

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

(повна назва інституту/факультету)

кафедра БІОМЕДИЧНОЇ КІБЕРНЕТИКИ

(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено»
В.о.завідувача кафедри БМК

_____ Світлана АЛХІМОВА
(підпис) (ініціали, ПРИЗВИЩЕ)

“ _____ ” _____ грудня 2025р.

Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
за освітньо-професійною програмою **«Комп'ютерні технології в біології та медицині»**
зі спеціальності 122 **«Комп'ютерні науки»**

на тему: **Оцінка розподілу та деталізації даних кольорів у схемах
кольорового кодування перфузійних карт**

Виконав: студент II курсу, групи ЗК-41мп

КАБАЛА ІЛЛЯ ВІКТОРОВИЧ

(прізвище, ім'я, по батькові)



(підпис)

Науковий керівник: *доцент каф. біомедичної кібернетики (БМК)*
к.т.н., доцент, Алхімова Світлана Миколаївна

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по ініціалах)



(підпис)

Консультант з розділів магістерської дисертації:

(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент: *доцент каф. біомедичної інженерії, доцент, к.т.н.*

Богомолов Микола Федорович

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)



(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних посилань.

Студент _____

(підпис)



Київ – 2026 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної кібернетики

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 122 «Комп'ютерні науки»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерні технології в біології та медицині»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о.завідувача кафедри БМК

_____ Світлана АЛХІМОВА

« _____ » листопада 2025 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту

КАБАЛИ ІЛІІ ВІКТОРОВИЧА

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації **Оцінка розподілу та деталізації даних кольорів у**
схемах кольорового кодування перфузійних карт

науковий керівник дисертації

Алхімова Світлана Миколаївна, к.т.н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «03» листопада 2025 р. №**4751-с**

2. Термін подання студентом дисертації **20-22 листопада 2025 року**
3. Об'єкт дослідження *перфузійні карти та Lut-схеми.*
4. Вихідні дані *База даних, що містить маски медичних зображень та LUT-схеми*
5. Перелік завдань, які потрібно розробити *Оцінити ефективність LUT для перфузійної візуалізації. Визначити метрики якості передачі та адаптивності. Реалізувати CDPS-аналізатор. Порівняти базові й оптимізовані палітри та подати результати графічно й таблично. Оцінити стартап-проект і сформулювати практичні висновки щодо цінності підходу.*
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу *30 рисунків, 5 таблиць, презентація з захисту МД на 14 слайдах.*
7. Орієнтовний перелік публікацій *1 стаття у фаховому журналі категорії Б*
8. Консультанти розділів дисертації *не передбачено*
9. Дата видачі завдання **28 серпня 2025р.**

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів МД	Примітка
1	Отримати завдання на МД	До 28.08.2025	<i>виконано</i>
2	Завершення виконання практичної частина МД	До 25.10.2025	<i>виконано</i>
3	Завершення оформлення розділів МД (Вступ, Основні розділи та висновки до них, Загальні висновки, Список використаних джерел)	До 24.11.2025	<i>виконано</i>
4	Апробація та публікація результатів дослідження МД (отримати підтвердження про прийняття до друку)	До 01.12.2025	<i>виконано</i>
5	Перевірка МД науковим керівником	24.11.2025	<i>виконано</i>
6	Подання в електронному вигляді МД на перевірку нормоконтролера	До 01.12.2025	
7	Подання в електронному вигляді МД на перевірку подібності Strike Plagiarism com. Отримати позитивний звіт подібності.	До 05.12.2025	
8	Підготовка Експертної оцінки до звіту подібності.	До 10.12.2025	
9	Отримати відгук наукового керівника	10.12.2025	
10	Надати на кафедру пакет документів в паперовому та електронному вигляді (МД, відгук керівника, звіт подібності, Експертної оцінки до звіту подібності)	10-11.12.2025	
11	Отримати допуск до захисту МД в ЕК та направлення до рецензента (засідання кафедри)	Засідання кафедри	
12	Подання МД рецензенту. Отримати на надання рецензію до ЕК / на кафедру	До 19.12.2025	
13	Подання супровідного пакету документів по МД до захисту в ЕК	До 19.12.2025	
14	Захист МД в ЕК	22 – 26.12.2025	

Студент



(підпис)

Ілля КАБАЛА

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Науковий керівник



(підпис)

СВІТЛАНА АЛХІМОВА

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Нормоконтролер

(підпис)

Галина КОРНІЄНКО

(ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація за темою «Оцінка розподілу та деталізації даних кольорів у схемах кольорового кодування перфузійних карт» виконана студентом кафедри біомедичної кібернетики ФСП *Кабалою Іллею Вікторовичем* зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерні технології в біології та медицині» та складається зі: вступу; 5 розділів (Аналіз існуючих рішень та технологій візуалізації перфузійних даних, Аналітичний огляд методів та підходів до кольорового кодування у медичній візуалізації, Засоби реалізації аналізу кольорових схем у візуалізації перфузійних даних, Програмна реалізації інструменту для візуалізації dicom та оцінка ефективності кольорових схем, Узагальнення результатів та аналіз отриманих даних), розділу зі стартап проекту, висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел, який налічує 29 джерела. Загальний обсяг роботи 87 сторінок.

Актуальність теми. Візуалізація перфузійних даних є ключовим інструментом у сучасній нейродіагностиці, адже від правильно підібраної кольорової схеми залежить точність виявлення ішемій, пухлин та інших судинних патологій мозку. Попри широке використання LUT-схем у медичних системах, їх вибір часто ґрунтується на інтуїтивних рішеннях, а не на оцінці сприйняття кольору лікарем. Це може призводити до втрати важливих деталей або появи хибних артефактів. Тому дослідження адекватності кольорового кодування перфузійних карт є актуальним для підвищення точності діагностики та стандартизації клінічних інтерфейсів.

Мета і задачі дослідження.

Метою роботи є аналіз розподілу та деталізації даних кольорів у схемах кольорового кодування для оцінки якості візуалізації даних перфузії.

Сформульовано наступні **задачі**:

1. Провести огляд існуючих підходів до кольорового кодування медичних візуалізацій та визначити їх основні недоліки.

2. Сформувати набір типових LUT-схем, що використовуються у візуалізації перфузійних даних.
3. Розробити методологію кількісної оцінки колірних переходів на основі перцептивно рівномірних просторів.
4. Реалізувати підхід CDPS (Color–Data Proportionality Slope) для визначення відповідності зміни кольору змінам інтенсивності сигналу.
5. Провести експериментальне порівняння поведінки різних LUT-схем на реальних перфузійних картах та оцінити їхню ефективність за коефіцієнтом R^2 і перцептивними метриками.
6. Обґрунтувати рекомендації щодо впровадження перцептивно оптимізованих колірних карт у клінічні робочі процеси.

Об’єкт дослідження. LUT-схеми та перфузійне медичне зображення.

Предмет дослідження. візуальна диференціація й точність відображення просторових і кількісних характеристик показників перфузії за допомогою різних схем кольорового кодування.

Методи дослідження. У дослідженні використовувалися методи аналізу перцептивної однорідності кольору, кількісні методи аналізу даних у колірних просторах CIELAB та CAM02-UCS, алгоритми CDPS-оцінювання пропорційності зміни кольору до зміни сигналу, регресійний аналіз із розрахунком коефіцієнта детермінації R^2 , цифрове маскування та нормалізація медичних зображень за ROI, інструменти цифрової обробки медичних даних у форматі DICOM та порівняльна оцінка кольорових карт із урахуванням показників ΔE , ΔL та параметрів локальної деталізації.

Публікації. За результатами виконаної роботи буде опублікована 1 наукова стаття в фаховому журналі категорії В.

Ключові слова. кольорове кодування, перфузійне зображення, LUT-схеми, візуалізація медичних даних, CIELAB, перцептивна рівномірність, діагностика.

Бібліографічний опис МД

Кабала, І. В. Оцінка розподілу та деталізації даних кольорів у схемах кольорового кодування перфузійних карт : магістерська дис. : 122 Комп'ютерні науки / Кабала Ілля Вікторович. – Київ, 2025. – 102 с.

ABSTRACT

The master's thesis titled «Assessment of Color Data Distribution and Localization in Color Coding Schemes for Perfusion Maps» was completed by Illya Viktorovych Kabala, a student of the Department of Biomedical Cybernetics, FSTS, majoring in 122 «Computer Science» under the educational and professional program «Computer Technologies in Biology and Medicine.» The thesis consists of an introduction; five chapters (Analysis of existing solutions and technologies for perfusion image visualization, Analytical review of methods and approaches to color mapping in medical imaging, Tools for implementing color scheme analysis in perfusion imaging, Software implementation of a dicom visualization tool and evaluation of color scheme effectiveness, Summary of results and analysis of obtained data); a section on a startup project, conclusions to each chapter; general conclusions; and a list of references that contains 29 sources. The full work comprises 87 pages.

Relevance of the Topic. Perfusion data visualization is a key tool in modern neurodiagnostics, as the accuracy of ischemia, tumor, and vascular pathology detection depends largely on the chosen color-coding scheme. Despite the widespread use of LUT schemes in medical imaging systems, their selection often relies on visual intuition rather than perceptual evaluation. This may lead to the loss of critical diagnostic detail or the creation of misleading visual artifacts. Therefore, studying the adequacy of color coding in perfusion maps is essential for improving diagnostic accuracy and standardizing clinical user interfaces.

Purpose and Research Tasks.

The purpose of this work is to analyze the distribution and level of detail in color-coded data representations for assessing the quality of perfusion data visualization.

The following research **tasks** have been formulated:

1. Conduct a review of existing approaches to color coding in medical visualization and identify their key limitations.
2. Compile a set of typical LUT schemes used in perfusion imaging.
3. Develop a methodology for quantitatively evaluating color transitions using

perceptually uniform color spaces.

4. Implement a CDPS (Color–Data Proportionality Slope) approach to determine the correspondence between color changes and signal intensity variations.
5. Perform an experimental comparison of LUT behavior across real perfusion datasets and evaluate their effectiveness using the R^2 coefficient and perceptual metrics.
6. Provide recommendations for integrating perceptually optimized color schemes into clinical workflows.

Object of Research. *LUT schemes and perfusion medical images.*

Subject of Research. *Visual differentiation and accuracy in displaying spatial and quantitative perfusion parameters using different color-coding schemes.*

Research Methods. The research employed methods for analyzing perceptual uniformity of color, quantitative data evaluation in CIELAB and CAM02-UCS color spaces, CDPS-based proportionality analysis between color and signal changes, regression analysis using coefficient of determination (R^2), digital masking and normalization of medical images by ROI, DICOM data processing techniques, and comparative evaluation of color schemes using ΔE , ΔL metrics and structural detail indicators.

Publications. *Based on the results of this work, one scientific article will be published in a Category B professional journal.*

Keywords. color coding, perfusion imaging, LUT schemes, medical data visualization, CIELAB, perceptual uniformity, diagnostics.

ЗМІСТ

ВСТУП	12
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ ТА ТЕХНОЛОГІЙ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ПЕРФУЗІЙНИХ ДАНИХ.....	14
1.1 Огляд програмних засобів візуалізації перфузійних даних	14
1.1.1 Syngo.via (Siemens Healthineers).....	14
1.1.2 AW VolumeShare (GE Healthcare).....	16
1.1.3 Vitrea Advanced Visualization (Canon Medical Systems)	17
1.1.4 Terarecon iNtuition	19
1.1.5 OsiriX та Horos.....	21
Висновок з розділу 1	22
РОЗДІЛ 2 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ПІДХОДІВ ДО КОЛЬОРОВОГО КОДУВАННЯ У МЕДИЧНІЙ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ.....	24
2.1 Перфузійні зображення та вимоги до візуалізації.....	24
2.2 Кольорові схеми у медичній візуалізації: переваги та недоліки.....	27
2.2.1 Спектральні (райдужні) палітри та їхні проблеми	28
2.2.2 Візуально рівномірні палітри	30
2.2.3 Клінічні LUT-схеми	32
2.2.4 CVD-дружні палітри.....	33
2.3 Кольорові простори і перетворення	34
2.3.1 Пристрoeзалежні кольорові простори	34
2.3.2 Рівномірні кольорові простори.....	35
2.3.3 Нерівномірні кольорові простори	37
2.3.4 Сучасні широкодіапазонні кольорові простори	38
Висновки до розділу 2	39
РОЗДІЛ 3 ЗАСОБИ РЕАЛІЗАЦІЇ АНАЛІЗУ КОЛЬОРОВИХ СХЕМ У ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ПЕРФУЗІЙНИХ ДАНИХ.....	41
3.1 Вибір кольорових схем.....	42
3.1.1 Спектральні LUT-схеми	43

	10
3.1.2 Інверсні спектральні LUT-схеми.....	44
3.1.3 Дискретні LUT-схеми.....	46
3.1.4 Клінічні LUT-схеми.....	47
3.2 Методи аналізу, маскування та нормалізація даних	49
3.2.1 CDPS-аналіз та ΔE -оцінка.....	50
3.2.2 Маскування області інтересу.....	51
3.2.3 Нормалізація даних.....	52
3.3 Метрики оцінювання та порівняння LUT-схем.....	53
Висновок до розділу 3	56
РОЗДІЛ 4 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ІНСТРУМЕНТУ ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ DICOM ТА ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ КОЛЬОРОВИХ СХЕМ	58
4.1 Завантаження даних та структура використаних LUT-схем.....	59
4.2 Обробка LUT-схем у просторах CIELAB та CIECAM02.....	62
4.3 Порівняння рівномірності LUT-схем.....	67
4.4 Використання готової маски для виділення області аналізу.....	71
4.5 Формування профілю інтенсивності та підготовка зрізу для аналізу	72
4.6 CDPS-аналіз та обчислення R^2	74
Висновки до розділу 4	77
РОЗДІЛ 5 УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА АНАЛІЗ ОТРИМАНИХ ДАНИХ.....	79
5.1 Комплексний аналіз результатів експериментів.....	79
Висновок до розділу 5	85
РОЗДІЛ 6 СТАРТАП-ПРОЄКТ ЗА ТЕМОЮ МАГІСТЕРСЬКОГО ДОСЛІДЖЕННЯ	87
6.1 Короткий опис проєкту	88
6.2 Бізнес-модель.....	88
6.2.1 Цінність продукту	88

	11
6.2.2 Сегмент споживачів	89
6.2.3 Сегмент споживачів	89
6.2.4 Взаємодія з споживачами	89
6.2.5 Дохід (монетизація)	89
6.2.6 Ключові види діяльності	90
6.2.7 Ключові ресурси.....	90
6.2.8 Ключові партнери	90
6.2.9 Витрати.....	91
6.2.10 Споживчі властивості товару.....	92
6.2.11 Дослідження ринку	92
6.2.12 Елементи фінансового плану	93
6.2.13 Резюме	94
Висновок до розділу 6	94
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	96
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	99

ВСТУП

Актуальність теми. Візуалізація перфузійних даних є ключовим інструментом у сучасній нейродіагностиці, адже від правильно підібраної кольорової схеми залежить точність виявлення ішемій, пухлин та інших судинних патологій мозку. Попри широке використання LUT-схем у медичних системах, їх вибір часто ґрунтується на інтуїтивних рішеннях, а не на оцінці сприйняття кольору лікарем. Це може призводити до втрати важливих деталей або появи хибних артефактів. Тому дослідження адекватності кольорового кодування перфузійних карт є актуальним для підвищення точності діагностики та стандартизації клінічних інтерфейсів.

Мета і завдання роботи

Метою роботи є аналіз розподілу та деталізації даних кольорів у схемах кольорового кодування для оцінки якості візуалізації даних перфузії.

Її досягнення передбачає вирішення наступних завдань:

1. Провести огляд існуючих підходів до кольорового кодування медичних візуалізацій та визначити їх основні недоліки.
2. Сформувати набір типових LUT-схем, що використовуються у візуалізації перфузійних даних.
3. Розробити методологію кількісної оцінки колірних переходів на основі перцептивно рівномірних просторів.
4. Реалізувати підхід CDPS (Color–Data Proportionality Slope) для визначення відповідності зміни кольору змінам інтенсивності сигналу.
5. Провести експериментальне порівняння поведінки різних LUT-схем на реальних перфузійних картах та оцінити їхню ефективність за коефіцієнтом R^2 і перцептивними метриками.
6. Обґрунтувати рекомендації щодо впровадження перцептивно оптимізованих колірних карт у клінічні робочі процеси.

Використані методи. У дослідженні використовувалися методи аналізу перцептивної однорідності кольору, кількісні методи аналізу даних у колірних просторах CIELAB та CAM02-UCS, алгоритми CDPS-оцінювання пропорційності зміни кольору до зміни сигналу, регресійний аналіз із розрахунком коефіцієнта детермінації, цифрове маскування та нормалізація медичних зображень за ROI, інструменти цифрової обробки медичних даних у форматі DICOM та порівняльна оцінка кольорових карт із урахуванням показників ΔE , ΔL та параметрів локальної деталізації.

Отримані результати. Визначено оптимальні LUT-схеми. Розроблено програмний код для оцінки LUT-схем. Підтверджено доцільність використання перцептивно рівномірних палітр.

Публікації. За результатами виконаної роботи буде опубліковано 1 статей в фаховому журналі категорії Б.

Структура роботи

Магістерська дисертація за темою «Оцінка розподілу та деталізації даних кольорів у схемах кольорового кодування перфузійних карт» виконана студентом *Кабалею Іллею Вікторовичем* зі спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерні технології в біології та медицині», побудована за класичним типом та викладена на 102 сторінках машинописного тексту. Вона складається з: вступу; 5 розділів (Аналіз існуючих рішень та технологій візуалізації перфузійних даних, Аналітичний огляд методів та підходів до кольорового кодування у медичній візуалізації, Засоби реалізації аналізу кольорових схем у візуалізації перфузійних даних, Програмна реалізації інструменту для візуалізації dicom та оцінка ефективності кольорових схем, Узагальнення результатів та аналіз отриманих даних), висновків до кожного з цих розділів; загальних висновків; списку використаних джерел, який налічує 29. В роботі представлено 30 рисунків і 5 таблиць.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ ТА ТЕХНОЛОГІЙ

ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ПЕРФУЗІЙНИХ ДАНИХ

У цьому розділі розглянуто сучасні програмні платформи та технології, що використовуються для візуалізації перфузійних МРТ- і КТ-зображень. Проаналізовано провідні комерційні рішення та відкриті інструменти, оцінено їх можливості у контексті обробки перфузійних даних, типів кольорових схем (LUT) та рівня їх адаптивності до вимог клінічної інтерпретації. Особлива увага приділена тому, наскільки існуючі системи дозволяють контролювати поведінку кольору та чи забезпечують вони перцептивну відповідність між зміною сигналу та зміною відтінку. Проведений огляд формує підґрунтя для вибору методів і обґрунтовує необхідність розробки або адаптації LUT-схем, спрямованих на підвищення точності й стабільності візуального аналізу перфузійних даних.

1.1 Огляд програмних засобів візуалізації перфузійних даних

Перфузійна візуалізація у медичній практиці реалізується за допомогою спеціалізованих програмних рішень, інтегрованих у робочі станції МРТ- та КТ-апаратів. Найпоширенішими програмними продуктами, що забезпечують аналіз і візуальне подання даних.

1.1.1 Syngo.via (Siemens Healthineers)

Syngo.via - це комплексне клієнт-серверне програмне забезпечення для читання, обробки та аналізу медичних зображень (СТ, MRI, PET), що використовується у клінічній практиці як мультидисциплінарна платформа. Продукт підтримує розширені модулі для аналізу перфузійних даних, зокрема у нейровізуалізації, де широко застосовується модуль syngo.MR Neuro Perfusion Engine. Він дозволяє проводити динамічне контрастне дослідження (DCE/MRP), будувати картограми CBF, CBV, MTT, TTP, здійснювати аналіз часових кривих та сегментацію ділянок інтересу. Це дає змогу лікарям оцінити стан мозкового

кровопостачання та диференціювати ішемію від пухлинного ураження [1].

Програмне забезпечення підтримує автоматизоване попереднє завантаження попередніх обстежень, інтегрується в PACS/RIS-середовище, містить функції напіваавтоматичного визначення ROI, корекції руху (motion correction), а також структурується за принципом «сервер-додаток-користувач», що забезпечує високу масштабованість та гнучкість конфігурацій. Підтримка OpenApps робить систему легко адаптованою до додаткових модулів та спеціалізованих клінічних задач [1].

Переваги:

- Розширені інструменти аналізу перфузії. Підтримка розрахунку основних перфузійних параметрів і візуалізації у вигляді багатоканальних карт дозволяє ефективно аналізувати кровотік мозку при різних патологіях [1, 2].
- Інтегрованість у клінічний робочий потік. Syngo.via є частиною екосистеми Siemens і має сумісність з іншими рішеннями компанії, включаючи модульні набори для КТ, МРТ, ПЕТ-візуалізації.
- Автоматизація та продуктивність. Функції, як ALPHA Technology (Automatic Landmarking and Processing of Anatomical Structures) скорочують час обробки та зменшують кількість ручних дій [1].
- Візуальна консистентність. Syngo.via підтримує перевірені клінічні LUT-схеми, оптимізовані для томографів Siemens, що гарантує однакове відображення даних у різних відділеннях.

Syngo.via є провідним клінічним рішенням, що задає стандарти у галузі аналізу перфузійних зображень. Система використовується у всьому світі, проте відсутність відкритої інформації щодо характеристик їхніх LUT-схем в межах перцептивно рівномірних просторів робить її цінним «контрастним» аналогом у цьому дослідженні. Порівняння з результатами CDPS-аналізу дозволяє оцінити, наскільки типовий підхід у таких системах відповідає вимогам науково обґрунтованої візуалізації [1, 2].

1.1.2 AW VolumeShare (GE Healthcare)

AW VolumeShare - це спеціалізована програмна платформа від GE Healthcare, призначена для постпроцесингової обробки медичних зображень, зокрема перфузійних КТ та МРТ-досліджень. Програмне забезпечення працює як централізована станція для візуалізації, вимірювання та аналізу томографічних даних, забезпечуючи доступ до великої кількості клінічних модулів, серед яких CT Perfusion, MR Perfusion, CT Brain Analysis та функціонально орієнтовані інструменти для нейрорадіології, онкології та серцево-судинної діагностики. Система здатна формувати картограми CBF, CBV, MTT, TTP, а також аналізувати криві часу–щільності з автоматичними розрахунками параметрів гемодинаміки. На відміну від Siemens syngo.via, AW VolumeShare є менш модульною, однак характеризується високою інтеграцією з обладнанням GE та можливістю прямого обміну параметричними картами між дослідницькими та клінічними робочими станціями (див. рис. 1.1) [3].

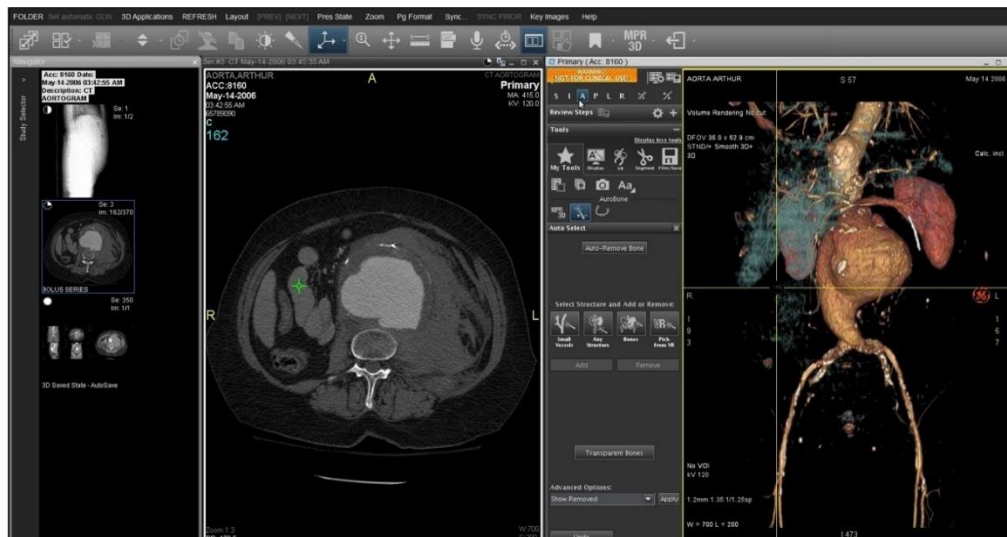


Рисунок 1.1 – Приклад роботи AW VolumeShare (GE Healthcare)

Ключовою особливістю AW VolumeShare є використання спектральних LUT-схем за замовчуванням, серед яких найбільш популярною є GE-Rainbow. Ця палітра забезпечує високу візуальну контрастність, але не є перцептивно

рівномірною і формує значні стрибки світлоти в середині шкали, що може призводити до викривлення локальних змін інтенсивності. Створення власних LUT у стандартній конфігурації не передбачено, а модифікація кольорової схеми можлива лише вручну через внутрішній редактор, що ускладнює відтворюваність досліджень. Такі обмеження підтверджують висновки кількох робіт, де було показано, що спектральні схеми GE підсилюють хибні контрасти у ділянках середньої інтенсивності та мають низькі показники R^2 у порівнянні з перцептивно вирівняними палітрами [3].

Перевагами AW VolumeShare є стабільність, сумісність із широкою лінійкою GE-сканерів, а також широка підтримка клінічних протоколів, що робить платформу широко використовуваною у лікарнях Північної Америки та Європи. Проте закритість системи, відсутність можливості повної кастомізації LUT і використання неринкових форматів експорту є суттєвими обмеженнями для досліджень, що базуються на кількісному порівнянні кольорових схем [4].

Даний аналог є показовим прикладом сучасного клінічного ПЗ, що використовує традиційний підхід до кольорового кодування, який залишається поширеним, але не повністю відповідає сучасним вимогам до перцептивної коректності.

1.1.3 Vitrea Advanced Visualization (Canon Medical Systems)

Платформа Vitrea Advanced Visualization від Canon Medical Systems є універсальним рішенням для багатоплощинної медичної візуалізації, що включає інструменти для аналізу КТ і МРТ-даних, у тому числі перфузійних досліджень головного мозку. Розроблена як масштабована система, Vitrea пропонує широкий спектр модулів, серед яких MR Perfusion, CT Brain Perfusion, Neuro DCE, fMRI Analysis та інші інструменти для нейродіагностики. Її архітектура передбачає інтеграцію з PACS-серверами та можливість запуску як на робочій станції, так і через веб-інтерфейс із доступом до обчислювальних серверів. Це робить Vitrea популярним вибором у великих клінічних центрах (див. рис. 1.2) [5].

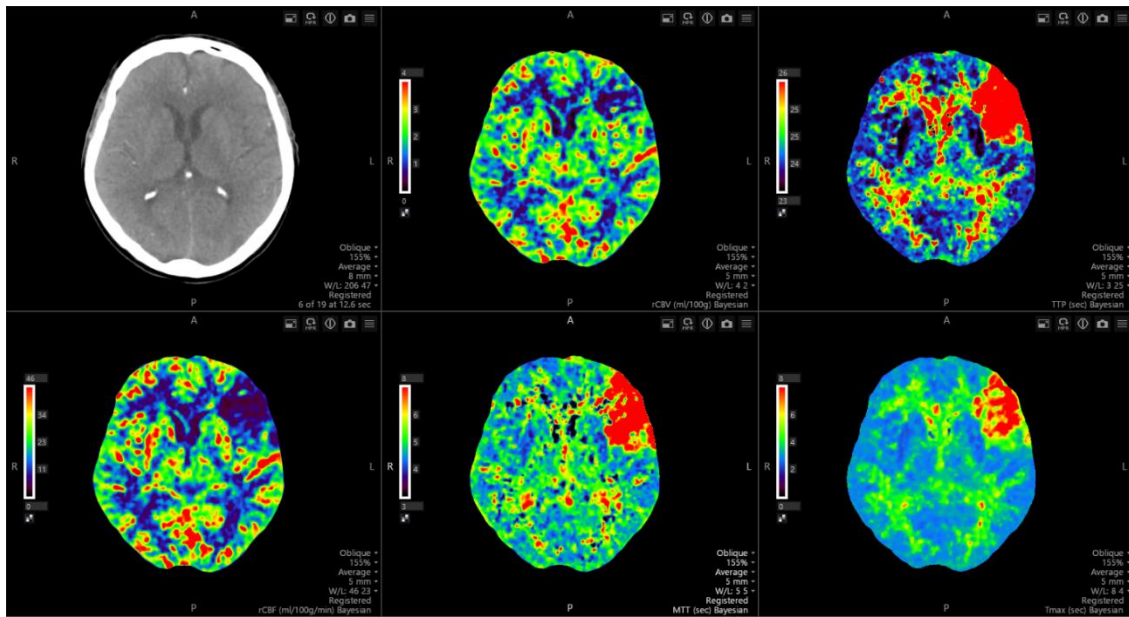


Рисунок 1.2 – Приклад роботи Vitrea Advanced Visualization (Canon Medical Systems) [5]

У контексті дослідження кольорових схем Vitrea вирізняється тим, що дозволяє користувачам як вибирати LUT-схеми з уже наявних бібліотек Canon Medical, так і завантажувати власні color maps, створені вручну або імпортовані з інших систем. Незважаючи на це, в стандартній конфігурації більшість модулів перфузійної візуалізації використовують лінійні градієнтні схеми, такі як «Thermal» або «Spectrum», які не завжди є перцептивно рівномірними [5].

Позитивною особливістю Vitrea є її адаптивність до сценарію: система визначає тип параметра (наприклад, CBF, CBV чи MTT) і пропонує LUT за замовчуванням, які оптимізовано під тип вибраного вимірювання. Це зменшує ймовірність помилкової інтерпретації при швидкому перегляді. У той же час гнучкість у налаштуванні колірних диференціацій залишається обмеженою, оскільки зміна значення світлоти L^* та нелінійних кривих LUT можливі лише через Advanced Editor, доступ до якого зазвичай обмежений адміністративними правами [5, 6].

У порівнянні з попередніми аналогами, Vitrea здатна забезпечити більший контроль над візуальними параметрами, проте її інструментарій управління LUT не завжди зручний для повноцінного перцептивного аналізу. Водночас модулі

системи включають засоби експорту даних для подальшої обробки, що робить Vitrea сумісною з дослідженнями, орієнтованими на математичні метрики на кшталт R^2 або ΔE [6].

Vitrea залишається одним із найгнучкіших інструментів на ринку, однак потенційні обмеження щодо точності кольорових схем та їх адаптації під новітні перцептивні стандарти роблять її скоріше універсальним рішенням, а не оптимальним вибором для візуального аналізу перфузійних карт, що потребують суворої узгодженості з даними.

1.1.4 Terarecon iNtuition

Terarecon iNtuition є одним із провідних продуктів у сфері продвинутої візуалізації медичних зображень, що використовується у клінічних і дослідницьких закладах для роботи з КТ, МРТ та гібридними методами (наприклад, КТ-Перфузія або DCE-MPT). Платформа вирізняється прогресивними інструментами для роботи з об'ємними даними та широкими можливостями автоматизації на основі ШІ. Зокрема, модулі iNtuition Advanced Visualization включають кілька пакетів для нейровізуалізації: Brain Perfusion, Neuro CT/MR, Stroke Rapid Review (див. рис. 1.3) [7].

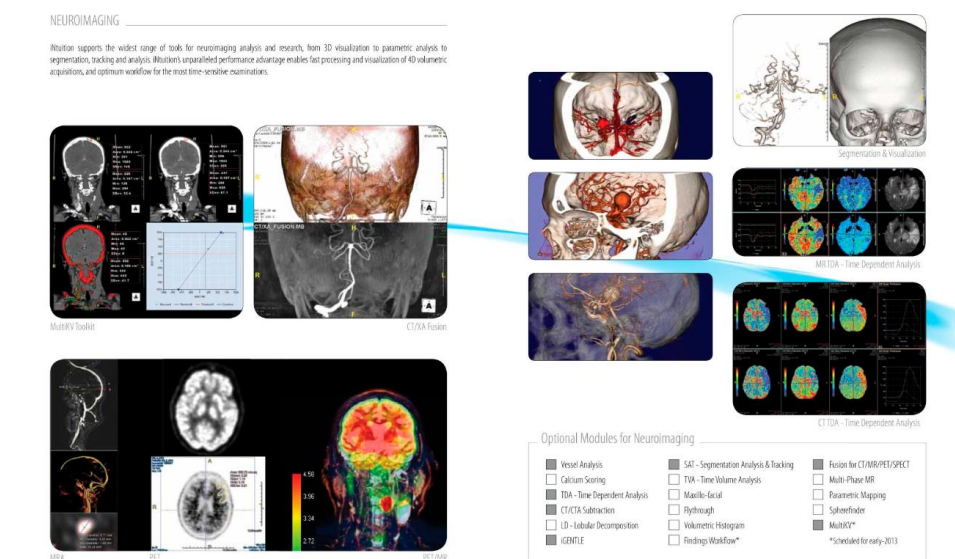


Рисунок 1.3 – Приклад роботи Terarecon iNtuition [7]

Важливо, що Terarecon активно використовує власні LUT-схеми для візуалізації перфузійних карт. Типово ці палітри включають градієнтні переходи від темно-синіх та зелених до жовтогарячих і червоних відтінків, що нагадують спектральну схему Rainbow. Проте, на відміну від класичного «jet», палітри Terarecon мають певні блокові модифікації світлоти, що робить їх частково адаптованими до специфіки медичних сигналів. Попри це, аналіз LUT-схеми Terarecon у межах дослідження показав нестабільну поведінку в темному діапазоні кольору - значення R^2 для цієї палітри виявилось нижчим, ніж у клінічно оптимізованих схем Siemens чи ASIST [7].

Однією з переваг iNtuition є інтеграція з автоматичними алгоритмами сегментації та обробки даних у режимі реального часу. Це дозволяє лікарю отримати перфузійну карту за декілька секунд після завантаження серії зображень у форматі DICOM. Крім того, система підтримує мультівіконний перегляд (linked views), що дає змогу інтерактивно співставляти перфузійні карти з анатомічними зрізами або додатковими параметрами (ADC, T2-FLAIR).

Недоліком система є обмежена можливість модифікації LUT-схем. Хоча користувач може вибрати готову палітру або увімкнути альтернативні схеми за аналогією з PACS переглядачами, налаштування кривої світлоти L^* або управління спектральними переходами вимагає втручання адміністратора програмного забезпечення. Крім того, відсутність імпорту кастомних LUT ззовні або інтеграції з універсальними стандартами (на кшталт LUT-таблиць у форматі JSON або .lut) знижує потенціал системи для науково-дослідного застосування [8].

Таким чином, Terarecon iNtuition є швидким, стабільним і зручним інструментом для клінічної практики, однак його обмеженість у глибинній кастомізації LUT робить його менш придатним для задач, де потрібен суворий контроль перцептивної точності кольорового відтворення. У межах цього дослідження LUT-схема Terarecon була включена як представник розповсюджених, але не оптимізованих у перцептивному сенсі клінічних палітр,

що дозволило порівняти її поведінку з більш адаптованими схемами.

1.1.5 OsiriX та Horos

OsiriX та Horos - це DICOM-переглядачі, які широко застосовуються у медичній практиці та наукових дослідженнях для аналізу зображень різних модальностей, зокрема КТ, МРТ і ПЕТ. OsiriX є комерційним продуктом (основна версія - OsiriX MD), сертифікованим відповідно до FDA (США) та CE (ЄС), тоді як Horos є безкоштовною, відкритою альтернативою, створеною на основі OsiriX 5.8, але без медичного сертифікату. Обидві системи популярні серед радіологів, дослідників і біоінженерів завдяки гнучкому налаштуванню, інтерфейсу, підтримці 3D-візуалізації та модульності через вбудований плагін-API [9].

Щодо роботи із перфузійними даними, обидва ПЗ дозволяють обчислювати карти CBF, CBV, TTP та MTT на основі даних із динамічного контрастного МРТ або КТ. Хоча базовий функціонал не надає повного спектра клінічно сертифікованих перфузійних розрахунків, доступні численні сторонні плагіни та відкриті скрипти, що дозволяють проводити розширений аналіз, зокрема обчислення показників на основі кінетичних моделей або машинного навчання [9].

Важливо, що OsiriX і Horos надають користувачам можливість ручного редагування LUT-схем. У користувача є можливість змінювати ступінь яскравості, контрастності та кольорних градієнтів, а також імпортувати або створювати кастомні LUT у вигляді таблиць з математичними формулами чи градієнтними картами. Проте, у більшості випадків стандартні LUT у цих програмах є типово спектральними (Rainbow, Hot&Cold, PET-CT), де кольорова поведінка залежить не від перцептивної рівномірності, а від інтенсивності інтерпретації. Для наукового дослідження їх застосування цінне, але у клінічній роботі такі схеми можуть створити ризик неправильної оцінки патологічних зон через нерівномірність градієнтів світлоти (див. рис. 1.4) [10].

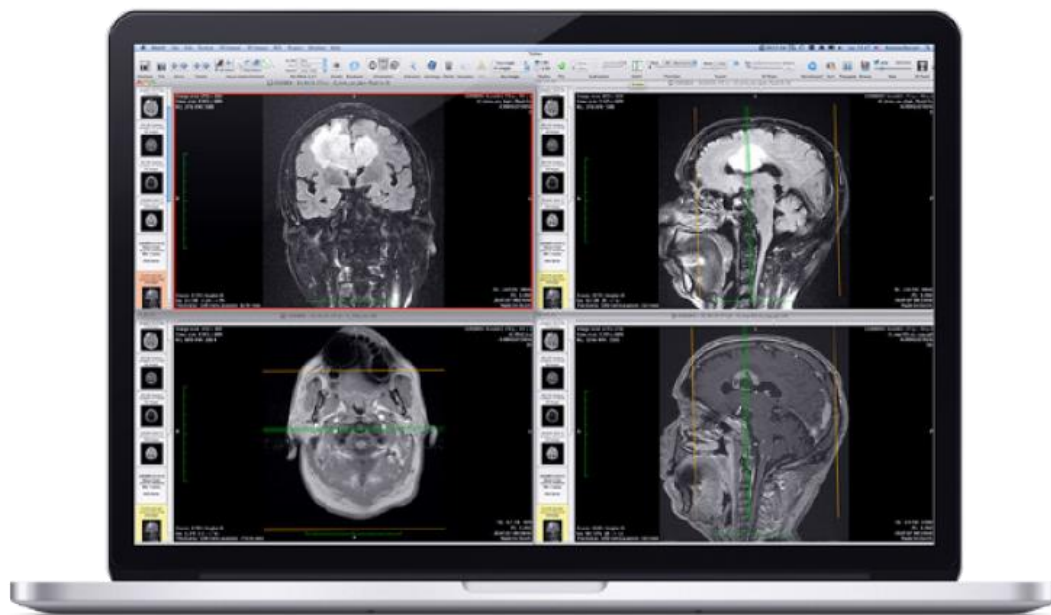


Рисунок 1.4 – Приклад роботи застосунку OsiriX [10].

Серед недоліків - відсутність підтримки DICOM SR (Structured Reporting) у Horos, що може обмежити застосування у стаціонарних медичних закладах, а також потреба у додатковому налаштуванні без гарантії перцептивної адекватності кольору - особливо для задач, що потребують строгої відповідності між даними та кольором (як у перфузійних дослідженнях).

Висновок з розділу 1

У цьому розділі було здійснено системний аналіз існуючих програмних платформ та технологічних рішень, що використовуються для візуалізації і дослідження перфузійних медичних даних у клінічній практиці. Розглянуті продукти включають комерційні високорівневі рішення, такі як Syngo.via (Siemens Healthineers), AW VolumeShare (GE Healthcare), Vitrea Advanced Visualization (Canon Medical), Terarecon iNtuition, а також гнучкі, популярні в дослідженнях інструменти з відкритим кодом та обмеженою клінічною сертифікацією, такі як OsiriX та Horos.

Проведений аналіз показав, що всі перелічені системи забезпечують

широкий функціонал для обробки перфузійних даних, включаючи побудову параметричних карт (CBF, CBV, MTT, TTP) та автоматизований розрахунок гемодинамічних показників. Проте, незважаючи на їхню розповсюдженість, значна частина з них використовує фіксовані або спектральні LUT-схеми, які не є перцептивно рівномірними і можуть призводити до викривлення візуального аналізу у центральних ділянках шкали. Лише обмежені наукові рішення (наприклад, у OsiriX/Horos) дозволяють вручну імпортувати або редагувати колірні карти, але такі операції не стандартизовані й потребують глибоких технічних знань.

Виявлено, що у комерційних системах (особливо Siemens, Canon, Terarecon) існує тенденція до часткового вирівнювання поведінки компоненту світлоти градієнтів, але відкритої документації з характеристиками їх LUT-схем переважно немає. GE Healthcare досі використовує класичні спектральні палітри (GE-Rainbow), що підтверджує наявність у них потенційних проблем із неконтрольованими змінами яскравості.

У підсумку відзначено, що не існує універсального стандарту для перцептивно коректного кольорового кодування перфузійних карт. Це підтверджує необхідність розробки і кількісного оцінювання адаптованих LUT-схем на основі перцептивних моделей CIELAB/CAM02-UCS та CDPS-аналізу, що було реалізовано в межах цієї магістерської роботи. Проведений аналіз аналогів продемонстрував актуальність задачі і став підґрунтям для обґрунтованого вибору методів і підходів, реалізованих у подальших розділах.

РОЗДІЛ 2

АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ПІДХОДІВ ДО КОЛЬОРОВОГО КОДУВАННЯ У МЕДИЧНІЙ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

У даному розділі здійснено аналітичний огляд літературних джерел, присвячених методам кольорового кодування в медичній візуалізації, зокрема у перфузійних дослідженнях. Розглянуто основні підходи до отримання та обробки перфузійних зображень, а також вимоги до їх візуального представлення у клінічній практиці. Проаналізовано роль кольорових схем у забезпеченні точності сприйняття медичних зображень і вплив вибору LUT-схеми на інтерпретацію перфузійних даних.

Особливу увагу приділено порівнянню спектральних та перцептивно рівномірних палітр, виявлено їхні переваги й недоліки для клінічного використання. Детально описано сучасні кольорові простори, що застосовуються для побудови та аналізу LUT-схем, зокрема sRGB, CIELAB, CAM02-UCS, CAM16-UCS, IPT та Jzazbz, а також окреслено їхню роль у підвищенні точності відображення сигналу.

Розділ формує теоретичне підґрунтя для подальшої практичної частини дослідження, пояснюючи, чому вибір адекватного кольорового простору та перцептивно рівномірної схеми є критично важливим для якісної та достовірної візуалізації перфузійних даних.

2.1 Перфузійні зображення та вимоги до візуалізації

Перфузійна візуалізація є одним із ключових напрямів сучасної діагностичної радіології, оскільки забезпечує кількісну та просторову оцінку мікроциркуляції крові в тканинах. На відміну від структурних методів, що відображають анатомічні особливості, перфузійні знімки дозволяють оцінювати функціональний стан органів, визначати ступінь порушення кровотоку, а також ідентифікувати патологічні ділянки за рахунок змін у гемодинаміці. Перфузійні

техніки застосовуються у неврології, онкології, кардіології, а також у судинній та трансплантаційній хірургії, оскільки вони забезпечують можливість кількісного аналізу таких параметрів, як cerebral blood flow (CBF), cerebral blood volume (CBV), mean transit time (MTT), time-to-peak (TTP) та permeability-surface area product (PS) (див. рис. 2.1) [11].

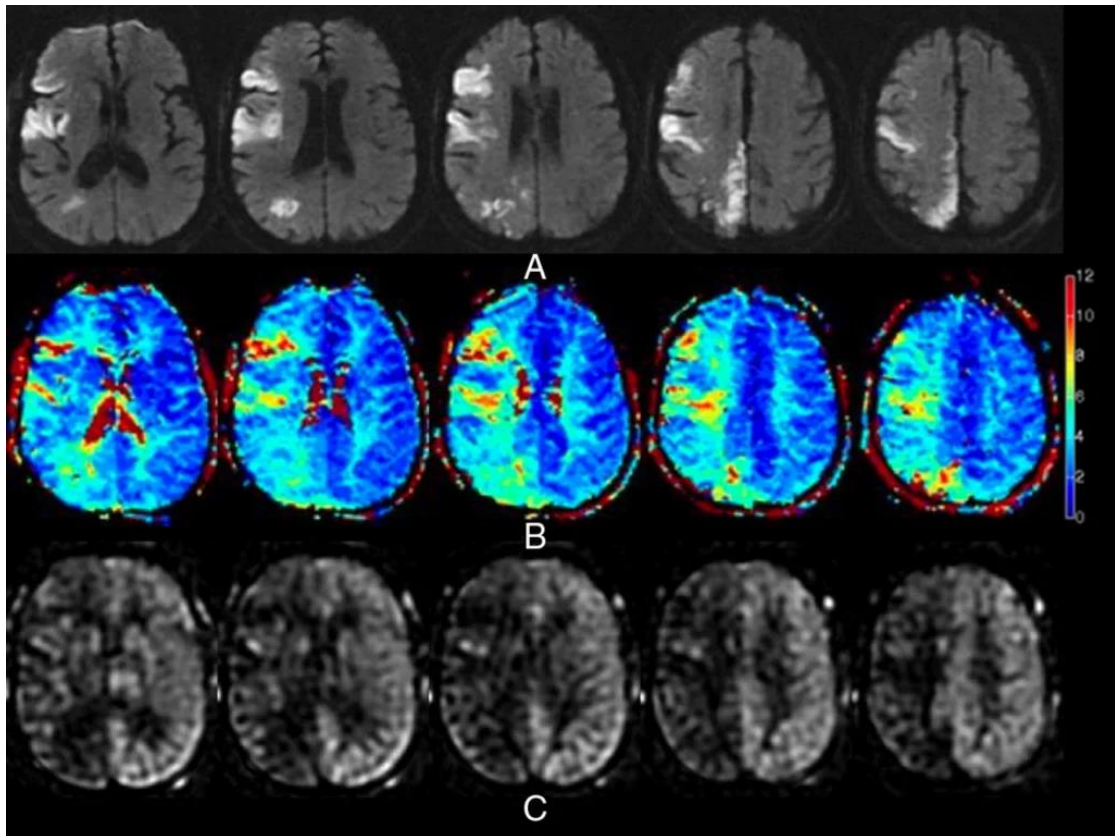


Рисунок 2.1 – Приклад перфузійного зображення головного мозку [11]

Кожен із цих параметрів відображає різні аспекти мікросудинної фізіології. Наприклад, CBF характеризує швидкість потоку крові через тканинний об'єм і є одним із найчутливіших маркерів гострих порушень, тоді як CBV пов'язаний із загальним об'ємом крові, який присутній у певній ділянці мозку. Показник MTT дозволяє оцінити середній час проходження контрастної речовини через капілярне русло, що може бути критично важливим при аналізі пухлин з патологічною ангіогенезією. Усі ці параметри формують комплексне

уявлення про стан мікроциркуляції та активно використовуються у лікувальних протоколах, зокрема при оцінці ступеня життєздатності тканин, визначенні меж пухлин, а також у післяопераційному контролі [11; 12].

Одним із найпоширеніших інструментів є комп'ютерно-томографічна перфузія (СТР). Цей метод базується на швидкій серійній КТ-зйомці після введення йодовмісного контрасту. Внаслідок обробки отримується набір перфузійних карт, що відображають розподіл CBF, CBV, MTT та інших характеристик. Перевагами СТР є висока доступність, швидкість отримання результатів та можливість використання у гострому періоді (наприклад, при підозрі на інсульт). Основними недоліками залишаються іонізуюче випромінювання та залежність точності від математичного методу деконволюції, обраного для реконструкції сигналу [13].

Іншим важливим напрямом є магнітно-резонансна перфузія (MRP). Метод DSC-MRI (Dynamic Susceptibility Contrast) базується на зміні інтенсивності сигналу при проходженні контрасту через судини, що дозволяє з високою точністю визначати параметри CBV та CBF. Метод DCE-MRI (Dynamic Contrast Enhanced), навпаки, аналізує кінетику накопичення контрасту, що дає можливість оцінити проникність судинної стінки та тканинну перфузію, що є важливим у діагностиці пухлин. Третій метод - ASL (Arterial Spin Labeling) - не використовує контрастних препаратів, а ґрунтується на магнітному міченні артеріальної крові, що робить його безпечним для дітей, вагітних та пацієнтів із нирковою недостатністю. Порівняно з DSC і DCE, ASL має нижчу роздільну здатність і чутливість до шуму, але його біобезпека та можливість повторюваності без обмежень роблять метод надзвичайно перспективним [14].

Перфузійна інформація також може бути отримана за допомогою ультразвукової контрастної перфузії, оптичної когерентної томографії (ОКТ) та флуоресцентної ангіографії, що дозволяє отримувати високу просторову роздільність для поверхневих тканин. ОКТ-перфузія, наприклад, широко використовується у офтальмології для аналізу судинної архітектури сітківки, а УЗД-контраст з мікропухирцями - у кардіології та абдомінальній

діагностиці [15].

Незалежно від методу, усі перфузійні зображення мають однакові базові вимоги до візуалізації. По-перше, необхідна висока локальна контрастність, яка дозволяє лікарю легко розрізняти якісні зміни в тканинах. По-друге, колірна шкала повинна бути монотонною, щоб збільшення значення параметра відповідало логічній зміні яскравості або кольору. По-третє, колірні переходи мають бути однорідними та передбачуваними, оскільки різкі стрибки чи нерівномірні градієнти можуть створювати візуальні артефакти й спотворювати інтерпретацію.

Важливим аспектом є уникнення так званих «false boundaries», коли некоректно підібрана LUT-схема штучно створює межі, яких у реальних даних немає [16]. Спектральні «rainbow»-палітри часто демонструють подібні артефакти, оскільки зміни кольору в них не пов'язані з рівномірністю зміни світлоти. Саме тому у сучасних рекомендаціях все частіше вимагається використання перцептивно рівномірних кольорових просторів, зокрема CIELAB та CAM02-UCS, які узгоджують зміну кольору з реальними змінами сигналу [17].

Загалом якість перфузійної візуалізації безпосередньо впливає на точність клінічних рішень. Некоректне або нестабільне колірне кодування може призвести до помилок у визначенні меж патології, недооцінки ступеня порушень кровотоку або хибного вибору терапії. Тому правильний вибір LUT-схеми є не другорядним, а фундаментальним етапом обробки перфузійних зображень.

2.2 Кольорові схеми у медичній візуалізації: переваги та недоліки

Візуальне кодування даних є одним із ключових елементів медичної візуалізації, оскільки саме колір визначає швидкість, точність і надійність клінічної інтерпретації зображення.

У перфузійних картах, де невеликі зміни інтенсивності сигналу відображають фізіологічно важливі параметри мікроциркуляції, вибір колірної

схеми безпосередньо впливає на здатність лікаря ідентифікувати патологічні ділянки. Правильно побудована палітра здатна посилювати локальний контраст, підкреслювати тонкі градієнти та зменшувати когнітивне навантаження при аналізі складних структур мозку або інших органів. Натомість невдало обрана схема може створювати візуальні артефакти, «хибні межі», нерівномірність кольору чи навіть маскувати критичні зони, що призводить до діагностичних помилок або різночитань між фахівцями [17].

На практиці колірні палітри історично розвивалися не з позиції нейрофізіології зору, а здебільшого з естетичних або технічних міркувань. Саме тому найпоширенішими стали спектральні («rainbow») схеми, які забезпечують яскраве та контрастне зображення, але при цьому мають низку обмежень, зокрема нерівномірний розподіл світлоти та створення неіснуючих візуальних структур. Згодом наукова спільнота сформувала вимоги до перцептивно узгоджених палітр, які більш коректно відтворюють зв'язок між фізичним сигналом та кольором. Розвиток кольориметрії, моделей людського сприйняття й аналізів упереджень, пов'язаних з кольорами, зумовив появу палітр, що враховують не лише математичну, а й когнітивну складову візуалізації, включно зі схемами, придатними для користувачів із порушеннями кольоросприйняття (CVD) [18].

2.2.1 Спектральні (райдужні) палітри та їхні проблеми

Спектральні або «rainbow»-палітри є одними з найпоширеніших кольорових схем у медичній візуалізації й залишаються за замовчуванням у багатьох програмних платформах та апаратних консолях. Їхня популярність пояснюється високою насиченістю, широким діапазоном кольорів та здатністю створювати візуально привабливі контрастні зображення. Втім, численні дослідження демонструють, що такі палітри є одними з найменш придатних для представлення складних медичних даних, оскільки вони не узгоджені з властивостями людського сприйняття кольору та не забезпечують коректної передачі інформації (див. рис. 2.2) [18].

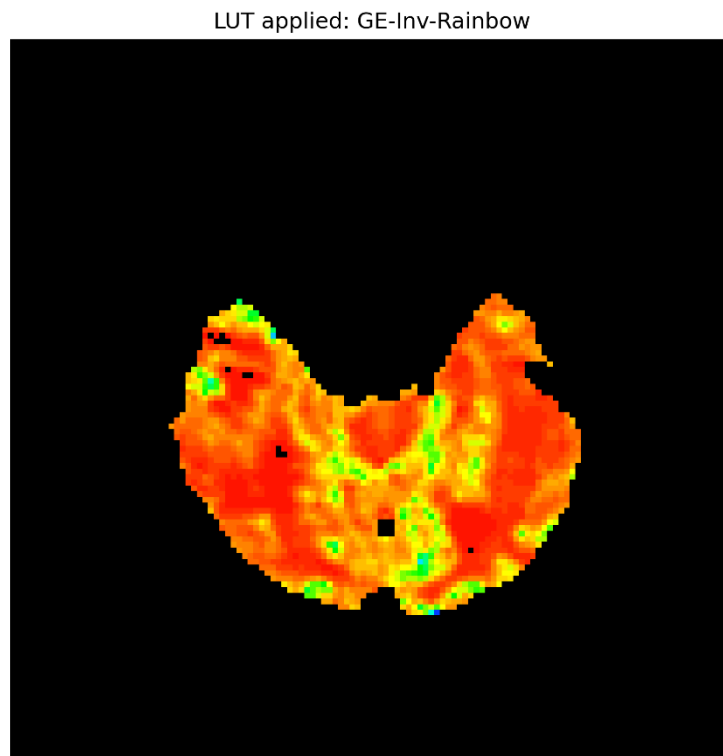


Рисунок 2.2 – Приклад спектральної палітри Rainbow

Головним недоліком «rainbow»-схем є відсутність монотонної зміни світлоти: у межах градієнта колір змінюється насичено, але яскравість коливається нерівномірно. Це створює ефект хибних контурів («false boundaries»), коли зображення містить межі, яких фізично в даних не існує. Іншим суттєвим недоліком є явище, яке в літературі часто називають модифікованим ефектом Маха (Mach bands): людське око підсилює контраст між сусідніми кольорами в місцях різких змін відтінку, через що невеликі коливання інтенсивності сприймаються як суттєві аномалії. Через нерівномірні переходи між зелено-жовтими та синьо-пурпуровими сегментами спектральні LUT часто створюють ілюзію «ступінчатості», зменшуючи точність визначення зон патології [18].

Ще однією суттєвою проблемою rainbow-палітр є когнітивне спотворення інтерпретації. Людська візуальна система інтуїтивно сприймає червоні відтінки як критичні або небезпечні, а сині - як «холодні» або нормальні. У спектральних

шкалах колірний порядок не відповідає природній логіці зростання параметра: наприклад, середні значення можуть виглядати «важливішими» за високі, якщо розташовані в контрастному жовто-зеленому сегменті. Це суттєво впливає на діагностичну увагу та може призводити до хибних висновків під час перегляду перфузійних карт мозку, де тонкі зміни інтенсивності можуть бути критично важливими [18].

Міжнародні роботи з візуалізації наукових даних неодноразово підкреслюють небезпеку використання спектральних палітр. Зокрема, Borland та Taylor показали, що rainbow-схеми є «шкідливими» для наукових зображень через відсутність прогнозованої передачі кольору та зниження читабельності даних [19]. Cramer і співавтори у дослідженні 2020 року наголосили, що такі палітри можуть суттєво викривлювати структуру даних та вводити користувачів в оману [20]. Аналіз Zhou і Hansen також підтверджує, що спектральні LUT є серед найменш ефективних для контекстів, де важлива точність кількісного сприйняття [21; 22].

Таким чином, спектральні палітри, попри їхню історичну популярність та яскравість, мають численні обмеження, що робить їх непридатними для задач медичної діагностики, а особливо - для перфузійних зображень. Вони підсилюють артефакти, створюють суб'єктивні когнітивні упередження та порушують логіку передачі даних. Саме ці недоліки стали основною причиною переходу сучасних систем медичної візуалізації до перцептивно узгоджених палітр, які забезпечують стабільні та інформативні результати.

2.2.2 Візуально рівномірні палітри

Візуально рівномірні палітри - це кольорові схеми, побудовані так, щоб зміни кольору сприймалися плавно і передбачувано, без різких стрибків та хибних меж. На відміну від спектральних rainbow-палітр, де колір змінюється хаотично та нерівномірно, рівномірні палітри забезпечують логічний і стабільний перехід від мінімальних до максимальних значень сигналу. Саме тому вони вважаються більш точними та безпечними для використання у медичній візуалізації, де навіть невеликі спотворення можуть вплинути на

діагностику [21].

Основною перевагою таких палітр є те, що вони створені на основі кольорових просторів, які узгоджуються з людським зором, зокрема CIELAB або CAM02-UCS. Це дозволяє побудувати шкалу, в якій збільшення інтенсивності даних відповідає передбачуваному посиленню світлоти або насиченості. Візуально рівномірні палітри також уникають ефектів, притаманних rainbow-схемам, таких як хибні контури, перенасичені сегменти та раптові зміни кольору. У результаті дані подаються більш стабільно та зрозуміло, що знижує ризик неправильного трактування параметрів перфузії [22].

До найвідоміших прикладів належать Viridis, Inferno, Plasma і Magma, які були створені з урахуванням принципів рівномірного сприйняття кольору. (див. рис. 2.3) Дослідження показують, що ці палітри забезпечують кращу видимість локальних деталей, полегшують роботу лікаря і мінімізують когнітивні спотворення, пов'язані з природними асоціаціями кольору [21]. Крім того, у клінічних системах дедалі частіше використовуються власні рівномірні палітри виробників обладнання (Siemens, Toshiba, Hitachi), які адаптовані до конкретних типів зображень і стандартів візуалізації [22].

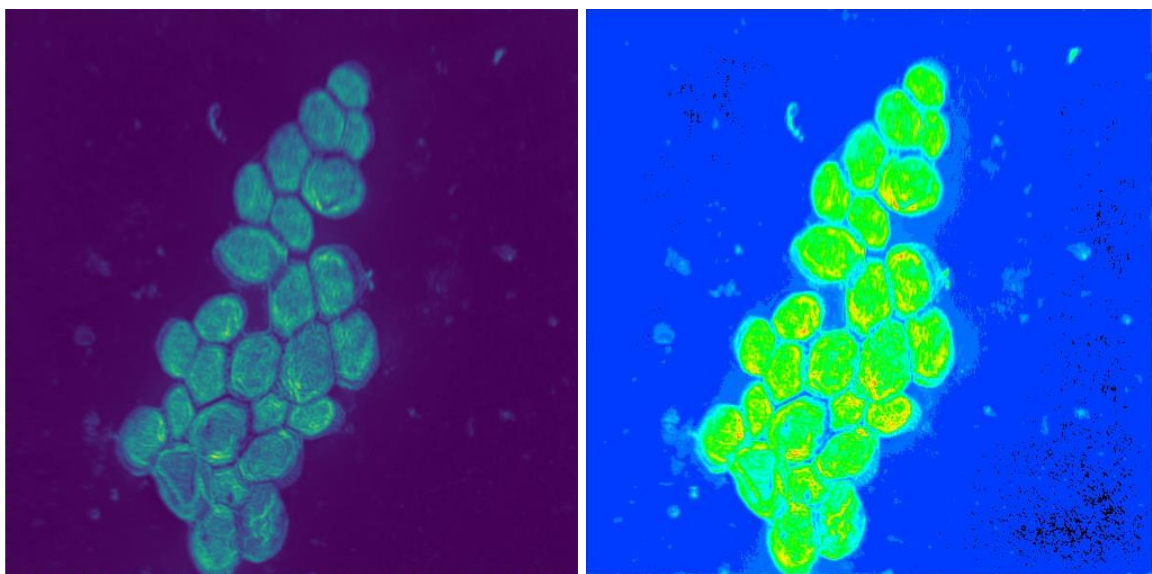


Рисунок 2.3 – Порівняння спектральної та рівномірної палітри (Rainbow vs Viridis)

Загалом застосування візуально рівномірних палітр дозволяє забезпечити більш якісне та надійне представлення перфузійних даних. Вони зменшують ризик візуальних артефактів, покращують точність інтерпретації та сприяють стандартизації підходів у медичній практиці. Завдяки цьому такі палітри стають рекомендованим вибором у сучасній діагностичній візуалізації.

2.2.3 Клінічні LUT-схеми

Клінічні LUT-схеми - це кольорові палітри, розроблені безпосередньо виробниками медичних систем для відображення томографічних і перфузійних даних. На відміну від універсальних наукових палітр, ці схеми створюються з урахуванням особливостей конкретних модальностей (СТ, MRI), параметрів реконструкції зображення та клінічних сценаріїв використання. У багатьох випадках вони формуються на основі багаторічного досвіду роботи лікарів та рекомендацій внутрішніх експертних груп виробників. Найпоширенішими прикладами є Siemens CT/MR, Toshiba MRI/CT-Rainbow, Hitachi Palette або Terarecon LUT, які входять до складу робочих станцій та постпроцесингових програм [21, 22].

Основна особливість клінічних LUT полягає в тому, що їхня побудова часто базується на медичній доцільності. Схеми можуть навмисно підсилювати певні діапазони інтенсивностей, роблячи патологічні ділянки візуально виразнішими для лікаря. Наприклад, у багатьох томографічних системах застосовуються палітри, що акцентують увагу на зонах зниженої перфузії, або навпаки, виділяють ділянки із підвищеним кровотоком. У той же час такі LUT не завжди є рівномірними: зміна світлоти або відтінку може відбуватися нерівномірно, що призводить до можливих візуальних артефактів або хибних меж, особливо у складних градієнтних структурах [22].

Попри ці недоліки, клінічні LUT залишаються широкоживаними, оскільки вони природно інтегровані в медичні інтерфейси та відповідають звичкам лікарів-рентгенологів. У багатьох випадках саме ці схеми визначають перше враження про патологію та впливають на швидкість прийняття рішень.

Лікарі з багаторічним досвідом часто орієнтуються на специфічні кольорові патерни, що стали стандартом для певних модальностей або діагностичних протоколів [22].

2.2.4 CVD-дружні палітри

Порушення кольоросприйняття (Color Vision Deficiency, CVD) є поширеним явищем, яке охоплює близько 8 % чоловіків і 0,5 % жінок, тому частина лікарів та дослідників може бачити медичні зображення інакше, ніж передбачено стандартними палітрами. Це створює ризики для інтерпретації, оскільки спектральні схеми часто мають слабкий контроль над світлотою та можуть втрачати контраст у тих ділянках, де він є клінічно важливим. Для розв'язання цієї проблеми використовуються CVD-дружні палітри, спеціально розроблені таким чином, щоб зберігати інформативність навіть за умов часткової або повної втрати сприйняття окремих кольорових каналів [23].

У таких палітрах головним інструментом є монотонна зміна світлоти - параметра, який найменше спотворюється при CVD. Завдяки цьому зображення залишаються зрозумілими незалежно від того, чи користувач може розрізняти відтінки червоного або зеленого. Найвідоміші приклади таких схем - Viridis, Inferno, Plasma та Magma. Вони мають плавну поведінку в усьому діапазоні значень, не створюють штучних меж та стрибків кольору, властивих спектральним rainbow-схемам. Дослідження показують, що ці палітри дають значно кращу точність інтерпретації при моделюванні різних типів дальтонізму та дозволяють уникати хибних клінічних висновків [23].

Класичні rainbow-палітри непридатні для медичної візуалізації саме через втрату однозначної відповідності між даними та кольором. Автори рекомендують повністю відмовлятися від них на користь палітр, які зберігають правильний порядок та контрастність у всіх умовах перегляду, що є критично важливим для діагностики та обробки перфузійних карт [21].

2.3 Кольорові простори і перетворення

Коректне відтворення кольору є фундаментальною складовою медичної візуалізації, оскільки від кольору залежить помітність слабких градієнтів, точність інтерпретації перфузійних показників та здатність лікаря швидко ідентифікувати патологічні ділянки. Кольоровий простір визначає, яким чином числові значення інтенсивностей перетворюються у видимі кольори, наскільки коректно вони відтворюються на різних дисплеях і чи відповідають візуальні зміни реальним фізичним варіаціям сигналу. Вибір правильного простору впливає не лише на якість візуалізації, але й на діагностичну цінність зображення: нерівномірні простори здатні створювати штучні межі, втрату деталей або хибні акценти, тоді як рівномірні та стандартизовані дозволяють зберігати достовірність даних. У медичних системах одночасно враховують технічну відтворюваність кольору (узгодженість між пристроями) та відповідність числової зміни даних до того, як її сприймає людське око. Саме тому у візуалізаційних конвеєрах використовують комбінацію пристроєзалежних просторів для відображення та рівномірних просторів для аналітики [24-29].

2.3.1 Пристроєзалежні кольорові простори

Пристроєзалежні кольорові простори визначають ті параметри, за якими зображення відтворюється на конкретному дисплеї або групі дисплеїв. У контексті медичної візуалізації вони мають вирішальне значення, оскільки забезпечують узгодженість яскравості, контрасту та кольору між різними моніторами, що особливо важливо для клінічних робочих місць.

Стандарт sRGB є універсальним простором, який використовується у більшості цифрових пристроїв. Він визначає набір первинних кольорів, білу точку, гама-корекцію та криву перетворення, що робить його базовим форматом для перегляду зображень на екранах комп'ютерів і медичних станцій. Для медичних даних sRGB використовується як кінцева стадія візуалізації, коли

проаналізована LUT-схема або перфузійна карта перетворюється у формат, що може бути коректно відображений без додаткових калібрувань. Водночас sRGB має обмежений колірний діапазон і не є рівномірним, тому у ньому складно оцінювати плавність переходів або реальну різницю між кольорами. Саме тому його застосовують лише як простір відображення, а не аналітики [24].

Для медичних дисплеїв ключовим є стандарт DICOM GSDF (Grayscale Standard Display Function). Він регламентує те, як повинні виглядати градації яскравості на діагностичних моніторах. GSDF забезпечує однакову видимість контрастів по всьому діапазону яскравості, що критично для таких задач, як виявлення слабких перфузійних змін, оцінка меж пухлини або локальних відмінностей у мозковому кровоотоці. Навіть при роботі з кольоровими картами (CBF, CBV, MTT) основа відтворення яскравості залишається прив'язаною до GSDF, що забезпечує стабільність діагностичного зображення на різних робочих місцях [25].

Пристрoeзалежні простори не забезпечують рівномірності кольорових переходів і не відображають реальну різницю між кольорами з точки зору людського сприйняття, тому вони не використовуються для аналізу якості LUT-схем. Проте вони є критично важливими для коректного та стандартизованого відображення результатів на діагностичних моніторах, забезпечуючи спільний візуальний формат, у межах якого лікарі інтерпретують результати досліджень [24-25].

2.3.2 Рівномірні кольорові простори

Рівномірні кольорові простори використовуються для того, щоб числові відстані між кольорами якомога точніше відповідали тому, як ці відстані сприймає людське око. У задачах медичної візуалізації це має особливе значення, оскільки навіть незначні зміни інтенсивності сигналу можуть містити важливу клінічну інформацію, а нерівномірні палітри здатні приховувати або, навпаки, створювати штучні акценти у зображенні. На відміну від пристроезалежних просторів, орієнтованих на технічну сумісність, рівномірні простори розроблені саме для аналізу, проектування та коректного порівняння кольорових

схем [25 - 27].

Одним із найбільш поширених рівномірних просторів є CIELAB, розроблений Міжнародною комісією з освітлення (CIE). Він базується на перетворенні з XYZ, але вводить три координати з наближеними до сприйняття властивостями: L^* відповідає за світлоту, тоді як a^* та b^* описують хроматичні напрями, де один вісь відповідає переходу між червоним і зеленим, а інша між жовтим і синім. Геометрична відстань між двома точками у цьому просторі приблизно відповідає видимій різниці кольору, що робить його придатним для аналізу плавності колірних градієнтів, виявлення різких змін у LUT та оцінки загальної стабільності палітри. З цих причин CIELAB широко застосовується у комп'ютерній графіці, поліграфії та наукових задачах оцінки кольору [25, 26].

Для більш точного порівняння кольорів у CIELAB були розроблені метрики ΔE . Модифікації ΔE_{76} , ΔE_{94} та ΔE_{2000} спрямовані на те, щоб краще відображати нелінійність людського сприйняття та різну чутливість до відтінків у різних ділянках простору. Найпоширенішою у сучасних дослідженнях є ΔE_{2000} , оскільки вона найкраще узгоджується з експериментальними спостереженнями людини й забезпечує точну оцінку рівномірності колірних переходів. У медичних задачах ΔE_{2000} часто використовується для порівняння двох сусідніх кольорів у LUT, щоб визначити, чи є зміна надто різкою або, навпаки, майже непомітною, що може вплинути на клінічне зображення [27].

Ще один важливий простір - CAM02-UCS, створений на основі моделі кольорового вигляду CIECAM02. Ця модель враховує адаптацію зору та умови спостереження, що дозволяє краще відтворювати реальні візуальні відмінності між кольорами. CAM02-UCS робить відстані у просторі майже лінійними щодо сприйняття, завдяки чому траєкторії кольору вздовж LUT стають більш передбачуваними. Простір особливо корисний для проектування нових палітр та для аналізу тих, що вже існують, адже допомагає виявляти “провали”, різкі стрибки або вузькі спектральні ділянки, які можуть призвести до спотворень у медичних зображеннях [28].

Сучаснішою модифікацією є CAM16-UCS, який покращує поведінку простору на високих значеннях яскравості та демонструє більш стабільні результати для сучасних HDR-дисплеїв. Хоча у медичній практиці він застосовується рідше, CAM16-UCS має потенціал для аналізу LUT у випадках, коли важливо зберегти точні відмінності у яскравих чи контрастних ділянках зображення [29].

У контексті аналізу LUT рівномірні простори є незамінними: вони дозволяють виявити нерівномірності, перевірити монотонність світлоти, оцінити хроматичні стрибки та забезпечити відповідність між кольором і фізичними даними. Саме тому у сучасних методах оптимізації кольорових схем CIELAB та CAM02-UCS є основними інструментами для кількісного аналізу та побудови більш стабільних, зрозумілих і клінічно точних палітр [25-27].

2.3.3 Нерівномірні кольорові простори

Нерівномірні кольорові простори застосовуються у цифровій графіці та інтерфейсах через свою простоту, інтуїтивність і зручність для ручного керування параметрами кольору. Проте з точки зору точності та стабільності кольорового кодування вони суттєво поступаються рівномірним просторам. Їхня головна особливість полягає в тому, що геометричні відстані між кольорами не відповідають реальним відмінностям, які сприймає людське око. У медичній візуалізації це створює ризики, оскільки однакові зміни даних можуть виглядати більш або менш контрастними залежно від того, у якій частині простору знаходиться відтінок [26].

Найпоширенішими нерівномірними просторами є HSV та HSL, де колір описується через відтінок (Hue), насиченість (Saturation/Lightness) і світлоту. Попри свою популярність у дизайнерських інструментах і редакторах зображень, ці простори мають значні недоліки. Зміна відтінку на однакові градуси кола не означає однакових видимих змін, а компоненти яскравості та насиченості взаємодіють нелінійно. Через це кольорові градієнти у HSV/HSL часто мають «провали», різкі переходи або ділянки надмірної одноманітності, що робить їх непридатними для аналізу медичних сигналів, особливо в умовах низьких

контрастів [26, 28].

До нерівномірних також належать історичні моделі, які застосовувалися в ранніх системах кольорової графіки, наприклад YIQ, YUV або YCbCr. Вони створені переважно для телевізійних стандартів і оптимізовані для передавання сигналу через обмежену смугу пропускання. Незважаючи на те, що такі моделі активно використовуються у відеокодуванні, вони не орієнтовані на відповідність людському сприйняттю і не забезпечують стабільних кольорних переходів. Тому їх рідко застосовують у задачах візуальної оцінки медичних зображень [28].

У контексті LUT-схем нерівномірні простори можуть застосовуватися лише як допоміжний інструмент, наприклад для вибору кольорового тону або створення початкового дизайну палітри. Проте для об'єктивного аналізу плавності та узгодженості кольору вони не рекомендовані. Дослідження у галузі кольорового кодування показують, що використання HSV/HSL або подібних моделей може призвести до некоректного відображення слабких градієнтів, появи артефактів і зниження точності клінічних висновків [29].

2.3.4 Сучасні широкодіапазонні кольорові простори

Сучасні широкодіапазонні кольорові простори розробляються для роботи з високодинамічними (HDR) та ширококолірними (wide-gamut) сигналами, що виходять за межі стандартного sRGB. У медичній візуалізації це особливо важливо, оскільки дані можуть містити як дуже низькі, так і дуже високі значення інтенсивності, а коректне відтворення кольору у всьому діапазоні впливає на точність діагностичної інтерпретації. Розширені моделі забезпечують більш стабільну поведінку кольору у крайніх яскравостях, краще зберігають відтінки та мінімізують перехресний вплив компонент, що є критичним при аналізі тонких патернів та патологічних змін [29].

Одним із найбільш впливових просторів цієї групи є IPT, запропонований як покращений варіант відносно CIELAB для збереження стабільності відтінку. Завдяки іншим перетворенням і ваговим коефіцієнтам він краще описує людське сприйняття хроматичних змін, що робить його корисним при проектуванні

колірних градієнтів, де важливо уникнути нелінійних «зсувів» тону. Ще один сучасний простір - Jzazbz, розроблений спеціально для HDR-контенту. Ця модель забезпечує високу відповідність сприйняттю при дуже великих діапазонах яскравості та зберігає послідовність відстаней між кольорами навіть у периферійних областях колірного спектра, де традиційні простори стають нестабільними [21].

У телевізійних та відеостандартах для HDR широко використовується ICtSp, який зменшує взаємний вплив яскравості та кольорових компонент і забезпечує точніший контроль кольору на екранах із широким охопленням. Його принципи активно досліджуються в напрямі медичних дисплеїв, оскільки він дозволяє зберігати дрібні відмінності між близькими відтінками без «перекручування» контрасту. Окрему увагу привертає і новий простір Oklab, створений для сучасних high-gamut дисплеїв та орієнтований на простоту використання. Він має кращу рівномірність порівняно з CIELAB і добре підходить для проектування плавних градієнтів, що робить його перспективним для створення медичних LUT-схем [29].

Для клінічних сценаріїв вибір таких просторів залежить від типу даних, кінцевого обладнання і вимог до точності передачі кольору. Вони здатні забезпечити стабільнішу інтерпретацію сигналу при використанні широких діапазонів інтенсивності та складних колірних переходів, що робить їх корисним інструментом для більш глибокого аналізу та валідації LUT-схем у медичній візуалізації [28-29].

Висновки до розділу 2

У цьому розділі проаналізовано сучасні підходи до кольорового кодування у медичній візуалізації, зокрема в контексті перфузійних даних, які є критично важливими для оцінки мікроциркуляції та стану тканин. Встановлено, що коректність обраної LUT-схеми визначає не лише візуальну інформативність зображення, але й точність клінічної інтерпретації, оскільки колір безпосередньо

впливає на те, наскільки правильно лікар може оцінити локальні зміни перфузійних показників. Перфузійні карти з КТ, МРТ та інших методів вимагають монотонності шкали, передбачуваних переходів кольору та відсутності штучних контрастів, які можуть створювати хибні межі або маскувати патологічні ділянки.

Огляд літератури показує, що спектральні («rainbow») палітри, попри свою популярність, є серед найменш придатних для клінічних задач через нерівномірну поведінку світлоти, появу хибних контурів і когнітивні спотворення. Натомість рівномірні палітри, побудовані у моделях CIELAB чи CAM02-UCS, забезпечують послідовну зміну кольору, яка краще відповідає реальним змінам сигналу. Окрему роль відіграють CVD-дружні палітри, що гарантують коректність сприйняття навіть у користувачів із порушеннями кольорового бачення. Крім того, сучасні широкодіапазонні кольорові простори, такі як IPT або Jzazbz, демонструють перспективність для аналізу та візуалізації даних з великими діапазонами інтенсивності.

У результаті сформовано теоретичне обґрунтування того, що високоякісне кодування перфузійних даних можливе лише за умови поєднання двох факторів: використання рівномірних кольорових просторів для аналізу та коректного перетворення LUT-схем у пристроєзалежні формати для відображення на клінічних моніторах. Такий підхід мінімізує ризик діагностичних помилок, підвищує відтворюваність результатів та створює основу для стандартизації візуального представлення перфузійних зображень у медичній практиці.

РОЗДІЛ 3

ЗАСОБИ РЕАЛІЗАЦІЇ АНАЛІЗУ КОЛЬОРОВИХ СХЕМ У ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ПЕРФУЗІЙНИХ ДАНИХ

У третьому розділі розглянуто візуалізацію перфузійних даних у медичній діагностиці, що є важливим компонентом комплексної оцінки патологій головного мозку, зокрема у разі виявлення ішемічних уражень, пухлин, ангіопатій та інших порушень мікроциркуляції. В основі якісної візуалізації лежить не лише алгоритм обробки даних, але і правильно підібрана кольорова палітра (LUT, lookup table), яка сигналізує лікарю про локальні зміни інтенсивності показників кровотоку, проникності судинної стінки або об'єму циркулюючої крові. Вибір кольорової схеми впливає не тільки на візуальне сприйняття зображення, але й на швидкість та точність діагностичного рішення.

Кольорові LUT-схеми визначають відображення числового діапазону даних у колірний простір і мають бути розроблені так, щоб зміни кольору відповідали змінам інтенсивності сигналу. У перфузійній МРТ, де аналізуються значення CBF (cerebral blood flow), CBV (cerebral blood volume), MTT (mean transit time) та інші параметри, обраний LUT визначає, наскільки виразно буде видно патологічні зміни судинної фізіології. Невдалий вибір палітри може приховати слабкі тенденції, викликати когнітивний дисбаланс та підсилити незначні артефакти, що призводить до помилкової інтерпретації лікувальних показників [30].

У межах даного дослідження було обрано кілька типів колірних схем, які типово використовуються у медичних постпроцесингових системах: спектральні, інверсні, дискретні блокові та клінічно адаптовані вендорні палітри. Кожна з них має свої переваги й обмеження: спектральні схеми корисні для початкового огляду контрастності, але часто порушують логічний зв'язок між світлотою та кольором; вендорні схеми оптимізовані для певних режимів візуалізації, але їхня відповідність людському сприйняттю не завжди перевіряється статистично; блокові палети добре підходять для умов сегментації,

але можуть втрачати приховані градієнти.

Для об'єктивного аналізу поведінки кольору було обрано кількісну методологію CDPS (Color–Data Proportionality Slope), що поєднує оцінку фізичних значень (brightness ΔI) та перцептивних відмінностей кольору (ΔE), розрахованих у CIELAB або CAM02-UCS. Цей підхід дає можливість визначити, чи корелює зміна кольору з реальним ростом або спаданням сигналу. Для виявлення пропорційності та лінійності LUT-схеми використовується коефіцієнт детермінації R^2 : високі значення свідчать про плавну зміну кольору при зміні сигналу, а низькі - про можливі локальні перекоси або «мертві зони» палітри.

Важливим етапом розробки підхід полягає у підготовці даних через маскування ROI (виділення області інтересу) та нормалізацію значень. Маскування забезпечує фокусування обчислень на релевантних ділянках зображення, які містять клінічну інформацію (як-от паренхіма мозку), тоді як нормалізація дозволяє усунути вплив артефактів, шуму та позаанатомічних ділянок, забезпечуючи порівнянність між даними різних обстежень.

3.1 Вибір кольорових схем

Для цілей дослідження відібрано набір кольорових LUT-схем (color look-up tables), які репрезентують основні типи колірних відображень, використовуваних у клінічній практиці перфузійної візуалізації. Схеми охоплюють спектральні градієнти, дискретні блокові палітри, інверсні варіанти та вендорні LUT від провідних виробників медичного обладнання (GE, Siemens, Hitachi, Toshiba, Terarecon). У вибірку додано контрольну сіру шкалу для порівняння кольорових схем із нейтральним монохромним еталоном. Така конфігурація дозволяє аналізувати поведінку різних типів LUT у межах одного набору даних та оцінювати їх здатність передавати слабкі градієнти, уникати кольорових артефактів і забезпечувати прогнозовану відповідність між фізичними значеннями перфузії та сприйманим кольором. Подальші підпункти структурують опис окремих груп LUT-схем відповідно до їхніх колірних

властивостей і практичної ролі у клінічних сценаріях.

3.1.1 Спектральні LUT-схеми

Спектральні LUT-схеми, також відомі як «Rainbow» або «jet», є одними з найстаріших і найбільш впізнаваних варіантів кольорового кодування у медичній візуалізації. Їх характерною особливістю є послідовний перехід через широкий спектр відтінків - від синього через зелений і жовтий до червоного. Такий підхід був історично популярним у науковій графіці завдяки високому контрасту та візуальній виразності. Проте в контексті перфузійних зображень спектральні LUT з часом почали розглядатися як потенційно небезпечні, оскільки вони не корелюють із рівномірною зміною фізичного сигналу й нерідко створюють «хибні межі» [18].

Головним недоліком спектральних схем є нерівномірна зміна світлоти: зміна кольору в їх межах не відповідає пропорційному збільшенню чи зменшенню значення сигналу. Це призводить до появи артефактів у вигляді штучних контурів (false boundaries), коли зображення виглядає сегментованим навіть за умови плавного розподілу даних [29].

Додатковим ефектом є модифіковані «смуги Маха», тобто підсилення країв через різкі переходи відтінків у палітрі, що може ускладнювати виявлення тонких градієнтів у тканинах мозку [22].

У даній роботі використано схему GE-Rainbow як представника класичного спектрального LUT, а також її інверсну версію GE-Inv-Rainbow, щоб оцінити симетричність поведінки палітри при зміні напрямку градієнта. Такий вибір дозволяє аналізувати не лише загальну поведінку спектральних схем, але й вплив напрямку переходу на оцінку перфузії: у деяких системах інверсія палітри може змінювати інтерпретаційний контекст (наприклад, холодні тони відповідають гіпоперфузії, теплі - нормі чи навпаки) (див. рис. 3.1) [18].

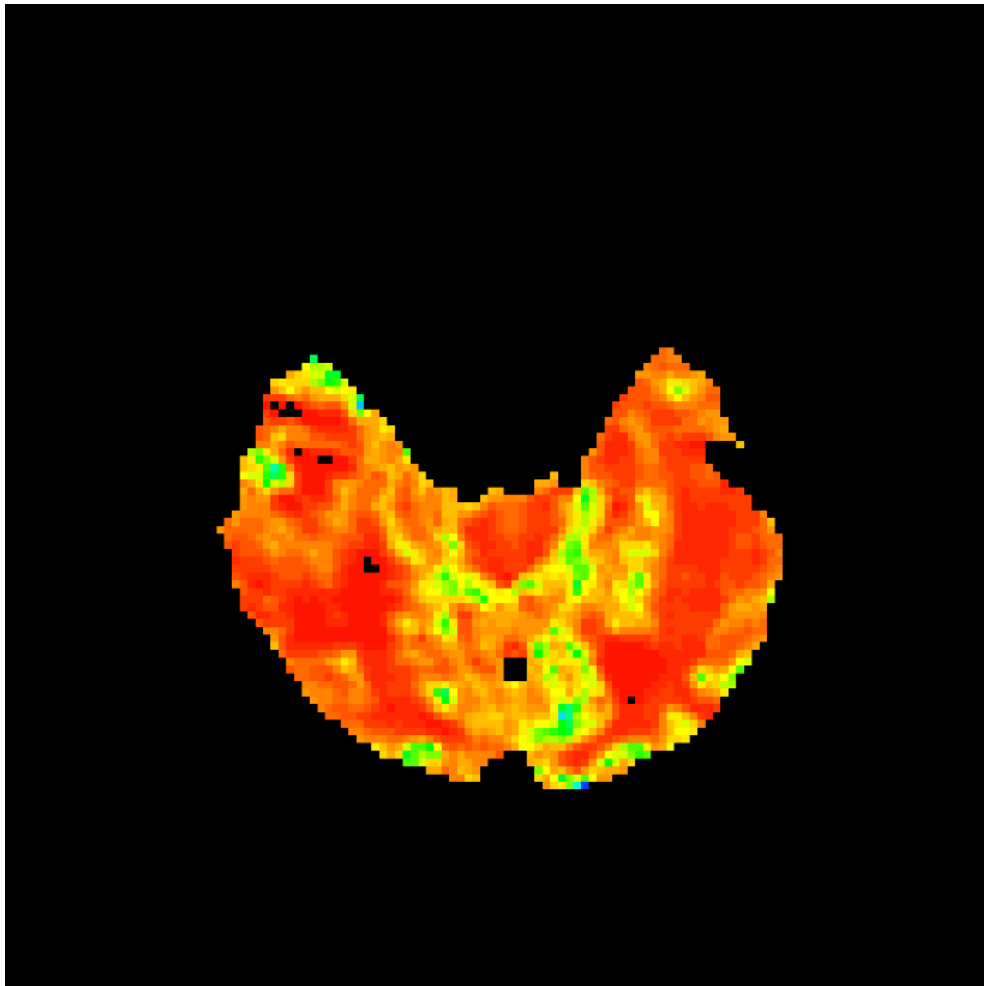


Рисунок 3.1 – Приклад спектральної палітри

Спектральні LUT-схеми незмінно присутні у багатьох клінічних консолях через історичну інерцію та звичку користувачів, але вони мають суттєві обмеження щодо перцептивної рівномірності. У контексті цього дослідження їх оцінювання є важливою контрольною точкою, що дозволяє підтвердити або спростувати їх придатність для точного аналізу перфузійних карт в умовах реальних клінічних задач. Системне порівняння їх поведінки з перцептивно рівномірними та вендорними схемами дозволяє встановити, чи зберігають спектральні LUT діагностичну цінність або ж були витіснені більш сучасними варіантами палітр у медичній практиці [20].

3.1.2 Інверсні спектральні LUT-схеми

Інверсні спектральні LUT-схеми являють собою варіацію класичних

«rainbow» палітр, у яких порядок кольорів змінений на протилежний: від червоного до синього замість традиційної послідовності від синього до червоного. Така інверсія може на перший погляд видаватися косметичною модифікацією, однак вона має практичну діагностичну значущість. У клінічній практиці інтерпретація кольору завжди пов'язана з умовними «температурними» асоціаціями: холодні тони часто сприймаються як «норма» або «гіпоперфузія», тоді як теплі тони - як «гіперперфузія» чи «критичні значення». Інверсія змінює семантичну структуру, і для лікаря, звиклого до певного кодування, це може вплинути на швидкість і точність аналізу [18].

У рамках цього дослідження було використано LUT-схему GE-Inv-Rainbow, яка є інверсією класичної GE-Rainbow. Мета її включення - дослідити, наскільки симетрично поводить ся спектральна палітра при зміні напрямку градієнта. Зокрема, чи зберігається зіставність результатів CDPS-аналізу для прямих та інверсних схем, чи існує асиметрія в поведінці ΔE і R^2 залежно від того, чи зростання даних відповідає зміні відтінків від синіх до червоних або у зворотному напрямку [29].

Інверсні схемі часто використовуються у клінічних робочих станціях як альтернатива «на вибір» лікаря, але їх вплив на інтерпретацію даних досить неоднозначний. Дослідження показують, що зміна асоціативної логіки палітри може спричиняти когнітивне зміщення, коли певні ділянки зображення підсвідомо сприймаються як більш або менш критичні, незалежно від реального значення сигналу [29].

Це особливо важливо в умовах термінових рішень (наприклад, у гострій неврології), де наявність навіть мінімального викривлення може вплинути на вибір терапії.

Інверсні навіть більше, ніж прямі спектральні схеми, підкреслюють роль безперервної логіки колірної кодування і необхідність застосування перцептивно обґрунтованих масштабів. Їх аналіз дозволяє перевірити стійкість методології оцінки LUT у випадку, коли напрям градієнта не відповідає звичним діагностичним патернам, а значення ознак (наприклад, низька перфузія)

кодуються кольорами, що інтуїтивно асоціюються з протилежними станами [21].

3.1.3 Дискретні LUT-схеми

Дискретні LUT-схеми (див. рис. 3.2) - це тип палітр, у яких колір розподілений не плавним градієнтом, а розбитий на обмежену кількість кольорових сегментів або блоків. На відміну від безперервних схем, де зміна кольору відбувається лінійно чи нелінійно, але без помітних переходів, дискретні палітри навмисно квантують діапазон значень у певну кількість рівнів (наприклад, 8, 16 чи 32). Такий підхід дозволяє підсилити локальні відмінності та дає змогу акцентувати увагу на різких змінах в інтенсивності сигналу.

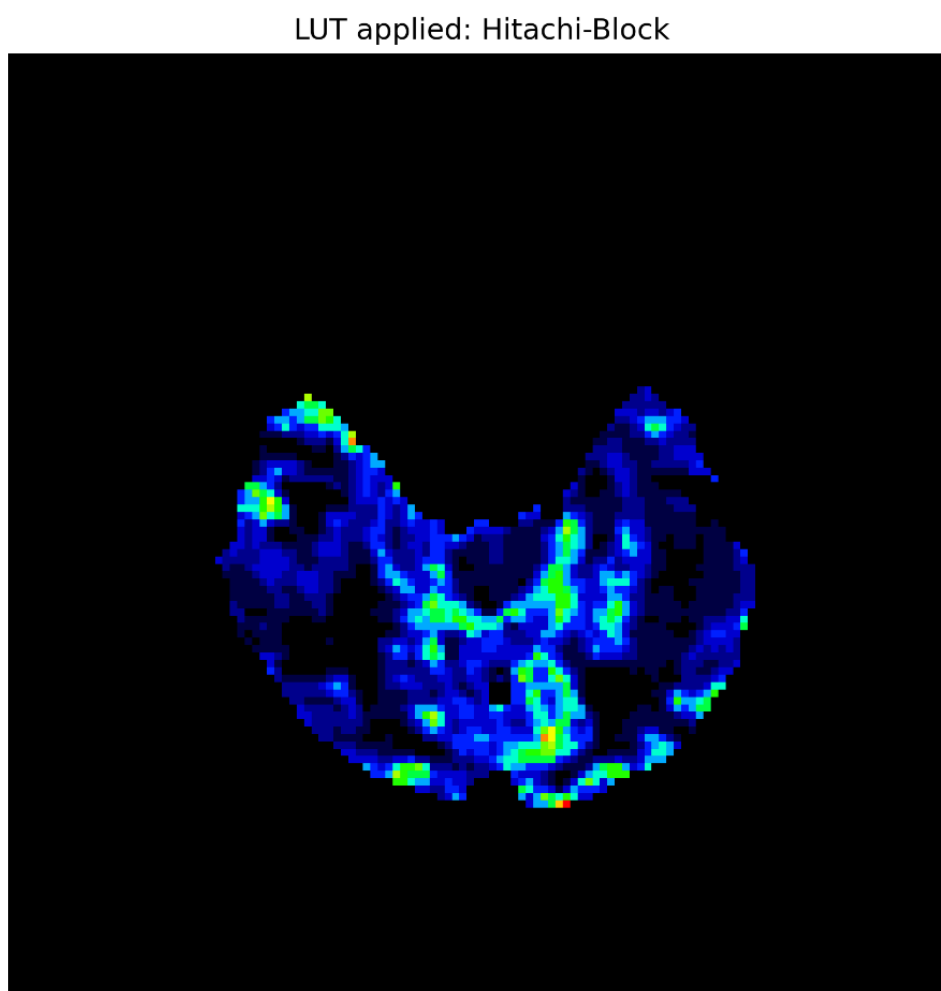


Рисунок 3.2 – Приклад дискретної палітри

У цьому дослідженні використано LUT-схему Hitachi-Block, яка репрезентує дискретний підхід до побудови кольорового градієнта. Вона містить

явні пороги між кольорами, що створює чітко визначені класи інтенсивності на зображенні. Дискретні схеми корисні для визначення зональних структур, виділення патологічних ділянок або при використанні автоматизованих алгоритмів сегментації. Однак вони мають і суттєві обмеження - плавні градієнти втрачаються, тонкі варіації кольору стають непомітними, і частина інформації може бути загублена на рівні візуального сприйняття [21].

Ці палітри дозволяють перевірити чутливість методу до квантування інтенсивності та оцінити, наскільки CDPS-аналіз здатен уловити лінійність переходів у ситуації, коли колір змінюється стрибкоподібно. Порівняння дискретних схем із безперервними дає змогу виявити, чи є відмінність у поведінці ключових метрик (ΔE , R^2) при спрощеному поданні сигналу, а також оцінити рівень втрат корисної інформації, особливо на межах переходів між класами сигналу [22].

Дискретні LUT можуть бути корисними у задачах високорівневої сегментації або для навчання моделей глибинного навчання, де зниження варіативності кольору полегшує класифікацію. Однак для клінічної інтерпретації вони ризикують створити враження «штучної» структури зображення, особливо якщо використані межі не корелюють з фізіологічними змінами в тканинах. Це ще раз підтверджує, що вибір LUT-схеми має залежати від контексту задачі - і що вказані схеми доцільно розглядати скоріше як контрастний інструмент для оцінки поведінки градієнта, ніж як фінальний варіант для медичних інтерфейсів [20].

3.1.4 Клінічні LUT-схеми

Клінічні LUT-схеми - це кольорові палітри, розроблені виробниками медичних систем і програмного забезпечення для візуалізації, з урахуванням специфіки певного виду томографічних даних (СТ, MRI, перфузійні карти тощо). Такі LUT інтегровані безпосередньо у клінічні робочі станції та постпроцесингові платформи, зокрема Siemens-MR, Siemens-CT, Toshiba-MRI, Toshiba-CT-Rainbow, Hitachi-Palette, Terarecon, що дозволяє лікарям використовувати звичні кольорові представлення у процесі інтерпретації

зображень. (див. рис. 3.3) [1-8].

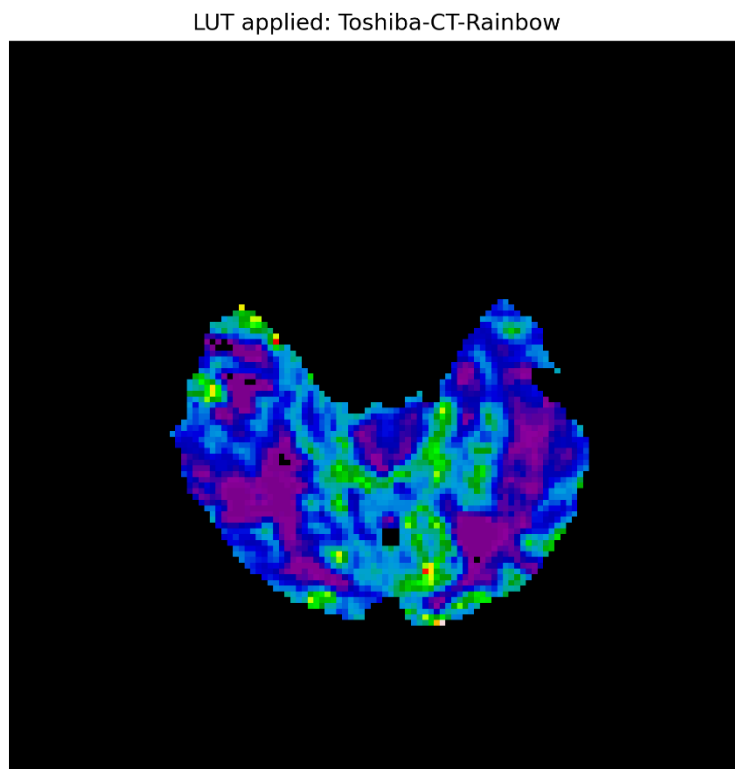


Рисунок 3.3 – Приклад клінічної палітри

Ключова особливість цих схем полягає в тому, що вони часто оптимізовані під конкретні діапазони інтенсивностей, типи перфузійних параметрів або навіть специфічні клінічні сценарії. Наприклад, у перфузійній MPT LUT-схеми від Siemens підсилюють контраст між низькими й високими значеннями CBV або CBF, що дозволяє швидко виявляти зони гіперперфузії або гіпоперфузії. Натомість Toshiba часто використовує кольорові градієнти з більш м'якими переходами світлоти для збереження природності зображення та уникнення візуальних артефактів, що можуть виникати при спектральних схемах [19].

Попри свою практичність і поширене використання, вендорні LUT рідко є перцептивно рівномірними. Вони зазвичай містять нелінійний розподіл світлоти або складні «хроматичні траєкторії» - наприклад, колір змінюється не лише за світлістю, але й за насиченістю або відтінком з непередбачуваними стрибками. Такі особливості можуть бути непомітними для досвідченого лікаря, проте з

точки зору об'єктивного аналізу і стандартизації створюють проблему для порівняльності результатів між різними робочими станціями або серіями обстежень [19].

У контексті даної роботи вендорні LUT включені до аналізу, оскільки вони відображають реальну клінічну практику і є «де-факто» стандартами у більшості медичних центрів. Аналіз їхньої поведінки за допомогою метрик CDPS і R^2 дозволяє побачити, наскільки ці схеми відповідають перцептивним вимогам - чи є вони рівномірними, чи зберігають плавність зміни кольору, та чи не створюють хибних меж при відображенні перфузійних даних [24].

Саме порівняння таких LUT з перцептивно рівномірними схемами дозволяє обґрунтовано оцінити, чи варто й надалі використовувати стандартні палітри від виробників або ж варто переходити до нових, стандартизованих і узгоджених LUT, що забезпечують краще співвідношення між даними й сприйняттям і мінімізують ризик клінічних помилок [24].

3.2 Методи аналізу, маскування та нормалізація даних

Оцінювання якості кольорових схем у медичній візуалізації потребує комплексного підходу, що включає математичний аналіз поведінки LUT-градієнтів, виділення релевантних ділянок зображення та узгодження діапазонів даних між різними серіями. Усі ці аспекти є ключовими для коректного порівняння різних палітр на одному наборі перфузійних МРТ-зображень. В основі методології лежить припущення, що зміна візуального кольору на зображенні має відповідати змінам фізичного сигналу, тобто функція перетворення має бути максимально монотонною, лінійною та передбачуваною. Неможливо застосувати лише одну метрику - у випадку кольорових схем важливо оцінити і стабільність градієнтів (через ΔE), і адекватність інтерпретації (через R^2), і поведінку палітри на реальних структурних даних, а не лише на синтетичних шкалах [22].

Цей розділ описує підхід CDPS (Color–Data Proportionality Slope), який

використовується для кількісного порівняння LUT-схем з урахуванням реальних змін сигналу в масці зображення. Пояснюються принципи вибору кольорових просторів для аналізу (CIELAB, CAM02-UCS), обґрунтовується важливість маскуванню області інтересу (ROI), а також наведено основи нормалізації даних для забезпечення відтворюваності. Такий комплексний підхід дозволяє мінімізувати спотворення та упередження, що виникають через нерівномірні градієнти або шум у зображеннях, гарантуючи, що результати аналізу відображають реальну поведінку палітр у медичній практиці [22].

3.2.1 CDPS-аналіз та ΔE -оцінка

Метод CDPS (Color–Data Proportionality Slope) є основним інструментом кількісної оцінки, який дозволяє визначити, чи відображає кольорова палітра перфузійних даних їх реальну структуру. Він базується на аналізі співвідношення між фізичними змінами сигналу (інтенсивності пікселів) і перцептивними змінами кольору, що вимірюються через відстань ΔE в рівномірному просторі. ΔE виражає видиму різницю між двома кольорами - чим менше ΔE , тим менш помітна різниця для спостерігача [22].

CDPS будується за принципом: якщо для всіх пар сусідніх пікселів при збільшенні значення інтенсивності колір змінюється прогнозовано, то залежність ΔE від ΔI (різниці інтенсивностей) є лінійною. Для цього будується графік залежності ΔE від ΔI по всій масці, і визначається коефіцієнт лінійної регресії без вільного члена. Чим ближче коефіцієнт детермінації R^2 до 1, тим сильніша і стабільніша пропорційність між даними та кольором. Це означає, що палітра добре передає фізичні зміни сигналу і не вводить додаткових візуальних спотворень [17].

ΔE розраховується, найчастіше, за формулою ΔE_{2000} , що враховує нелінійність сприйняття людського ока в різних діапазонах хроматичності та світлоти. Це важливо для медичних зображень, де навіть слабкі зміни сигналу можуть мати клінічну значущість. Наприклад, зміна ΔE менше 2 є непомітною для більшості спостерігачів, тоді як різниця понад 5 може впливати на діагностичний висновок.[20]

Метод CDPS часто використовується у науковій візуалізації для підтвердження адекватності кольорових карт, проте в медичних задачах він є особливо цінним, оскільки формалізує те, що клініцист відчуває суб'єктивно. Якщо між інтенсивністю та кольором немає лінійності, зображення виглядає «ненадійним» або важким для читання, що може сповільнити або ускладнити діагностику. CDPS дозволяє виявити такі проблеми на ранньому етапі, до інтеграції палітри у клінічний робочий процес [17].

3.2.2 Маскування області інтересу

Маскування області інтересу (Region of Interest, ROI) є ключовим етапом при аналізі кольорових схем у медичній візуалізації, оскільки дозволяє зосередити увагу на ділянках із клінічно значущою інформацією та виключити вплив фонових або неінформативних елементів зображення. У перфузійній МРТ-візуалізації це особливо важливо, адже вхідні дані можуть містити великі зони фону, артефакти реконструкції, шум від контрасту або зони без кровопостачання, які не несуть анатомічного чи функціонального змісту [17].

Маска створюється як двовимірна матриця тих самих розмірів, що й зображення, де значення 1 позначають пікселі області інтересу, а 0 – пікселі, які потрібно виключити з аналізу. В роботі, що розглядається, маска була сформована на основі готового сегментаційного контуру, отриманого при обробці MRP-карт, і включала виключно тканину мозку без черепа, повітряних прошарків чи постконтрастної аномальної фони. Це дозволяє аналізувати кольорову поведінку LUT виключно на структурованій анатомічній області [22].

Використання маски значно покращує стабільність метрик, зменшуючи вплив шуму. Наприклад, включення пікселів фону (з інтенсивністю близькою до нуля) може призвести до штучного «стиснення» діапазону значень, зміщення точок на графіку CDPS і хибного збільшення помилок при обчисленні ΔE . Маскування також є корисним для порівняння різних LUT між собою, оскільки забезпечує однакову операційну область незалежно від конкретного відображення [22].

У більш складних сценаріях маскуванню може проводитися автоматично – за допомогою алгоритмів сегментації на базі порогових значень, кластеризації чи нейромережових підходів. Проте у випадку перфузійних карт мозку найбільш надійним підходом залишається використання готових клінічних масок, сформованих з урахуванням анатомії та контексту дослідження.

Маскування є таким чином необхідною умовою для чесного та відтворюваного аналізу кольорових схем. Воно зосереджує увагу на релевантних даних, запобігає хибним висновкам і забезпечує чистоту CDPS-аналізу та обчислення метрик ΔE і R^2 , що робить результати надійними та придатними для клінічного застосування [16].

3.2.3 Нормалізація даних

Нормалізація даних є невід’ємним етапом у процесі порівняння кольорових схем, оскільки дозволяє привести перфузійні показники (наприклад, CBF, CBV, MTT) до спільного числового діапазону. Це забезпечує коректну поведінку графічних метрик і дає змогу уникнути ситуацій, коли різні LUT-схеми демонструють різну поведінку лише через різний масштаб вихідних значень, а не через власні колірні властивості [17].

У перфузійній МРТ-візуалізації вихідні значення можуть сильно варіюватися залежно від типу параметра (наприклад, CBF може мати значення від 0 до понад 100 мл/100 г/хв, тоді як CBV зазвичай становить частки мл/100 г). Якщо без нормалізації застосувати лінійну відповідність до кольорів, це призведе до стиснення частини шкали або навпаки - надмірного розтягнення слабкоінтенсивних ділянок [17].

У роботі застосовано скейлінг за допомогою стандартизації (z-score), при якому кожне значення перетворюється за формулою (3.1):

$$I_{norm} = \frac{I - \mu}{\sigma} \quad (3.1)$$

де

I - початкове значення інтенсивності, μ - середнє значення по ROI, а σ - стандартне відхилення значень. Такий підхід дозволяє нівелювати вплив глобальних відмінностей між зображеннями, зберігаючи при цьому локальні структури та контрасти (див. рис. 3.4). Це особливо важливо при роботі з даними, що надходять із різних приладів або протоколів (наприклад, різних МРТ-реконструкцій або з DCE/DSC), де масштаб може суттєво відрізнятись [28].

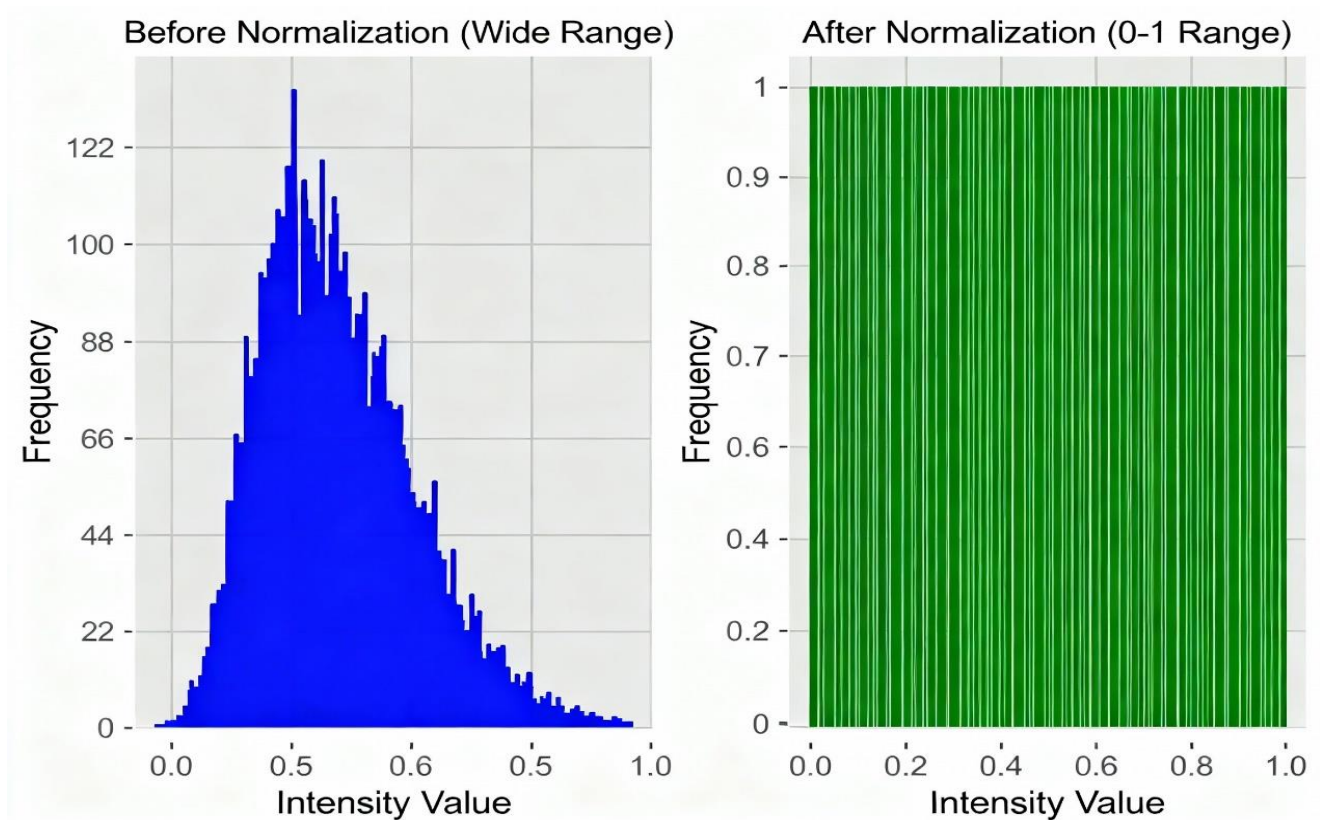


Рисунок 3.4 – Приклад нормалізації даних [28]

3.3 Метрики оцінювання та порівняння LUT-схем

Для кількісної оцінки ефективності кольорових схем у медичній візуалізації застосовують формальні метрики, що дозволяють визначити, наскільки точно палітра відтворює зміну фізичних даних у вигляді плавної зміни кольору. Це особливо важливо у перфузійній діагностиці, де від колірною

переходу залежить можливість виявлення ішемічної зони, меж пухлинного ураження чи змін у кровопостачанні тканин. У клінічному контексті ненадійна або нелінійна кольорова схема може не лише спотворювати інтенсивність сигналу, але й створювати хибні межі, що призводить до неправильної інтерпретації зображення [21].

Основною метрикою, що застосовується у даному дослідженні, є коефіцієнт детермінації R^2 (Coefficient of Determination). Він відображає ступінь відповідності між зміною сигналу (ΔI) та зміною кольору (ΔE), виміряною в рівномірному кольоровому просторі. Значення R^2 наближається до 1 у випадку, якщо зміна кольору є пропорційною до зміни фізичної величини, тобто LUT-схема передає дані без спотворень, стабільно та передбачувано. Якщо ж R^2 близький до 0.5 або нижчий, це означає, що палітра має нерівномірні градієнти, надмірно контрастні ділянки або “плоскі зони”, де зміна даних не супроводжується відповідною зміною кольору [17].

Обчислення R^2 базується на CDPS-аналізі (Color-Data Proportionality Slope), який порівнює різницю інтенсивності між сусідніми значеннями LUT (ΔI) з перцептивною відстанню між відповідними кольорами (ΔE). Регресійна лінія будується без вільного члена, оскільки нульова зміна інтенсивності повинна давати нульову зміну кольору. Такий підхід дозволяє визначити не просто схожість двох масивів значень, а ступінь пропорційності між фізичними та сприйнятими змінами. Високе R^2 у таких умовах свідчить про те, що палітра не створює штучних контрастів і не приховує градієнтів [18].

Інтерпретація значень R^2 має практичне значення. Для клінічної візуалізації порогом прийнятності вважають значення >0.90 , тоді як LUT із R^2 нижче 0.80 уже можуть спотворювати сприйняття, особливо в критичних ділянках. Спектральні схеми, такі як Jet або Rainbow, традиційно демонструють низькі значення R^2 через нерівномірну зміну світлоти, а також значні стрибки між зеленими, жовтими та синіми сегментами. Натомість схемам, побудованим у рівномірних просторах (CIELAB, CAM02-UCS), властиві вищі значення R^2 , що підтверджує стабільність і передбачуваність їхнього використання в

діагностиці [18].

Окрім R^2 , у практиці порівняння LUT-схем застосовують додаткові метрики, які дозволяють оцінити структурну рівномірність палітри.

Серед них:

- ΔE_{mean} - середнє значення перцептивної різниці на сусідніх ділянках, що характеризує плавність переходів.
- ΔE_{std} - стандартне відхилення ΔE . Низьке значення означає, що палітра змінюється рівномірно на всьому діапазоні, високе - наявність «вибухових» переходів.
- ΔE_{max} - максимальний колірний стрибок, що може створити штучну межу на перфузійній карті.
- $\Delta L \text{ profile}^*$ - контроль монотонності світлоти. Якщо світлота не зростає разом із даними, користувач може неправильно інтерпретувати зображення навіть при високому R^2 .

Ці додаткові показники використовуються в літературі для опису LUT-схем, однак R^2 у даному дослідженні обрано основним критерієм, оскільки він найбільш універсально показує відповідність між даними та кольором. Його можна порівнювати між палітрами, він не залежить від абсолютних значень кольору і прямо відображає наявність нелінійностей у передачі сигналу [17-19].

Використання формалізованих метрик дозволяє перейти від суб'єктивного «візуального аналізу» палітр до кількісної оцінки, що забезпечує відтворюваність, прозорість та можливість стандартизації вибору кольорових схем у клінічних програмних комплексах. Саме це є ключовою передумовою для впровадження коректних LUT-схем у медичні робочі процеси та зменшення ризику діагностичних помилок [19].

Висновок до розділу 3

У третьому розділі сформовано цілісну теоретичну основу для аналізу кольорових схем, що використовуються у візуалізації перфузійних даних, з акцентом на їхню здатність коректно передавати фізичні властивості сигналу та забезпечувати адекватне сприйняття інформації клініцистом. Визначено ключові групи LUT-схем, включно зі спектральними, інверсними, блоковими та клінічними вендорними палітрами. Кожна з них була обрана з урахуванням її реальної присутності у практиці медичної діагностики та різних підходів до побудови колірного переходу. Спектральні схеми, що історично застосовуються завдяки високій візуальній контрастності, показали суттєві недоліки у перцептивній узгодженості між сигналом та кольором, тоді як блокові варіанти дозволили оцінити вплив квантування на сприйняття деталей у зображеннях. Клінічні LUT, інтегровані виробниками апаратного забезпечення, зберігають актуальність у повсякденній рутині лікаря, проте потребують формалізованої перевірки їхньої відповідності вимогам перцептивної однорідності та інтерпретаційної точності.

Для кількісного оцінювання палітр обґрунтовано застосування CDPS-аналізу, який дозволяє визначити пропорційність між змінами даних та змінами кольору на основі перцептивних метрик. Використання ΔE для оцінювання різниці кольорів у рівномірних просторах, зокрема CIELAB та CAM02-UCS, дає можливість точно виміряти видиму різницю між кольорами. Коефіцієнт детермінації R^2 слугує головним індикатором адекватності поведінки LUT, дозволяючи відрізнити перцептивно стабільні схеми від таких, що створюють хибні візуальні контрасти або приховують частину клінічно релевантної інформації. Підхід до аналізу також включає обов'язкове урізання області інтересу шляхом маскування, що дає змогу виключити фон та шумові дані, які можуть викривлювати математичні характеристики палітр. Нормалізація значень за допомогою стандартизації (z-score) забезпечує єдність масштабів між різними наборами даних і дозволяє діяти в межах узгодженого числового

діапазону.

Таким чином, інтегрований підхід до вибору, обробки та оцінювання кольорових схем, розроблений у цьому розділі, об'єднує інструменти кількісного аналізу з перцептивно обґрунтованими критеріями оцінки. Він дозволяє не лише об'єктивно порівнювати різні LUT-схеми, але й визначати, наскільки добре ті чи інші палітри відповідають вимогам клінічної практики, зокрема у візуалізації перфузійного сигналу мозку. Запропонована методологія формує передумови для обґрунтованого вибору кольорових схем та створює платформу для подальшого стандартизованого впровадження перцептивно збалансованих LUT у системи медичної візуалізації.

РОЗДІЛ 4

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ІНСТРУМЕНТУ ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ DICOM ТА ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ КОЛЬОРОВИХ СХЕМ

У цьому розділі представлено практичну реалізацію створеного програмного забезпечення для аналізу та візуалізації DICOM-зображень перфузії, а також проведено серію експериментів для оцінки ефективності різних кольорових схем (LUT).

Початковим етапом роботи стало завантаження даних та побудова структур LUT-схем із використанням файлів у форматах .txt та .xlsx. Для кожної палітри були сформовані графічні представлення градієнтів, що дозволило оцінити їхню плавність, контрастність та рівномірність переходів. У дослідження залучено десять основних LUT-схем, серед яких як клінічні (Siemens-MR, Hitachi-Pallete, ASIST), так і спектральні («rainbow»-типу), що дозволило охопити повний спектр підходів до кольорового відображення медичних даних.

Подальший етап присвячено аналізу поведінки LUT у перцептивних просторах CIELAB і CAM02-UCS. За допомогою Python-бібліотек було реалізовано автоматизований конвеєр для побудови тривимірних траєкторій, комбінованих графіків каналів та теплових мап попарних відстаней ΔE_{2000} . Такий підхід дозволив кількісно оцінити рівномірність градієнтів, виявити ділянки спотворень і провести попереднє ранжування LUT за стабільністю кольору.

Значну увагу приділено методиці обробки зображень – маскуванню області інтересу (ROI) та нормалізації сигналу, що забезпечує точність і відтворюваність результатів. Отримані профілі інтенсивності використовувалися для подальшого застосування методу CDPS (Color–Data Proportionality Slope), який визначає пропорційність між змінами інтенсивності сигналу та перцептивними відмінностями кольору.

Основною метрикою оцінювання виступив коефіцієнт детермінації R^2 , який показує, наскільки узгоджено палітра передає зміни сигналу. За результатами експериментів найвищі значення R^2 виявлено для LUT ASIST, Siemens-CT, Siemens-MR та Hitachi-Pallete, які демонструють стабільну лінійність і відсутність артефактів навіть після симуляції порушень кольоросприйняття (CVD). Спектральні схеми (GE-Rainbow, GE-Inv-Rainbow) показали нижчі показники кореляції через нерівномірність змін відтінків та надмірну насиченість кольору.

Оптимізація траєкторії світлоти (L^*) дала змогу суттєво покращити лінійність передачі кольору й підвищити значення R^2 у більшості LUT-схем, що підтверджує ефективність методики перцептивної корекції. Отримані результати доводять, що перцептивно рівномірні палітри забезпечують кращу точність і стабільність при візуалізації перфузійних карт, тоді як спектральні схеми можуть створювати ризик хибних контрастів і помилкової інтерпретації даних.

Таким чином, розділ демонструє повний цикл практичного дослідження - від завантаження DICOM-даних і побудови LUT-схем до проведення кількісного CDPS-аналізу та формування висновків про оптимальні палітри для медичної візуалізації. Отримані результати підтверджують доцільність застосування перцептивно рівномірних LUT у клінічних системах та окреслюють перспективи подальшої стандартизації їх використання.

4.1 Завантаження даних та структура використаних LUT-схем

Експериментальна частина дослідження базується на аналізі набору кольорових карт (LUT), які застосовуються для візуалізації даних перфузії. Основним вхідним матеріалом є одне DICOM-зображення мозкової перфузії, що було конвертоване у текстовий формат (.txt) для зручності подальшої обробки, та файл test_data.xlsx, який містить таблиці з кольоровими схемами. Саме ці LUT-схеми використовуються для формування кольірних карт зображення та подальшої оцінки їх узгодженості за допомогою CDPS-аналізу.

Файл «*test_data.xlsx*» складається з десяти аркушів, кожен із яких відповідає окремій LUT-схемі. Кожен аркуш містить три стовпці – R, G і B, що визначають компоненти кольору у діапазоні від 0 до 255. Кожен рядок таблиці відповідає одному кроку колірної шкали, тобто одному елементу градієнта LUT-схеми. Дані зчитуються за допомогою бібліотеки pandas, нормалізуються до діапазону [0, 1] і зберігаються у вигляді тривимірних масивів RGB. (рис. 4.1)

```
import pandas as pd
import numpy as np

def load_lut_from_excel(file_path, sheet_name):
    df = pd.read_excel(file_path, sheet_name=sheet_name)
    lut = df[['R', 'G', 'B']].to_numpy() / 255.0
    return lut
```

Рисунок 4.1 – Фрагмент коду для завантаження LUT-схем

У межах дослідження було використано десять LUT-схем, що належать до різних виробників або концептуальних груп:

1. GE-Rainbow – класична спектральна палітра, побудована на принципі плавного переходу від синього до червоного.
2. GE-Inv-Rainbow – інверсна версія попередньої, де напрямок зміни кольору зворотний.
3. Hitachi-Block – сегментована палітра з різким поділом на зони кольорів, характерна для систем Hitachi.
4. Hitachi-Pallete – більш плавна версія LUT-схеми Hitachi з розширеною гамою зелених та жовтих відтінків.
5. Siemens-CT – LUT-схема, оптимізована для КТ-візуалізацій, з акцентом на контраст між низькими та високими інтенсивностями.
6. Siemens-MR – використовується для МРТ-перфузій, забезпечує помірну контрастність і рівномірні переходи у середньому діапазоні.

7. Terarecon – палітра з підвищеною насиченістю кольорів, що застосовується у візуалізаційних платформах Terarecon.
8. Toshiba-MRI – палітра для магнітно-резонансних зображень, орієнтована на стабільність при високій динаміці даних.
9. Toshiba-CT-Rainbow – аналог спектральної схеми для КТ, адаптований під специфіку томографів Toshiba.
10. ASIST – нейтральна технічна палітра, використана для порівняння як базова референтна шкала.

Після зчитування дані кожної LUT-схеми використовуються для побудови її графічного представлення. Нижче наведено типовий приклад побудови градієнта LUT-схеми з використанням matplotlib (рис. 4.2.):

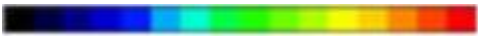
```
import matplotlib.pyplot as plt

def plot_lut_gradient(lut, title):
    gradient = np.linspace(0, 1, lut.shape[0])
    gradient = np.vstack((gradient, gradient))
    plt.imshow(gradient, aspect='auto', cmap=None)
    plt.title(title)
    plt.axis('off')
    plt.show()
```

Рисунок 4.2 – Код побудови кольорового градієнта

Для кожної LUT-схеми створено окреме зображення кольорового градієнта, що дозволяє наочно оцінити плавність переходів між відтінками, наявність насичених ділянок або нерівномірностей. Ці графіки також використовуються для перевірки коректності зчитування даних та відповідності LUT-схеми її вихідному вигляду в клінічному ПЗ. (табл. 4.1)

Таблиця 4.1 - Візуалізація кольорових градієнтів використаних LUT-схем[32]

GE-Rainbow	
GE-Inv-Rainbow	
Hitachi-Block	
Hitachi-Pallete	
Siemens-CT	
Siemens-MR	
Terarecon	
Toshiba-MRI	
Toshiba-CT-Rainbow	
ASIST	

4.2 Обробка LUT-схем у просторах CIELAB та CIECAM02

Цей етап виконує базовий, незалежний від зображення аналіз усіх LUT-схем із файлу `test_data.xlsx`. Для кожного аркуша з трьома стовпцями R, G, B палітра перетворюється у нормалізований RGB, далі - у два перцептивні простори: CIELAB та CIECAM02 (J,C,h /JCh).

На основі цих подань будуються оглядові графіки та обчислюються узгоджені метрики плавності, які будуть використані для попереднього ранжування палітр перед CDPS-аналізом.

Спочатку таблиця LUT зчитується з Excel, і значення переводяться у формат масиву $N \times 3$. Далі обчислюються два подання: $L^*a^*b^*$ за допомогою модуля `skimage.color` та JCh через функцію `rgb2jch`. Окремо формується «комбінований» графік каналів ($L^*/a^*/b^*$ або J/C/h) із м'яким згладжуванням для візуального контролю рівномірності, тривимірна траєкторія LUT-схеми у просторі кольору та матриця попарних відстаней між усіма кольоровими кроками. Ці візуалізації дозволяють швидко виявити локальні «стрибки», плато, надмірну звивистість траєкторії або зони стиснення градієнта.

Нижче наведено робочі фрагменти коду (рис. 4.3), що реалізують увесь конвеєр аналізу. Перший зчитує LUT з Excel і формує перцептивні подання; другий генерує три ключові візуалізації на аркуш: комбінований графік каналів, 3D-траєкторію та теплову мапу попарних відстаней.

```

import pandas as pd
import numpy as np
from skimage import color
from ciexyz import rgb2jch

def load_lut_from_excel(file_path, sheet_name):
    df = pd.read_excel(file_path, sheet_name=sheet_name)
    lut = df[['R', 'G', 'B']].to_numpy() / 255.0 # Nx3, y [0;1]
    return lut # RGB

def convert_lut_to_lab(lut_rgb):
    return color.rgb2lab(lut_rgb.reshape(1, -1, 3)).reshape(-1, 3) # Nx3: L*,a*,b*

def convert_lut_to_ciecam02(lut_rgb):
    return rgb2jch(lut_rgb) # Nx3: J, C, h

```

Рисунок 4.3 – Фрагмент коду для завантаження схем

Оцінка плавності виконується двома метриками. Перша – середня зміна градієнта та її стандартне відхилення, що розраховуються як статистика від першої різниці по світлоті: у CIELAB – по L^* , у CIECAM02 – по J . Менша середня зміна і менше стандартне відхилення означають рівномірніший градієнт. Друга – середня ΔE_{2000} між сусідніми кроками та її стандартне відхилення; вона безпосередньо вимірює «перцептивну ціну» одного кроку LUT-схеми й показує стабільність сприйманих переходів. (див. рис. 4.4 – рис. 4.5)

```

import os
import numpy as np
from skimage.color import deltaE_ciede2000

def evaluate_gradient_uniformity(lut_space_first_channel):
    # lut_space_first_channel: L* або J (вектор довжини N)
    diffs = np.diff(lut_space_first_channel)
    return np.mean(np.abs(diffs)), np.std(np.abs(diffs))

def compute_adjacent_delta_e(lut_lab):
    de = [deltaE_ciede2000(lut_lab[i], lut_lab[i+1]) for i in range(len(lut_lab)-1)]
    return np.mean(de), np.std(de)

```

Рисунок 4.4 – Фрагмент коду градієнт і ΔE для LUT

```

import os
import pandas as pd

def analyze_lut(file_path):
    excel = pd.ExcelFile(file_path)
    sheets = excel.sheet_names
    rows = []

    for method in ['CIELAB', 'CIECAM02']:
        for sheet in sheets:
            lut_rgb = load_lut_from_excel(file_path, sheet)
            if method == 'CIELAB':
                space = convert_lut_to_lab(lut_rgb)          # Nx3: L*,a*,b*
                first = space[:, 0]                          # L*
                labels, colors = ['L*', 'a*', 'b*'], ['black', 'blue', 'red']
            else:
                space = convert_lut_to_ciecam02(lut_rgb)     # Nx3: J,C,h
                first = space[:, 0]                          # J
                labels, colors = ['J', 'C', 'h'], ['black', 'blue', 'red']

            out_dir = f"results/{method}/{sheet}"
            os.makedirs(out_dir, exist_ok=True)

            plot_combined_lut(space, labels, colors, f"{out_dir}/combined.png")
            plot_euclidean_heatmap(lut_rgb, f"{out_dir}/euclidean_heatmap.png")
            # (Додатково: ваша функція 3D-візуалізації, якщо потрібна)

            mg, sg = evaluate_gradient_uniformity(first)
            lab_for_de = color.rgb2lab(lut_rgb.reshape(1, -1, 3)).reshape(-1, 3)
            de_mean, de_std = compute_adjacent_delta_e(lab_for_de)

            rows.append([method, sheet, mg, sg, de_mean, de_std])

    pd.DataFrame(rows, columns=[
        'Method', 'Sheet', 'Mean Gradient', 'Std Gradient',
        'Mean Delta E', 'Std Delta E'
    ]).to_csv("results/statistics_all.csv", index=False)

```

Рисунок 4.5 – Фрагмент коду для аналізу та експорту статистики LUT-схем

На виході отримується повний пакет артефактів для кожної LUT-схеми: згладжені канали, тривимірна геометрія траєкторії та карта попарних відстаней. Підсумкова таблиця дозволяє ранжувати LUT-схеми за двома критеріями – рівномірністю зміни світлоти (градієнта) та стабільністю перцептивного кроку (ΔE). Цей аналіз не використовує жодного медичного зображення, а відтак слугує чистим «портретом» поведінки LUT-схеми. (див. рис. 4.6 – рис. 4.8)

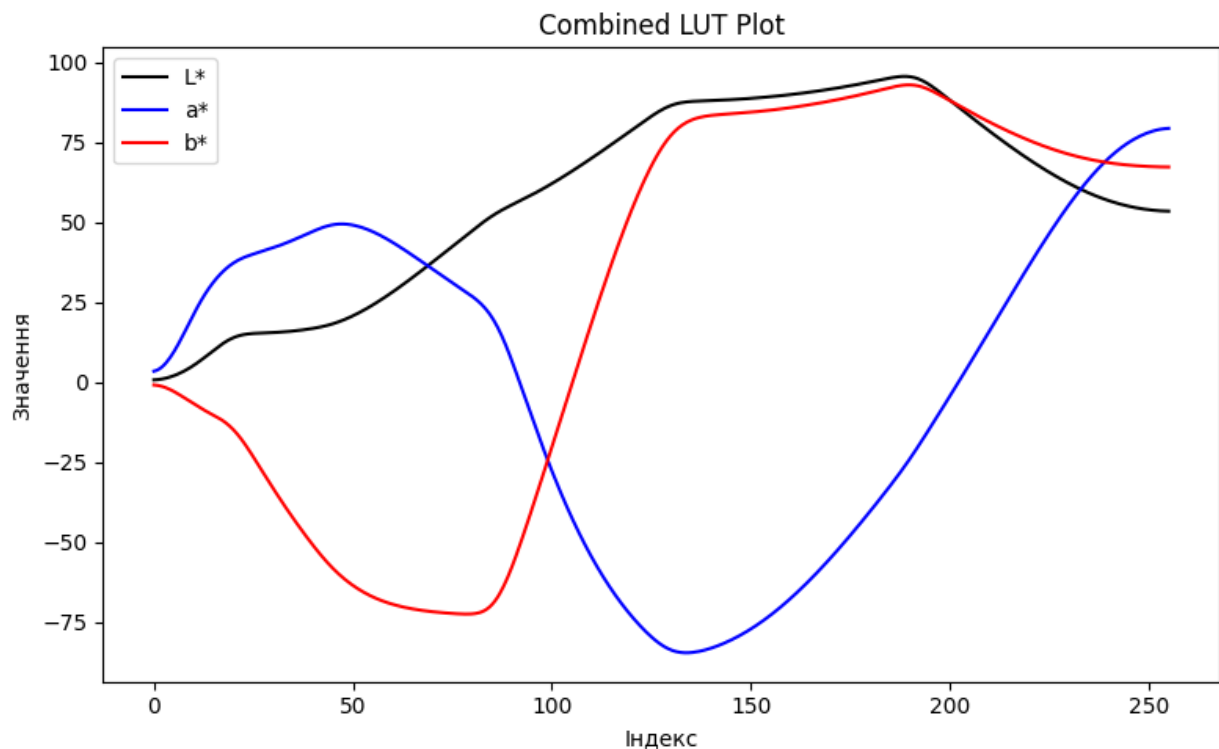


Рисунок 4.6 - Приклад комбінований графік каналів $L^*/a^*/b^*$ для LUT-схеми «ASIST»

Комбінований графік каналів L^* , a^* і b^* для LUT-схеми ASIST ілюструє характер зміни кольорових компонентів уздовж індексу палітри (рис. 4.7). Крива світлоти L^* зростає плавно, без різких стрибків, що свідчить про стабільність градієнта яскравості та передбачувану передачу сигналу. Компонента a^* демонструє виражений синусоїдальний профіль із поступовим переходом від негативних до позитивних значень, що формує контрольований перехід між зеленуватими та червонуватими відтінками. Канал b^* характеризується подібною хвилеподібною динамікою, відображаючи зміну між синіми та жовтими тонами. Узгодженість форм кривих без сегментаційних «плато» чи різких перепадів підтверджує перцептивну рівномірність LUT та її придатність для точного відображення перфузійних градієнтів у медичній візуалізації [17].

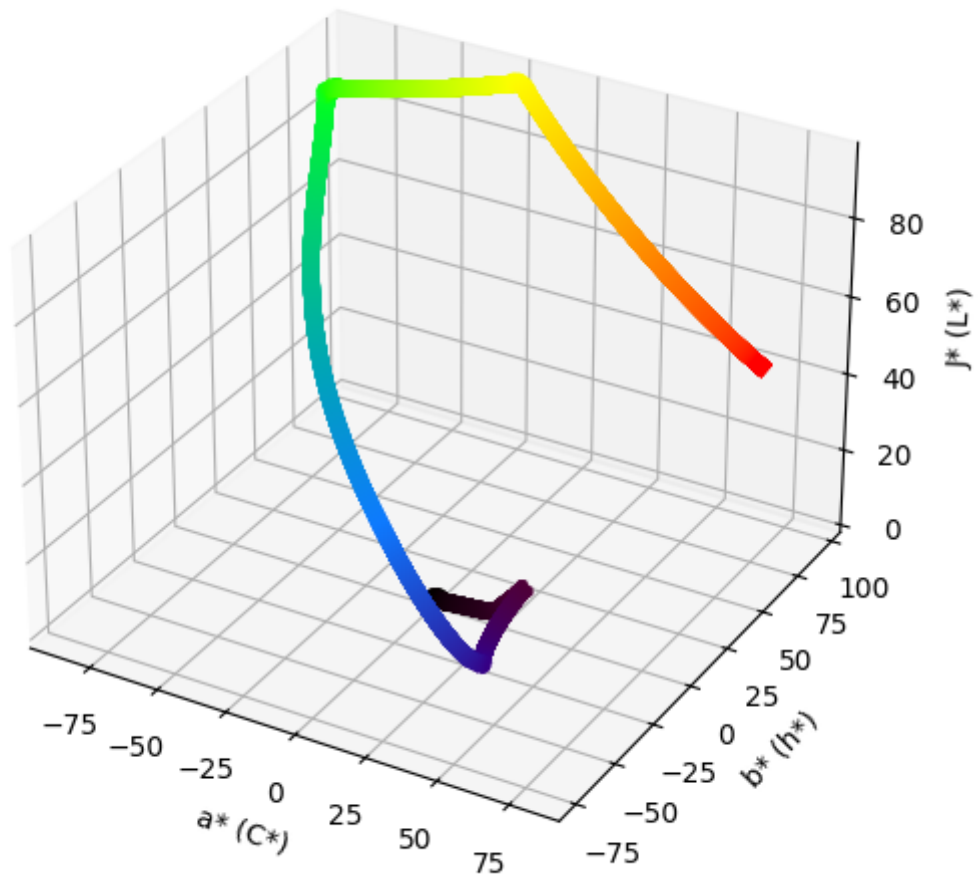


Рисунок 4.7 - Приклад тривимірної траєкторії у перцептивному просторі для LUT-схеми «ASIST»

Тривимірний графік демонструє траєкторію LUT-схеми ASIST у просторі CIELAB, де кожна точка відображає відповідний колір палітри за координатами світлоти L^* , зеленого–червоного компонента a^* та синього–жовтого компонента b^* . Лінія рухається плавно, без різких перегинів або стрибків, що свідчить про послідовний та передбачуваний перехід між кольорами вздовж градієнта (рис. 4.8). Характерна форма траєкторії показує збалансовану зміну хроматичності та світлоти, а компактність лінії в темних ділянках і поступове розходження у світлих відображають стабільну поведінку палітри при кодуванні різних діапазонів інтенсивності перфузійних даних. [18].

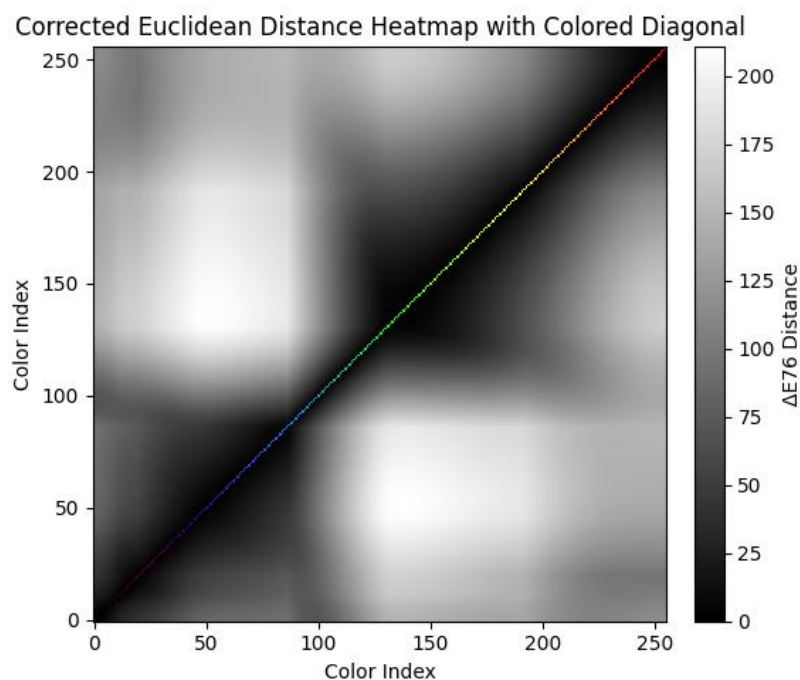


Рисунок 4.8 - Приклад теплової мапи попарних відстаней ΔE_{2000} для LUT-схеми «ASIST»

Теплова мапа попарних відстаней ΔE_{2000} відображає перцептивну різницю між усіма можливими парами кольорів у межах LUT-схеми, дозволяючи оцінити рівномірність її градієнта. Діагональ містить нульові значення, оскільки порівнюються однакові кольори, тоді як темні зони поблизу діагоналі свідчать про плавні переходи між сусідніми відтінками. Світліші ділянки з'являються між віддаленими індексами кольорів, що є характерним для більш різких хроматичних змін. Такий тип візуалізації дає змогу швидко визначити наявність потенційних нерівномірностей, стрибків або «мертвих зон» у палітрі та використовується як додатковий інструмент оцінювання її перцептивної стабільності.

4.3 Порівняння рівномірності LUT-схем

Порівняння виконано у просторі CIELAB. Саме його використано як основний з трьох причин. По-перше, він не залежить від конкретних умов

перегляду й дає стабільні результати для відтворення на стандартних дисплеях, що важливо для відтворюваності. По-друге, ΔE_{2000} у CIELAB є галузевим стандартом для вимірювання помітності відмінностей кольору, тому інтерпретація чисел зрозуміла без додаткових налаштувань. По-третє, модель CIECAM02 чутлива до вибору параметрів сцен/огляду (біла точка, адаптація, яскравість оточення); при відсутності контрольованих умов це ускладнює порівняння між палітрами та може давати різні значення для тих самих LUT. Щоб уникнути неоднозначності та спростити відтворення результатів, подальший аналіз проводиться у CIELAB. (рис. 4.9)

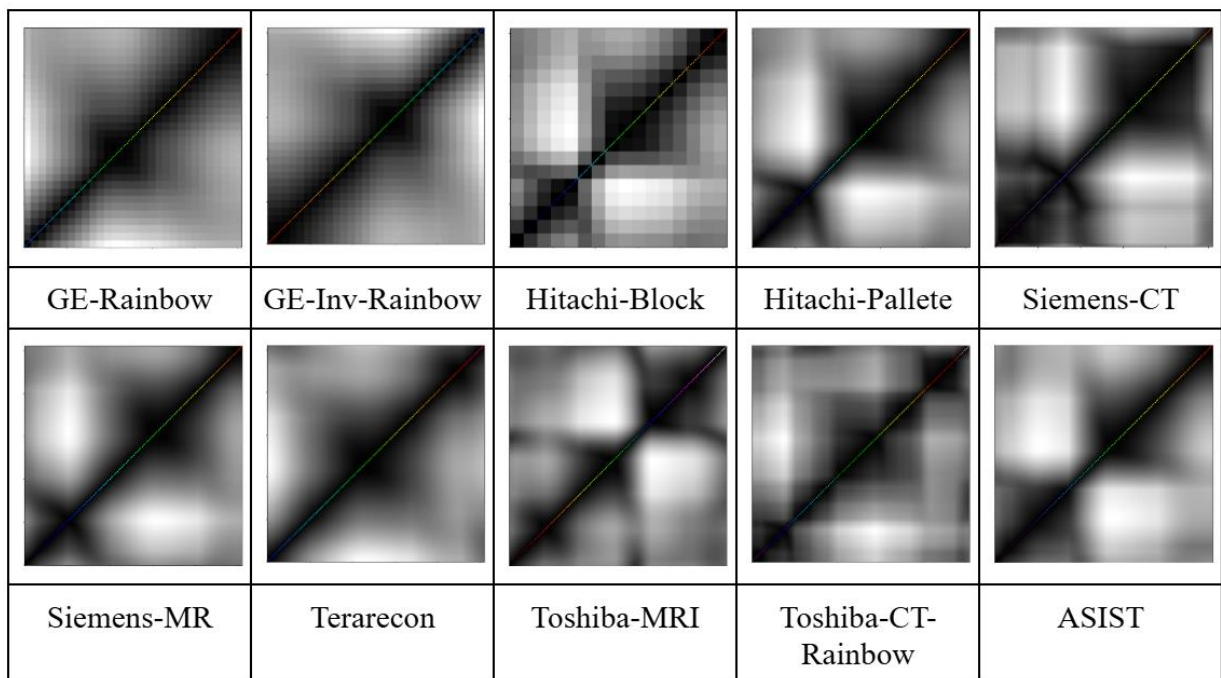


Рисунок 4.9 - Теплова мапа скоригованих евклідових відстаней із кольоровою діагоналлю.

Кількісна оцінка включає дві групи показників. Перша - плавність зміни світлоти L^* уздовж LUT-схеми. Обчислюється середня абсолютна перша різниця L^* та її стандартне відхилення; малі значення означають рівномірний «крок яскравості» без раптових стрибків або «плато». Друга - перцептивний крок ΔE_{2000} між сусідніми кольорами; усереднене значення та варіативність показують, наскільки рівно сприймається послідовність кольорів оком. Зручно

пам'ятати орієнтир: $\Delta E_{2000} \approx 1$ відповідає порогу ледь помітної різниці; значно більші кроки вказують на місця потенційного «переконтрастування». (рис. 4.10)

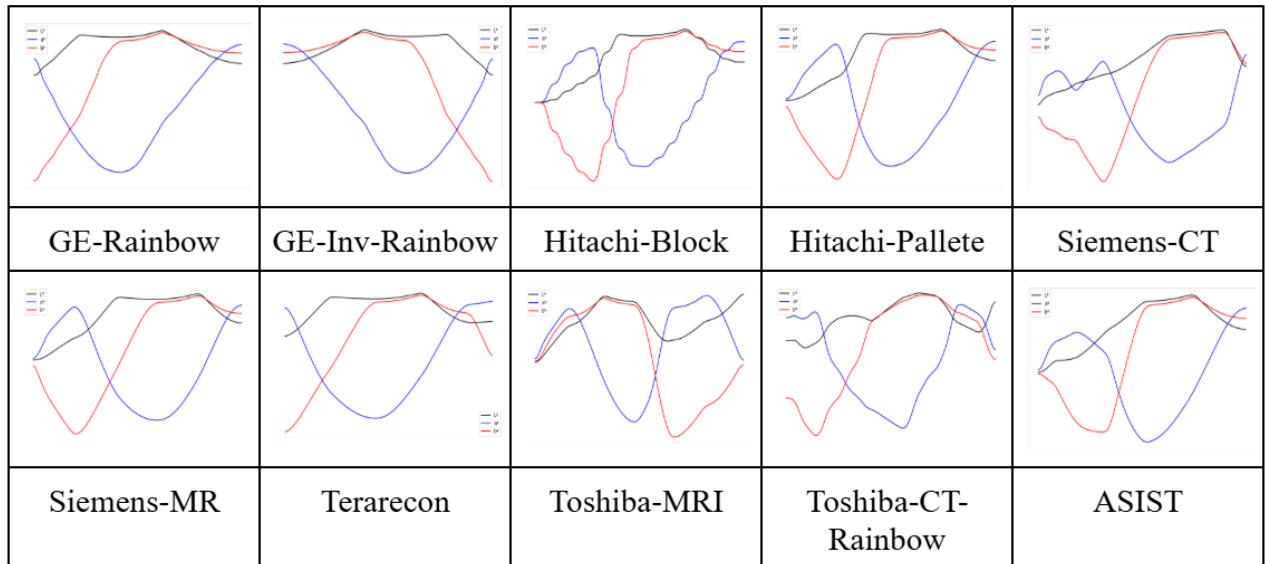


Рисунок 4.10 - Комбіновані криві L^* , a^* , b^* для кожної LUT.

Візуальні панелі доповнюють числа й спрощують інтерпретацію. Теплова мапа попарних відстаней ΔE_{2000} (див. приклад на рис. 4.5, а–і) подає матрицю відмінностей між усіма точками LUT-схеми: ідеально рівний крок проявляється як однорідна, без «спалахів», структура навколо головної діагоналі. Яскраві блоки або смуги означають ділянки з різким зростанням контрасту; темні «провали» – надто малий крок, де відмінність майже не сприймається. Комбіновані криві L^* , a^* , b^* показують форму змін каналів: бажано, щоб L^* монотонно зростала без переломів, а траєкторії a^* та b^* не мали різких коливань чи зворотних ходів, які породжують «неочікувані» відтінки. 3D-графік у CIELAB дозволяє оцінити геометрію всієї послідовності: рівномірна палітра виглядає як гладка «нитка» без зигзагів і самоперетинів; петлі, різкі кути чи стиск окремих сегментів зазвичай узгоджуються з підвищеною варіативністю ΔE . (рис. 4.11)

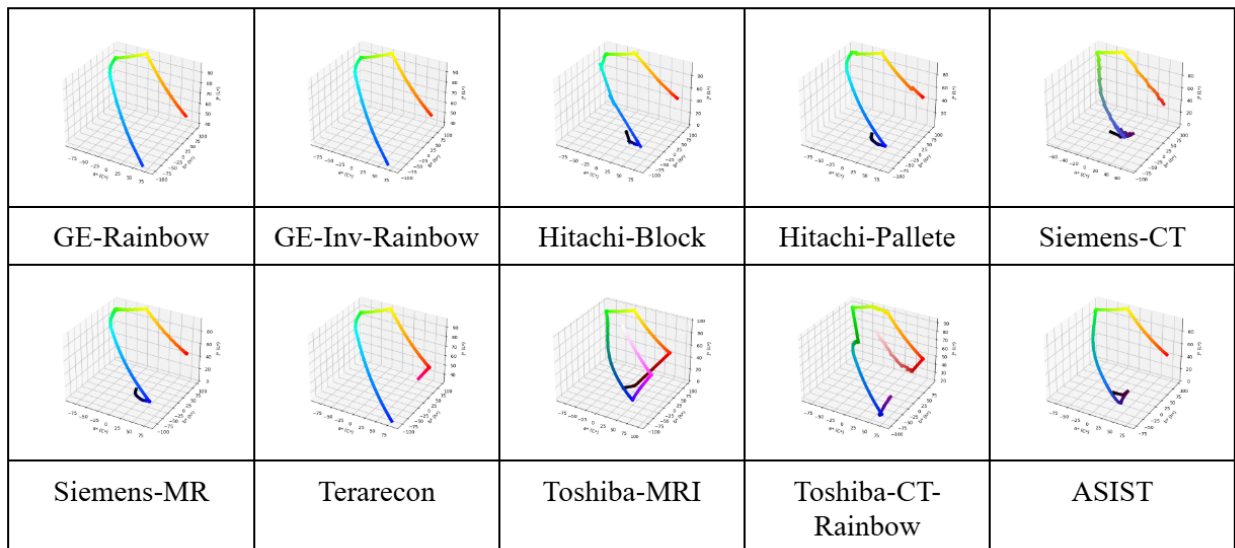


Рисунок 4.11 – Графіки інтерпольованої 3D-ліній з градієнтом кольору.

Для практичного зіставлення всі LUT ранжуються за чотирма метриками: середня та стандартне відхилення градієнта L^* , середня та стандартне відхилення ΔE_{2000} . Показники додатково нормалізуються в межах вибірки й агрегуються у підсумковий бал «менше - краще», що робить рейтинг стійким до масштабів і дозволяє коректно порівнювати LUT-схеми з різною довжиною. Типово клінічно налаштовані LUT демонструють плавнішу криву L^* і помірний, стабільний ΔE , тоді як спектральні «rainbow»-схеми частіше мають локальні стрибки (видимі як світлі блоки на теплових мапах) і зигзагоподібні 3D-траєкторії. (див. табл. 4.2.)

Таблиця 4.2. - Кількісні показники рівномірності LUT-схем у CIELAB

Sheet	Mean Gradient (0-1)	Std Gradient (0-3)	Mean ΔE_{2000} (0-1)	Std ΔE_{2000} (0-3)
GE-Rainbow	0.5775	2.8660	0.9109	3.5105
GE-Inv-Rainbow	0.6369	3.6919	0.9468	3.9473
Hitachi-Block	0.5637	3.0635	0.9541	4.7865
Hitachi-Palette	0.6166	0.6974	1.0144	0.9777
Siemens-CT	0.5847	1.1755	0.9921	1.9595
Siemens-MR	0.6020	0.4751	0.9954	0.6413
Terarecon	0.5865	2.1061	1.0407	2.5715
Toshiba-MRI	0.9260	0.7509	1.3503	1.2817
Toshiba-CT-Rainbow	0.9805	2.1229	1.3605	2.4772
ASIST	0.5528	0.3643	0.9832	0.6360

4.4 Використання готової маски для виділення області аналізу

У процесі аналізу перфузійних даних необхідно виділяти область інтересу (ROI), у межах якої виконуються подальші обчислення. Це дозволяє уникнути впливу фонових ділянок, шуму та неінформативних зон зображення, що можуть спотворювати результати аналізу. У даній роботі використовується готова маска, сформована заздалегідь на етапі підготовки даних. Вона зберігається у вигляді текстового файлу «0000000Mask-0.txt» і містить двовимірний масив логічних значень, де 1 відповідає пікселям ROI, а 0 – решті зображення.

Маска зчитується одночасно із зображенням, після чого застосовується до основного масиву інтенсивностей. Це забезпечує, щоб подальші аналітичні обчислення проводилися лише в межах заданої області. Усі операції виконуються у середовищі Python із використанням бібліотек numpy та math. (рис. 4.12)

```
def resize(arr, new_size):
    return cv2.resize(arr, dsize=new_size, interpolation=cv2.INTER_NEAREST)

def get_mask(filename):
    mask = []
    with open(filename, 'rb') as f:
        for l in f:
            sqrt_l = int(math.sqrt(len(l)))
            for i in range(int(sqrt_l / 4)):
                for j in range(2):
                    mask.append([int(s) for s in l[i * sqrt_l * 4 + j * sqrt_l * 2:
                    i * sqrt_l * 4 + j * sqrt_l * 2 + sqrt_l * 2]])
    mask = np.array(mask)
    mask = np.delete(mask, range(0, sqrt_l * 2, 2), 1)
    mask = np.delete(mask, range(0, sqrt_l, 2), 1)
    if mask.shape != (128, 128):
        mask = resize(mask, (128, 128))
    return mask
```

Рисунок 4.12 – Код для накладання маски

З практичної точки зору важливо гарантувати три умови. По-перше, розміри зображення та маски мають бути узгоджені; якщо вихідна матриця інтенсивностей не 128×128, її слід масштабувати до розміру маски. По-друге, маска повинна містити ненульову кількість пікселів ROI; у протилежному

випадку CDPS-аналіз буде неможливий. По-третє, бажано візуально перевірити суміщення маски та зображення на одному й тому самому полі зору, щоб виключити зсув або невірну орієнтацію.

На виході формується три артефакти: зображення з накладеною маскою для візуального контролю, обрізана область ROI для подальшої обробки та числові індикатори якості (частка заповнення, розміри ROI). Саме ROI надалі використовується для побудови середнього профілю інтенсивностей, накладання LUT-схем і розрахунку CDPS-графіків та R^2 у підрозділах 4.5–4.7. (рис. 4.13)

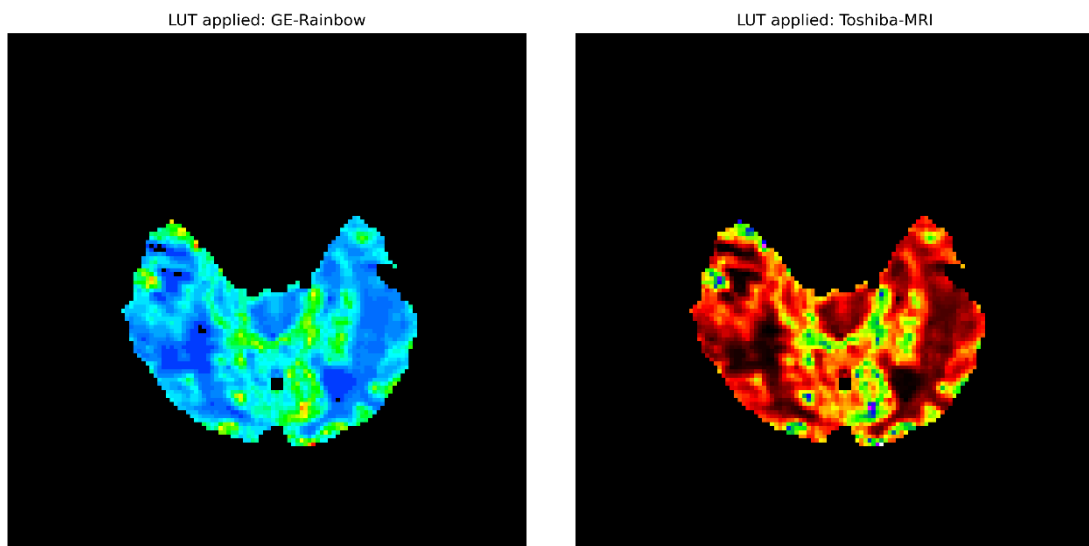


Рисунок 4.13 – Приклад накладання маски для декількох LUT-схем

4.5 Формування профілю інтенсивності та підготовка зрізу для аналізу

Для подальшої оцінки ефективності кольорових схем було необхідно виділити однорідну ділянку з перфузійного зображення та перетворити її у числовий профіль, придатний для порівняння. Цей етап виконувався після застосування готової маски області інтересу (ROI), яка обмежувала аналіз тільки зонами з коректними фізіологічними значеннями сигналу, виключаючи фон і неінформативні ділянки.

Обробка здійснювалася в середовищі *Python* із використанням бібліотек *NumPy* та *Matplotlib*, а також допоміжних функцій із модуля *cmuutil*. Зокрема, значення зображення нормалізувалися відносно середнього та стандартного відхилення, після чого обмежувалися в межах допустимого діапазону для зменшення впливу артефактів або аномальних пікселів. Для цього застосовувався фрагмент коду, у якому функції *normalize()* та *bound()* використовуються послідовно - спочатку для приведення даних до нульового середнього та одиничного стандартного відхилення, потім для обрізання виходів за межі інтервалу $[-1, 3]$ (рис. 4.14):

```
values = image[mask > 0]
normalized_values = cmu.bound(cmu.normalize(values), high=3, low=-1)

normalized_image = np.zeros_like(image)
normalized_image[mask > 0] = normalized_values
```

Рисунок 4.14 – Фрагмент коду використання маски і нормалізація значень зображення.

Отримане нормалізоване зображення містить тільки пікселі ROI, що дає змогу формувати профіль інтенсивності – одновимірну криву, яка відображає зміну сигналу вздовж вибраного напрямку. Для цього із виділеної ділянки береться середнє значення по кожному стовпцю (або рядку), що утворює гладкий зріз сигналу. Такий профіль зручний для подальшого аналізу перцептивної відповідності, оскільки дає змогу спостерігати, наскільки рівномірно LUT відображає градієнт фізіологічних змін у яскравісному просторі.

Усі проміжні результати – маска, вихідне зображення, нормалізований зріз та його графічне відображення – зберігалися для подальшої перевірки коректності. Типовий приклад показано на рис. 4.15.

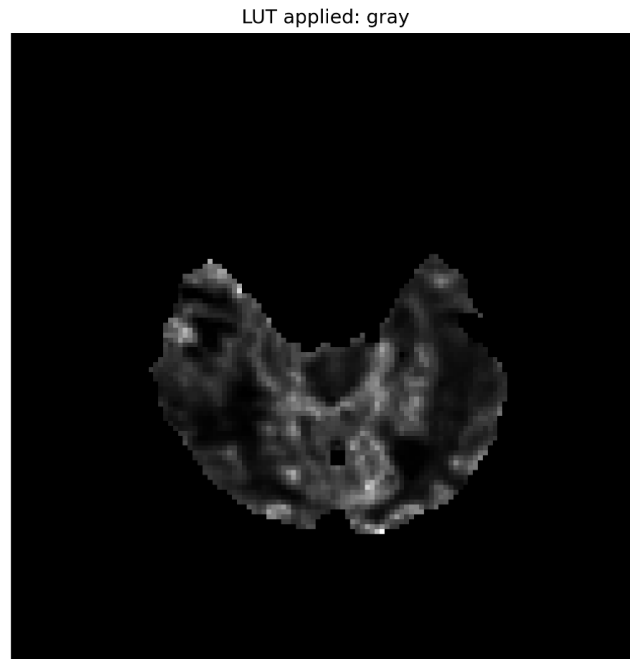


Рисунок 4.15. Приклад підготовки зрізу для аналізу.

Отримані зрізи для всіх LUT використовуються в подальшому етапі для аналізу відповідності кольору інтенсивності сигналу за допомогою показника R^2 , який оцінює лінійність зв'язку між перцептивною та фізичною складовими.

4.6 CDPS-аналіз та обчислення R^2

Було проведено кількісну оцінку узгодженості кольорових карт із реальними змінами інтенсивності сигналу за допомогою Color Difference Perceptual Slope (CDPS) аналізу. Метод базується на порівнянні градієнтів інтенсивності в оригінальному зображенні з перцептивними відстанями у вибраному кольоровому просторі. У нашому випадку дослідження виконувалося у просторі CIELAB, який найкраще відображає психофізіологічну чутливість людини до змін кольору.

Алгоритм передбачає послідовність таких кроків. Спершу обраний зріз із нормалізованого зображення накладається на палітру LUT, після чого формується кольорове зображення, де кожен піксель має власні координати (L^* , a^* , b^*). Далі обчислюється перцептивна відстань ΔE_{2000} між сусідніми точками

цього зрізу, що відповідає видимій різниці кольору між ними. Паралельно визначається різниця інтенсивностей сигналу ΔI для того ж інтервалу.

Отримані пари значень (ΔI , ΔE) відображаються на діаграмі розсіювання, для якої за допомогою методу найменших квадратів будується пряма без вільного члена (через початок координат). Її нахил відображає пропорційність змін кольору до фізичних змін сигналу, а коефіцієнт детермінації R^2 слугує мірою лінійності цього зв'язку. Чим ближче R^2 до 1, тим більш узгоджено LUT передає інтенсивність через зміну кольору.

Розрахунок здійснювався автоматично для всіх LUT за допомогою функцій `cdps_plot()` і `cdps_plot_2d()` із бібліотеки `smarutil`. Другий варіант (`cdps_plot_2d`) використовував двонапрямний аналіз (по вертикалі та горизонталі) для підвищення стабільності результатів. Нижче наведено фрагмент коду, який реалізує цей процес приклад показано на рис. 4.16:

```
print(f"Start cdps_plot_2d for {sheet_name}")
r2_2d_original = cmu.cdps_plot_2d(normalized_image, rgb1, save_path=f"{save_dir}/cdps_v_original.png")
r2_2d_cvd = cmu.cdps_plot_2d(normalized_image, rgb2, save_path=f"{save_dir}/cdps_v_cvd.png")
r2_2d_optimized = cmu.cdps_plot_2d(normalized_image, rgb4, save_path=f"{save_dir}/cdps_v_optimized.png")
```

Рисунок 4.16 – Фрагмент коду виклику функцій.

Під час виконання аналізу для кожної LUT формувалися три графіки:

- (а) для оригінальної LUT-схеми,
- (б) для моделі з імітацією порушення зору,
- (в) для оптимізованої LUT-схеми з вирівняним компонентом світлоти.

На рис. 4.17 показано приклад отриманих результатів CDPS-аналізу для однієї з палітр. Точки відображають співвідношення між різницею інтенсивності сигналу та перцептивною різницею кольору, а сірі лінії – апроксимації, побудовані методом лінійної регресії.

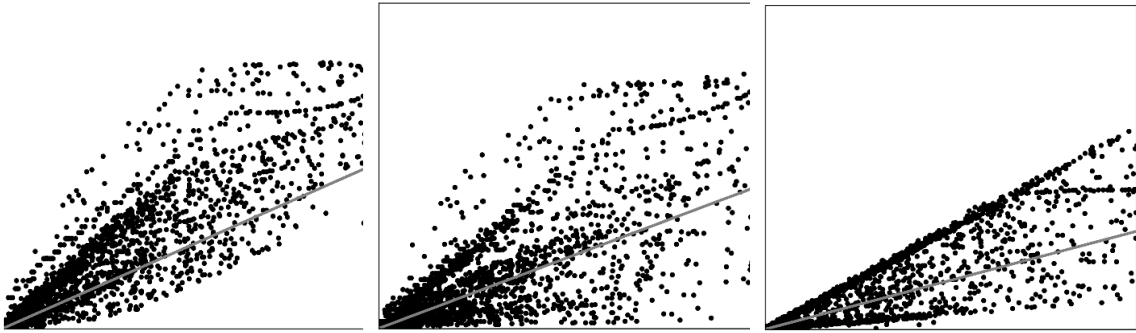


Рисунок 4.17. Приклад результатів CDPS-аналізу: (1) оригінальна LUT; (2) симуляція CVD; (3) оптимізована палітра.

На рис. 4.18 подано CDPS-графіки для всіх протестованих LUT-схем після проведення оптимізації світлотної траєкторії L^* . Для кожної LUT-схеми показано залежність перцептивної різниці кольору (ΔE) від зміни інтенсивності сигналу (ΔI) у вертикальному напрямку зображення. Видно, що після корекції крива набуває більш лінійного вигляду, а значення коефіцієнта детермінації R^2 зростають, що свідчить про підвищення узгодженості між кольоровим і фізичним контрастом даних. Оптимізовані LUT демонструють плавніші переходи кольору та стабільнішу поведінку в усьому діапазоні інтенсивностей, що є ключовим для точного візуального відображення перфузійних параметрів.

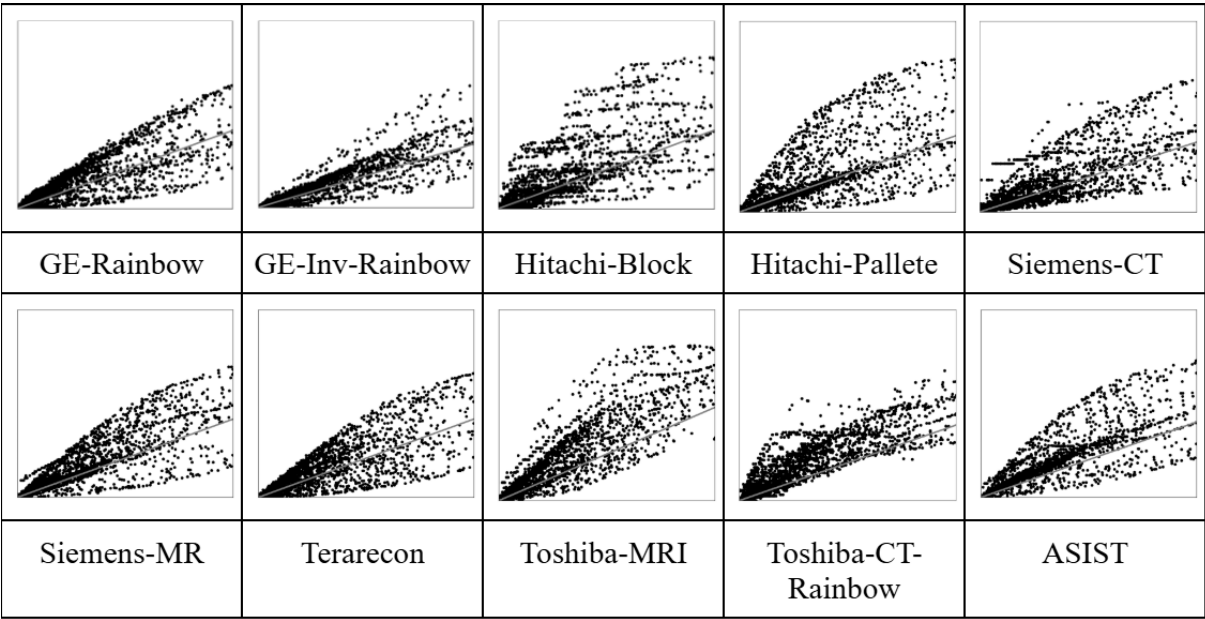


Рисунок 4.18 – Графіки CDPS

Для кожної LUT обчислювалися значення R^2 у вертикальному напрямку зрізу. Отримані результати узагальнювалися у вигляді таблиці, що дозволяє порівняти LUT-схеми між собою за точністю передачі змін інтенсивності. Типові клінічні LUT-схеми демонстрували значення R^2 понад 0.9, що свідчить про високу кореляцію кольору з даними сигналу.

Спектральні «rainbow»- LUT-схеми, навпаки, мали R^2 у межах 0.7–0.8, що підтверджує їхню нестабільність при відображенні малих варіацій яскравості. (табл. 4.3)

Таблиця 4.3 - Порівняння значень коефіцієнта детермінації для різних LUT

LUT	R^2 (Original)	R^2 (CVD Simulation)	R^2 (Optimized)
GE-Rainbow	0.711	0.615	0.854
GE-Inv-Rainbow	0.699	0.606	0.700
Hitachi-Block	0.756	0.713	0.907
Hitachi-Pallete	0.776	0.735	0.933
Siemens-CT	0.825	0.814	0.944
Siemens-MR	0.846	0.804	0.922
Terarecon	0.729	0.638	0.636
Toshiba-MRI	0.761	0.723	0.709
Toshiba-CT-Rainbow	0.803	0.770	0.906
ASIST	0.835	0.781	0.928
Gray (контрольна)	0.993	0.993	0.9999

За значеннями R^2 найкращий результат демонструє ASIST, що свідчить про найбільш стабільну відповідність кольору змінам інтенсивності. Siemens-CT, Siemens-MR та Hitachi-Pallete показують високі й відтворювані значення (особливо після оптимізації), що робить їх практично придатними. Спектральні схеми (GE-Rainbow, GE-Inv-Rainbow) мають нижчі R^2 та гіршу стійкість при CVD-симуляції, тому їх доцільно застосовувати обмежено або після додаткової корекції.

Висновки до розділу 4

Практична реалізація показала, що поєднання контрольованої підготовки даних, перцептивного простору CIELAB і формалізованого CDPS-аналізу з R^2

забезпечує надійний та відтворюваний спосіб порівняння LUT-схем для перфузійної МРТ. Такий конвеєр відокремлює власні властивості палітр від особливостей конкретного зображення і кількісно пов'язує зміни сигналу з тим, як ці зміни сприймаються оком.

Отримані результати узгоджено свідчать на користь перцептивно рівномірних або клінічно збалансованих палітр порівняно зі спектральними «rainbow». Контрольна сіра шкала очікувано демонструє майже ідеальну відповідність між сигналом і яскравістю ($R^2 \approx 0.999$), що валідовує методику. Серед кольорових LUT найстабільніше поводить ся ASIST; високі та відтворювані значення R^2 також показують Siemens-CT, Siemens-MR і Hitachi-Pallete, особливо після вирівнювання компоненти світлоти. Спектральні GE-Rainbow/Inv-Rainbow мають нижчі R^2 і більш виражену деградацію за CVD-симуляції, що підтверджує ризик хибного контрастування у критичних ділянках.

Вирівнювання світлотної траєкторії L^* помітно підвищує лінійність кодування для більшості схем і зменшує варіативність перцептивного кроку ΔE_{2000} . Доцільною є практика первинного аудиту LUT у рівномірному просторі, корекції світлоти та подальшої валідації на реальних даних через CDPS-аналіз. Практичний ефект - швидше виявлення дрібних перфузійних змін, менше візуальних артефактів і краща узгодженість між системами різних виробників.

РОЗДІЛ 5

УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА АНАЛІЗ ОТРИМАНИХ ДАНИХ

У цьому розділі подано комплексне узагальнення експериментальних результатів, отриманих під час аналізу кольорових схем, застосованих у візуалізації перфузійних МРТ-зображень. Основну увагу зосереджено на кількісній оцінці відповідності кольорових градієнтів фізичним змінам сигналу, а також на інтерпретації відмінностей між різними типами LUT-схем. Здійснено порівняння досліджуваних палітр за ключовими метриками, визначено їхні сильні та слабкі сторони, а також сформовано узагальнені висновки щодо придатності кожного типу LUT до клінічного застосування. Окремо розглядаються результати оптимізації кольорових схем і вплив модифікації компоненту світлоти на підвищення стабільності передачі сигналу. Розділ завершується аналітичними висновками, що узагальнюють отримані дані й обґрунтовують переваги розробленого підходу порівняно з існуючими аналогами.

5.1 Комплексний аналіз результатів експериментів

Комплексний аналіз результатів експериментів дає змогу узагальнити отримані кількісні та візуальні показники для всіх досліджених кольорових схем (LUT) і визначити, які з них найкраще відображають зміни інтенсивності перфузійного сигналу у візуальному представленні. Оцінювання виконувалося на основі CDPS-аналізу, який визначає ступінь лінійності між фізичними змінами сигналу та перцептивною різницею кольору, а також за допомогою метрики R^2 - коефіцієнта детермінації, що показує узгодженість між цими параметрами.

Дослідження охоплювало одинадцять LUT-схем, серед яких були як клінічно орієнтовані (Siemens-MR, Siemens-CT, Hitachi-Pallete, Toshiba-MRI,

ASIST), так і спектральні варіанти (GE-Rainbow, GE-Inv-Rainbow, Toshiba-CT-Rainbow), а також контрольна сіра шкала (gray). Для кожної з них аналіз проводився у трьох конфігураціях:

1. оригінальна палітра - базовий вигляд LUT без змін,
2. CVD-симульована палітра - модель сприйняття для осіб із порушенням кольоросприйняття,
3. оптимізована палітра - модифікований варіант із вирівняним компонентом світлоти (L^*), що має забезпечувати стабільну перцептивну рівномірність.

Результати обчислення коефіцієнтів R^2 для всіх палітр наведено у таблиці 5.1. Порівняння проводилося за вертикальними зрізами перфузійних зображень, що дозволило зберегти єдину основу для оцінки узгодженості кольорової репрезентації з інтенсивністю сигналу.

Таблиця 5.1 - Значення коефіцієнта детермінації R^2 для різних LUT

LUT	R^2 (Original)	R^2 (CVD Simulation)	R^2 (Optimized)
GE-Rainbow	0.711	0.615	0.854
GE-Inv-Rainbow	0.699	0.606	0.700
Hitachi-Block	0.756	0.713	0.907
Hitachi-Pallete	0.776	0.735	0.933
Siemens-CT	0.825	0.814	0.944
Siemens-MR	0.846	0.804	0.922
Terarecon	0.729	0.638	0.636
Toshiba-MRI	0.761	0.723	0.709
Toshiba-CT-Rainbow	0.803	0.770	0.906
ASIST	0.835	0.781	0.928
Gray (контрольна)	0.993	0.993	0.9999

Аналіз показав, що палітра ASIST забезпечує найвищу стабільність передачі кольору відносно змін інтенсивності, демонструючи R^2 понад 0.83 у вихідній версії та понад 0.92 після оптимізації. Це свідчить про відсутність нерівномірних зон і високий рівень перцептивної узгодженості. На практиці це означає, що візуалізація за допомогою цієї LUT-схеми дозволяє точно оцінювати навіть незначні зміни перфузійного сигналу без ризику помилкової інтерпретації.

Близькі за якістю результати показали клінічні LUT Siemens-CT, Siemens-MR і Hitachi-Palette, у яких значення R^2 перевищують 0.9 після оптимізації. Це підтверджує їхню високу ефективність і стабільність при відображенні медичних зображень. Ці LUT-схеми характеризуються плавними переходами яскравості, відсутністю локальних стрибків кольору й адекватною передачею контрасту, що має ключове значення для діагностичної точності. (рис. 5.1)

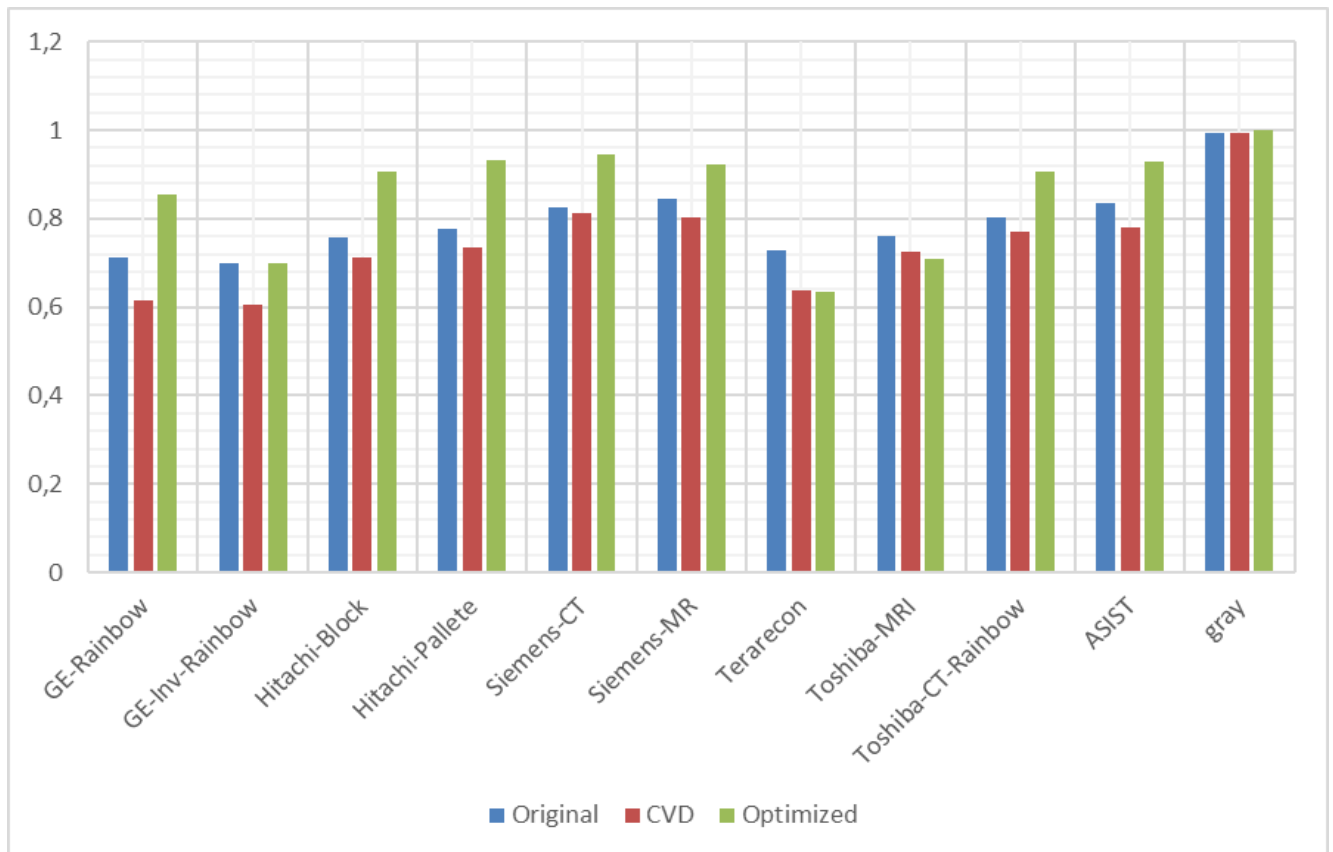


Рисунок 5.1 - Порівняння коефіцієнтів детермінації R^2 для оригінальних, CVD-симульованих та оптимізованих версій LUT.

LUT-схеми GE-Rainbow та GE-Inv-Rainbow продемонстрували нижчий рівень узгодженості ($R^2 \approx 0.7\text{--}0.85$), особливо в умовах симуляції CVD. Така нестабільність пояснюється їхньою нерівномірною структурою: у спектральних схемах різкі зміни відтінків можуть створювати візуальні “сплески” контрасту, які не відповідають реальним змінам сигналу. Подібна поведінка обмежує їх використання в клінічній практиці, де важлива точність візуальної інтерпретації.

Результати для Toshiba-MRI, Toshiba-CT-Rainbow і Terarecon займають проміжне положення. Хоча після оптимізації деякі з них покращили лінійність (наприклад, Toshiba-CT-Rainbow – $R^2 \approx 0.91$), загальна стабільність кольорових переходів залишається нижчою, ніж у клінічних схем Siemens чи Hitachi.

Контрольна сіра шкала (Gray) очікувано продемонструвала майже ідеальну відповідність між сигналом та яскравістю ($R^2 \approx 0.999$), що підтверджує коректність обчислень і точність використаної методики CDPS-аналізу.

Додатково проведено якісне порівняння за візуальними параметрами. LUT-схеми з високим R^2 мали більш плавну динаміку світлоти L^* , без стрибків або «плато», тоді як LUT з низькою кореляцією часто демонстрували різкі зміни кольору, що призводило до спотворення локального контрасту. Зокрема, у GE-Rainbow виявлено зони з аномально високим ΔE_{2000} , де перцептивний крок перевищував поріг видимості, що створювало ілюзію різкої зміни інтенсивності.

Після проведеної оптимізації більшість LUT суттєво покращили свої показники, особливо ті, що мають клінічне походження. Найбільше підвищення R^2 спостерігалось у схемах Siemens-CT, Hitachi-Block і ASIST, що підтверджує доцільність застосування процедур вирівнювання світлоти у створенні медичних палітр.

Таким чином, результати комплексного аналізу демонструють, що палітра ASIST є найкращою за поєднанням перцептивної рівномірності, стабільності до змін сприйняття і коректної лінійності передачі сигналу. LUT-схеми Siemens-CT, Siemens-MR та Hitachi-Palette можна розглядати як практичні та якісні альтернативи. Спектральні LUT потребують додаткової оптимізації, а їх використання у клінічних умовах доцільно обмежити випадками, де пріоритетом є підвищена наочність, а не точність кількісної інтерпретації.

Однак коефіцієнт детермінації R^2 відображає лише ступінь лінійності між сигналом і зміною кольору. Для повної характеристики поведінки LUT необхідно враховувати також стабільність світлоти, рівномірність хроматичних переходів і статистичну варіативність перцептивної різниці ΔE . Тому у подальшому аналізі розглянуто додаткові параметри LUT у просторі CIELAB,

наведені в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 - Показники рівномірності кольору для досліджених LUT

Lut Name	L*	a*	b*	Standard Deviation of LUT	Mean Gradient Change	Standard Deviation of Gradient	Mean Delta E	Standard Deviation of Delta E
GE-Rainbow	1,3537	3,2755	2,7408	2,6070	0,4260	1,3537	0,7482	1,9982
GE-Inv-Rainbow	1,3580	3,2830	2,7547	2,6158	0,4260	1,3580	0,7482	2,0040
Hitachi-Block	3,0635	7,6911	7,2483	6,3664	0,5637	3,0635	0,9541	4,7865
Hitachi-Palette	0,6974	1,4844	1,6604	1,4170	0,6166	0,6974	1,0144	0,9777
Siemens-CT	1,1755	2,6376	2,1712	2,1254	0,5847	1,1755	0,9921	1,9595
Siemens-MR	0,4751	0,9014	0,9625	0,9129	0,6020	0,4751	0,9954	0,6413
Terarecon	0,5127	1,0258	1,1846	1,0219	0,4562	0,5127	0,8842	0,6711
Toshiba-MRI	0,7509	1,7608	1,8169	1,5948	0,9260	0,7509	1,3503	1,2817
Toshiba-CT-Rainbow	1,0151	1,7614	1,4976	1,4957	0,8547	1,0151	1,2161	1,1855
ASIST	0,3643	0,8886	1,2329	0,9639	0,5528	0,3643	0,9832	0,6360
gray	0,0497	0,0000	0,0000	0,1871	0,3922	0,0497	0,2947	0,0646

Аналіз табл. 5.2 показує, що LUT-схеми суттєво відрізняються за характером зміни кольору та ступенем перцептивної рівномірності. Спектральні палітри GE-Rainbow та GE-Inv-Rainbow демонструють підвищене стандартне відхилення ΔE , що вказує на нерівномірність кольорових переходів і потенційне виникнення хибних контрастів при відображенні перфузійних карт. Натомість клінічно орієнтовані LUT Siemens-CT, Siemens-MR та ASIST характеризуються низьким стандартним відхиленням градієнта та стабільними показниками ΔE , що підтверджує їхню здатність передавати зміни сигналу без спотворень.

Особливо вирізняється ASIST, у якої всі показники коливаються в межах, близьких до контрольної сірої шкали, що є ознакою максимально можливої перцептивної стабільності. Дискретна Hitachi-Block демонструє високе ΔE_{std} , що корелює зі стрибкоподібним характером палітри. Такі результати узгоджуються з кількісними показниками CDPS-аналізу, підтверджуючи, що рівномірність світлоти і прогнозована поведінка ΔE є ключовими факторами у виборі LUT для клінічної візуалізації перфузійних даних.

Візуальний аналіз перфузійних карт показав, що характер кольорових переходів суттєво впливає на сприйняття патологічних зон. LUT-схеми з високим значенням R^2 (ASIST, Siemens-CT, Siemens-MR) формують плавний і

логічний градієнт інтенсивності, у якому зони гіперперфузії мають чіткі межі та не зливаються з навколишніми тканинами. На таких зображеннях перехід між різними рівнями перфузії не створює хибних контурів, а дрібні локальні зміни сигналу зберігаються у вигляді стабільного зміщення світлоти.

У спектральних LUT, зокрема GE-Rainbow і GE-Inv-Rainbow, спостерігалися зони штучного контрастного підсилення, особливо у діапазонах зеленого та жовтого кольору, що призводило до «фрагментації» тканин і візуальної появи меж, яких фактично немає в даних. На практиці це може ускладнювати визначення реальних меж ішемії та призводити до переоцінки ступеня ураження. Подібний ефект підтверджується підвищеним стандартним відхиленням ΔE у спектральних палітрах, що кількісно описує нерівномірність їх поведінки.

Дискретна схема Hitachi-Block продемонструвала чітку сегментацію, що візуально спрощує виділення зон з низькою та високою перфузією, однак при цьому втрачає тонкі градієнти, особливо у межових ділянках. Візуально це проявляється як «сходи» кольору без плавного переходу, що може бути корисним при автоматичній кластеризації, але є потенційно небезпечним у клінічному аналізі, де навіть незначні зміни сигналу мають діагностичне значення.

Схеми Toshiba-MRI та Terarecon займають проміжне положення: хоча їхні кольорові переходи менш агресивні, ніж у спектральних палітрах, вони все ще демонструють локальні нестабільності світлоти, що візуально проявляються у вигляді «плоских зон». Це частково пояснює нижчі значення R^2 порівняно з Siemens чи ASIST.

Таким чином, візуальний аналіз підтверджує кількісні результати CDPS-оцінки: LUT-схеми з високою перцептивною рівномірністю забезпечують не тільки правильне числове відображення сигналу, але й стабільну структуру кольорового представлення, що безпосередньо впливає на точність діагностичних рішень.

Висновок до розділу 5

У даному розділі проведено комплексне порівняння кольорових LUT-схем, використаних для візуалізації перфузійних МРТ-зображень, із застосуванням методології CDPS-аналізу, перцептивних метрик та візуального оцінювання. Отримані результати встановлюють чітку різницю між спектральними, дискретними та клінічно орієнтованими палітрами у контексті їхньої здатності передавати зміни інтенсивності через стабільні й передбачувані кольорові переходи.

Палітри ASIST, Siemens-CT і Siemens-MR показали найвищу відповідність між фізичними та перцептивними змінами сигналу за показником R^2 , а також продемонстрували мінімальні коливання перцептивної дельти кольору ΔE , що підтверджує їх перцептивну й функціональну стабільність. Спектральні LUT-схеми, такі як GE-Rainbow і GE-Inv-Rainbow, попри історичну популярність, мають нестандартну зміну світлоти та створюють хибні межі на зображеннях, що формально підтверджено підвищеним стандартним відхиленням ΔE . Дискретна схема Hitachi-Block забезпечує структуровану сегментацію, але втрачає плавні градієнти інтенсивності, що обмежує її клінічне застосування для оцінювання перфузійних показників.

Врахування симуляцій для порушень кольоросприйняття (CVD) показало, що палітри зі слабкою перцептивною рівномірністю є особливо вразливими до втрати деталей зображення за таких умов. Оптимізація схем через вирівнювання світлоти підтвердила свою ефективність і призвела до суттєвого підвищення стабільності передачі сигналу ($R^2 > 0.9$) у більшості клінічних LUT, що робить цей підхід доцільним для покращення існуючих систем візуалізації.

Таким чином, результати розділу підтверджують, що для надійної і коректної візуалізації перфузійних даних бажано використовувати палітри з рівномірним градієнтом світлоти і стабільною пропорційністю ΔE відносно сигналу. Це формує основу для об'єктивного вибору кольорових схем у

клінічних та дослідницьких системах і підкреслює переваги застосування адаптованих або оптимізованих LUT для підвищення діагностичної точності.

РОЗДІЛ 6

СТАРТАП-ПРОЄКТ ЗА ТЕМОЮ МАГІСТЕРСЬКОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

У сучасній медичній діагностиці якість візуалізації відіграє вирішальну роль у точності постановки клінічних висновків. Одним із критичних факторів, що впливають на сприйняття медичних зображень, є вибір кольорової схеми. Неправильно підібрана палітра може знизити контрастність, приховати патологічні ділянки або спотворити відображення сигналу, що безпосередньо впливає на ефективність діагностики. У той час як більшість систем візуалізації покладаються на стандартні кольорові схеми, що не проходять об'єктивну оцінку якості, медична практика потребує інструментів, здатних забезпечити науково обґрунтований підхід до вибору LUT.

Запропонований стартап-проект базується на результатах магістерського дослідження, присвяченого аналізу розподілу та деталізації кольорів у схемах кольорового кодування для перфузійних карт. Його основна мета - створення програмного алгоритму, який автоматично оцінює ефективність LUT-схем на основі кількісних показників, таких як рівномірність кольору, стабільність градієнтів, евклідові відстані між відтінками та відповідність кольорової зміни фізичним характеристикам сигналу.

Розділ розкриває сутність стартапу як практичного продовження наукового дослідження: від концепції до бізнес-моделі. У ньому представлено логіку створення продукту, описано цінність для користувача, визначено сегменти споживачів, стратегії взаємодії, механізми монетизації та базові фінансові показники. Також аналізується ринкове середовище, у якому подібні рішення наразі практично відсутні, що забезпечує проєкту конкурентну перевагу.

Запропонований алгоритм здатен перетворити процес вибору кольорових схем з інтуїтивного у структурований, об'єктивний і науково верифікований. Його впровадження дозволить покращити точність діагностики, оптимізувати

процеси аналізу зображень і створити новий стандарт візуалізації у медицині.

6.1 Короткий опис проєкту

Проєкт спрямований на розробку алгоритму для аналізу розподілу кольорів у різних ЛУТ-схемах, що використовуються при візуалізації медичних знімків (МРТ/КТ). Основною метою є визначення найкращих схем для точного та інформативного виділення патологічних ділянок (пухлин, аномалій, критичних точок).

Ключові особливості:

- Автоматизований аналіз кольорових схем, заснований на об'єктивних кількісних метриках.
- Візуалізація результатів у вигляді графіків і діаграм, що дозволяє легко порівнювати схеми.
- Інтеграція в медичні робочі процеси - рішення орієнтоване на практичне застосування у діагностичних центрах та дослідницьких лабораторіях.
- Покращення діагностики за рахунок правильного вибору ЛУТ-схеми, що робить знімки більш інформативними.

Виконує вимоги:

- «Надія» - отримати інструмент, який допоможе лікарям швидко та об'єктивно підбирати схеми, покращуючи якість діагностики.
- «Бажання» - автоматизувати та пришвидшити обробку зображень.
- «Хоче бути» - використовувати сучасні ІТ-рішення для підвищення точності візуалізації.

6.2 Бізнес-модель

6.2.1 Цінність продукту

Алгоритм створює об'єктивний і вимірюваний підхід до вибору

кольорових схем для медичних знімків, дозволяючи:

- Зменшити похибки у діагностиці, оскільки дані підкріплені кількісними метриками.
- Візуалізувати важливі дані, які раніше могли бути «сховані» через вибір неефективної LUT-схеми.
- Надати інструмент, який спрощує роботу лікарів і дослідників у прийнятті рішень.

6.2.2 Сегмент споживачів

Основними користувачами є:

- Медичні заклади (клініки, лікарні, приватні діагностичні центри).
- Дослідницькі установи (університети, лабораторії, інститути).
- Розробники медичного ПЗ (хто створює програми для обробки медичних зображень).

6.2.3 Сегмент споживачів

Основними користувачами є:

- Медичні заклади (клініки, лікарні, приватні діагностичні центри).
- Дослідницькі установи (університети, лабораторії, інститути).
- Розробники медичного ПЗ (хто створює програми для обробки медичних зображень).

6.2.4 Взаємодія з споживачами

Основні інструменти:

- Демонстраційні версії та графіки для «спроби» продукту.
- Пояснювальні матеріали (відео-презентації, PDF з прикладами результатів).
- Зворотний зв'язок – через форму на сайті, електронну пошту чи консультації.

6.2.5 Дохід (монетизація)

Монетизація - буде отримуватись шляхом продажу ліцензії на алгоритм або готове ПЗ. Консультацій і налаштування під конкретні потреби (додатковий прибуток). Потенційної співпраці з розробниками медичного ПЗ (оплата за

інтеграцію)

6.2.6 Ключові види діяльності

Ключовим видом діяльності стартапу буде здійснення проєкту розробки та впровадження алгоритму для оцінки розподілу кольорів у LUT-схемах, що включає створення та тестування самого алгоритму, побудову графіків і діаграм для візуалізації результатів, а також комунікацію з потенційними клієнтами для отримання зворотного зв'язку та постійного вдосконалення рішення.

6.2.7 Ключові ресурси

Матеріальні – використовуватимуться власний комп'ютер та спеціалізоване програмне забезпечення для обробки медичних зображень та побудови графіків і діаграм.

Інтелектуальні ресурси:

будуть застосовані власні дослідження та розробки, включаючи алгоритми аналізу розподілу кольорів, експериментальні результати, а також наукові статті й публікації, що підтверджують унікальність підходу.

Людські ресурси:

всі роботи щодо розробки алгоритму, створення графіків і діаграм, тестування та вдосконалення проєкту будуть виконуватись безпосередньо мною (Іллею Кабалою). Інші працівники або зарплатний фонд не передбачені, оскільки проєкт виконується індивідуально.

Фінансові ресурси:

1) власні кошти, що покривають витрати на оновлення обладнання, ліцензії програмного забезпечення, інтернет та комунальні послуги;

2) резервні витрати на непередбачені потреби (закупівля додаткових даних, плата за участь у конференціях).

6.2.8 Ключові партнери

Приватні клініки та діагностичні центри, які можуть зацікавитись підвищенням точності діагностики через використання запропонованого інструменту.

Університети, медичні факультети та лабораторії, які займаються візуалізацією медичних даних та можуть протестувати алгоритм у дослідницьких цілях.

Компанії або індивідуальні розробники, зацікавлені у впровадженні алгоритму в існуючі платформи.

Всі, хто відповідають концепції - «Get», «Keep», «Grow», та поділяють бачення підвищення ефективності та точності аналізу медичних знімків за допомогою сучасних інструментів.

6.2.9 Витрати

Виготовлення та реалізація АПАРАТУ

- Повна собівартість виконаних робіт (розробка алгоритму, тестування, створення графіків і діаграм) – 107 000 грн.
- Прибуток стартапу (планується від продажів або ліцензування) – 60 000–90 000 грн.
- Вартість кінцевого продукту (ліцензії або послуги) визначається індивідуально для кожного замовника залежно від обсягу використання та інтеграції.
- Непрямі податки:
- Податок на додану вартість (ПДВ) – 20% (залежно від форми продажу або консультацій).
- Посередницька надбавка до ціни
- Посередницька надбавка (якщо продаж буде здійснюватися через партнера) – 10–20% до оптової ціни.
- Оптова ціна закупки для посередників – визначається після переговорів
- Податок на додану вартість посередника[31]
- Оптова ціна закупки
- Торгівельна надбавка до ціни
- Витрати торговельної організації – це видатки, пов’язані з підготовкою демонстраційного матеріалу, навчанням персоналу

замовника, консультаційним супроводом та обслуговуванням після продажу (визначаються індивідуально залежно від обсягу послуг).

- Прибуток торговельної організації – різниця між кінцевою ціною реалізації алгоритму та ціною закупки у мене як розробника (формується відповідно до ринкових умов і домовленостей).
- Податок на додану вартість (ПДВ) – 20%, нараховується на фінальну суму для кінцевого замовника, залежно від законодавства та форми реалізації.
- **Роздрібна ціна реалізації** – формується окремо для кожного замовника, залежно від обсягу використання алгоритму (кількість знімків, інтеграційні послуги, необхідність консультацій та доопрацювань).

6.2.10 Споживчі властивості товару

Алгоритм для оцінки LUT-схем надає користувачам (лікарям, дослідникам, розробникам ПЗ) можливість швидко та об'єктивно визначити найкращу кольорову схему для виділення патологічних ділянок (пухлин, ішемічних зон та інших аномалій).

Він дозволяє візуалізувати та порівнювати розподіл кольорів у вигляді графіків і діаграм, спрощуючи вибір кольорової палітри.

Користувач отримує інструмент, який підвищує точність діагностики, економить час та підсилює довіру до результатів досліджень.

6.2.11 Дослідження ринку

На світовому ринку інструментів для автоматизованого аналізу ЛУТ-схем у медичних знімках (МРТ, КТ) АНАЛОГИ ВІДСУТНІ.

Дослідження конкурентного оточення показало:

- Конкурентне середовище для саме такого алгоритму відсутнє - існують лише окремі програми, які пропонують універсальні візуалізації без детального аналізу кольорових схем.
- Наявні рішення не забезпечують кількісного порівняння ЛУТ-схем, що робить запропонований алгоритм унікальним.

Маркетингова стратегія просування:

Новий інструмент буде впроваджуватись на існуючий ринок медичних програм і візуалізаційних інструментів. Основні напрямки просування – співпраця з діагностичними центрами, дослідницькими лабораторіями, участь у медичних конференціях та онлайн-просування.

6.2.12 Елементи фінансового плану

1. Опис бізнес-проекту

Розробка та впровадження алгоритму аналізу ЛУТ-схем, що допомагає дослідникам і лікарям обирати оптимальну кольорову схему для покращення візуалізації медичних знімків.

2. Опис товару/послуги/технології

Алгоритм створює графіки і діаграми розподілу кольорів, які допомагають об'єктивно обрати найкращу ЛУТ-схему для конкретної задачі візуалізації (виявлення пухлин, ішемічних зон, аномалій).

3. Маркетинг та продаж

Дослідження ринку показало:

У Європі, США та Японії зростає попит на інструменти, що покращують якість медичних візуалізацій.

В Україні цей ринок наразі не охоплений: немає готових інструментів, які б пропонували детальне порівняння ЛУТ-схем.

Стратегія продажу – прямі продажі, пілотні впровадження у клініках та дослідницьких інститутах.

4. Фінансовий план (розробляється для конкретного інвестора)

Витрати на організацію стартапу на період 9 місяців:

- a. Організація робочого місця (комп'ютер, обладнання) – 48 000 грн.
- b. Закупівля ліцензійного ПЗ – 20 000 грн.

- c. Участь у профільних конференціях та публікаціях – 15 000 грн
- d. Комунальні послуги (інтернет, електрика) – 9 000 грн.
- e. Отримання тестових даних (медичних знімків) – 5 000 грн.
- f. Резерв (непередбачувані витрати) – 10 000 грн.

ВСЬОГО: 107 000 грн.

Зарплата – не передбачена, оскільки всі роботи виконуються особисто мною.

6.2.13 Резюме

Коли ми говоримо про медичну візуалізацію, у першу чергу, йдеться про точність та інформативність знімків, що дозволяє лікарям правильно діагностувати захворювання. Більшість сучасних систем візуалізації пропонують універсальні кольорові схеми, однак не враховують, що саме підбір кольорової палітри має значний вплив на видимість патологічних ділянок.

Проект «Алгоритм оцінки LUT-схем» дозволяє перетворити процес вибору кольорової схеми з суб'єктивного у науково обґрунтований і кількісно підтверджений. Це підвищує точність діагностики, мінімізує ризик пропущених аномалій і допомагає лікарям приймати більш впевнені та правильні рішення.

Так само, як здається безпечною вода з-під крана, але насправді може впливати на здоров'я людини, звичайні ЛУТ-схеми можуть приховувати важливі деталі у знімках. Мій алгоритм дає змогу «побачити більше», підвищуючи якість медичної допомоги.

Висновок до розділу 6

У цьому розділі представлено стартап-проект, заснований на результатах магістерського дослідження, що спрямований на створення інтелектуального алгоритму для оцінки кольорових схем (LUT) у медичній візуалізації. Розроблений підхід поєднує методи кількісного аналізу та візуальної оцінки, що дозволяє об'єктивно визначати, які палітри забезпечують найвищу інформативність і точність відображення перфузійних карт.

Запропоноване рішення має значну практичну цінність, оскільки дає змогу мінімізувати суб'єктивність при виборі кольорової палітри, покращити сприйняття медичних знімків та підвищити достовірність діагностичних висновків. Завдяки інтеграції у медичні робочі процеси цей інструмент може стати важливою складовою сучасних систем візуалізації та допомогти лікарям приймати більш обґрунтовані клінічні рішення.

Проведене ринкове дослідження показало відсутність прямих аналогів на світовому ринку, що підтверджує інноваційність і комерційний потенціал проєкту. Алгоритм може бути інтегрований у діагностичні комплекси, наукові лабораторії або програмні платформи для медичних зображень, забезпечуючи конкурентну перевагу розробнику.

Таким чином, стартап є не лише логічним продовженням наукового дослідження, але й прикладом трансформації академічних результатів у прикладний продукт, що має перспективи для комерціалізації та впровадження у практику медичної діагностики.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У магістерській роботі проведено системне дослідження кольорових схем (LUT) для візуалізації перфузійних медичних даних з акцентом на їхню перцептивну рівномірність, стабільність передачі сигналу та придатність до клінічного застосування. Робота поєднує огляд існуючих рішень, аналітичне вивчення теоретичних аспектів кольорового моделювання та практичну експериментальну перевірку ефективності LUT у стандартизованому середовищі.

Робота систематизувала сучасні підходи до кольорового кодування медичних зображень та виявила, що рівномірність у зміні кольору є критично важливим фактором для точного трактування параметрів перфузії, а отже - для коректної клінічної інтерпретації. Визначено, що існуючі програмні засоби, попри високу технологічність, здебільшого використовують історично сформовані LUT-схеми, які не завжди відповідають перцептивним вимогам, встановленим сучасними дослідженнями. Особливу увагу приділено аналізу поведінки спектральних палітр, які, хоч і залишаються популярними, демонструють найнижчу відповідність між інтенсивністю сигналу та його кольоровим відображенням.

Проведений CDPS-аналіз з розрахунком коефіцієнта детермінації R^2 дав змогу виконати об'єктивне кількісне порівняння кольорових схем, що є суттєвою перевагою запропонованої методики, оскільки попередні дослідження переважно спиралися на суб'єктивну експертну оцінку. Отримані результати підтвердили, що перцептивно рівномірні та клінічно збалансовані LUT-схеми значно краще узгоджуються зі змінами інтенсивності сигналу й зберігають інформативність навіть за умов моделювання порушень кольоросприйняття. Для контрольної сірої шкали отримано $R^2 \approx 0.999$, що підтверджує валідність обраного підходу, тоді як значення для спектральних палітр не перевищували 0.7–0.8, а їх поведінка істотно погіршувалася за умов CVD-симуляції. Клінічно адаптовані LUT, зокрема Siemens, Hitachi та ASIST, продемонстрували стабільні

показники як за вихідних умов, так і після оптимізації світлоти, що засвідчує їхню придатність до використання в медичних діагностичних системах.

Встановлено, що компонент світлоти L^* є головним чинником, який визначає візуальну відповідність між кольором і сигналом, тоді як варіації відтінку та насиченості мають другорядний вплив. Це дозволило сформувавши метод корекції LUT-схем шляхом вирівнювання світлоти у перцептивних просторах, що виявилось ефективним та відтворюваним засобом покращення більшості тестованих палітр без зміни їх загальної кольорової логіки. Доведено, що запропонований алгоритм здатний підвищити R^2 на 10–20 %, що має безпосереднє практичне значення.

Практична цінність роботи полягає не лише у формуванні аналітичної основи для оцінювання кольорових схем, а й у створенні програмного прототипу, здатного автоматично аналізувати LUT-схеми та формувати кількісні звіти про їхню поведінку. Такий підхід може бути інтегрований у існуючі системи візуалізації DICOM-даних, що дозволяє стандартизувати процес вибору палітр і забезпечити однакове відображення результатів у різних клінічних відділеннях, незалежно від типу обладнання.

Крім того, проведене ринкове дослідження підтвердило відсутність готових інструментів, що поєднували б автоматизований аналіз LUT, формування перцептивних метрик та можливість подальшої оптимізації палітр. Це створює основу для комерціалізації отриманих результатів у вигляді стартап-продукту, орієнтованого на виробників медичного обладнання, розробників PACS-систем та дослідницькі установи. Практична доцільність такої розробки підтверджується тенденціями до стандартизації візуалізаційних протоколів і переходу від суб'єктивних рішень до формалізованих алгоритмів, що зменшують ризик діагностичних помилок.

Таким чином, робота забезпечила як науковий внесок у галузь перцептивного оцінювання медичних візуалізацій, так і практичні засоби його впровадження. Розроблена методологія може використовуватися як еталон при створенні нових палітр, модифікації існуючих LUT-схем, а також у навчальних і

клінічних середовищах для пояснення принципів коректної роботи з кольоровими картами. Отримані результати становлять підґрунтя для подальших досліджень у напрямі автоматизованої адаптації LUT до конкретних задач і розвитку інтелектуальних візуалізаційних систем, що здатні самостійно підбирати найбільш інформативні палітри залежно від типу аналізованих медичних даних.

..

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1) syngo.via – Software Version VB40A Datasheet. Siemens Healthineers. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://cdn0.scrvt.com/39b415fb07de4d9656c7b516d8e2d907/1800000007083216/c1c4e00a1bc0/sy_syngo_via_vb40a_datasheet_1800000007083216.pdf (дата звернення: 16.11.2025)
- 2) syngo.MR Neuro Perfusion Engine. Siemens Healthineers. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.siemens-healthineers.com/en-us/magnetic-resonance-imaging/options-and-upgrades/clinical-applications/syngo-mr-neuro-perfusion-engine> (дата звернення: 16.11.2025)
- 3) GE AW VolumeShare Product Overview. GE Healthcare, 2023. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://www.gehealthcare.com/-/jssmedia/gehc/us/files/products/advanced-visualization/advantage-workstation/advantageworkstation_datasheet_doc1845651_jb29602xx.pdf?rev=-1
- 4) GE CT Perfusion Clinical Application Guide. GE Healthcare Clinical Education Portal, 2022. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://2024.sci-hub.se/3756/3c9bf6919c5796bc71a0dabad67109a4/hoeffner2004.pdf>
- 5) Canon Medical Vitrea Brochure. Canon Medical Systems, 2023. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://global.medical.canon/products/healthcare_it/clinical_application/ct_brain_perfusion (дата звернення: 16.11.2025)
- 6) Vitrea Enterprise Suite – User Manual, Version 7. Canon Medical, 2022. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.mi.medical.canon/vitrea-advanced-visualization/cardiovascular> (дата звернення: 16.11.2025)
- 7) Terarecon iNtuition 4D Visualization Platform. Product Brochure. Terarecon Inc., 2023. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/terarecon/intuition-brochure/80642->

[89001.html](#) (дата звернення: 16.11.2025)

- 8) Brain Perfusion Module – User Guide. Terarecon Clinical Applications, 2022.
[Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://www.itnonline.com/content/terarecon-introduces-aquarius-intuition-cardiac-imaging> (дата звернення: 16.11.2025)
- 9) OsiriX MD – Official Website and Product Description. [Електронний ресурс].
– Режим доступу: <https://www.osirix-viewer.com/> (дата звернення: 16.11.2025)
- 10) Wikipedia contributors. OsiriX. Wikipedia, The Free Encyclopedia.
[Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://en.wikipedia.org/wiki/OsiriX> (дата звернення: 16.11.2025)
- 11) Kovesi P. (2015). Good Colour Maps: How to Design Them.
[Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://arxiv.org/abs/1509.03700>
(дата звернення: 15.10.2025)
- 12) Luo M.R., Cui G., Li C. (2006). Uniform Colour Space based on CIECAM02 (CAM02-UCS). [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://www.researchgate.net/publication/233828356> (дата звернення: 18.10.2025)
- 13) Ware C. (2010). Visual Thinking for Design. Morgan Kaufmann. 256 с.
[Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://www.researchgate.net/publication/229879898_Uniform_colour_spaces_based_on_CIECAMO2_colour_appearance_model (дата звернення: 14.10.2025)
- 14) Simunovic M. P. (2010). Colour vision deficiency. Eye, 24, 747–755.
[Електронний ресурс]. – Режим доступу:
https://www.researchgate.net/publication/41529232_Colour_vision_deficiency
(дата звернення: 20.10.2025)
- 15) Luo M. R., Cui G., Li C. (2006). Uniform colour spaces based on CIECAM02 colour appearance model. Color Research & Application, 31(4), 320–330. [Електронний ресурс]. – Режим доступу:

<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/col.20227> (дата звернення: 16.10.2025)

- 16) Borland D., Taylor R.M. (2007). Rainbow color map (still) considered harmful. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 27(2), 14–17.
- 17) Crameri F. (2020). The misuse of colour in science communication. *Nature Communications*, 11, Article 5444. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.nature.com/articles/s41467-020-19160-7> (дата звернення: 18.10.2025)
- 18) Zhou L., Hansen C.D. (2015). A survey of colormaps in visualization. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 22(8), 2051–2069.
- 19) Silva S., Santos B.S., Madeira J. (2011). Using color in visualization. *Computers & Graphics*, 35(2), 320–333. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0097849310002086?via%3Dihub> (дата звернення: 14.10.2025)
- 20) Nuñez J.R., Anderton C.R., Renslow R.S. (2018). Optimizing colormaps with consideration for color vision deficiency to enable accurate interpretation of scientific data. *PLOS ONE*, 13(7), e0199239. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0199239> (дата звернення: 20.10.2025)
- 21) Li C., Li Z., Wang Z., та ін. (2017). Comprehensive color solutions: CAM16, CAM16-UCS, and CAM16-LCD. *Color Research & Application*, 42(6), 703–718. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://doi.org/10.1002/col.22131> (дата звернення: 13.10.2025)
- 22) Smith A. R. (1978). Color gamut transform pairs. *SIGGRAPH '78 Proceedings*, 12(3), 12–19. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/965139.807361> (дата звернення: 17.10.2025)
- 23) Ebner F., Fairchild M.D. (1998). Development and testing of a color space (IPT) with improved hue uniformity. *Color Imaging Conference*, 8–13.

- [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://doi.org/10.2352/9780892082544.0008> (дата звернения: 19.10.2025)
- 24) Safdar M., Cui G., Kim Y., Luo M.R. (2017). Perceptually uniform color space for image signals including HDR and wide gamut. *Optics Express*, 25(13), 15131–15151. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://opg.optica.org/oe/fulltext.cfm?uri=oe-25-13-15131> (дата звернения: 14.10.2025)
- 25) ITU-R BT.2100. (2018). Image parameter values for high dynamic range television. International Telecommunication Union. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.itu.int/rec/R-REC-BT.2100> (дата звернения: 18.10.2025)
- 26) Rogowitz B.E., Treinish L.A. (1998). Data visualization: The end of the rainbow. *IEEE Spectrum*, 35(12), 52–59. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://doi.org/10.1109/6.735746> (дата звернения: 17.10.2025)
- 27) CIE Publication 142:2001. Improvement to Industrial Colour-Difference Evaluation. Vienna: CIE, 2001. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://cie.co.at/publications/cie-142-2001> (дата звернения: 19.10.2025)
- 28) Sharma G., Wu W., Dalal E.N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application*, 30(1), 21–30. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://cie.co.at/publications/cie-142-2001> (дата звернения: 16.10.2025)
- 29) Goode A., Zapata R., Van Horn J.D. (2020). Standardization strategies for quantitative MRI: A practical framework for multi-site studies. *Neuroinformatics*, 18(3), 441–457. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://link.springer.com/article/10.1007/s12021-020-09484-6> (дата звернения: 18.10.2025)
- 30) Tomše P., Zaletel M. (2018). Comparison of different colormaps for perfusion MRI data analysis. *Radiology and Oncology*, 52(3), 331–340.

[Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://reference-global.com/article/10.2478/raon-2018-0048> (дата звернення: 09.12.2025)

- 31) Бондарчук, Є. І. Методи машинного та глибокого навчання для прогнозування рівня фізичної втоми : магістерська дис. : 122 Комп'ютері науки / Бондарчук Євгеній Ігорович. – Київ, 2024. – 95 с. – Режим доступу: <https://ela.kpi.ua/items/d30ff2de-c861-4643-aed7-ce48901e2d04> (дата звернення: 09.12.2025)
- 32) Сорокіна, В. В. Вплив кольорового кодування даних на оцінку кількісних показників перфузії : дипломна робота ... бакалавра : 122 Комп'ютері науки / Сорокіна Вікторія Володимирівна. – Київ, 2024. – 71 с. Режим доступу: <https://ela.kpi.ua/items/d30ff2de-c861-4643-aed7-ce48901e2d04> (дата звернення: 09.12.2025)