіки суцільного середовища в припущенні, що ці співвідношення виконуються в межах кожної з елементарних областей. Ці області називаються кінцевими елементами. Завдяки простій геометрії ці елементи можна без проблем розрахувати з використанням відомих функцій форми.

Для побудови дискретної моделі безперервної величини необхідно:

- 1) область визначення досліджуваної величини розбити на кінцеве число елементів, що мають загальні вузлові точки та в сукупності апроксимують форму області;
- 2) у аналізованій області зафіксувати вузли;
- 3) використовуючи значення досліджуваної безперервної величини в вузлових точках і апроксимуючу функцію, визначити значення величини всередині області.

Апроксимуючі функції найчастіше вибираються у вигляді лінійних, квадратичних або кубічних поліномів. Поліном, пов'язаний із цим елементом, називається функцією елемента.

Таким чином, при використанні МКЕ рішення крайової задачі для заданої області шукається у вигляді набору функцій, визначених на кінцевих елементах.

На шостому етапі проводиться розрахунок моделі способом, що дозволяє робити розрахунок для різних частот. В результаті обчислень виходить сукупність моделей, що відображають розподіл радіояркісної температури досліджуваного об'єкта.

Реалізуються чисельні обчислення розподілу 3D температури по поверхнях і глибоко в тканинах голови при зміні параметрів системи рівнянь (2.5).

На сьомому етапі для реалізується визначення функціонального стану головного мозку (ФС) людини шляхом оцінювання отриманої 3D-моделі розподілу радіояркісної температури головного мозку людини за методом послідовного застосування формули гіпотез Байєса (ПЗФБ) [21], який полягає у обчисленні інтегральних апостеріорних ймовірностей гіпотез за кілька кроків, що дорівнює кількості ознак, за допомогою формули:

$$P(H_i|A_j) = \frac{P_{j-1}(H_i|A)P(A_j|H_i)}{\sum_{i=1}^n P_{j-1}(H_i|A)P(A_j|H_i)}, \quad (2.9).$$

де $P(A_j|H_i)$ – умовна ймовірність гіпотези H_i у тому, що пред'явлені дані 3D-моделі розподілу радіояркісної температури головного мозку відповідають i -ому ФС, рівна щільності ймовірності значення j -ої ознаки,

$P_j(H_i/A)$ - апостеріорна ймовірність i -ої гіпотези, обчислена на j -му кроці.

На першому етапі всі гіпотези (ФС) вважаються рівноймовірними:

$$P_0(H_i/A) = 1/n, \quad (2.10).$$

де n – кількість ідентифікованих гіпотез.

Кожна гіпотеза передбачає, що суб'єкт перебуває у певному ФС. На кожному кроці за апріорну ймовірність приймається апостеріорна

ймовірність, обчислена на попередньому кроці, як умовна ймовірність подається на вхід щільність ймовірності значення чергової ознаки.

Відомо, що при переході до зміненого ФС, розподіл температури лівої та правої половини головного мозку людини може відрізнятися [22]. Тому вирішено розбити область головного мозку на дві вертикальні частини: праву та ліву.

В якості ознак 3D-моделей розподілу радіояркісної температури головного мозку людини використовувалися:

- середні значення функцій яскравості $a(z)$ пікселів виділених підобластей, де z – порядковий номер пікселя в підобласті, що залежить від координат x, y ;

- середні значення функцій кольірних складових пікселів $r(z), g(z), b(z)$ виділених підобластей (колір пікселів описувався моделлю RGB);

- коефіцієнти кореляції між функціями $a_{il}(z)$ та $a_{ir}(z)$, $r_{il}(z)$ та $r_{ir}(z)$, $g_{il}(z)$ та $g_{ir}(z)$, $b_{il}(z)$ та $b_{ir}(z)$, які відносяться до різних підобластей, де i – номер зрізу, l – ліва частина, r – права частина.

Наведені ознаки характеризують температуру та асиметрію температур головного мозку суб'єкта (людини), що знаходиться в якомусь ФС, і визначаються для кожного зрізу з кількості, визначеної на другому етапі.

ПЗФБ дозволяє реалізувати метод розпізнавання ФС у 2-х варіантах:

1. Суб'єкт-залежне розпізнавання (СЗР) ФС. У цьому випадку потрібно створити еталон кожного ФС, що розпізнається, для кожного суб'єкта окремо. Еталон є параметрами функцій щільностей ймовірності ознак (у разі закон розподілу вважатимуться нормальним), характеризуючих певний стан і отриманих при статистичної обробці термограм суб'єкта, котрій створюється еталон даного стану.

2. Суб'єкт-незалежне розпізнавання (СНЗР) ФС. Потрібно сформуванати по одному стандарту для кожного ФС, що розпізнається,

обчислюючи параметри функцій щільностей ймовірності ознак за незалежними даними термограм особи, отриманих при тепловій зйомці різних суб'єктів, що знаходяться в тому стані, котрим створюється стандарт. Чим більше випробуваних вдасться залучити для побудови стандартів, тим точніше будуть обчислені характеристики функцій щільностей ймовірності ознак, що характеризують різні ФС. Від кожного випробуваного в цьому випадку потрібно отримати по одній термограмі.

У першому випадку кожному за суб'єкта, розпізнавання станів якого планується виконувати, потрібно попередньо створити зразки його ФС. При розпізнаванні стану суб'єкт попередньо повинен пройти ідентифікацію та аутентифікацію.

У другому випадку потрібно створити загальні зразки ФС всіх суб'єктів. Передбачається, що можна здійснювати розпізнавання станів навіть тих людей, які не брали участі у формуванні зразків.

Для зниження кількості помилок можна визначити групи суб'єктів, для кожної з яких сформувати еталони ФС (наприклад, окремо для жінок та чоловіків, для певної вікової групи осіб тощо), проте при такому підході потрібно провести додаткові дослідження та підтвердити наявність залежності ознак, що використовуються, від відповідних критеріїв поділу людей на групи.

РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ПРОДУКТУ ДЛЯ ОЦІНКИ РАДІОЯРКІСНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ

Для опису програмного продукту використана уніфікована мова візуального моделювання unified modelling language – UML, яка є гнучкою для налаштування та підтримки специфікації діяльності різних команд розробників.

Сукупність програм для складання, розрахунку і обробки моделі та відповідних їй процесів, а також аналізі ФС об'єкта є програмним засобом, функції якого є універсальним описом всього процесу роботи і забезпеченням відтворюваності його результатів.

Для опису розробленого програмного засобу для оцінки радіояркісної температури головного мозку людини використані діаграми варіантів використання, діаграми послідовності, діаграми класів, та діаграми розгортання.

Не застосовуються діаграми станів, оскільки вся інформація, яку на них можна подати в рамках даної ІС, представлена в діаграмах класів.

Також не використовуються кооперативні діаграми, оскільки аналогічна інформація представлена на діаграмах послідовності та класів.

Крім того, не доцільно наводити діаграму компонентів, оскільки загальна структура системи проста і, відповідно, діаграма компонентів не буде інформативною.

3.1 Діаграма варіантів використання

Для проектування інформаційної системи створюється низка діаграм, перша з них – діаграма варіантів використання.

Згідно Satzinger, Jackson та Burd (2010), діаграма варіантів використання – це модель UML, яка показує, як система функціонує у

навколишньому середовищі, та ролі користувачів, які сортуються, та як вони використовують систему.

Для побудови діаграми варіантів використання потрібно визначити її основні елементи:

1. Варіантами використання розроблюваної ІС є:

а) конфігурація stationary penne: Конфігурування цих даних

- decimationfactor;
- biotemperatureperk;
- ambienttemperature;
- radiometerfrequency;
- heattransfercoefficient.

б) конфігурація stationary penne assessment:

- probestarpointxpermeters
- probesstarpointypermeters
- probesstarpointzpermeters
- probesvectorx
- probesvectory
- probesvectorz •

в) моделювання: Почати візуалізацію моделі за допомогою Paraview.

г) Аналіз результатів моделювання: аналіз результатів таблиці температуртворення звіту

2. Акторами розроблюваної ІС є:

- база даних: дані складу Ella із відсканованих даних тіла із бази даних IT 'IS Foundation;

- дослідник.

3. Відносинами розроблюваної ІС є:

- відносини асоціації;
- відносини увімкнення <i>.

Діаграма варіантів використання для опису розроблюваної інформаційної системи, що включає в себе етапи підготовки, складання, розрахунку та обробки моделі наведена рис. 3.1

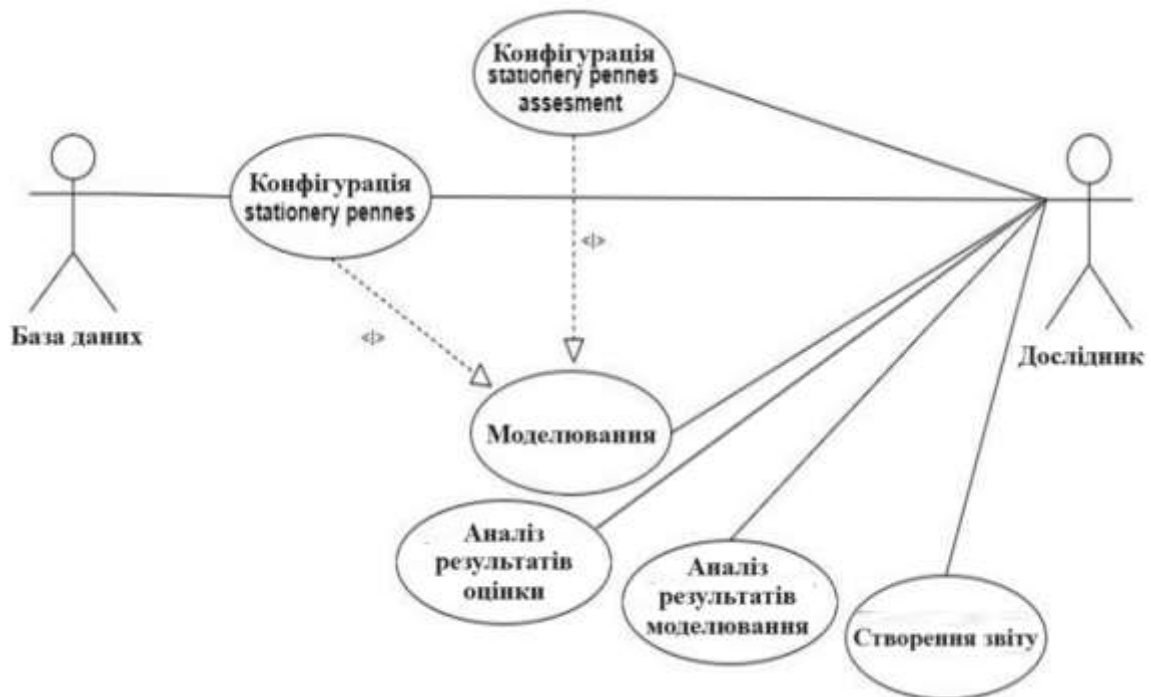


Рисунок 3.1 – Діаграма варіантів використання процесу моделювання

3.2. Діаграма послідовності

Діаграми послідовності (Sequence Diagrams) іноді називають діаграмами подій (event diagrams).

Діаграма послідовності (Sequence Diagrams) представляє інформацію в горизонтальному і вертикальному вирівнюванні. Об'єкти, які надсилають повідомлення один одному, зображуються у вигляді блоків, вирівняних у верхній частині сторінки зліва направо, причому кожен об'єкт займає стовпчик простору на сторінці, обмежений вертикальною лінією, що тягнеться донизу сторінки.

Повідомлення, які надсилаються від одного об'єкта до іншого, зображені у вигляді горизонтальних стрілок. Порядок повідомлень представлений у послідовності зверху вниз і зліва направо, починаючи з першого повідомлення у верхньому лівому кутку сторінки, а наступні повідомлення розташовуються праворуч і нижче.

Стандартна нотація для діаграм послідовності визначена як частина специфікації Unified Modelling Language™ (UML®) [23].

Призначення діаграми послідовності:

- моделювання взаємодії високого рівня між активними об'єктами в системі;
- моделювання взаємодії між екземплярами об'єкта в рамках спільної роботи, що реалізує сценарій використання;
- моделювання взаємодії між об'єктами в рамках спільної роботи, що реалізує операцію.

Таким чином діаграма послідовності ілюструє або модельні узагальнені взаємодії (що показують всі можливі шляхи через взаємодію), або конкретні екземпляри взаємодії (що показують лише один шлях через взаємодію).

Процес розрахунку моделі також можна виразити через діаграма послідовності. Алгоритм розрахунку моделі включає кілька кроків.

Крок 1. Вхід користувача до системи.

Крок 2. Користувач може отримати доступ до `stationarypennes` за допомогою формату `.json`.

Крок 3. Користувач може отримати доступ до `stationarypennesassessment` за допомогою формату `.json`.

Крок 4. Зробити вибір даних та візуалізувати його за допомогою Paraview

Крок 5 У кожному вибраному параметрі з'явиться результат

Діаграма послідовності наведена на рис. 3.2.

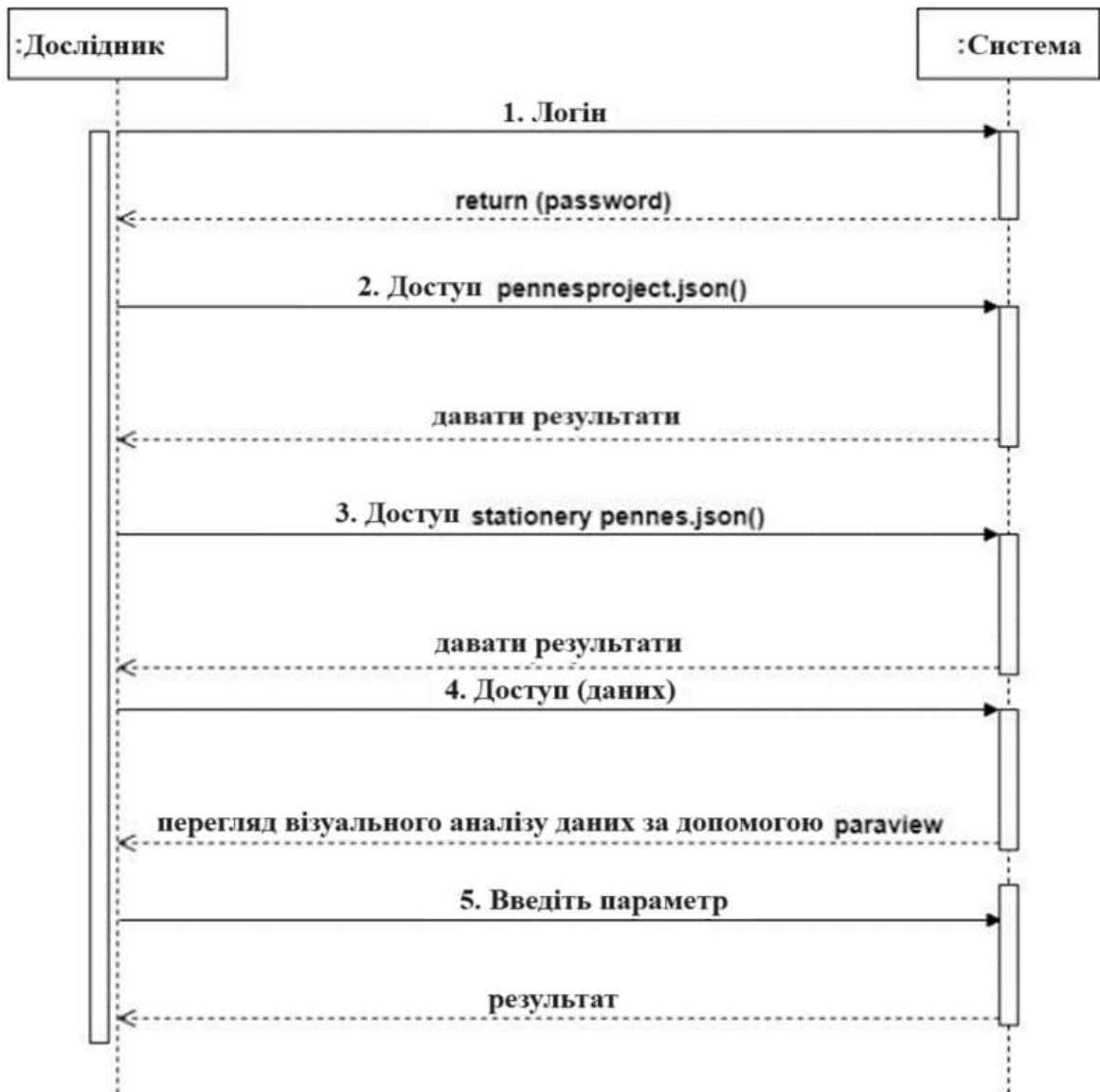


Рисунок 3.2 – Діаграма послідовності процесу моделювання

3.3 Діаграма класів

Щоб відобразити детальну інформацію про структуру інформаційної системи, використовують діаграму класів системи. За допомогою діаграм класів описують внутрішній устрій системи – структуру, типи відносин між об'єктами і підсистемами. При використанні діаграм класів також окремо розглядаються процеси моделювання.

Діаграми класів є потужним інструментом в області розробки програмного забезпечення. Вони допомагають візуалізувати структуру та взаємозв'язки між класами в системі.

Діаграми класів є типом структурної діаграми, які використовуються для моделювання об'єктно-орієнтованих систем. Вони показують класи, їх атрибути, методи та зв'язки між класами. Діаграми класів дозволяють розібрати систему на окремі компоненти і зрозуміти, як вони взаємодіють між собою.

Діаграма класу складається з декількох основних елементів, які включають:

1) назви класів. Кожен клас на діаграмі класу має назву, яка ідентифікує його. Назви класів зазвичай вказують на їх роль або суть в системі;

2) атрибути класу. Атрибути класу представляють дані, які зберігаються в об'єктах класу. Вони можуть бути представлені у вигляді змінних або властивостей;

3) методи класу. Методи класу визначають поведінку об'єктів класу. Вони представляють операції, які можуть бути виконані над об'єктами цього класу;

4) зв'язки між класами. Зв'язки між класами показують взаємозв'язки між об'єктами класів. Це можуть бути зв'язки типу "агрегація", "композиція", "унаслідування" або "асоціація".

Діаграми класів є незамінним інструментом в розробці програмного забезпечення. Вони допомагають розробникам:

1) уточнити вимоги до системи і розібрати їх на окремі класи;

2) визначити взаємозв'язки між класами та виявити потенційні проблеми або недоліки в структурі системи;

3) керувати залежностями між класами та уникати зайвих зв'язків;

4) покращити комунікацію між розробниками, проектними командами та зацікавленими сторонами.

Використання діаграм класів має кілька переваг:

- візуалізація структури: діаграми класів допомагають візуалізувати структуру системи, зробити її більш зрозумілою та легко сприйнятливою.

- виявлення проблем: діаграми класів дозволяють виявити можливі проблеми або недоліки в структурі системи на ранніх етапах розробки.

- підвищення продуктивності: використання діаграм класів дозволяє покращити комунікацію між розробниками та забезпечити однозначне розуміння структури системи.

- модульність та розширюваність: діаграми класів допомагають визначити модулі та їх взаємозв'язки, що сприяє покращенню модульності та розширюваності системи [24].

Діаграми класів розроблюваної системи наведена на рис. 3.3.

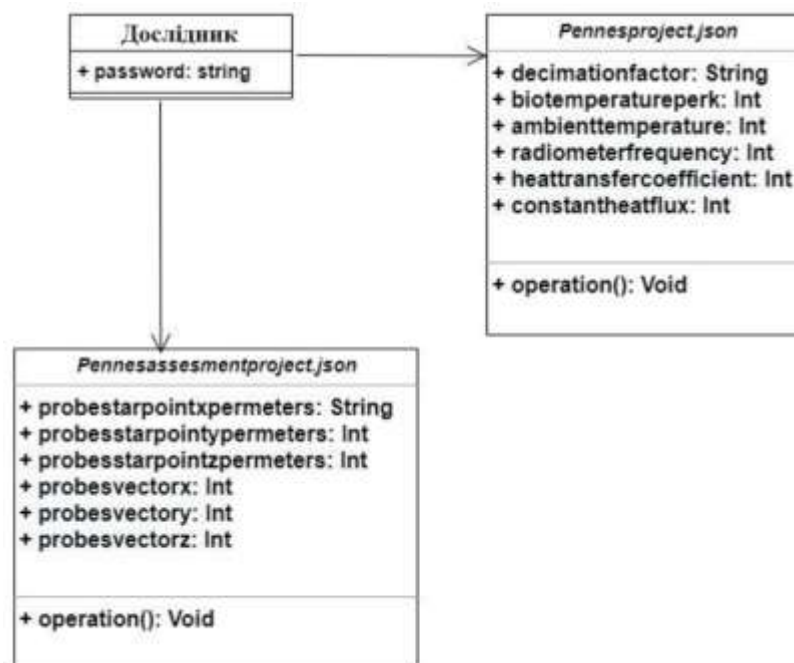


Рисунок 3.3 – Діаграма класів процесу моделювання

Клас дослідник має ознаку `password` з типом `string`, оскільки цей клас є сховищем даних.

Клас дослідник може отримати доступ до проекту сценарію `stationarypennes.json` та `stationarypennesassessment.json`.

Також вводиться два додаткові стереотипи `script` і `software`. `Script` надається всім класам, між класами зв'язку асоціації.

3.4 Діаграма розгортання

Діаграма розгортання — це тип діаграми UML, який показує архітектуру виконання системи, включаючи вузли, такі як апаратні або програмні середовища виконання та проміжне програмне забезпечення, що з'єднує їх.

Діаграма розгортання призначена для візуалізації елементів і компонентів програми, що існують лише на етапі її виконання (`runtime`). При цьому зображаються тільки компоненти-екземпляри програми, що є виконавчими файлами або динамічними бібліотеками. Ті компоненти, які не використовуються на етапі виконання, на діаграмі розгортання не показуються. Так, компоненти з початковими текстами програм можуть бути присутніми тільки на діаграмі компонентів. На діаграмі розгортання вони не вказуються.

Діаграма розгортання містить графічні зображення процесорів, пристроїв, процесів і зв'язків між ними. На відміну від діаграм логічного подання, діаграма розгортання є єдиною для системи загалом, оскільки має повністю відображати особливості її реалізації [25].

Діаграми розгортання допомагають моделювати апаратну топологію системи проти іншими типами діаграм UML, які переважно описують логічні компоненти системи [26].

Графічно діаграми розгортання складаються з вузлів і дуг.

1. Вузол. Вузлом (node) є деякий наявний фізично елемент системи, що володіє деяким обчислювальним ресурсом:

- а) 3-D поле представляє вузол, програмний або апаратний;
- б) вузол HW може бути позначений <<стереотипом>> ;
- в) з'єднання між вузлами представлені рядком з необов'язковим <<стереотипом>>;
- г) вузли можуть бути всередині вузла.

Як обчислювальний ресурс вузла може розглядатися наявність щонайменше деякого об'єму електронної або магнітооптичної пам'яті і/або процесора.

Графічно на діаграмі розгортання вузол зображається у формі тривимірного куба (строго кажучи, псевдотривимірного прямокутного паралелепіпеда). Вузол має власне ім'я, яке вказується всередині цього графічного символу. Самі вузли можуть подаватися типами або екземплярами.

У першому випадку ім'я вузла записується без підкреслення і починається з великої літери. У другому – ім'я вузла-екземпляра записується у вигляді <ім'я вузла ':' ім'я типу вузла>. Ім'я типу вузла вказує на деякий різновид вузлів, які присутні в моделі системи.

2. З'єднання. Окрім власне зображень вузлів на діаграмі розгортання вказуються відношення між ними. Відношеннями виступають фізичні з'єднання між вузлами, залежності між вузлами та компонентами, зображення яких теж можуть бути присутніми на діаграмах розгортання.

З'єднання є різновидом асоціації і зображаються відтинками ліній без стрілок. Наявність такої лінії вказує на необхідність організації фізичного каналу для обміну інформацією між відповідними вузлами. Характер з'єднання може бути додатково специфікований приміткою, поміченою значенням або обмеженням.

Окрім з'єднань на діаграмі розгортання можуть бути присутніми відношення залежності між вузлом і розгорненими на ньому компонентами. Подібний спосіб є альтернативою вкладеному зображенню компонентів всередині символу вузла, що не завжди зручно, оскільки робить цей символ надмірно об'ємним. Тому при великій кількості розгорнутих на вузлі компонентів відповідну інформацію можна подати у формі відношення залежності.

Діаграма розгортання розроблюваної ІС наведена на рис. 3.4. На цій схемі розгортання пояснюється, як моделювання виконується на робочих станціях з операційною системою. За допомогою мови програмування Python 3.7.4 створюються два типи файлів, названі `stationarypennes.json` та `stationarypennesassessment.json`, де два файли знаходяться у форматі `.json`. Обидва файли містять дані з бази даних Ella. Потім можна візуалізувати за допомогою програми Paraview.

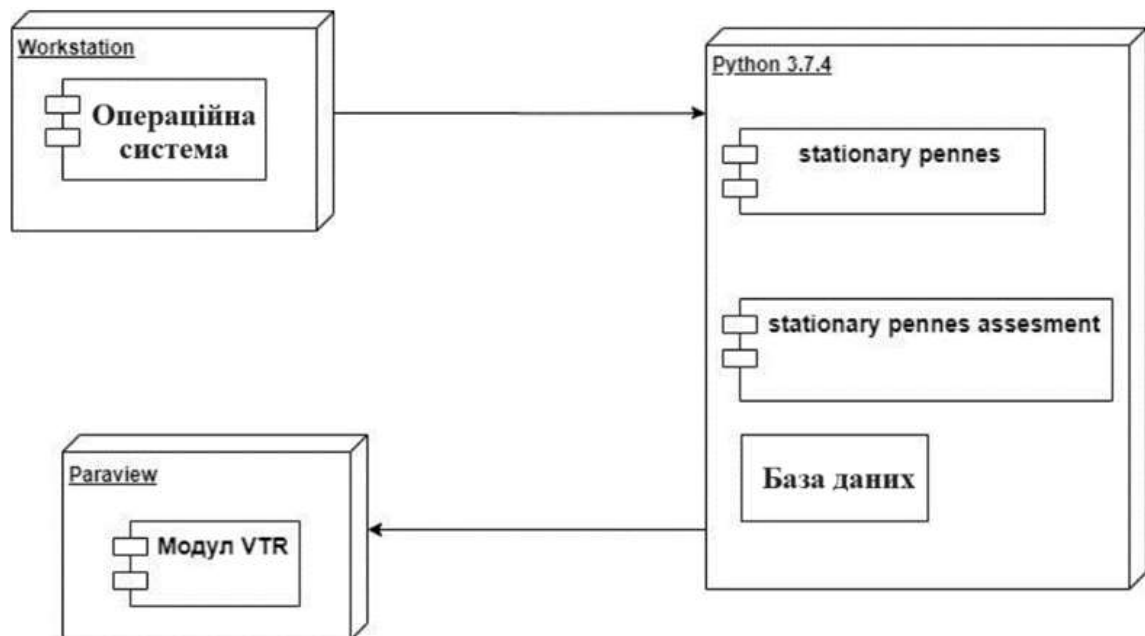


Рисунок 3.4 – Діаграма розгортання процесу моделювання

3.5 Вибір мови програмування та прикладного програмного забезпечення

3.5.1 Мова програмування Python 3.7.4

Python 3.7.4 є четвертим технічним релізом Python 3.7. Серія Python 3.7 містить безліч нових функцій та оптимізацій. Серед основних нових функцій у Python 3.7 є:

- PEP 539, новий C API для локального зберігання потоків;
- PEP 545, переклади документації на Python;
- нові переклади документації: японська, французька та корейська мови;
- PEP 552, детерміновані файли%
- PEP 553, вбудована точка зупинки ()
- PEP 557, класи даних;
- PEP 560, підтримка ядра для набору модуля і загальних типів;
- PEP 562, налаштування доступу до атрибутів модуля ОПТОСОЗ 563, відкладена оцінка анотацій;
- PEP 567, контекстні змінні;
- відмова від використання ASCII як кодування тексту за замовчуванням (PEP 538, застаріла локаль мови C і PEP 540, примусовий режим виконання UTF-8);
- природа збереження порядку вставки об'єктів dict тепер є офіційною частиною специфікації мови Python;
- користувач Windows змінено в 3.7.4 OpenSSL було оновлено з 1.1.0 до 1.1.1 та SQLite оновлено до 3.28.0;
- двійкові файли для AMD64 також будуть працювати на процесорах, що реалізують архітектуру Intel 64. (Також відома як архітектура "x64" і раніше відома як "EM64T" та "x86-64".);

- тепер існують веб-інсталюатори для платформ Windows; інсталюатор буде завантажувати необхідні програмні компоненти під час інсталюації;
- існують поширені zip-файли, що містять збірки Windows, що дозволяє легко розповсюджувати Python як частину іншого пакета програмного забезпечення [27].

3.5.2 Об'єктна нотація JSON JavaScript

JSON JavaScript об'єктна нотація – це синтаксис для зберігання та обміну даними. JSON - це текст, написаний за допомогою нотації JavaScript. Під час обміну даними між браузером та сервером ці дані можуть бути лише текстовими. JSON - це текст, і ми можемо перетворити будь-який об'єкт JavaScript на JSON і відправити JSON на сервер. Ми також можемо конвертувати будь-який JSON, отриманий з сервера, на об'єкти JavaScript. Таким чином, ми можемо працювати з даними як об'єктами JavaScript, без складного синтаксичного аналізу та перекладів [28]. JSON побудований на двох конструкціях:

- набір пар ім'я / значення. У різних мовах це реалізовано як об'єкта, записи, структури, словника, хеш-таблиці, ключового списку чи асоціативного масиву;
- упорядкований перелік значень. У більшості мов це реалізується як масиву, вектора, списку чи послідовності.

Це – універсальні структури даних. Практично всі сучасні мови програмування підтримують в тій чи іншій формі. Цілком логічно, що формат даних, який взаємозамінний з мовами програмування, також заснований на цих структурах.

У JSON вони набувають таких форм: об'єкт — це неупорядкований набір пар ім'я/значення. Об'єкт починається з {ліва дужка і закінчується} права дужка. За кожним ім'ям слідує: двокрапка, а пари ім'я / значення поділяються комою [28].

3.5.3 Програма ParaView

ParaView – це мульти-платформна програма для аналізу та візуалізації даних з відкритим вихідним кодом. Користувачі ParaView можуть швидко створювати візуалізації для аналізу своїх даних за допомогою якісних та кількісних методів. Дослідження даних може бути виконане інтерактивно у 3D або програмне з використанням можливостей пакетної обробки ParaView. ParaView розроблений для аналізу надзвичайно великих наборів даних із використанням обчислювальних ресурсів розподіленої пам'яті. Він може працювати на суперкомп'ютерах для аналізу наборів даних petascale, а також на ноутбуках для більш дрібних даних. ParaView – це платформа програм, а також програма "під ключ". Кодова база ParaView розроблена таким чином, що всі її компоненти можуть бути використані для швидкої розробки вертикальних додатків. Така гнучкість дозволяє розробникам ParaView швидко розробляти програми, що мають специфічні функціональні можливості для конкретної предметної області. ParaView працює на розподіленій та загальній пам'яті паралельних та однопроцесорних систем. Він був успішно розгорнутий на Windows, Mac OS X, Linux, SGI, IBM Blue Gene, Cray та різних робочих станціях Unix, кластерах та суперкомп'ютерах. Під капотом ParaView використовує інструментарій візуалізації (VTK) як механізм обробки та візуалізації даних і має інтерфейс користувача, написаний з використанням Qt® мети команди ParaView включають наступне [29]:

- розробка мультиплатформної програми візуалізації з відкритим вихідним кодом;
- підтримка розподілених обчислювальних моделей обробки великих наборів даних;

- відкритий, гнучкий та інтуїтивно зрозумілий інтерфейс користувача;
- розробка архітектури, що розширюється, на основі відкритих стандартів.

Приклад візуалізації проєкції антен-аплікаторів на поверхню моделі голови за допомогою програмного забезпечення Paraview показано на рис. 3.5.

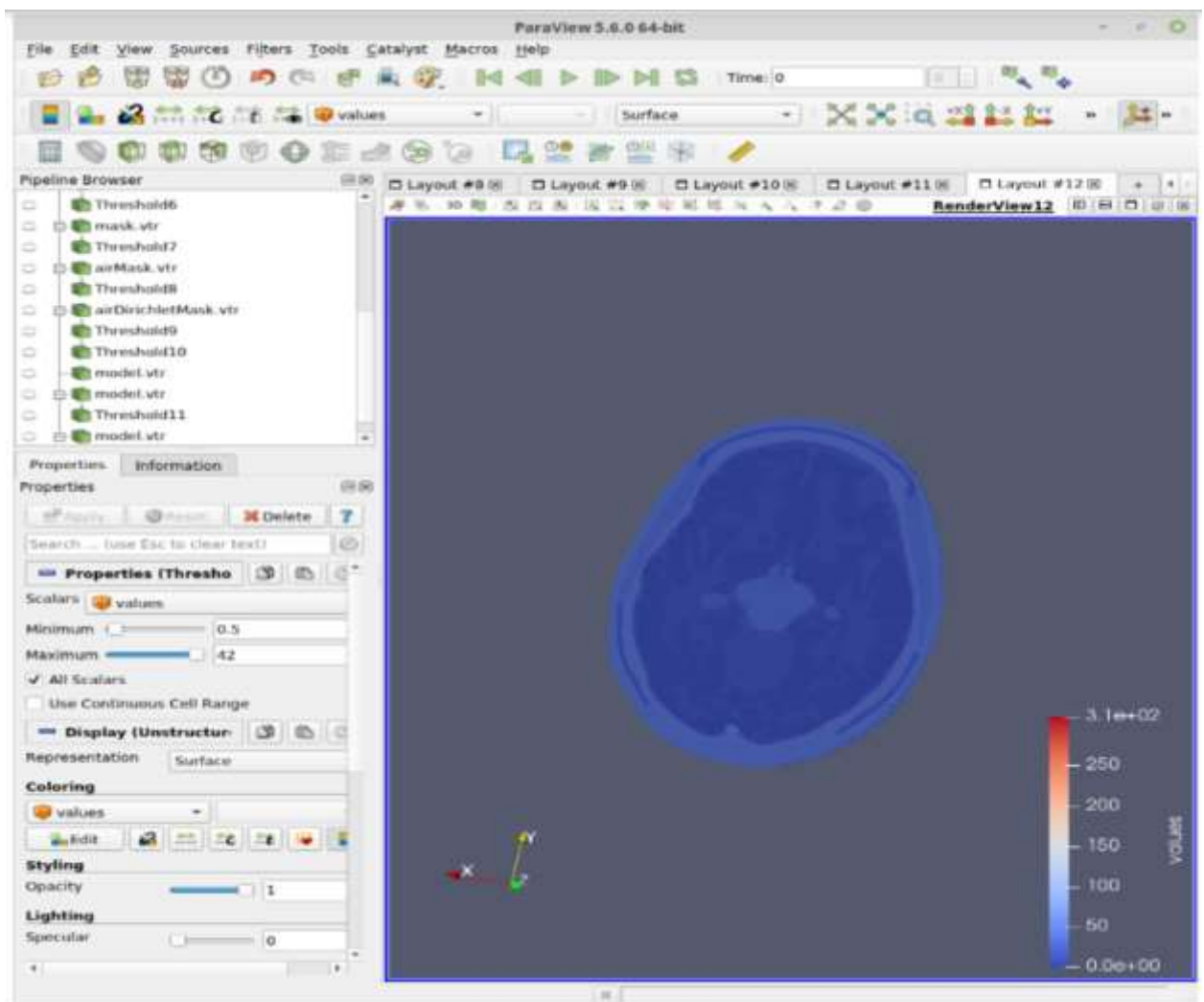


Рисунок 3.5 – Приклад результатів моделювання (Paraview).

3.5.4 Модельна сітка

В якості модельної сітки використовувалася коробчаста сітка, вбудована у FENICS. Тетраедр – це основний елемент об'єму у такій сітці. Сітка дозволяє бути прямокутною призму, розділену на кілька однакових прямокутних призм меншого розміру. Крім того, кожна прямокутна призма представлена 6 тетраедрами. Сітка моделі була розташована так, що кожна вершина кожного тетраедра розташовувалася в центрі вокселя моделі.

Для моделювання процесу розподілу тепла було написано програму мовою python 3.7.5.

Програма візуалізації Paraview використовується для візуалізації результатів тривимірного моделювання зі складною геометрією.

4 ОЦІНКА РАДІОЯРКІСНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ ЛЮДИНИ ІЗ ВИКОРИСТАННЯМ РОЗРОБЛЕНОГО ПРОГРАМНОГО ЗАСОБУ

Чисельне моделювання – це генерація фізичного, концептуального чи математичного уявлення реального явища, яке важко спостерігати безпосередньо. Наукові моделі використовуються для пояснення та прогнозування поведінки реальних об'єктів чи систем та використовуються у різних наукових дисциплінах, починаючи від фізики та хімії до екології та наук про Землю.

4.1 База даних моделей пацієнтів

Більшість анатомічних моделей отримують на основі обробки результатів МРТ добровольців-випробуваних: ця обробка включає автоматичну сегментацію зображення, що дозволяє розрізняти біологічні тканини відносно один одного, та подальшу ручну сегментацію за допомогою кількох фахівців з анатомії людини.

Доцільно використати матеріал під назвою віртуальне населення (ViP) із бази даних, наданої фондом IT'IS. Цей ViP є набором деталізованих анатомічних моделей високої роздільної здатності, створених на основі даних магнітно-резонансних зображень добровольців. Це стало стандартом застосування біофізичного моделювання. Ми використовуємо модель ViP 2.0 віртуальної сім'ї: Елла, Дюк, Біллі та Телоніус. ViP 2.0 складається із спрощених файлів САПР, оптимізованих для моделювання кінцевих елементів у сторонніх компаніях, таких як ANSYS та CST.

В якості моделі використовуємо дані джерела [30].

Розмір моделі вокселя становить 1 мм 1 мм 1 мм, що дозволяє описувати будову людського тіла без небажаних спрощень при

моделюванні фізичних процесів. Такий підхід не лише підвищує адекватність результатів моделювання, а й дає можливість вивчати характеристику мікрохвильового випромінювання головного мозку людини залежно від статевих та вікових відмінностей. Електрофізичні характеристики мозкової тканини, використані при моделюванні, були отримані експериментально відомими дослідниками в галузі медичної радіофізики (рис. 4.1).

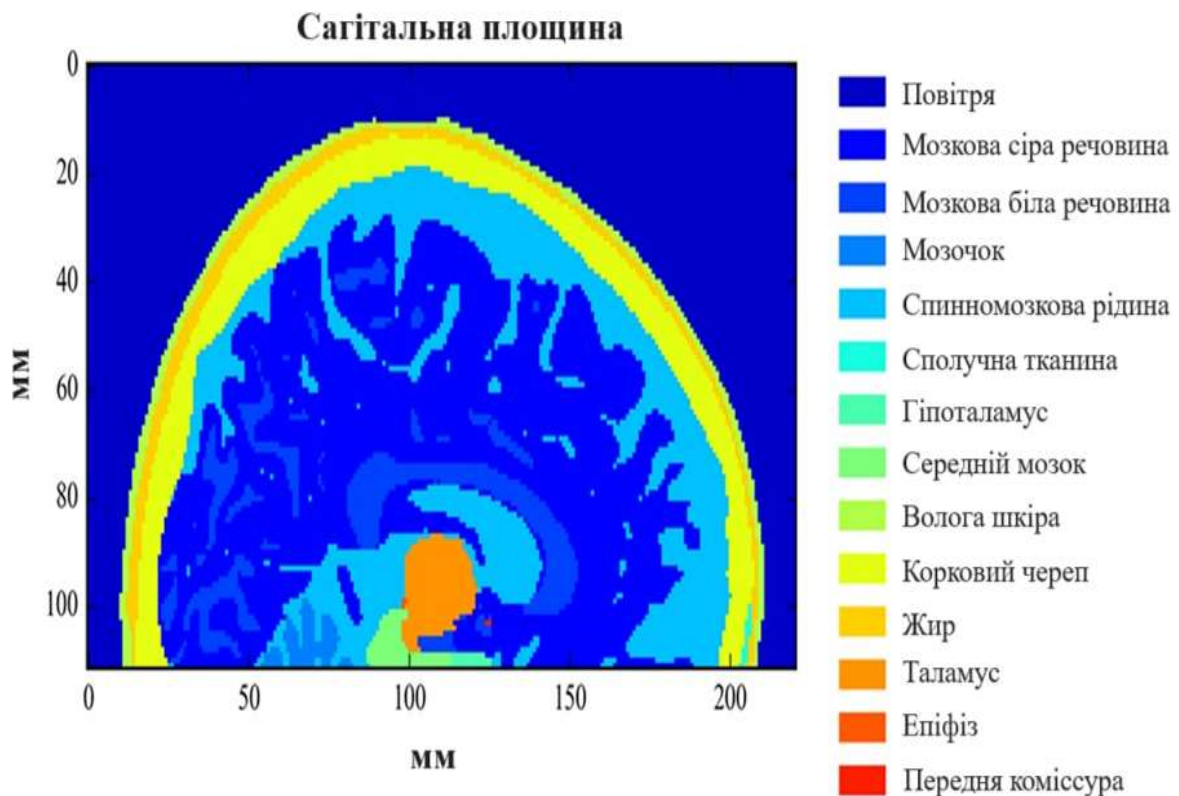


Рисунок 4.1 – Сагітальний план моделі голови

Для зниження обчислювальних витрат на процес моделювання з повнотілою моделлю було обрано верхню частину голови (верхня півсфера), обмежену горизонтальною площиною, що проходить через центри очних яблук у даній моделі. Розмір моделі зрізу голови становив 167 x 221 x 112 мм. Модель голови включала 17 видів біологічних тканин.

1. Щільність (ρ), теплоємність (C), швидкість тепловиділення (Q_{met}), швидкість теплопередачі (ν), теплопровідність (χ). Ці дані використовуються для моделювання термодинамічної температури;

2. Електрична провідність $\sigma(\omega)$ та діелектрична проникність $\epsilon(\omega)$ залежать від частоти. Ці дані використовуються для моделювання МВТ.

4.2 Оцінка радіояркісної температури головного мозку людини із використанням розробленого програмного засобу

Завдання моделювання виконуються у програмному забезпеченні (ПЗ) Paraview - мультиплатформний додаток для аналізу та візуалізації даних з відкритим вихідним кодом. Користувачі ParaView можуть швидко створювати візуалізації для аналізу своїх даних за допомогою якісних та кількісних методів.

На першому етапі в якості моделі людської голови було взято жіночу модель віртуального населення Ella з даних відсканованого тіла з бази даних IT'IS Foundation. Модель була отримана за допомогою магнітно-резонансної томографії людського тіла та сегментації даних томографії, в результаті чого вийшла тривимірна модель, що являє собою сукупність кубів розміром $1\text{мм} \times 1\text{мм} \times 1\text{мм}$ – вокселів, кожен воксель відповідає певній біологічній тканині та зберігає її властивості.

Для отримання людської моделі саме в області голови, вихідна модель Ella була усічена в цій області так, щоб в модель було повністю включено поперечний переріз голови. В якості моделі дослідження було обрано верхню частину голови (верхня півсфера), обмежену горизонтальною площиною, що проходить через центри очних яблук у цій моделі. Розмір моделі зрізу голови становив $167 \times 221 \times 112$ мм. Модель голови містить 17 видів біологічних тканин.

Воксельна модель голови була перетворена в STL-файли, кожен з яких представляв окрему біологічну компоненту з перерахованих вище для забезпечення можливості рішення моделі в програмному забезпеченні Paraview. Ця процедура виконувалася за допомогою алгоритму, реалізованого в Python та дистрибутива Anaconda. Отримані STL-файли імпортувалися в програмне забезпечення Paraview, кожен STL-файл встановлювався відповідно до своєї біологічної тканини.

На другому етапі для отримання оцінок у різних областях верхньої півсфери було побудовано 15 зрізів у напрямку від точки дотику AA до центру голови з кроком 2 см по поверхні шкіри. На рис. 2.4. показано схематичне зображення голови із зазначенням положень цих проекцій (r1-13, Vprobe, Hprobe). Також на рисунку показано діаграму розподілу напруженості електромагнітного поля по глибині у проекції для 15 ділянок.

На третьому етапі після підготовки всіх компонентів для процедури моделювання було проведено налаштування процесу моделювання.

На четвертому етапі були визначені межеві умови для чисельно рішення рівняння рівняння біотепла Пеннеса (яке представлено у загальному вигляді формулою (2.3)). Були використані граничні умови моделі Діріхле та Робіна (рис. 4.2).

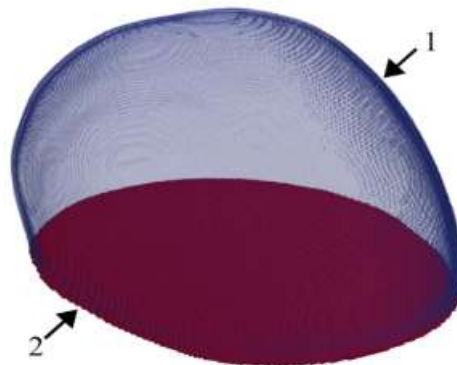


Рисунок 4.2 – Межеві умови моделі:

1 - кордон Робіна, 2 - кордон Діріхле

Ітераційний вирішувач `gmres` був використаний для вирішення диференціального рівняння, заснованого на узагальненому мінімальному залишковому методі [31].

На п'ятому етапі в результаті застосування МКЕ побудували сітку досліджуваного о'єкта, таким чином, що в ізоморфних областях вона грубіша, а в областях, де розташовані різні типи компонентів і в областях інтересу, тобто в областях розташування нервів – більш часта.

Оскільки, метою дослідження було дослідження моделювання за різних конфігурацій, то процес моделювання на шостому етапі проводився за допомогою скриптів, що дозволяють послідовно запускати розрахунок моделей при різних конфігураціях електродів. Для запуску декількох моделей було сформовано скрипти, що дозволяють одночасно запускати кілька моделей і конвертувати результати моделювання у формат `.json` для зручності обробки результатів.

Чисельні обчислення розподілу 3D температури по поверхнях і глибоко в тканинах голови при зміні параметрів системи рівнянь (2.5), виконані з використанням Paraview, представлені на рис. 4.3

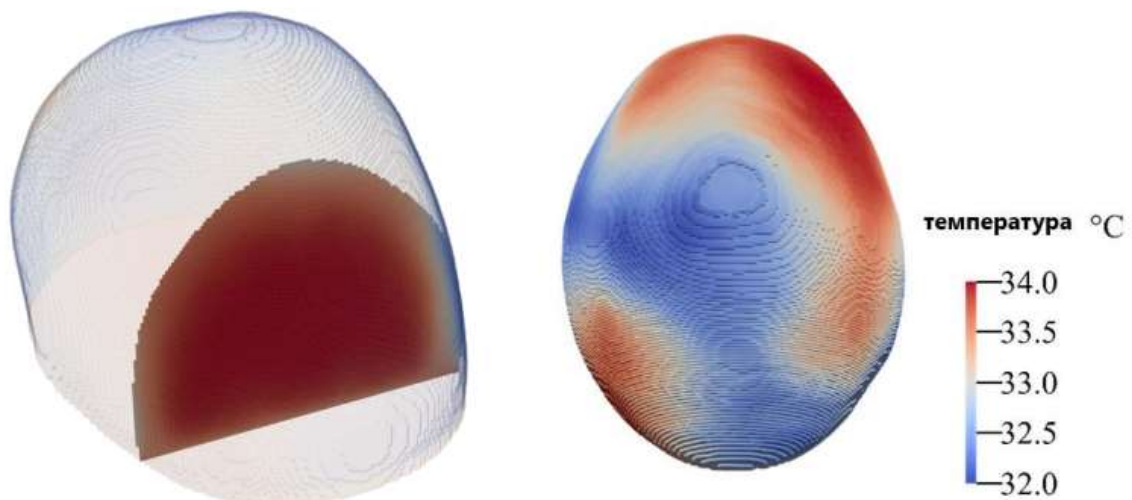


Рисунок 4.3 – Термодинамічний розподіл температури T моделі голівки.

Нижче представлені чисельні результати однорідної тривимірної моделі мозку (рис. 4.4 – 4.7). Використовуються розміри середнього мозку дорослої людини (довжина 167 мм, ширина 140 мм, висота 93 мм, об'єм 1400 см^3) [4].

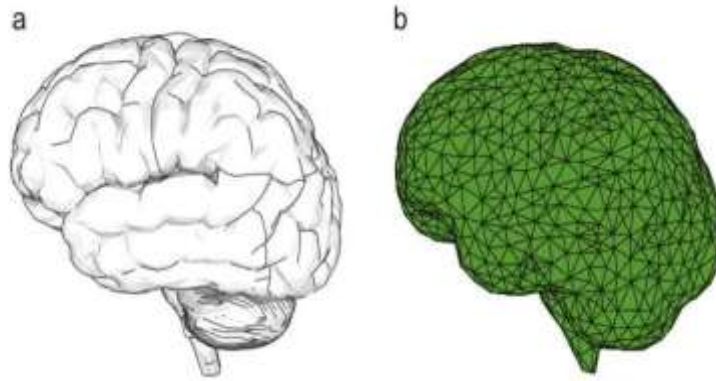


Рисунок 4.4 – Моделювання мозку людини

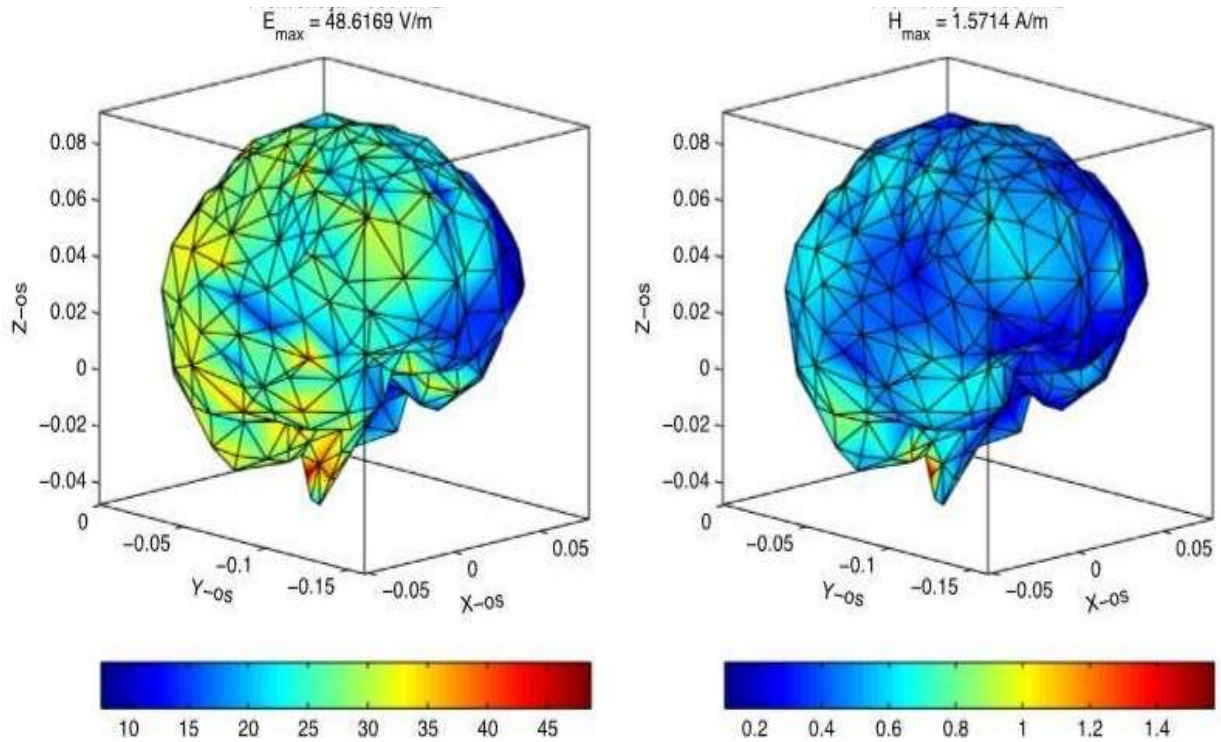


Рисунок 4.5 – Розподіл електричних та магнітних полів на поверхні мозку

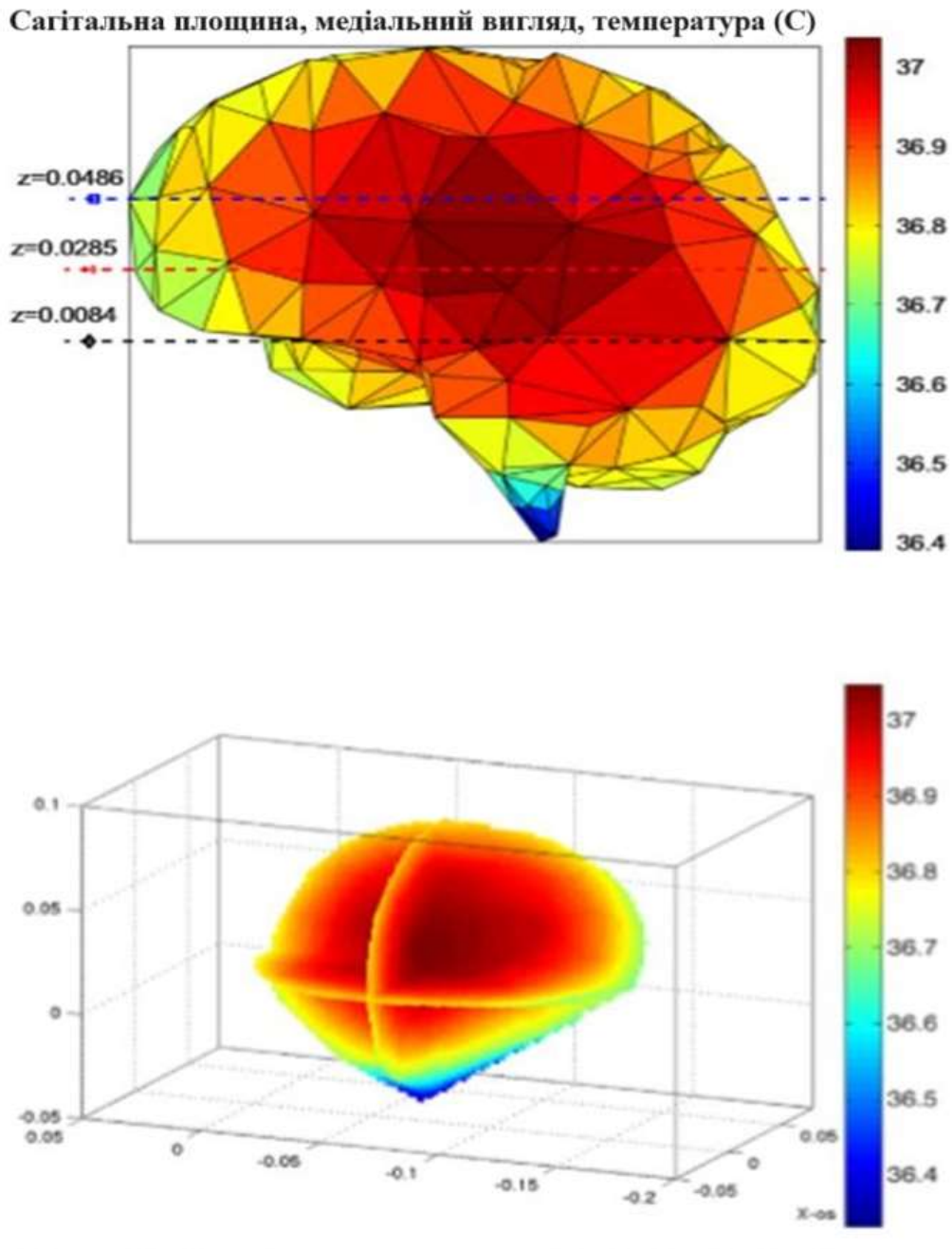


Рисунок 4.6 – Градієнти температури мозку

HFSS-simulated SAR із 2.5 см діаметр колоди спіральної антени на модель голови людини. Моделювання, виконане на частоті центральної смуги 1,35 ГГц, показує, що радіометр чутливий до температури шкіри голови (максимальний SAR та отримана потужність у червоному кольорі), але отримує значну частину енергії на 1,35 ГГц від тканин мозку усередині черепа [6].

Чисельні оцінки дослідження змін НВЧ випромінювання Тх на виході НВЧ радіометра представлені в таблицях 4.1 – 4.2. При цьому швидкість ω в артеріального кровотоку і метаболічного тепловиділення Q_{met} варіюються на 7% і 13% від стандартних параметрів моделі параметрів на 30%.

Таблиця 4.1 – Отримані оцінки моделювання радіояркісної температури по тканинам

	Hprobe	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10	R11	R12	R13	Vprobe
Нормаль	307,31	308,35	307,03	305,56	304,26	305,03	305,13	306,65	307,76	307,92	308,00	308,18	308,48	308,35	308,65
Мозкова сіра речовина HGR 0,7	307,27	308,31	307,00	305,52	304,22	304,99	305,08	306,61	307,71	307,87	307,95	308,13	308,43	308,31	308,60
Мозкова сіра речовина HGR 1,3	307,34	308,38	307,06	305,60	304,29	305,08	305,17	306,69	307,80	307,97	308,05	308,23	308,52	308,38	308,71
Мозкова сіра речовина HTR 0,7	307,31	308,36	307,02	305,53	304,21	304,98	305,08	306,63	307,76	307,93	308,01	308,19	308,49	308,36	308,67
Мозкова сіра речовина HTR 1,3	307,31	308,34	307,04	305,59	304,29	305,08	305,16	306,67	307,76	307,92	307,99	308,17	308,47	308,34	308,65
Спинномозкова речовина HGR 0,7	307,31	308,35	307,03	305,56	304,26	305,03	305,13	306,65	307,76	307,92	308,00	308,18	308,48	308,35	308,65
Спинномозкова речовина HGR 1,3	307,31	308,35	307,03	305,56	304,26	305,03	305,13	306,65	307,76	307,92	308,00	308,18	308,48	308,35	308,65
Спинномозкова речовина HTR 0,7	307,31	308,35	307,03	305,56	304,26	305,03	305,13	306,65	307,76	307,92	308,00	308,18	308,48	308,35	308,65
Спинномозкова речовина HTR 1,3	307,31	308,35	307,03	305,56	304,26	305,03	305,13	306,65	307,76	307,92	308,00	308,18	308,48	308,35	308,65
Волога шкіра HGR 0,7	307,29	308,34	307,02	305,55	304,25	305,02	305,12	306,64	307,74	307,91	307,98	308,16	308,47	308,34	308,64
Волога шкіра HGR 1,3	307,32	308,36	307,04	305,57	304,27	305,04	305,14	306,66	307,77	307,94	308,01	308,19	308,49	308,36	308,67
Волога шкіра HTR 0,7	307,08	308,25	306,88	305,33	303,95	304,77	304,86	306,40	307,54	307,75	307,84	308,04	308,38	308,25	308,50

Як показують результати, представлені в таблицях 4.1 і 4.2, анатомічна гетерогенність тканини мозку в умовах (Від r1 до r13, vprobe і hprobe), де радіояркісна температура змінюється, зміни температури не перевищують $\pm 0,3$ К по поверхні. Ці оцінки зроблено за умови, що температура навколишнього середовища підтримується в межах $\pm 5,0$ К. Це умови відповідає вимогам проведення досліджень у нормальних лабораторних умовах та мінімізує вплив температури навколишнього середовища на зміни термодинамічної температури глибоких структур.

Таблиця 4.2 - Зміна оцінок радіояркості температур

	Hpro be	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10	R11	R12	R13	Vpro be
Delta															
Мозкова сіра речовина HGR 0,7	-0,04	- 0,03	- 0,03	- 0,04	- 0,04	- 0,04	- 0,04	- 0,04	- 0,04	- 0,05	- 0,05	- 0,05	- 0,05	- 0,03	-0,06
Мозкова сіра речовина HGR 1,3	0,04	0,03	0,03	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04	0,05	0,05	0,05	0,05	0,03	0,06
Мозкова сіра речовина HTR 0,7	0,00	0,01	- 0,01	- 0,03	- 0,05	- 0,06	- 0,04	- 0,02	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02
Мозкова сіра речовина HTR 1,3	0,00	0,00	0,01	0,03	0,03	0,04	0,03	0,02	0,00	0,00	0,00	0,00	- 0,01	0,00	-0,01
Спинномозкова речовина HGR 0,7	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Спинномозкова речовина HGR 1,3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Спинномозкова речовина HTR 0,7	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Спинномозкова речовина HTR 1,3	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Волога шкіра HGR 0,7	-0,02	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,02	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	- 0,01	-0,01
Волога шкіра HGR1,3	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
Волога шкіра HTR 0,7	-0,23	- 0,10	- 0,15	- 0,23	- 0,31	- 0,27	- 0,27	- 0,25	- 0,21	- 0,17	- 0,15	- 0,13	- 0,10	- 0,10	-0,15
Волога шкіра HTR1,3	0,19	0,09	0,14	0,21	0,28	0,24	0,24	0,22	0,18	0,15	0,13	0,12	0,09	0,09	0,13

Там є HGR (Heat Generation Rate) це внаслідок низки хімічних реакцій, що відбуваються в живих клітинах, і відбувається перфузія крові за рахунок енергетичного обміну між живою тканиною та кровотоком через дрібні судини у живій тканині.

HTR (Heat Transfer Rate) передача біотепла є визначення властивостей живої тканини (наприклад, шкіри, жиру, м'язів, кісток і крові), таких як питома вага, питома теплоємність і теплопровідність [32].

Braingreymatter найбільша відмінність 0,4 і кожен результат має - 0.04.

Cerebrospinalfluid у цьому параметрі не має жодної зміни, тому що температура там постійна.

Skinwet мають найбільшу різницю, тому що шкіра є зовнішньою частиною, тому вона має найдинамічніші зміни серед всіх

Анатомічна гетерогенність тканин, що утворює градієнт термодинамічної температури до 1,5-2,0 К на поверхні голови. На цей градієнт впливають як температура навколишнього середовища, так і зміни теплообміну з навколишнім середовищем, які також визначаються T_0 температури навколишнього середовища, змінами параметрів швидкості і температури T_a артеріальної крові. Відомо, що за контактними вимірами для термонеітральних зон термодинамічна температура може змінюватися не більше ніж (0,05-0,06) К.

На рис. 4.9 представлені результати оцінок розподілу термодинамічної температури T на 15 ділянках головки, що визначаються центрами розташування АА на поверхні головки від r_1 до r_{13} , h_{probe} та v_{probe} .

На сьомому етапі для кожного зрізу 3D-моделі розподілу радіояркисної температури головного мозку людини за допомогою розробленого програмного засобу були визначені значення класифікаційних ознак: середні значення функцій яскравості $a(z)$ пікселів виділених підобластей, середні значення функцій колірних складових пікселів $r(z)$, $g(z)$, $b(z)$, коефіцієнти кореляції між функціями $a_{il}(z)$ та $a_{ir}(z)$, $r_{il}(z)$ та $r_{ir}(z)$, $g_{il}(z)$ та $g_{ir}(z)$, $b_{il}(z)$ та $b_{ir}(z)$, які відносяться до різних зрізів, де i – номер сектора, l – ліва частина, r – права частина.

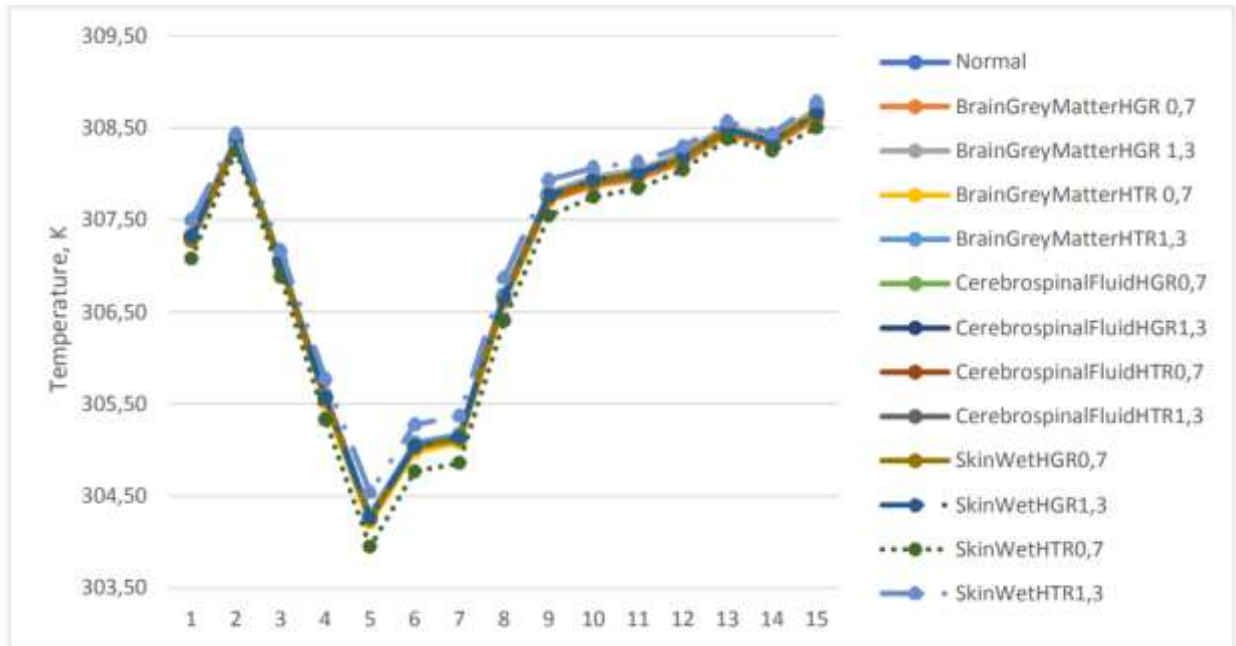


Рисунок 4.9 – Термодинамічний розподіл температури для 15 секцій.

Після цього за допомогою розробленого програмного засобу була проведена оцінка радіяркисної температури двох обстежуваних груп:

- 1 – без патології головного мозку,
- 2 – з онкологічними утвореннями в глибоких структурах головного мозку.

В результаті застосування розробленого програмного засобу вдалося визначити необхідні апріорні й апостеріорні ймовірності для подальшої класифікації пацієнтів контрольної групи.

За результатами застосування розробленого програмного засобу оцінки радіяркисної температури головного мозку контрольної групи обстежуваних було коректно класифіковано 92,7 % випадків.

Варто відзначити, що коливання мікрохвильового випромінювання мозку є не тільки результатом термічних процесів у його тканинах, але визначаються динамікою його процесів терморегуляції і є показником змін фізіологічних процесів, що відбуваються в ньому. Температура мозку не

стабільна і коливається в межах 2-3 градусів Цельсія за фізіологічних умов, змін умов навколишнього середовища або інтенсивної фізичної активності [33]. Це потребує додаткових досліджень та верифікації, які не вдалося провести в умовах дистанційної освіти.

ВИСНОВКИ

Була проведена розробка методу та засобу оцінки радіояркісної температури головного мозку людини. Усі поставлені у роботі завдання виконані.

Проведено огляд механізмів теплообміну тіла людини з довкіллям. Параметри коливань радіояркісної температури головного мозку є не тільки результатом термодинамічних процесів у тканинах голови, але визначаються динамікою процесів терморегуляції і можуть бути показником змін фізіологічних процесів, що відбуваються в ньому.

Розроблено метод оцінки радіояркісної температури головного мозку людини, який базується на комплексному застосуванні моделі Пеннеса теплопостачання органів людини, методу кінцевих елементів, методу послідовного застосування формули гіпотез Байєса, який дозволив виділити пацієнтів, що мали онкологічні утворення в глибоких структурах головного мозку.

Отримані результати чисельних оцінок моделювання розподілу радіояркісної на 15 проекціях на поверхні голови із заданими параметрами при фізіологічній нормі мають градієнт температур, що визначається геометрією реального МРТ зображення голови людини, що не перевищує $\pm 0,3$ К.

Різниця температур між кожною ділянкою мозку та артеріальною кров'ю завжди залишалася позитивною та відносно однаковою.

Як показали результати моделювання, існує залежність зміни параметра кровотоку при локальному підвищенні температури в тканинах шкіри.

За результатами застосування розробленого програмного засобу оцінки радіояркісної температури головного мозку контрольної групи обстежуваних було коректно класифіковано 92,7 % випадків.

Параметри коливань радіояркості температури головного мозку є не тільки результатом термодинамічних процесів у тканинах голови, але визначаються динамікою процесів терморегуляції і можуть бути показником змін фізіологічних процесів, що відбуваються в ньому.

Проте, температура поверхні голови не стабільна і може коливатися в межах 2-3 градусів Цельсія при фізіологічно нормальних умовах, під час змін умов навколишнього середовища або інтенсивної фізичної активності. Це потребує додаткових досліджень та верифікації.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Радіометричні НВЧ методи та засоби вимірювання фізичних величин: навч. посіб. для студ. спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка» / О. П. Яненко, С. М. Перегудов, К. Л. Шевченко ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. –Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 352 с
2. Svetkovic M. , Poljak D. и Hirata A. The electromagnetic-thermal dosimetry for the homogeneous human brain model // Engineering analysis with boundary element, 2015.
3. Мельникова Н.А. Основи медичних знань та здорового способу життя. Н.А. Мельникова, Е.А. Шамрова, Н.В. Громова. – 2007. – 148 с.
4. Svetkovic M. , Poljak D. и Hirata A. The electromagnetic-thermal dosimetry for the homogeneous human brain model // Engineering analysis with boundary element, 2015.
5. Яненко О.Ф. Мікрохвильова радіометрія у біології і медицині: структурні рішення, можливості і перспективи використання / О.Ф. Яненко //Вісник Національного технічного університету України "КПІ" Серія – Радіотехніка. Радіоапаратобудування, 2010. – №43. – С. 72-82
6. Stauffer P. R., Snow B. W. Non-invasive measurement of brain temperature with microwave radiometry: demonstration in head phantom and clinical case // The Neuroradiology Journal. 2014, т. 27, pp. 3-12.
7. Peichl M., Dill S., Jirousek M. и Sub H., Microwave Radiometry - Imaging technologies and applications. [Електронний ресурс] – Режим доступу:
http://www.qucosa.de/fileadmin/data/qucosa/documents/5521/data/WFMN07_II_C1.pdf. Дата звернення: 10.01.2024.
8. Vrba J., Vrba D. , Microwave methods for microwave medical diagnostics and treatment. [Електронний ресурс] – Режим доступу:

<http://www.ursi.org/proceedings/procGA08/papers/KP2p12.pdf>. Дата звернення: 10.01.2024.

9. Svein J, Non-invasive temperature monitoring during microwave heating applying a miniaturized radiometer. [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://www.researchgate.net/publication/221913896_Noninvasive_temperature_monitoring_during_microwave_heating_applying_a_miniaturized_radiometer. Дата звернення: 10.01.2024.

10. «Radiometer» . [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.britannica.com/technology/radiometer>. Дата звернення: 10.01.2024.

11. Злепко С.М., Коваль Л.Г., Гаврілова Н.М., Тимчик І.С., Медична апаратура спеціального призначення. Термографія та температурна топографія тіла людини. – С. 110-117.

12. Поляков В.М. Вимірювання абсолютних термодинамічних температур біологічних об'єктів радіотермічним методом. - Радіотехніка, 1998 № 8.

13. Скрипник Ю.О. Можливості та перспективи використання НВЧ-радіометрії в медицині та наукових дослідженнях / Ю.О. Скрипник, О.П.Яненко, В.П.Куценко, В. О. Іващенко // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування. – 2003. -№ 25. – С. 114-120.

14. Фрадкін С.З., Мавричев А.С., Коврікова Л.Я. та ін. Медико-технічне забезпечення загальної гіпертермії у комплексному лікуванні злоякісних новоутворень: Метод. рекомендації. - Мн.: ГУ НДІ ВМР ім. Н.М. Александрова, 2001. - 34 с.

15. Перепалов В.В. Модифікована схема нульового модуляційного методу вимірювання глибинної температури. – С. 60- 64.

16. Яненко О.П. Особливості мікрохвильових низькоінтенсивних випромінювань матеріалів для фізіотерапевтичних процедур / О.П.

Яненко, Б.І. Яворський, Р.А. Ткачук, В.П. Русинчук // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Радіотехніка. Радіоапаратобудування. – 2015. – № 60. – с. 114-121

17. Lakhssassi Ahmed Modifed pennes equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis // Natural Science. 2010. т. 2, № 12, pp. 1375-1385.

18. Kiyatkin E. A. Brain temperature: from physiology and pharmacology to neuropathology // Handbook of Clinical Neurology, Thermoregulation: From Basic Neuroscience to Clinical Neurology, Part II A.A. Romanovsky. 2018. т. 157, № 3.

19. Bioheat Transfer, Developments in Heat Transfer, Dr. Marco Aurelio Dos Santos Bernardes (Ed.) / Zolfaghari A., Maerefat M. - Rijeka: InTech Europe. 2011

20. Жеребцова О.І. Аналітичний огляд математичних моделей взаємозв'язку параметрів кровопостачання та шкірної температури // Приладобудування та біотехнічні системи, 2015.

21. Epifantsev B. N., Lozhnikov P. S., Sulavko A. E., Zhumazhanova S. S. Identification Potential of Online Handwritten Signature Verification // Optoelectronics, Instrumentation and Data Processing. 2016, № 3(52). P. 238–244. DOI: 10.3103/S8756699016030043

22. Epifantsev B. N. Arkhipov A. A. Informativeness of the facial asymmetry feature in problems of recognition of operators of ergatic systems // Optoelectronics, Instrumentation and Data Processing, 2015. Vol. 51(4). P. 346–353.

23. Діаграма послідовності. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.maxzosim.com/sequence-diagrams/>. Дата звернення: 10.01.2024.

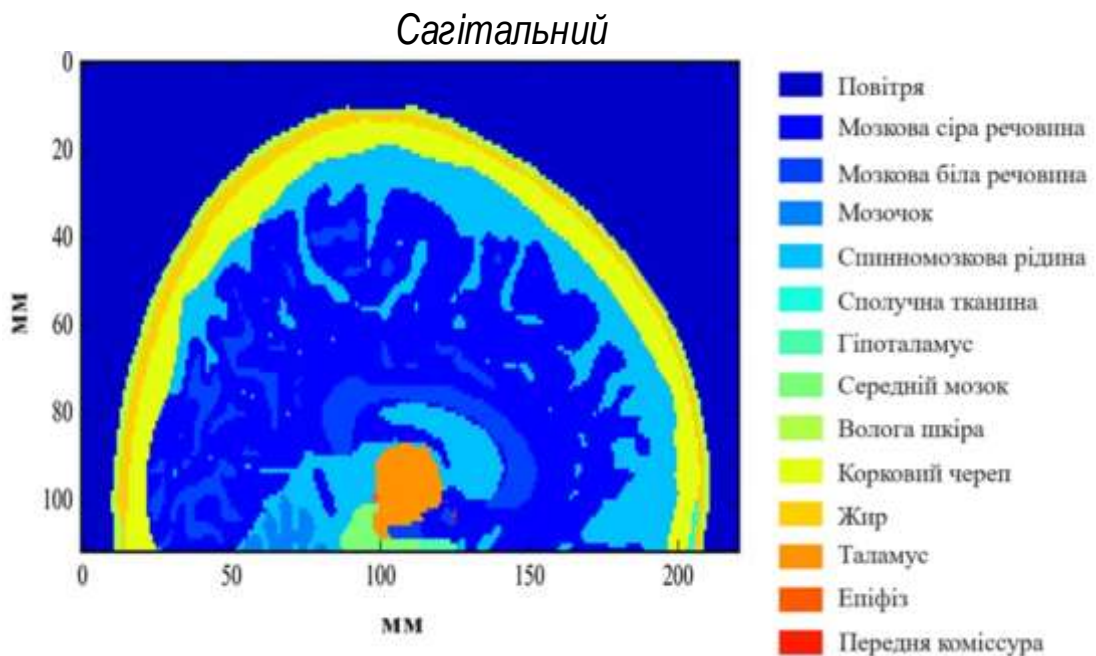
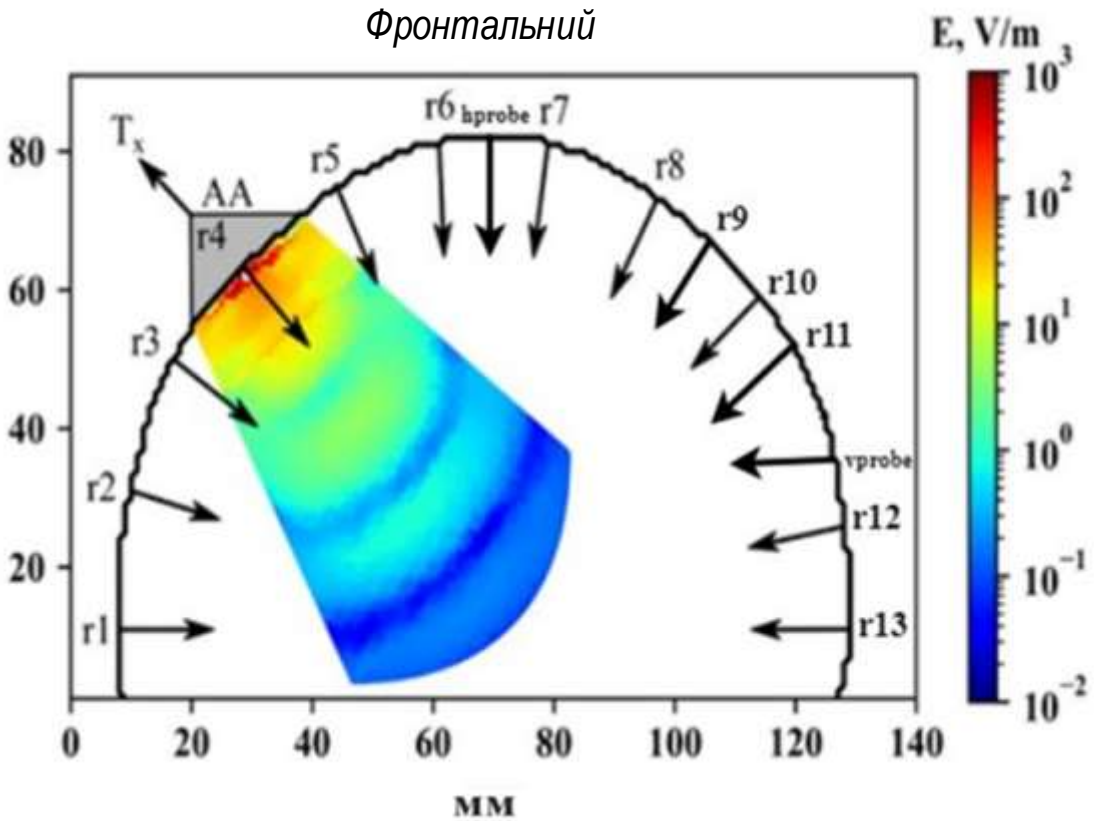
24. Діаграми класів. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://ua5.org/oop/392-diagrami-klasiv.html>. Дата звернення: 10.01.2024.

25. Діаграма розгортання. [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://ua.kursoviks.com.ua/metodychni_vkazivky/article_post/1648-laboratorna-robota-no8-na-temu-diagrama-rozgortannya-deployment-diagram. Дата звернення: 10.01.2024.
26. Systems Analysis and Design in a Changing World/ Satzinger J.W., Jackson R.B и Burd S.D., -Boston: Cengage Learning, 2000.
27. Python 3.7.4. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.python.org/downloads/release/python-370/>. Дата звернення: 10.01.2024.
28. JSON. [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://www.w3schools.com/whatis/whatis_json.asp. Дата звернення: 10.01.2024.
29. ParaView. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.paraview.org/>. Дата звернення: 10.01.2024.
30. Virtual Population. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://itis.swiss/virtualpopulation/virtual-population/overview/>. Дата звернення: 10.01.2024.
31. Kublanov V. S., Borisov V. I. Biophysical Evaluation of Microwave Radiation for Functional Research of the Human Brain // European Medical and Biological Engineering Confernce Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics EMBEC 2017, NBC 2017: EMBEC & NBC 2017 pp 1045-1048.
32. Scientific Modelling. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.britannica.com/science/scientific-modeling>. Дата звернення: 10.01.2024.
33. Kiyatkin E. A. Brain temperature: from physiology and pharmacology to neuropathology // Handbook of Clinical Neurology, Thermoregulation: From Basic Neuroscience to Clinical Neurology, Part II A.A. Romanovsky. 2018. т. 157, № 3

ДОДАТОК А

(плакат, арк. А4)

Сагітальний та фронтальний плани моделі головного мозку

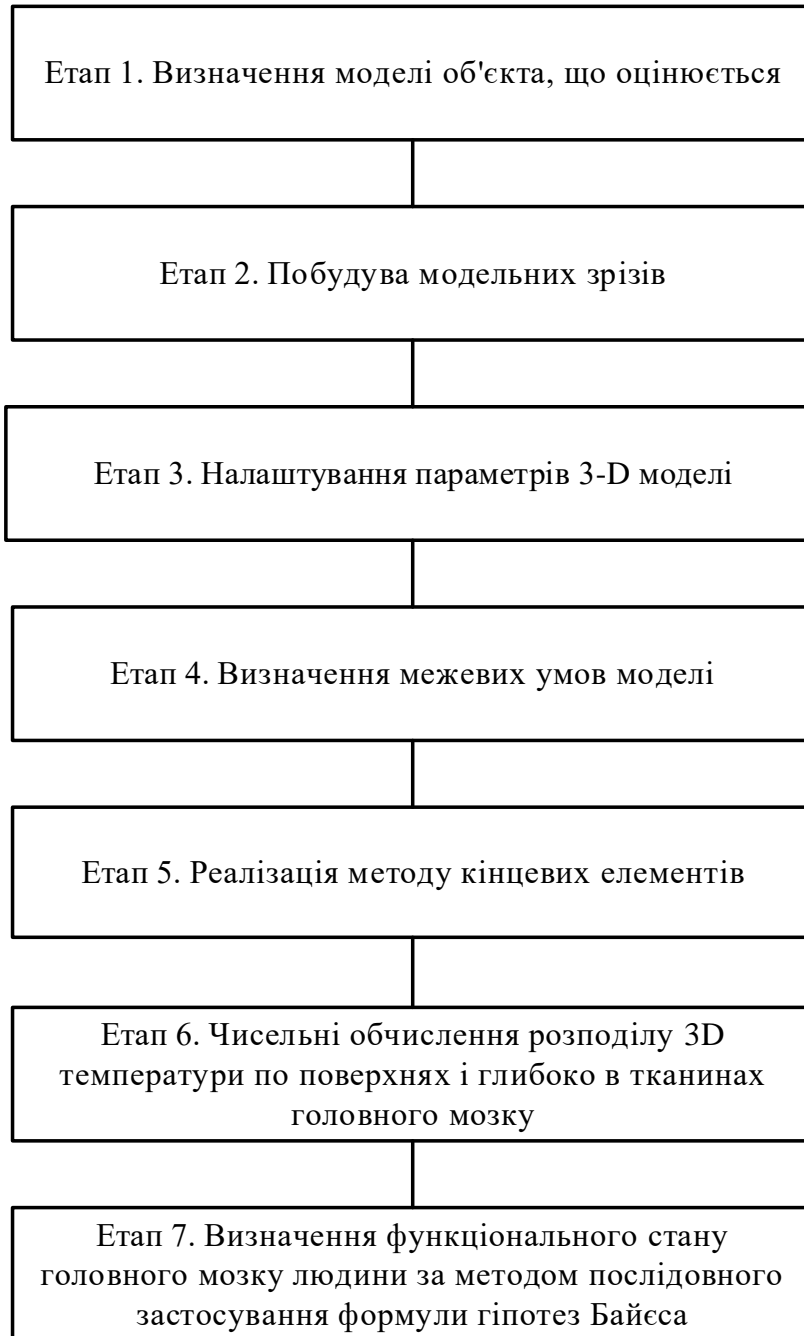


Розроб	Самофал В.В.			Розробка методу та засобу оцінки радіояркосної температури головного мозку людини
Перев.	Висоцька О.В.			
Н. контр.	Олійник В.М.			
Затверд.	Висоцька О.В.			
НАУ ХАІ Кафедра 502				

ДОДАТОК Б

(плакат, арк. А4)

Метод оцінки радіояркосної температури головного мозку людини

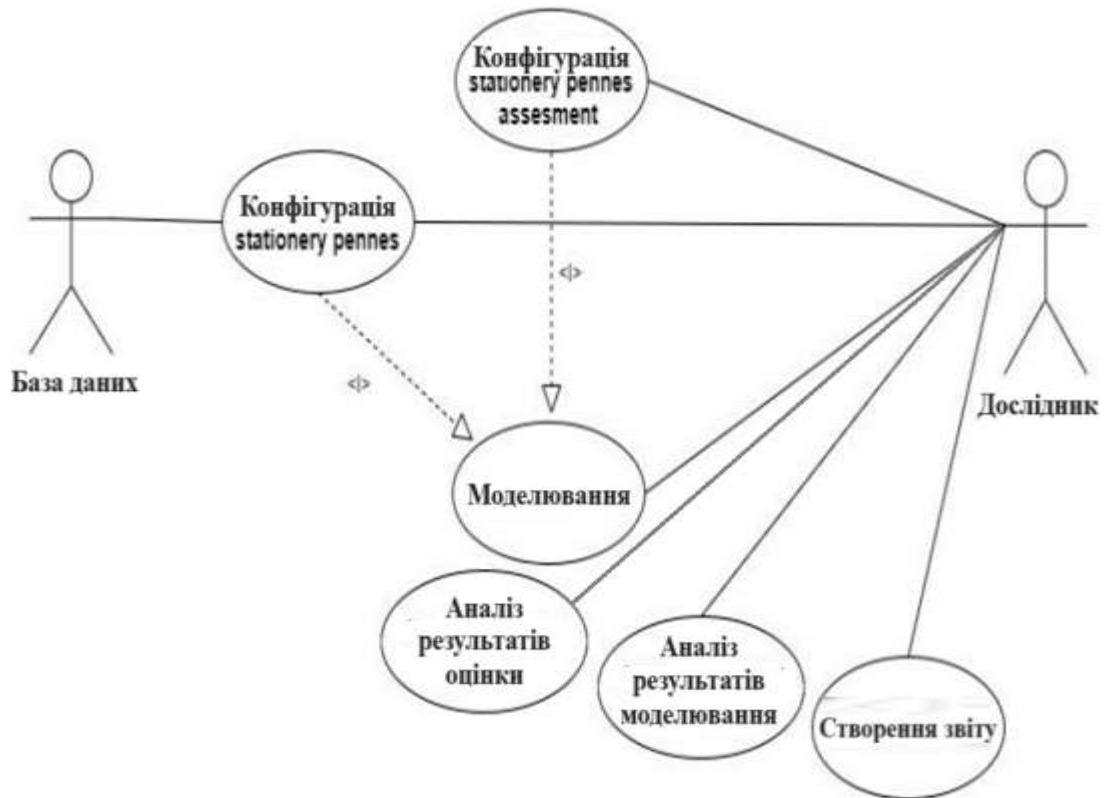


Розроб	Самофал В.В.			<i>Розробка методу та засобу оцінки радіояркосної температури головного мозку людини</i>
Перев.	Висоцька О.В.			
Н. контр.	Олійник В.М.			
Затверд.	Висоцька О.В.			<i>НАУ ХАІ Кафедра 502</i>

ДОДАТОК В

(плакат, арк. А4)

Діаграма варіантів використання

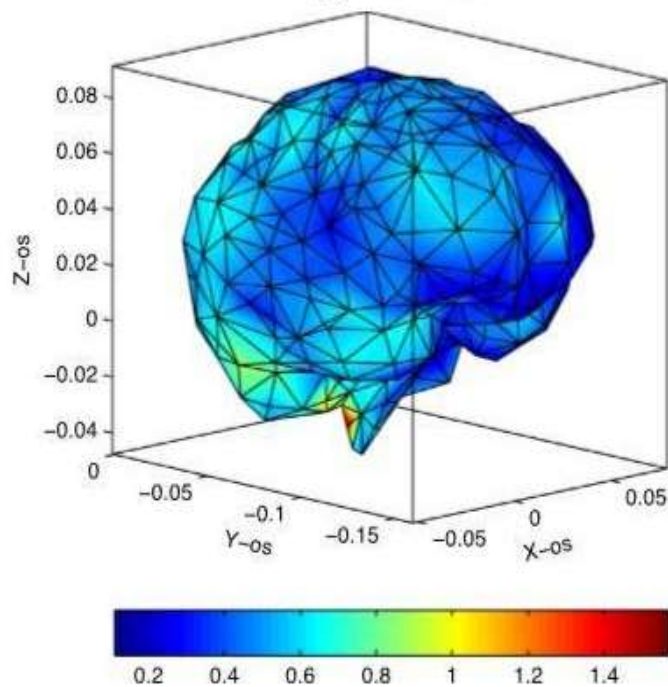
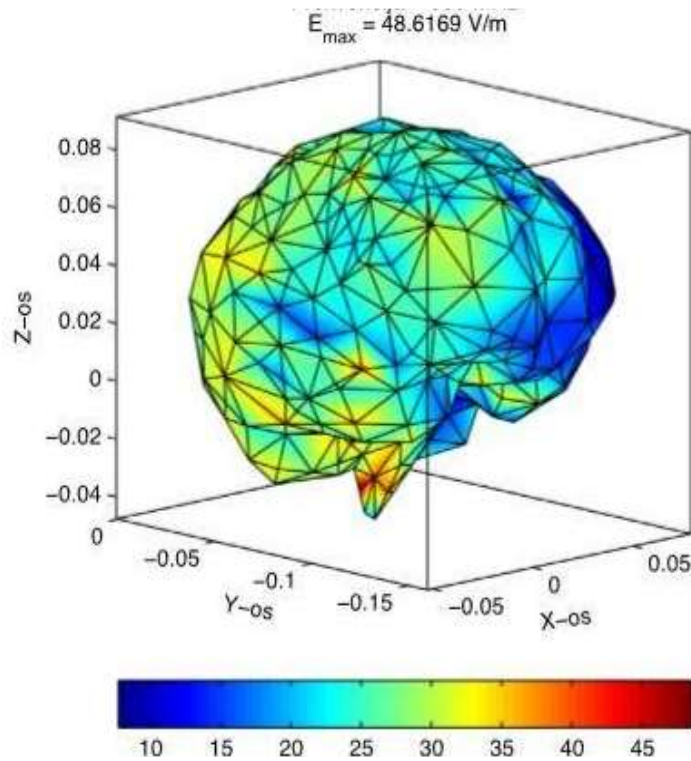


Розроб	Самофал В.В.			<i>Розробка методу та засобу оцінки радіояркості температури головного мозку людини</i>
Перев.	Висоцька О.В.			
Н. контр.	Олійник В.М.			
Затверд.	Висоцька О.В.			<i>НАУ ХАІ Кафедра 502</i>

ДОДАТОК Г

(плакат, арк. А4)

Розподіл електричних та магнітних полів на поверхні мозку



Розроб	Самофал В.В.			<i>Розробка методу та засобу оцінки радіояркосної температури головного мозку людини</i>
Перев.	Висоцька О.В.			
Н. контр.	Олійник В.М.			
Затверд.	Висоцька О.В.			<i>НАУ ХАІ Кафедра 502</i>