Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

Методичні вказівки до виконання практичних робіт з дисципліни «Обробка біомедичних зображень та реконструкція об'єктів» для здобувачів вищої освіти за спеціальністю 163 – Біомедична інженерія

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

Розроблено в рамкахпроекту“Erasmus+ (CBHE) BioArt“ Інноваційна мультидисциплінарна освітня програма зі штучних імплантів для біоінженерії для бакалаврів та магістрів”

Developed in the frame of project “Erasmus+ (CBHE) BioArt“Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc / MSc Degrees” (586114-EPP- 1-2017- 1-ES- EPPKA2-CBHE- JP).

Вінниця

ВНТУ
2020

Рекомендовано - кафедрою біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол засідання кафедри БМІ № 2 від 10.09.2019 р., оновлено, розглянуто зі змінами на засіданні кафедри БМІ № 2 від 09.09.2020 р)

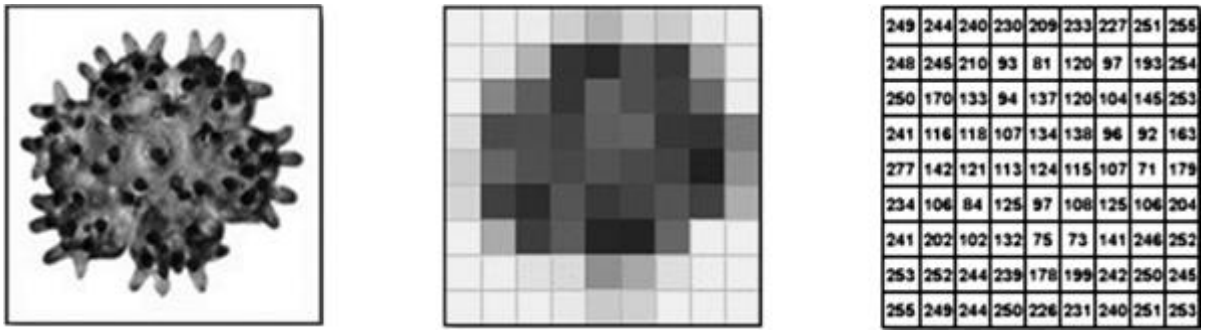
Методичні вказівки до виконання практичних робіт з дисципліни «Обробка біомедичних зображень та реконструкція об'єктів» для студентів спеціальності 163 - Біомедична інженерія освітня програма Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії / Уклад. Л.Г.Коваль. – Вінниця : ВНТУ, 2020.

Методичні вказівки до виконання практичних робіт призначений для студентів, які навчаються за ІІ рівнем (магістерським) вищої освіти зі спеціальності 163 - Біомедична інженерія, освітня програма - Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії.

Практична робота 1
Основні властивості цифрового зображення.

Аналогове зображення є неперервною функцією дійсних змінних $I(x,y)$,деI – це інтенсивність (яскравість) в точці з координатами (x,y). Аналоговезображення можна відобразити та обробити на комп'ютері лише після його переведення у цифровий формат. Процедура оцифрування зображення полягає у заміні неперервної множини значень яскравості аналогового зображення на множину квантованих значень яскравості, кожному з яких ставиться у відповідність двійкове число. Аналогове зображення перетворюється на впорядкований масив точок, де кожна точка, крім координат, описується цифровим кодом, який містить інформацію про яскравість та колір.

Для оцифрування аналогового зображення треба виконати його поділ на ділянки з індивідуальними рівнями яскравості. Це відбувається у два етапи: здійснюється просторова дискретизація та квантування яскравості (рис.1.1).



Аналогове зображення
Analog Image

Дискретизація
Sampling

Квантування пікселів
Pixel Quantization

Рисунок 1.1 – Етапи створення цифрового зображення біооб'єкту

За **способом просторового формування** цифрові зображення можуть бути векторними та растровими. Векторне зображення формується із застосуванням набору графічних примітивів. Растрове ж зображення формується як двомірний масив елементів, де кожен елемент містить інформацію про градацію кольору. Растр – форма представлення зображення у вигляді впорядкованої множини дискретних елементів (пікселів). Піксель (**picture element**) – це найменша частинка, елемент зображення.

Растровецифровезображенняпредставляєтьсяпрямокутною(квадратною)матрицею (m, n) пікселів, які структуровані у декартовій системі координат та набувають певного значення інтенсивності. Щодо цифрових зображень

зазвичай застосовують піксельну систему координат(рис.1.2), у якій зображення поділене на окремі дискретні елементи, впорядковані зверху донизу (у рядки з номерами ***r***) та зліва направо (у стовпці з номерами ***c***). Значення піксельних координат є цілими числами:

$$r \in [1,m]; \quad c \in [1,n].$$

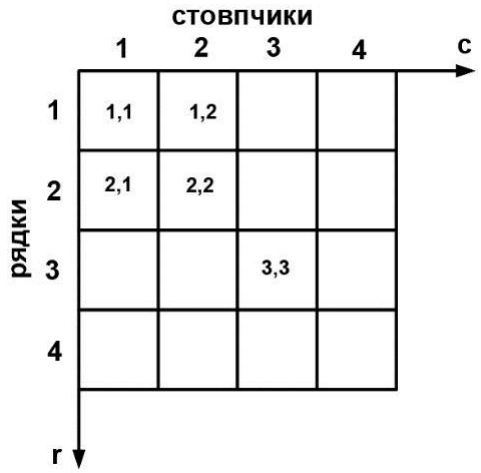


Рисунок 1.2 – Піксельна система координат

Піксельна координатна система дозволяє встановити зв'язок між матричним представленням зображення та його візуалізацією. Наприклад, дані пікселя у п’ятому рядку та другому стовпці запам’ятовуються у матриці як (5,2). Матричні індекси надалі використовуються для доступу до значень конкретних пікселів при цифровій обробці зображення. Добуток величин $m \times n$ визначає розміри цифрового зображення в пікселях(***Pixel Dimensions***).

При формуванні зображення насамперед необхідно визначити його **просторове розрізнення** (***Resolution***).Цей параметр зображення визначаєкількість пікселів в одиниці довжини (табл.1.1) та впливає на детальність відтворення початкового зображення після дискретизації.

Таблиця 1.1 – Відповідність значень просторового розрізнення зображення

Розрізнення, пікселів/дюйм (dpi)	Відповідність		Розмір пікселя, мм
	пікселів/см	пікселів/мм	
200	78,74	7,87	0,127
300	118,11	11,81	0,085
600	236,22	23,62	0,042

Просторове розрізнення залежить від апаратних можливостей формуючої (скануючої) системи, насамперед від кількості давачів та відстані між ними.Ці параметри визначають максимальну кількість відліків та відстань між ними покоординаті – інтервал дискретизації (рис.1.3). Сучасні скануючи системи досягли апаратного розрізнення 9600 dpi (для порівняння: зоровий

аналізатор людини може розрізнити фрагменти зображення не детальніше, ніж 6 відліків/мм, що становить 150 dpi).

При формуванні растрового цифрового зображення застосовується ортогональна структура розташування відліків по координаті (рис.1.4).

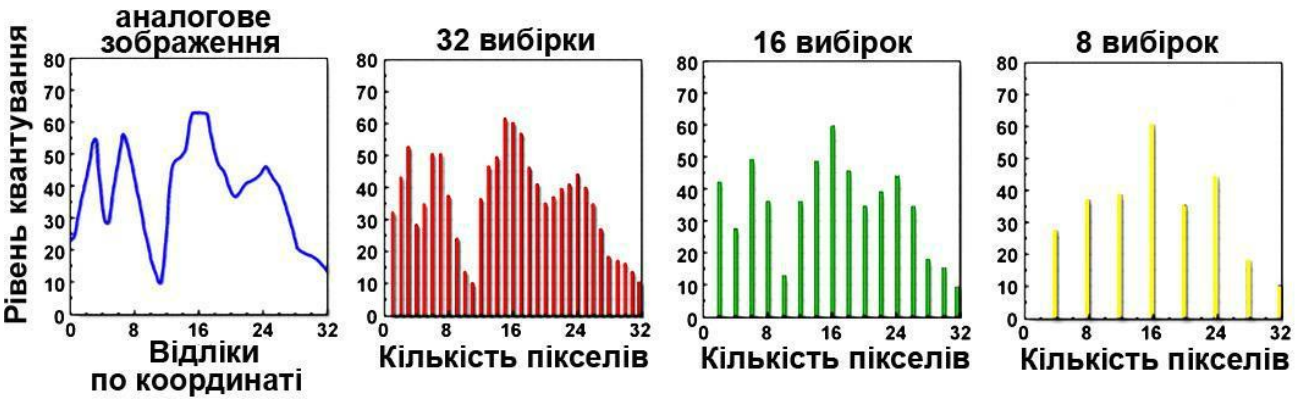


Рисунок 1.3 – Зміна точності відтворення рядка зображення

в залежності від кількості вибірок значень яскравості

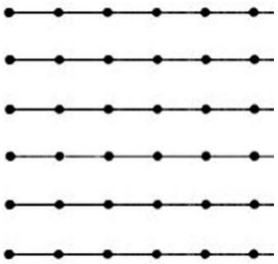


Рисунок 1.4 – Ортогональне розташування відліків при дискретизації зображення

В залежності від задачі кількість вибірок даних при формуванні цифрового зображення може бути меншою, ніж кількість можливих відліків по координаті (наприклад, при доступному апаратному розрізненні сканера 1200 dpi текст сканується з меншим розрізненням 200 dpi). Результат такого «проріджения» (рис.1.3) призводить до зниження точності відтворення зображення за рахунок збільшення інтервалу дискретизації. За певних умов розрізнення зображеного об’єкта стає неможливим, його інформаційний зміст помітно втрачається (рис.1.5).

Точність відтворення початкового зображення залежить від співвідношення між фізичними розмірами певних елементів зображення та обраним інтервалом його дискретизації. Його визначають за критерієм Найквіста-Котельникова:

частота дискретизації$f_д$має задовольняти нерівності:

$$f_д > 2f_в$$

де $f_в$- верхня гранична просторова частота зображення, яка дискретизується.

Це підтверджує теорема дискретизації Шеннона: цифровий пристрій повинен використовувати інтервал дискретизації не більший, ніж половина розміру найменшого видимого елемента зображення. Практично це означає, що просторове розрізнення зображення є прийнятним, якщо будь-яка його видима деталь розділяється під час дискретизації як мінімум на дві ділянки. Елементи зображення, розмір яких менший за інтервал дискретизації, мають більшу просторову частоту, отже не можуть бути точно відображеними у цифровому форматі.

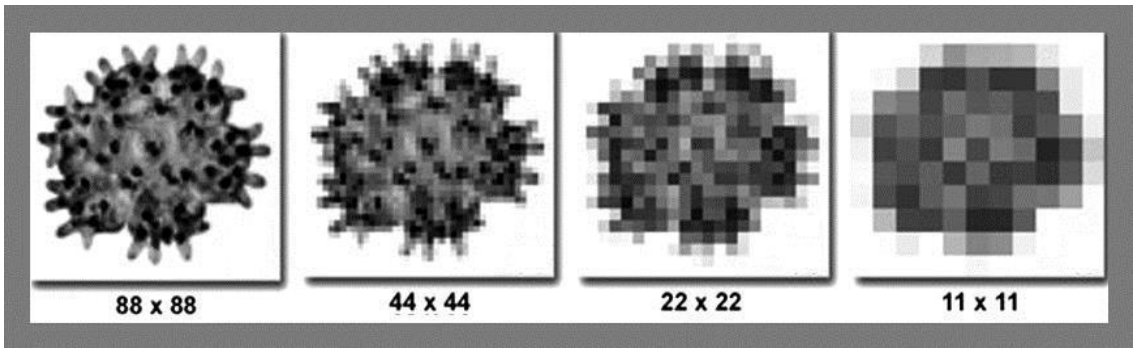


Рисунок 1.5 – Погіршення відтворення деталей зображення біооб'єкту при збільшенні інтервалу дискретизації

При порушенні критерія Найквіста-Котельникова після просторової дискретизації на зображенні можуть з'являтись спотворення. При **субдискретизації** відстань між пікселями є більшою за деталі аналоговогозображення. В результаті на цифровому зображенні з'являються деталі, більш низькочастотні, ніж на аналоговому зразку. При $f_Д \approx 1{,}5 f_B$ вони помітно спотворюють зображення. Як результат виникають викривлення текстури, зменшується чіткість зображення. Так, у зразках, що містять періодично повторювані ділянки, виникає криволінійний муаровий візерунок (рис.1.6а). Якщо ж початкове зображення містить нахилені лінії, то після дискретизації межі цих ліній стають зубчастими (рис.1.6 б). На цифрових медичнихзображеннях такі спотворення можуть призвести до виникнення несправжніх контурів та похибок відтворення меж анатомічних структур.



а б

Рисунок 1.6 – Спотворення зображення ліній:
а - «муар»; б – «східці»

Пікселі цифрового зображення задають не тільки його просторові характеристики, але й містять інформацію про яскравість та кольорові

параметри. Цих параметрів кожен піксель набуває в результаті квантування за рівнями яскравості. Діагностичний сигнал, зафіксований детекторами інтроскопічної системи, використовується для визначення величини «інтенсивність зображення», яка плавно змінюється у певному діапазоні, проте в процесі квантування має перетворитись в набір цілих числових значень – рівнів яскравості (levels of brightness).

Квантування за рівнем яскравості полягає у знаходженні для кожного відліку яскравості найближчого за значенням рівня квантування (з доступного набору рівнів квантування). Кількість рівнів квантування (діапазон градацій яскравості)$N_{кв}$ пов'язана з кількістю b двійкових розрядів (біт) аналогово-цифрового перетворювача (АЦП) співвідношенням$N_{кв}= 2b$.

Так, при квантуванні з розрядністю 8 біт зображення буде утворене$N_{кв}= 2^8 = 256$ значеннями (градаціями) яскравості, які представляютьсявідповідними 8-бітними двійковими кодами у діапазоні від «00000000» (чорний) до «11111111» (білий).

Отже, числове значення (рівень яскравості) кожного пікселя в цифровому зображенні являє собою усереднену інтенсивність початкового зображення на інтервалі дискретизації (рис.1.1, 1.7).

Кількість рівнів квантування $N_{КВ}$ є другим параметром цифрового зображення, який значно впливає на розрізнення деталей зображення.

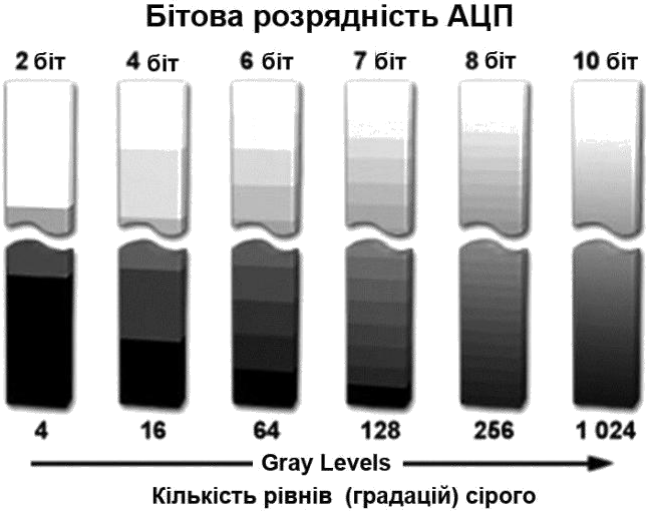


Рисунок 1.7 - Співвідношення бітової розрядності АЦП та кількості рівнів квантування (для сірого кольору)

Результат квантування зображення при зміні бітової розрядності показано на рис.1.8: видно, що при однаковому просторовому розрізненні зменшення рівнів квантування яскравості призводить до значної втрати детальності та інформативності зображення. На зображенні можуть виявлятись спотворення - виникають несправжні контури на межі переходу від одного рівня сірого до іншого або втрачаються справжні контури зображення.

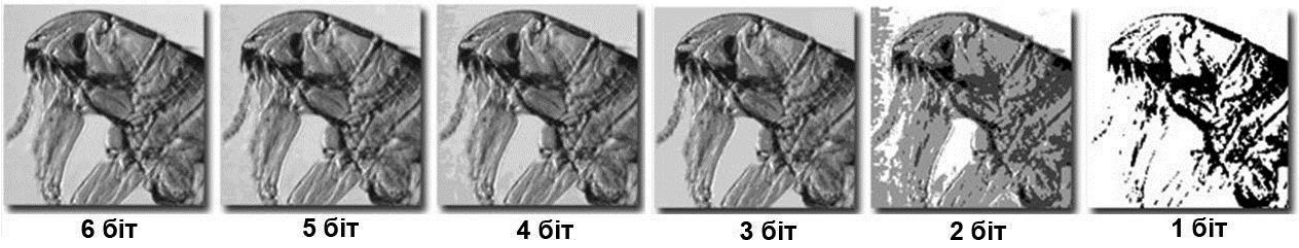


Рисунок 1.8 – Вигляд зображення біооб'єкту при зміні бітової розрядності кольору

Розподіл яскравості пікселів, що формують цифрове зображення, може бути графічно представлений у вигляді гістограми рівнів яскравості кольору. **Гістограма** має вигляд стовпчикової діаграми,де кожен стовпчик відображаєкількість пікселів певного рівня яскравості, позначеного на осі абсцис (рис.1.9). Гістограма відображає діапазон та розподіл яскравості для зображення в цілому. Крім того, за даними гістограми можна визначити розміри деталей зображення за яскравістю їх пікселів. Найбільш часто гістограма застосовується для аналізу та зміни контрастності зображення.

Контрастність– це ступінь розрізнення ділянок зображення при порівнянні їх за яскравістю. Величина контрастності визначається як інтервал градацій між найбільш темною та найбільш світлою ділянками зображення. Малоконтрастнезображення має невеликий діапазон градацій, отже звужену, локальну гістограму (рис.1.9 б), тоді як більш контрастні зображення мають гістограму у всьому діапазоні градацій (рис.1.9 а,в).

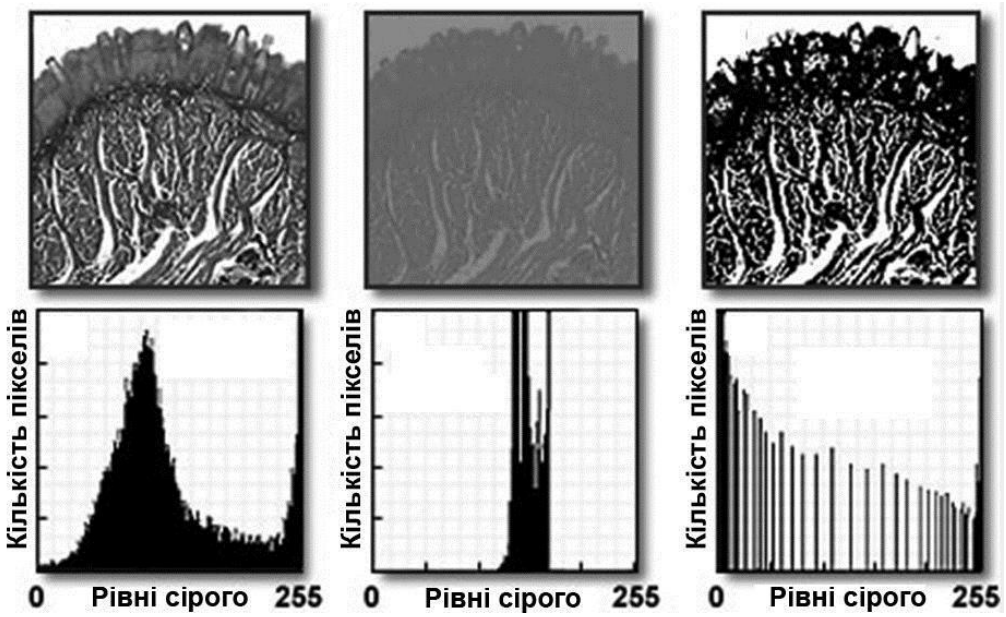


Рисунок 1.9 – Гістограми зображень біопрепарату різної контрастності

Третій параметр зображення, який впливає на розрізнення деталей цифрового зображення, є його **колірна складова**. Колір може бути представлений трьома параметрами:

– тон кольору (***hue***);

– насиченість кольору (***saturation***);

– яскравість (***brightness)***, інтенсивність (***intensity***) або освітленість (***lightness)***.

При зміні **тону** колір плавно змінюється в межах спектру – відфіолетового до червоного. При зміні **насиченості** колір плавно змінюється від ахроматичного (0% кольору, тобто колір змінюється на градацію сірого) до максимального значення (100% насиченості даного кольору). При зміні **яскравості** будь-який колір змінюється від найтемнішого (0% - чорний) до найсвітлішого (100% - білий).

Цифрові зображення мають наступні режими відображення кольору:**бінарний (*Bitmap*)**, **напівтоновий (*Grayscale*)**, **палітровий (*Indexed Color*)**,**повноколірний (*Full Color*)**.Вибір режиму відображення кольору в кожномуконкретному випадку залежить від того, наскільки повно та без втрат має бути представлена візуальна інформація при заданій глибині кольору. Чимскладніше режим відображення кольору, тим більший обсяг пам’яті та обчислювальні можливості необхідні для обробки зображення.

Розглянемо задачу виділення і локалізації країв (границь). Краї - це такі криві на зображенні, уздовж яких відбувається різка зміна яскравості або її похідних по просторових змінних. Найбільш цікаві такі зміни яскравості, які відображають важливі особливості зображуваної поверхні. До них відносяться місця, де орієнтація поверхні змінюється стрибкоподібно, або один об'єкт загороджує інший, або лягає межа відкинутої тіні, або відсутня безперервність у відбивних властивостях поверхні і т.п. У будь-якому випадку потрібно локалізувати місця розривів яскравості або її похідних, щоб дізнатися щось про що викликали їх властивості зображеного об'єкта. Розглянемо також застосування диференціальних операторів для виділення тих особливостей зображення, які допомагають локалізувати ділянки, де можна виявити фрагмент краю.

Цілком природно, що зашумленість вимірювань яскравості обмежує можливість виділити інформацію про краях. Ми виявляємо протиріччя між чутливістю і точністю, і приходимо до висновку, що короткі краю повинні володіти більшою контрастністю, ніж довгі, щоб їх можна було розпізнати. Виділення країв можна розглядати як доповнення до сегментації зображення, оскільки краю можна використовувати для розбиття зображень на області, які відповідають різним поверхням.

Інтуїтивно краєм зазвичай є межа між двома областями, кожна з яких має приблизно рівномірну яскравість. Часто краю на зображеннях виникають як результат наявності силуетних ліній об'єктів. У цьому випадку дві згадані області є зображеннями двох різних поверхонь. Краї також виникають через відсутність безперервності в орієнтації поверхні і розривів в її відбивних властивостях. Якщо ми візьмемо перетин функції яскравості уздовж прямої, розташованої під прямим кутом до краю, то, як правило, виявимо стрибок в її значеннях. На практиці перепад не буде різкого зважаючи розмивання і обмежень, що вносяться зоровим пристроєм. Крім того, іноді яскравості

перепади уздовж країв краще моделюються у вигляді стрибків у перших похідних яскравості, ніж в самій яскравості.Нижче ми скористаємося простою моделлю для отримання деякого уявлення про операторів, які могли б підсилити (загострити) краю на зображенні, збільшуючи перепади яскравості в їх околиці. Зображення з загостреними краями необхідно піддати подальшій обробці для виділення ліній і кривих. До сих пір найбільші зусилля концентрувалися саме на завданню загострення країв і менше - на виявленні і локалізації їх фрагментів, проте недавно стан справ змінилося. Найменше уваги приділялося роботі над об'єднанням фрагментів країв в більші одиниці, т. Е. В лінії і криві на зображенні.

Диференціальні оператори

Найпростішою моделлю краю на зображенні є пряма, що розділяє дві контрастні області (рис. 1.10). Нам знадобиться одинична ступінчаста функція і (z), що визначається у вигляді

$$u(z)=\begin{cases}1 & при \quad z>0;\\ 1/2 & при \quad z=0;\\ 0 & при \quad z<0,\end{cases}$$

маючи на увазі, що вона є інтегралом від одновимірного одиничного імпульсу:

$$u(z)=\int_{-\infty}^{z}\delta(t)dt.$$

Припустимо, що край розташовується уздовж прямої $x\sin\theta - y\cos\theta + \rho = 0$. Тоді яскравість зображення можна записати у вигляді

$$E(x,y)=B_1+(B_2-B_1)u(x\sin\theta-y\cos\theta+\rho).$$

Приватні похідні описуються рівняннями:

$$\frac{dE}{dx}=\sin\theta(B_2-B_1)\delta(x\sin\theta-y\cos\theta+\rho),$$

$$\frac{dE}{dy}=-\cos\theta(B_2-B_1)\delta(x\sin\theta-y\cos\theta+\rho).$$

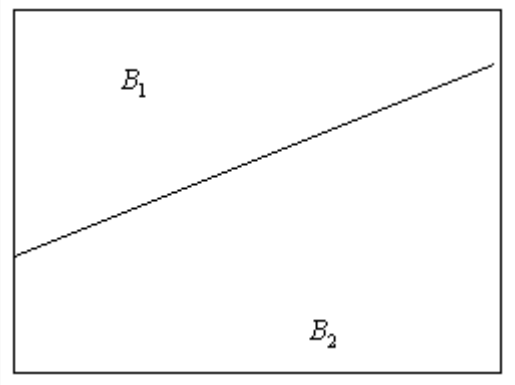


Рисунок 1.10 - Ідеальний край у вигляді прямої, що розділяє дві області постійної яскравості.

Ці диференціальні оператори є спрямованими, оскільки результат їх дії залежить від орієнтації краю. вектор $(\frac{dE}{dx}, \frac{dE}{dy})$ Називається градієнтом яскравості. Градієнт яскравості являє собою вектор, що не залежить від вибору системи координат, в тому сенсі, що він зберігає свою величину і орієнтацію по відношенню до лежачого в основі образу, коли цей образ повертається або зсувається.

Дискретні апроксимації

Розглянемо групу елементів зображення розміром 2x2:

$$E_{i,j+1}\ E_{i,j+1}$$

$E_{i,j+1}$	$E_{i+1,j+1}$
$E_{i,j}$	$E_{i+1,j}$

Похідні в центральній точці цієї групи можна оцінити таким чином:

$$\frac{dE}{dx} \approx \frac{1}{2\varepsilon}\left[\left(E_{i+1,j+1} - E_{i,j+1}\right) + \left(E_{i+1,j} - E_{i,j}\right)\right],$$

$$\frac{dE}{dy} \approx \frac{1}{2\varepsilon}\left[\left(E_{i+1,j+1} - E_{i+1,j}\right) + \left(E_{i,j+1} - E_{i,j}\right)\right],$$

де ε — відстань між центрами сусідніх елементів. Кожна оцінка являє собою середнє двох кінцево-різницевих наближень.

Звичайно-різницева апроксимація похідної завжди відноситься до певної точки. Так, звичайна кінцево-різницева формула дає оцінку, яка є незміною по відношенню до точки, розташованої посередині між точками відліку оцінюваної функції. Формули, наведені вище для оцінки приватних похідних, обрані саме такими тому, що вони не зміщені щодо однієї і тієї ж точки, а саме щодо загальної кутовий вершини в центрі чотирьох розглянутих елементів зображення (пікселів). Тепер квадрат градієнта можна апроксимувати наступним чином:

$$\left(\frac{dE}{dx}\right)^2 + \left(\frac{dE}{dy}\right)^2 \approx \frac{1}{2\varepsilon}\left[\left(E_{i+1,j+1} - E_{i,j}\right)^2 + \left(E_{i,j+1} - E_{i+1,j}\right)^2\right].$$

Якщо виконати ці прості обчислення для всього зображення, то ми отримаємо великі значення в тих місцях, де яскравість змінюється швидко. В областях постійної яскравості вихід дорівнює нулю. (Якщо присутній шум, то вихід відмінний від нуля, але досить малий.) Результати такої обробки можна занести в новий масив зображення, в якому краю вже будуть значно посилені.

Аналогічно розглядають групу елементів розміром 3×3.

Виділення і локалізація краю

Якщо сигнал, отриманий в результаті посилення країв, істотно перевищує шум, ми можемо зробити висновок про те, чи належить певна точка краю чи ні. Таке рішення не є абсолютно надійним, так як додається шум в даній точці може виявитися значним. Все, що ми можемо зробити, - це зменшити ймовірність подібного події, вибираючи поріг таким чином, щоб число помилково віднесених до краю точок лежало в допустимих межах.

Якщо поріг занадто високий, слабко виражені краю будуть пропущені. Таким чином, існує протиріччя між двома видами помилок. Збільшуючи розмір ділянок, за якими проводиться усереднення, або (що одне і те ж) зменшуючи частоту, вище якої придушуються частотні компоненти зображення, ми можемо знизити вплив шуму і спростити виділення слабо виражених країв. Однак тут же ми стикаємося з протилежною проблемою, викликаної тим, що зі збільшенням ділянок в них можуть потрапити інші краї. Тим самим ми бачимо, що для розпізнавання коротких країв необхідно, щоб вони були більш контрастні.

Зображення з загостреними краями матиме великі значення яскравості не тільки в тих пікселях, які безпосередньо розташовані на краї, а й в деяких сусідніх. Цей ефект особливо яскраво проявляється в тих випадках, коли в цілях зменшення шуму зображення попередньо згладжується. Звідси виникає проблема локалізації країв. Якби не шум, ми могли б сподіватися виявити максимальні значення яскравості безпосередньо на краї. Ці екстремальні значення могли б потім використовуватися для придушення сусідніх великих значень.

При використанні в якості оператора квадрата градієнта на обробленому зображенні кожному краю буде відповідати гребінь з висотою, пропорційною квадрату перепаду яскравості. У разі операторів Лапласа або квадратичної варіації виникнуть два паралельних гребеня по кожну сторону від краю. При використанні Лапласіан ці гребені матимуть протилежні знаки і край буде проходити там, де відбувається зміна знака.

Рано чи пізно буде необхідно з'ясувати фізичну причину виникнення краю. Що в тривимірній сцені викликало зміни у функції яскравості, виявлені детектором краю? До теперішнього часу на цю проблему звертали мало уваги.

Основну частину останніх досягнень в завданню виділення країв можна віднести на рахунок спроб побудови оптимальних операторів виділення краю і більш детального вивчення протиріччя між виділенням і локалізацією. Багато чого, звичайно, залежить від вибору критерію оптимальності і базової моделі зображення. Грає роль також обмеженість найпростішої моделі краю як ідеальної ступінчастої функції, на яку накладено шум, і згадувалися більш реалістичні альтернативи.

Одна з проблем, пов'язаних з розробкою методів виділення країв, полягає в тому, що припущення, на яких вони засновані, часто незастосовні в реальних випадках. Хоча багато поверхні насправді мають постійну відбивною здатністю, невірно, що їх зображення будуть мати рівномірну яскравість. Яскравість залежить від багатьох факторів. І назад, елементи зображення, відповідні точкам поверхні різних об'єктів, можуть мати однакові напівтонові рівні. Тільки в особливих випадках зображення можна з користю розглядати як сукупність областей постійної яскравості.

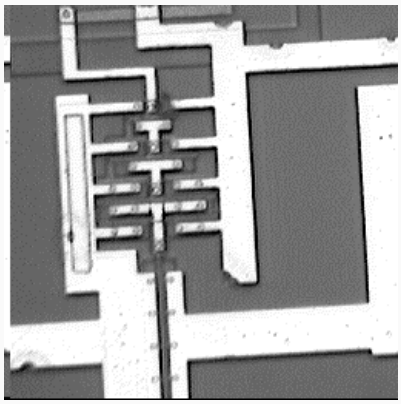


Рисунок 1.11 - Фотографія деякої карти.

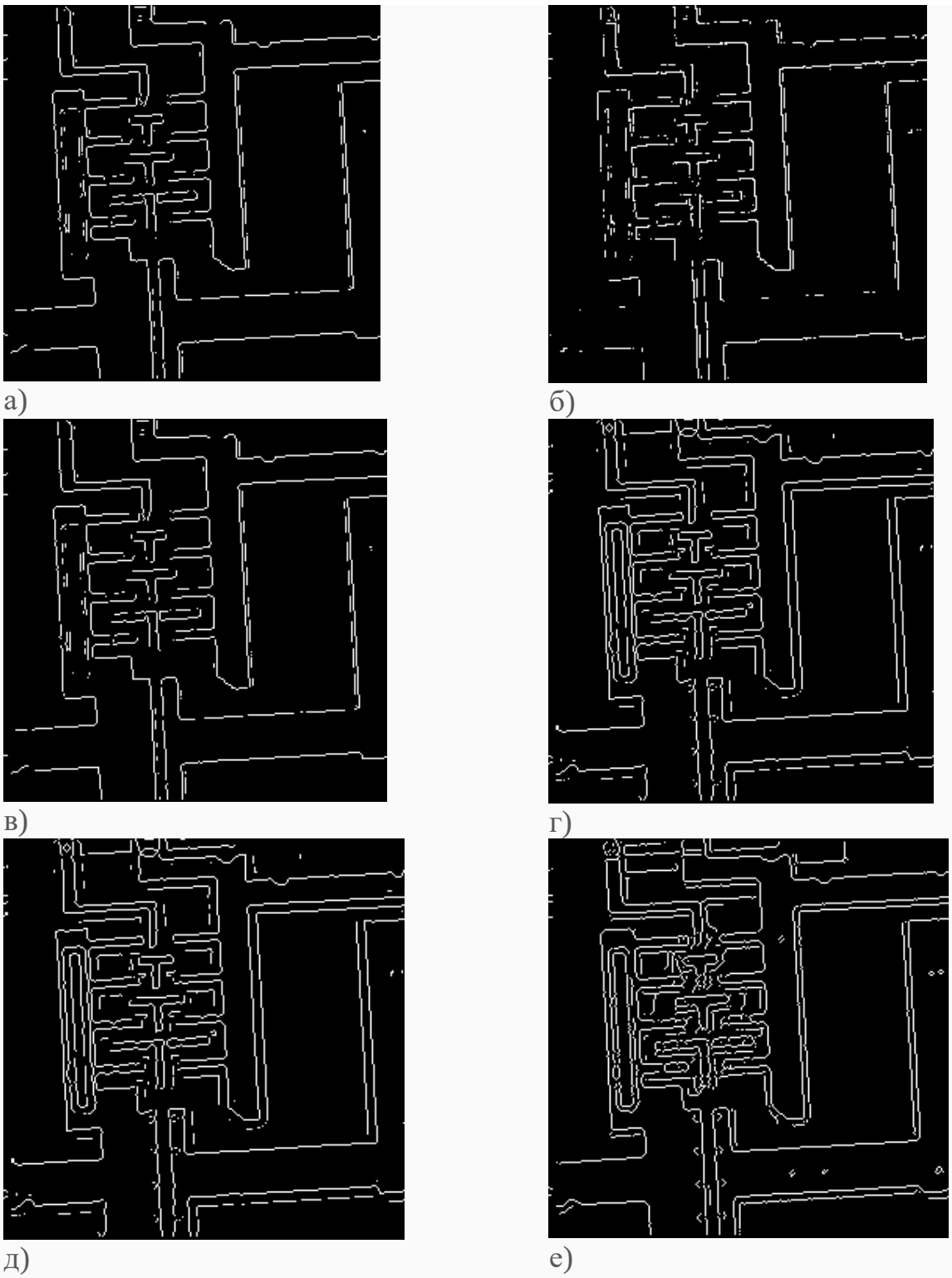


Рисунок 1.13 - Ділянки країв, виділені детектором краю: а) фільтр Собеля; б) фільтр Превіті; в) фільтр Робертса; г) фільтр Лапласіан-Гауссіан; д) лінійний фільтр; е) фільтрація методом Канни.

Одна з труднощів при розробці обчислювальних схем для виділення країв полягає в недостатньо ясною формулюванням самого завдання. Як нам дізнатися, чи був край "пропущений" або десь з'явився "помилковий" край?

Відповідь на це питання залежить від того, як ми збираємося використовувати результат.

Для ілюстрації деяких з викладених вище думок тут наводяться результати, отримані реалізацією різних операторів виділення країв. На рис. 1.12 показано зображення деякої карти. Рисунок1.13 демонструє результат роботи різних детекторів краю з цим зображенням.

У пакеті обробки зображень (Image Processing Toolbox) системи MATLAB операції виділення краю реалізуються за допомогою функції edge.

Практична робота 2
Роботаз зображеннями в DICOM Viewer

На окрему увагу заслуговує формат файлів, який застосовується головним чином для медичних зображень. Це файли стандарту DICOM [2]. Даний стандарт (DigitalImagingandCommunicationsinMedicine) розроблений Американським коледжем радіології (ACR) і Національною асоціацією виробників електроустаткування (NEMA), що дозволяє обробляти і зберігати як окремі зображення, так і їхні групи. Іншою дуже важливою особливістю формату є можливість організувати передачу даних між різними медичними пристроями.

Файли зображень містять додаткову інформацію (метадані), які зберігаються в одному файлі DICOMDIR. У якості метаданих виступають ім'я пацієнта, дата обстеження, доза радіації (при необхідності) і т.п (рисунки 1.2, 1.3,1.4).

У правому нижньому кутку показано куб орієнтації, за яким можна зрозуміти як розташований пацієнт в даному зображенні. H–head (голова), F–foot (ноги), A–anterior (анфас), P–posterior (спина), L–left (лівий бік), R–right (правий бік). Ці ж букви дублюються в середині кожної зі сторін.

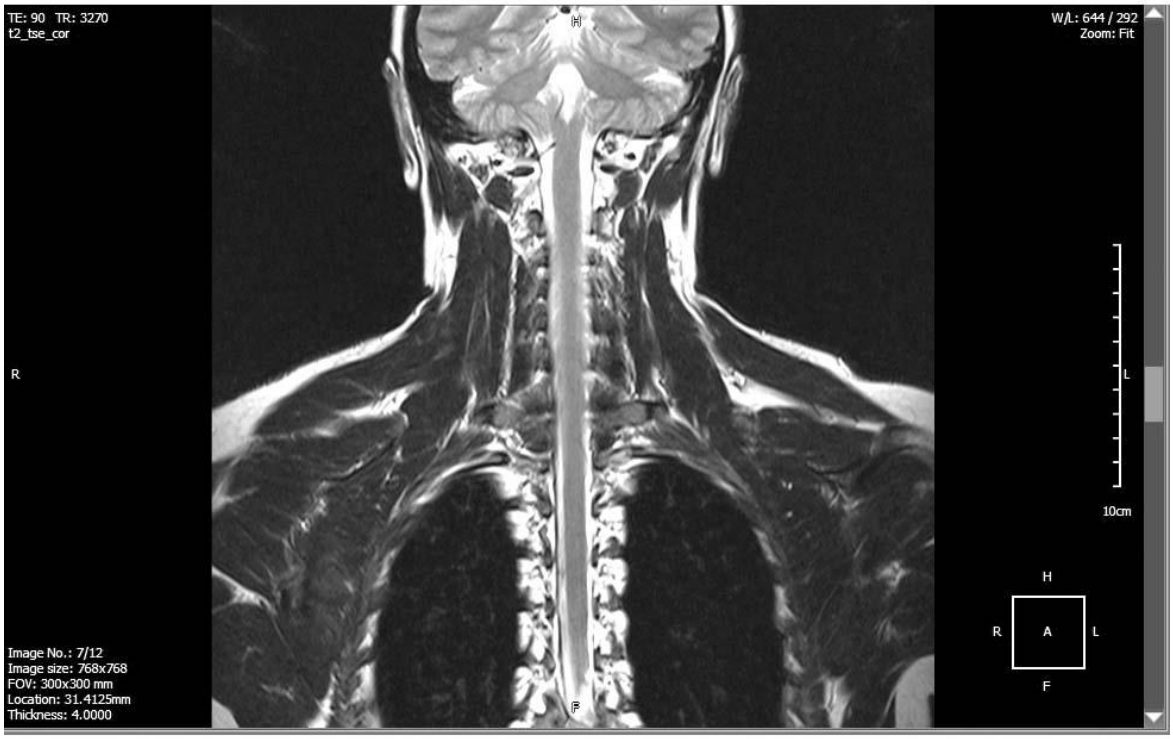


Рисунок 2.1 – Приклад зображення з DICOM файлу

У правому нижньому кутку показано куб орієнтації, за яким можна зрозуміти як розташований пацієнт в даному зображенні. H–head (голова), F–foot (ноги), A–anterior (анфас), P–posterior (спина), L–left (лівий бік), R–right

(правий бік). Ці ж букви дублюються в середині кожної зі сторін.

У лівому нижньому і правому верхньому кутах для лікарів-рентгенологів відображається інформація про параметри томографа, з якими було отримано дане зображення. Також справа показано лінійка і масштаб одного ділення відповідно.

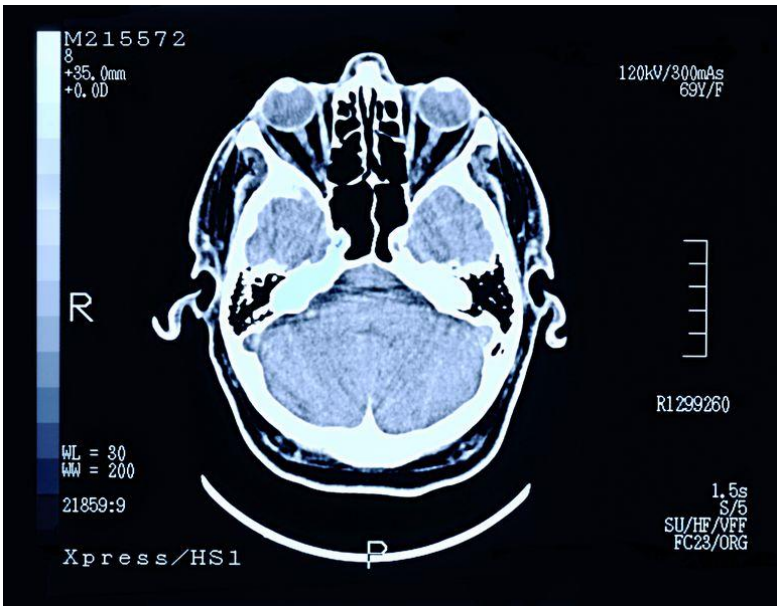


Рисунок 2.2 – Зображення головного мозку в DICOMфайлі

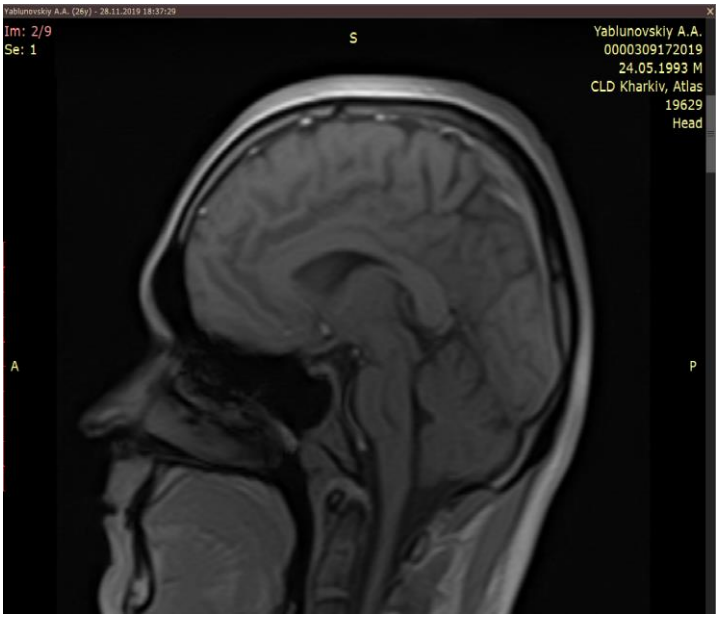


Рисунок 2.3 – Приклад зображення носоглотки

2.1 Огляд програмного забезпечення

Приклади використання програми DICOM Viewer:

• перегляд медичних зображень і планів опромінення Brainlab;

• порівняння наборів зображень, отриманих в ході декількох досліджень;

• вимір, настройка яскравості і контрасту зображень;

• загальне планування опромінення.

Вибір даних

При відкритті DICOM Viewer додаток запропонує вибрати дані для перегляду.

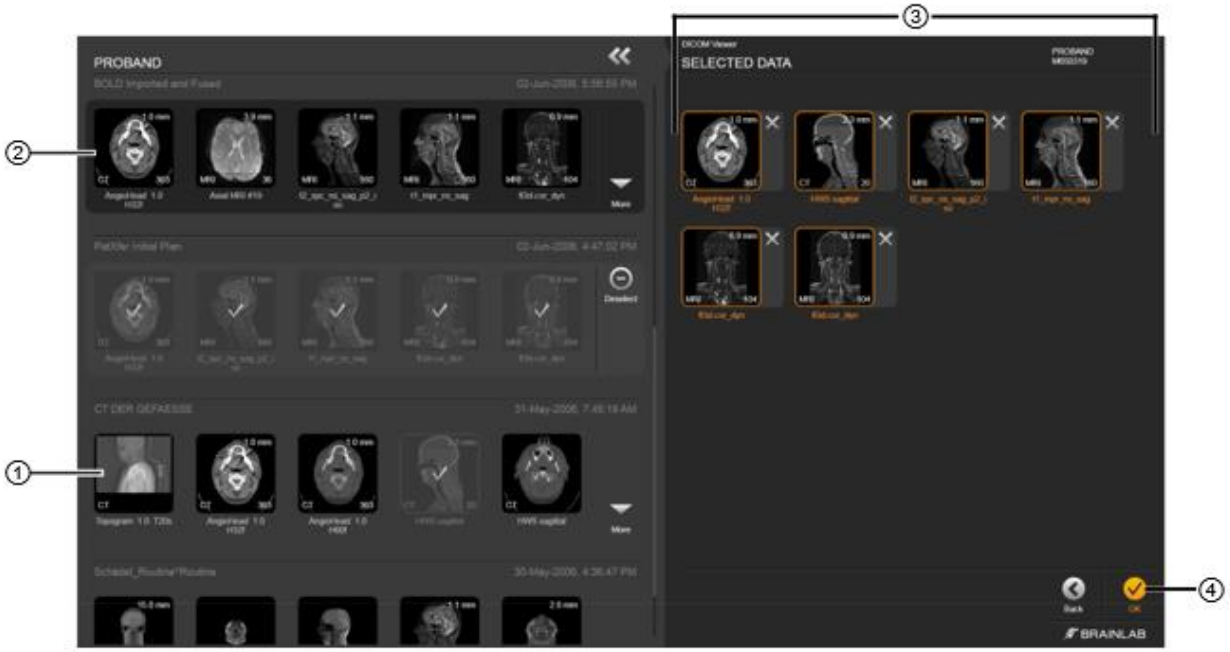


Рисунок 2.4 – Вибір зображення

Виберіть набори даних ①.

1. Набори даних на чорному тлі ② відносяться до плану. Щоб вибрати всі набори даних з одного плану, досить натиснути на будь-який з таких наборів даних. Дані відобразяться в області SELECTED DATA (ВІДІБРАНІ ДАНІ) ③.

2. Натисніть кнопку OK (ОК) ④, щоб продовжити.

Властивості даних



Рисунок 2.5 - Властивості даних

При виборі даних для перегляду в програмі DICOM Viewer на екрані вибору відобразяться їх властивості, наприклад буде показано відстань між зрізами ① або обсяг.

② запланованих об'єктів.

Розрахований обсяг залежить від таких факторів, як якість зображення, його дозвіл і товщина зрізу, і може відрізнятися від фактичного обсягу об'єкта.

Інструкції по скануванню

Детальні інструкції по скануванню з бажаною модальністю і рекомендовані комбінації лікування можна отримати в службі технічної підтримки компанії Brainlab (на вимогу). Для отримання найкращих результатів від системи планування опромінення настійно рекомендується дотримуватися інструкцій, які наведені у відповідному протоколі сканування.

Зображення DICOM повинні бути квадратними (довжини сторін в пікселях повинні бути рівні). Для розміру матриці обмежень немає. При експорті в форматі Brainlab щоб уникнути артефактів інтерполяції рекомендується використовувати матрицю 512 x 512 пікселів. В рамках однієї серії розміри матриці і розміри зображення в пікселях повинні бути постійні.

Організація екрану



Рисунок 2.6 - Організація екрану

① Головне меню - містить огляд доступних опцій. Положення області основного меню можна змінити. Для цього натисніть її і, утримуючи,

пересуньте її в іншу частина екрану. Доступні опції можуть різнитися в залежності від наявної ліцензії.

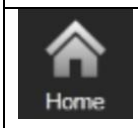
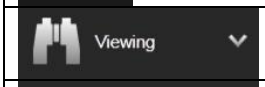
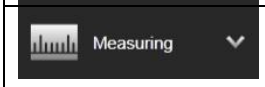
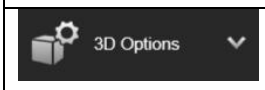
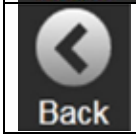
② Вибране зображення - ім’я файлуі значки на обраному зображенні виділяються кольором.

Основні кнопки

Для активізації функції натисніть відповідну кнопку.

Залежно від навігаційного програмного забезпечення, зміни, пов'язані з траєкторіями, вирівнюванням зображень, яскравістю і контрастом, а також точками, можуть оновлюватися в ньому при натисканні кнопки Done (Готово). Зверніть увагу на те, що зміни, внесені в навігаційному програмному забезпеченні, неможливо імпортувати в програму DICOM Viewer і переглядати в ній до тих пір, поки навігаційний додаток не буде закрито.

Таблиця 2.1 – опис основних кнопок

Кнопка	Функція
	Home (Головна). Дозволяє повернутися в додаток Content Manager. При цьому всі зміни (вибранний набір даних, а також зміни, пов'язані з яскравістю і контрастом, траєкторіями, точками, рам обрізки, порогами для тривимірної реконструкції опції і т. д.) автоматично стають доступні для описаних вище інших додатків. Ця кнопка недоступна, якщо на нього обладнана відповідна фізична кнопка (див. керівництво користувача системи для використовуваного обладнання, наприклад Curve, Buzz або Kick).
	Data (Дані). Повернення до вибору даних для пацієнта.
	Viewing (Перегляд). Параметри перегляду зображень.
	Measuring (Вимірювання). Функції вимірювання зображень (кути, відстані і т. д.).
	3D Options (Параметри 3D). створення тривимірних візуалізацій, обрізка зображень і вибір області інтересу.
	Trajectories (Траєкторії). Планування траекторій.
	Done (Готово). Перехід до використання запланованих данних. Всі зміни зберігаються автоматично.
	Back (Назад). При натисканні цієї кнопки додаток запропонує вам зберегти зміни перед поверненням до Content Manager.

Щоб дані були доступні іншим програмам, вам потрібно натиснути кнопку Save (Зберегти).

Щоб скасувати зроблені зміни, натисніть кнопку Discard (Видалити).

Щоб залишитися в додатку DICOM Viewer, натисніть кнопку Cancel (Скасувати).

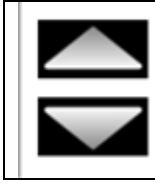
2.2 Перегляд

Функція Viewing (Перегляд) дозволяє виробляти основні маніпуляції із зображеннями. Зміни застосовуються до поточного набору зображень і його реконструкцій.

У нижньому лівому куті кожної проекції з'являється фігурка людини, яка вказує на орієнтацію зображення.

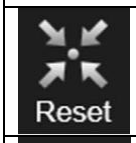
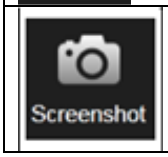
Основні кнопки перегляду завжди доступні в програмі DICOM Viewer.

Таблиця 2.2 – функції основних кнопок

Кнопка	Функція
	Scroll (Прокручування). Проведіть пальцем: • вправо або вниз - для просування по набору вперед; • вліво або вгору - для просування по набору назад; • Також для прокручування можна використовувати стрілки на зображенні.
	Zoom (Масштаб). Проведіть пальцем: • вгору - для зменшення масштабу; • вниз - для збільшення масштабу.
	Pan (панорам-ня). Перемістіть зображення в потрібне положення або натисни-ті на зображення, щоб центрувати його в цій точці.
	Реконструкції. Перехід до вибору реконструкцій.
	Збільшити / зменшити. Збільшення або зменшення обраного зображення.
	Закрити зображення. Закриття обраного зображення.
	Стрілки прокрутки. Прокрутка зрізів зображень.

Таблиця 2.3 – Функції перегляду

Кнопка	Функція
	Add View (Дод. Проекція). Перехід до вибору реконструкцій.

	Increase (Збільшити). Збільшення числа відображуваних зрізів.
	Decrease (Зменшити). Зменшення числа відображуваних зрізів.
	Thickness (Товщина). Створення середньої товщини на основі безпосередньо прилеглих зрізів.
	Windowing (Яскр. / Конт). Налаштування яскравості (вгору і вниз) і контрасту (вліво і вправо).
	Align (Вирівняти). Регулювання орієнтації даних сканування.
	Flip (Повернути). Проведіть пальцем по зображенню, яке необхідно перевернути: • вертикально - щоб перевернути зображення по вертикалі; • горизонтально - щоб перевернути зображення по горизонталі.
	Reset (Скидання). Скидання всіх зрізів до вихідних параметрів перегляду.
	Linked View (зв'язок. Вид). Зв'язок декількох зображень або званих вели-рів зображень на екрані.
	Screenshot (Сним. Екрану) - нове опорне зображення. Дозволяє зробити знімок поточного екрану.

Функція настройки товщини

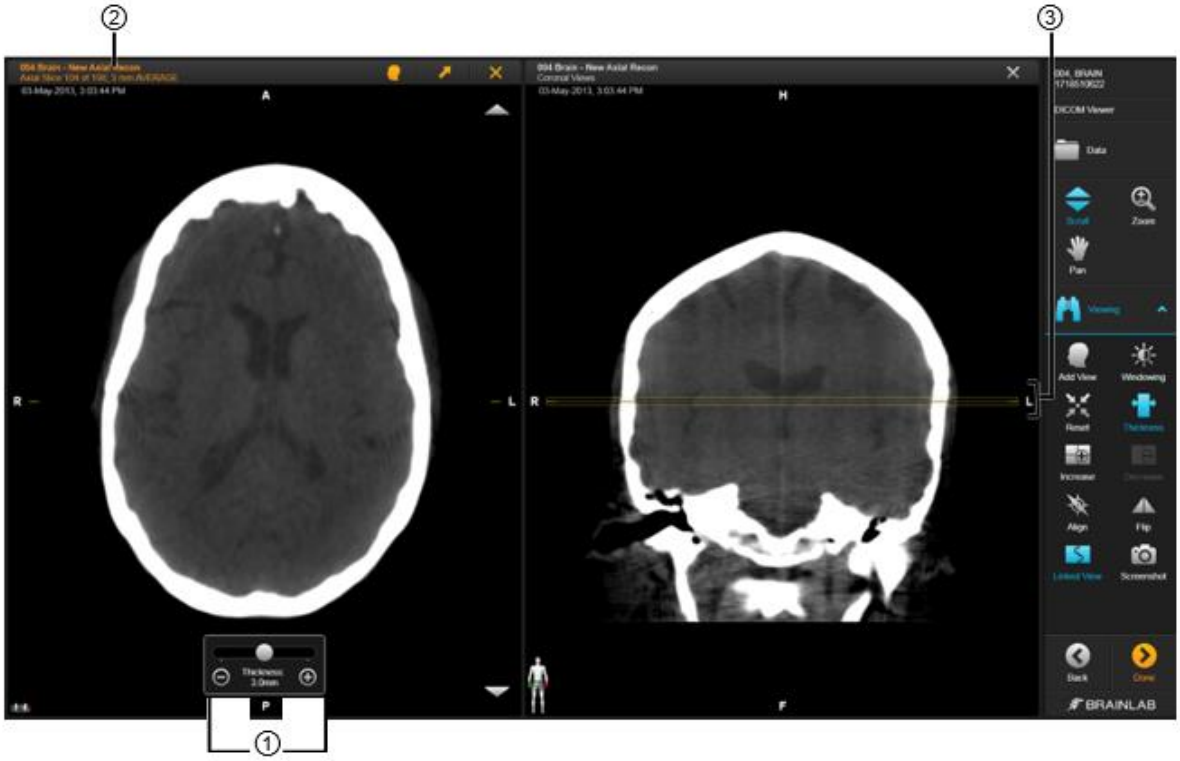


Рисунок 2.7 -Функція настройки товщини

Функція Thickness (Товщина) доступна тільки для вихідних зрізів при дотриманні наступних умов:

• відстань між зрізами однакове у всьому наборі даних;

• максимальна відстань між зрізами становить 2 мм;

• максимальна різниця відстаней між зрізами і товщини зрізів не перевищує10%.

ПРИМІТКА. Аксіальну, сагитальну і фронтальну реконструкції неможливо усереднити.

① Повзунок для регулювання товщини зрізу. Діапазон товщини залежить від відстань між зрізами і не може перевищувати значення 6 мм від загальної товщини.

② Середня товщина відображаються в заголовку екрана перед написом «AVERAGE».

③ У цьому полі показана товщина усередненої області.

Функція вирівнювання

Функція Align (Вирівняти) дозволяє змінювати орієнтацію пацієнта в наборі даних.

Наприклад, якщо сканування пацієнта було виконано в аксіальному (лежачи на животі або спині) положенні, але при цьому голова була нахилена, то маркування даних сканування не буде відповідати орієнтації. Її можна виправити за допомогою вирівнювання даних, щоб забезпечити їх відповідність маркування на проекції.

ПРИМІТКА. При застосуванні функції Align (Вирівняти) рекомендується використовувати реконструкції, а не вихідні набори даних зрізів.

Вимоги для пов'язаного перегляду

Функція Linked View (зв'язок. Вид) дозволяє зв'язати кілька зображень або наборів зображень. Будь-які дії, що виконуються з одним набором (наприклад, обертання), виконуються також і на пов'язаних проекціях.

Для застосування функції Linked View (зв'язок. Вид) необхідно, щоб зображення або набори зображень задовольняли одному з наступних вимог:

• були частиною одного набору зображень або реконструкції;

• були поєднані (програмним забезпеченням Brainlab або сканером).

Зміна схем організації



Рисунок 2.8- Зміна схем організації

Скорегувати кількість зрізів, що відображаються одночасно, можна з по-

1. міццю кнопок Increase (Збільшити) і Decrease (Зменшити) ③. Додатково.

2. • Кнопка Реконструкції дозволяє відкривати реконструкції зображення ①.

• За допомогою кнопки Закрити зображення ② можна закрити зображення.

ПРИМІТКА. При натисканні кнопки Done (Готово) настройки схеми організації екрану зберігаються для відповідного набору даних. При

наступному відкритті цього набору даних схема організації екрану буде аналогічною.

Збільшення / зменшення зображень

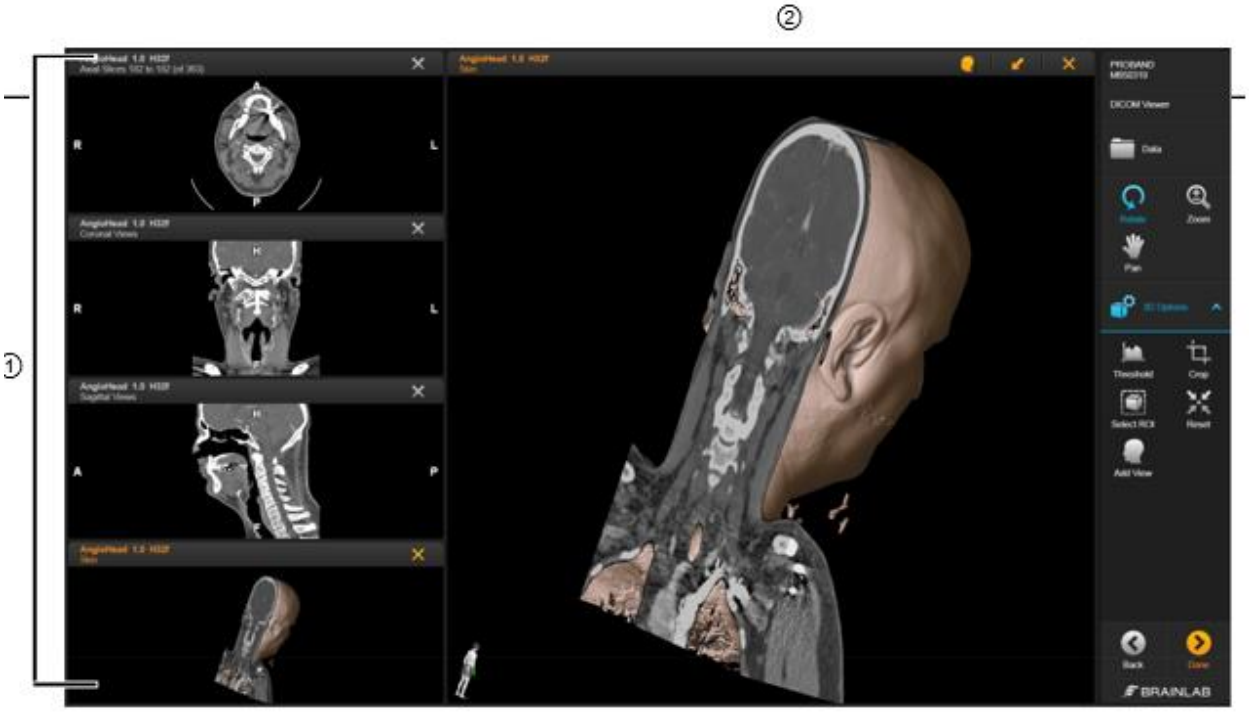


Рисунок 2.9 – Зміна розміру зображень

① Список зображень.
② Збільшена проекція.
ПРИМІТКА. Збільшене зображення залишається в списку.
Для збільшення зображення натисніть стрілку збільшення.
Для зменшити масштаб, натискайте стрілку зменшення.
Щоб змінити зображення, що відображається в збільшеною проекції, ②, виберіть в списку ① інше зображення.

2.2.1 Вікна реконструкцій

Додаток DICOM Viewer дозволяє переглядати не тільки вибрані зображення, а й реконструкції. Вікна реконструкцій пов'язані з зображеннями в початкових наборах, т. Е. Будь-які зміни, зроблені в одному вікні, будуть застосовані і до інших.

Зображення у вихідних наборах можна переглядати одночасно з трьома типами реконструкцій. При натисканні на будь-яку піктограму реконструкції ця реконструкція відображається на екрані.

Вибір реконструкції

Натисніть кнопку Реконструкції ① або Add View (Дод. Проекція) ②, щоб відкрити діалогове вікно вибору ③. В цьому вікні можна попередньо переглядати і відкривати реконструкції.

ПРИМІТКА. Набори доступних реконструкцій можуть відрізнятися в залежності від обраного формату даних і наявної ліцензії.

ПРИМІТКА. Slice (Зріз) являє собою початковий набір даних, а не реконструкцію.



Рисунок 2.10 – Реконструкція із зображень

2.2.2 Функція перегляду PDF

① 

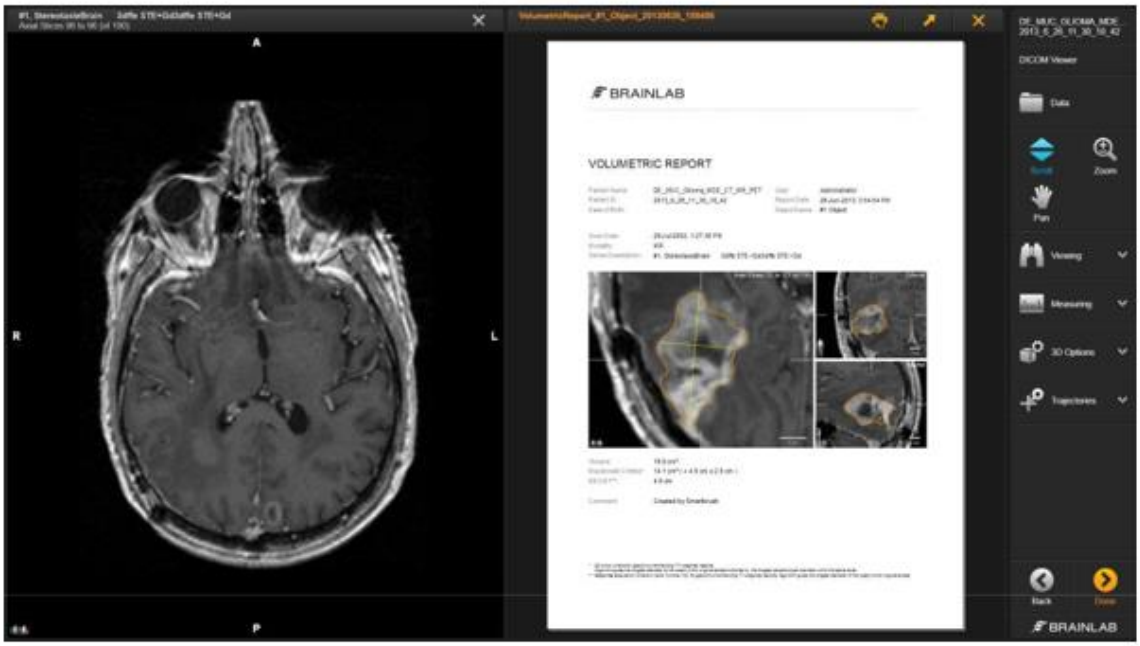
② 

Рисунок 2.11 – Експорт у формат PDF

1.Під час вибору даних (див. Керівництво користувача програмного забезпечення Content Manager / Patient Selection) натисніть на файл PDF, щоб переглянути його за допомогою відповідного засобу.

2. При необхідності вміст можна прокручувати, масштабувати і панорамувати.

Натисніть кнопку друку, щоб роздрукувати файл PDF.

2.3 Вимірювання

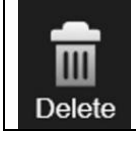
Меню Measuring (Вимірювання) надає розширені можливості для вимірювання. Вимірювання застосовуються для поточного, а також для одного попереднього та одного подальшого зрізів.

Виміряні значення відстаней, кіл і кутів відображаються тільки в програмі DICOM Viewer. На невідкаліброванних зображеннях неможливо використовувати функції вимірювання відстані і окружності.

ПРИМІТКА. Точність вимірювання відстаней залежить від дозволу набору даних.

Таблиця 2.4 – функції кнопок

Кнопки	Функція
	Distance (Відстань). Вимірювання відстані між двома точками.

		Circle (Окружність). Вимірювання діаметра окружності. зображення.
		Angle (Кут). Вимірювання кута між трьома точками на одній площині.
		Point (Точка). Розміщення текстових ярликів на зображенні. ПРИМІТКА. Точки також відображаються в інших додатках.
		Delete (Видалити). Видалення об'єктів вимірювання.

ПРИМІТКА. Виміряні значення і точки можна змінити тільки тоді, коли відкрито меню Measuring.

2.3.1 Вимірювання відстані

За допомогою функції Distance (Відстань) можна виміряти відстань між двома будь-якими точками на зображенні.

Вимірювання відстаней

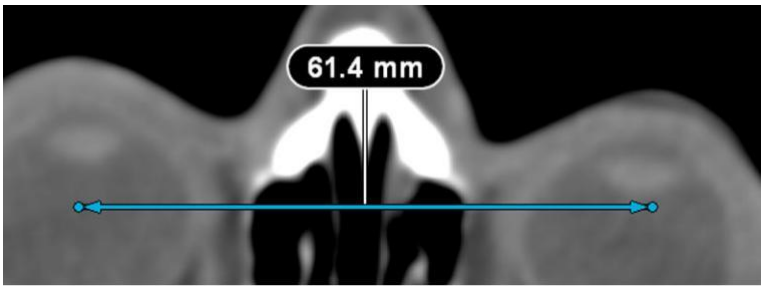


Рисунок 2.12 – Вимірювання відстаней

1. Натисніть кнопку Distance (Відстань).
2. Натисніть на будь-яку точку на зображенні.
3.На екрані з'явиться лінія.

Перемістіть лінію в потрібне місце, натискаючи на кінцеві точки і перетягуючи їх пальцем.

На екрані відобразиться розраховане відстань між обраними точками в міліметрах.

2.3.2 Вимірювання діаметра

За допомогою функції Circle (Окружність) можна виміряти діаметр кола, накладеної на зображення. Вимірювання діаметра застосовуються для поточного, а також для одного попереднього та одного подальшого зрізів.

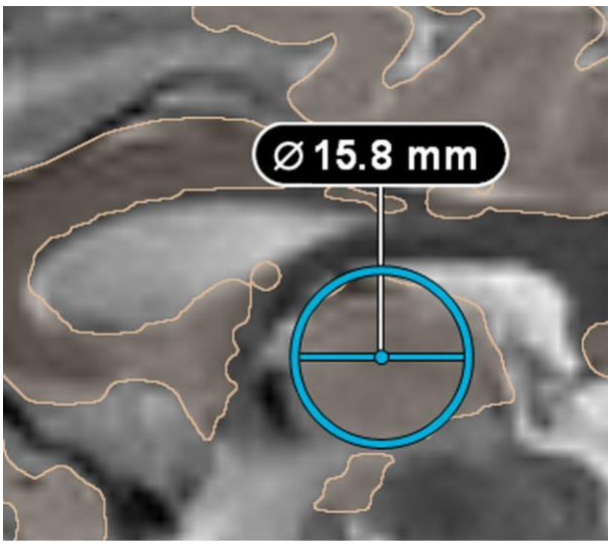


Рисунок 2.13 - Вимірювання діаметра

1. Натисніть кнопку Circle (Окружність).

2.Натисніть на точку на зображенні, щоб створити коло.

На екрані з'явиться обчислений діаметр окружності.

3.• Розмістіть окружність в потрібне місце, перетягуючи її центр.

• Щоб змінити розмір окружності, натисніть на її контури і перетягніть їх в потрібному напрямку.

2.3.3 Вимірювання кутів

За допомогою функції Angle (Кут) можна виміряти кут між будь-якими трьома точками на одній площині.

ПРИМІТКА. Відображається кут є двомірне вимір.

Значення завжди відноситься до інформації, що відображається площині.

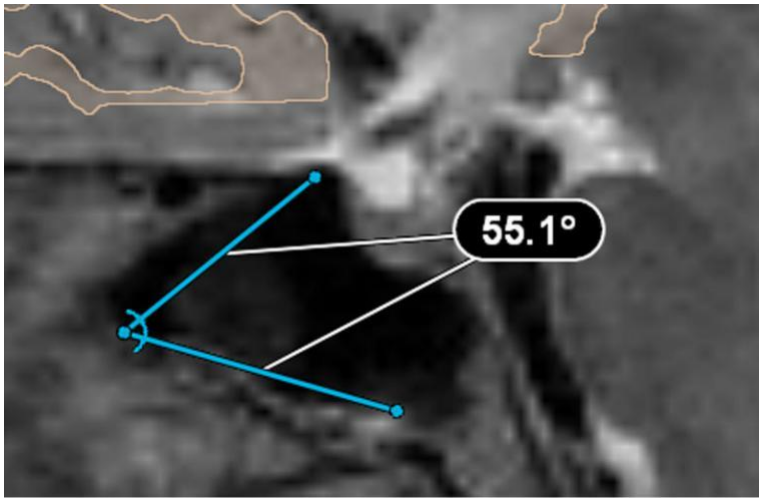


Рисунок 2.14 - Вимірювання кутів

1. Натисніть кнопку Angle (Кут).

2.Натисніть на точку на зображенні.

На екрані з'явиться кут.

3.Перемістіть точки в потрібне місце, натискаючи на них і перетягуючи.

На екрані відобразиться обчислений кут між обраними точками.

2.3.4 Додаткові функції вимірювання

Кнопка точки - розміщення текстових ярликів натисніть кнопку Point (Точка), потім натисніть пальцем в потрібному місці зображення. За допомогою клавіатури на екрані введіть текст ярлика.

Кнопка видалення - щоб видалити вимірювання, спочатку натисніть кнопку Delete (Видалити), а потім натисніть на вимір, підлягає видаленню.

2.4 Траєкторії

2.4.1 Створення траєкторії

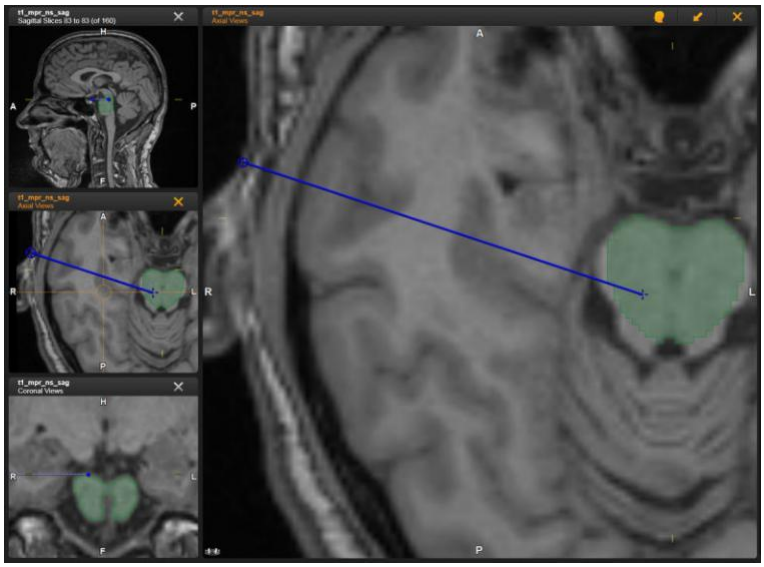
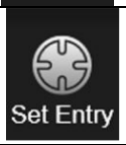


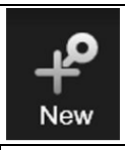
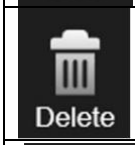
Рисунок 2.15 - Створення траєкторії

Створення траєкторії дозволяє планувати шляхи проходження хірургічних інструментів на наборі зображень, відповідному для використання з навігаційним програмним забезпеченням.

Траєкторії можна створювати, задаючи цільові точки і точки входу, які прив'язані до відповідних зрізах.

Таблиця 2.5 – функції кнопок

Кнопка	Функція
	Set Target (Задати мета). Позиціонування цільової точки.
	Set Entry (Точка входу). Позиціонування точки входу.

	New (Створити). Створення нової траєкторії.
	Thickness (Товщина). Настоянка товщини траєкторії.
	Probe View (Вид від зонда). Перевірка траєкторій
	Color (Колір). Присвоєння обраної траєкторії іншого кольору
	Delete (Видалити). Видалення обраної траєкторії
	Toggle (Зміна). Перемикання між запланованими

Властивості траєкторії

Після створення траєкторії їй присвоюється карта властивостей, яка відображається в меню Trajectories (Траєкторії).

Всі їх дії (наприклад, настройка за допомогою функції Thickness (Товщина) або видалення траєкторії) застосовуються до траєкторії, відображеної в меню.

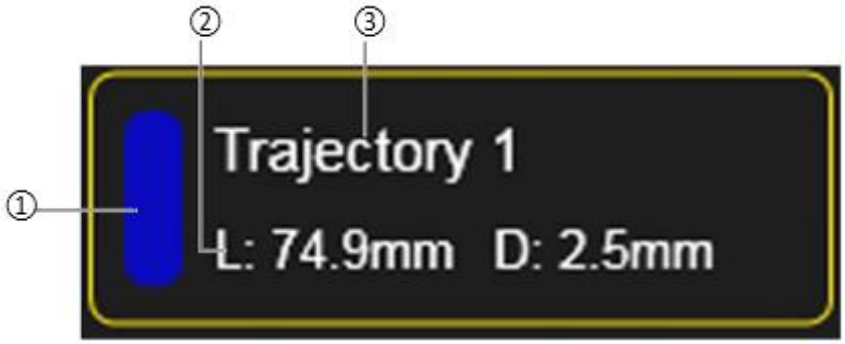


Рисунок 2.16 - Властивості траєкторії

① Колір траєкторії
② Довжина і діаметр (мм)
③ Ім'я траєкторії

Створення траєкторії:

1.Натисніть кнопку New (Створити). На проекціях з'явиться перехрести.

2. Для того щоб змінити колір траєкторії, натисніть кнопку Color (Колір).

3. Перемістіть центр перехрестя до потрібної цільової точці, потім натисніть кнопку Set Target (Задати мета).

4. Перемістіть центр перехрестя до потрібної точки входу і натисніть кнопку Set Entry (Точка входу).

5. Внесіть необхідні зміни шляхом переміщення перехрестя, потім натисніть кнопки Set Target (Задати мета) і Set Entry (Точка входу) ще раз.

6. Перевірте траєкторію.

Перемикання на іншу траєкторію - натискайте кнопку Toggle (Зміна), щоб вибрати потрібну траєкторію.

ПРИМІТКА. Цільова точка буде обрана автоматично.

Налаштування діаметра траєкторії:

1. Натискайте кнопку Toggle (Зміна), щоб вибрати потрібну траєкторію.

2. Натисніть кнопку Thickness (Товщина).

3. За допомогою кнопок зі стрілками, збільшуйте або зменшуйте товщину.

Відображені траєкторії:

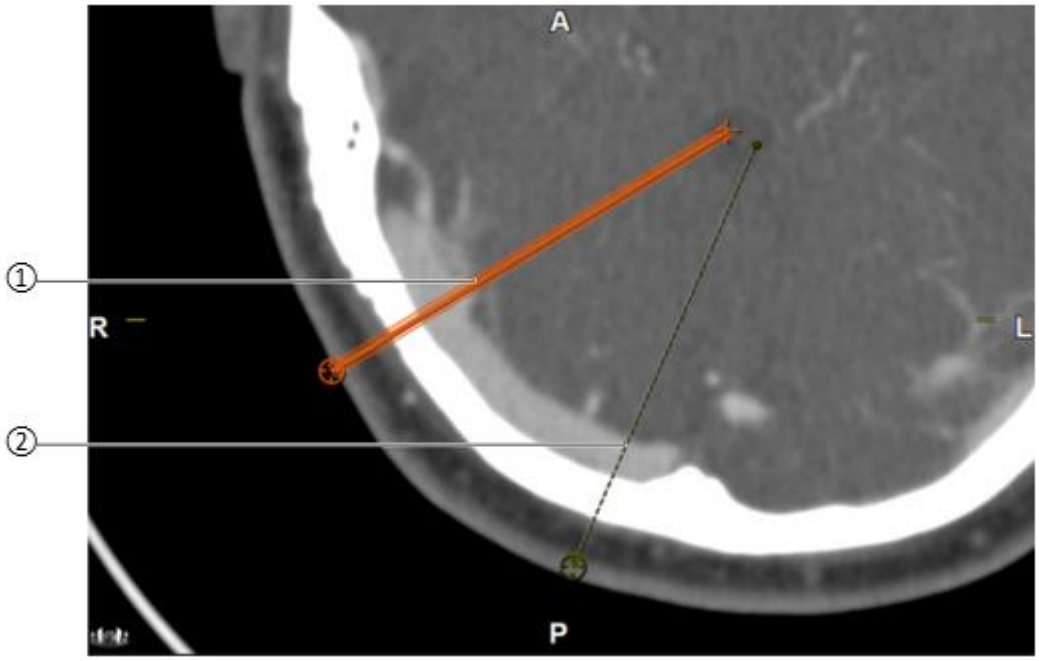


Рисунок 2.17 - Відображені траєкторії

Обрана траєкторія виділяється кольором ①.

Якщо траєкторія не схильна на поточному зрізі, вона відображається у вигляді пунктирною лінії ②.

Показ або приховування траєкторій:

1. Натисніть кнопку Data (Дані).

2. Виберіть або скасуйте вибір траєкторії за допомогою кнопки Trajectories (Траєкторії).

3. Натисніть кнопку OK.

Видалення траєкторії:

Натисніть кнопку Delete (Видалити).

Обрана траєкторія буде видалена.

ПРИМІТКА. Видалення траєкторії неможливо скасувати.

2.4.2 Перевірка траєкторій

Траєкторії необхідно перевірити, щоб переконатися в правильності їх розташування.

Функція Probe View (Вид від зонда) особливо корисна для цих цілей, оскільки дозволяє переглянути всю траєкторію і простежити за тим, щоб не було проникнень в критично важливі структури.

Діалогове вікно «Вид від зонда»

Кнопка Probe View (Вид від зонда) відкриває меню, з якого можна вибрати варіанти відображення: Probe View (Вид від зонда), проекцію Inline1 View (Проекція Inline1) або проекцію Inline2 View (Проекція Inline2).

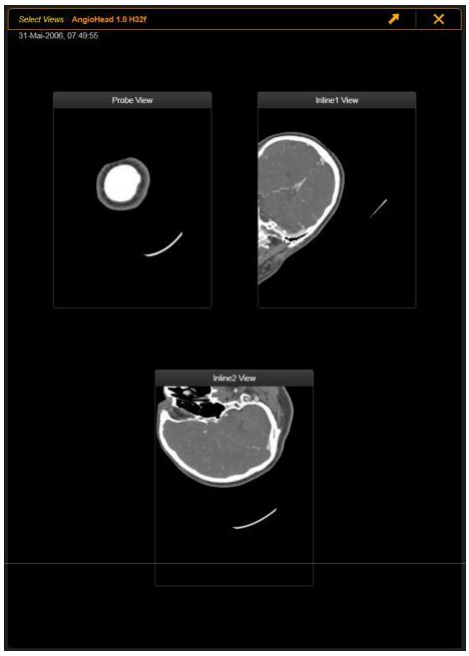


Рисунок 2.18 - Діалогове вікно «Вид від зонда»

Перевірка траєкторій

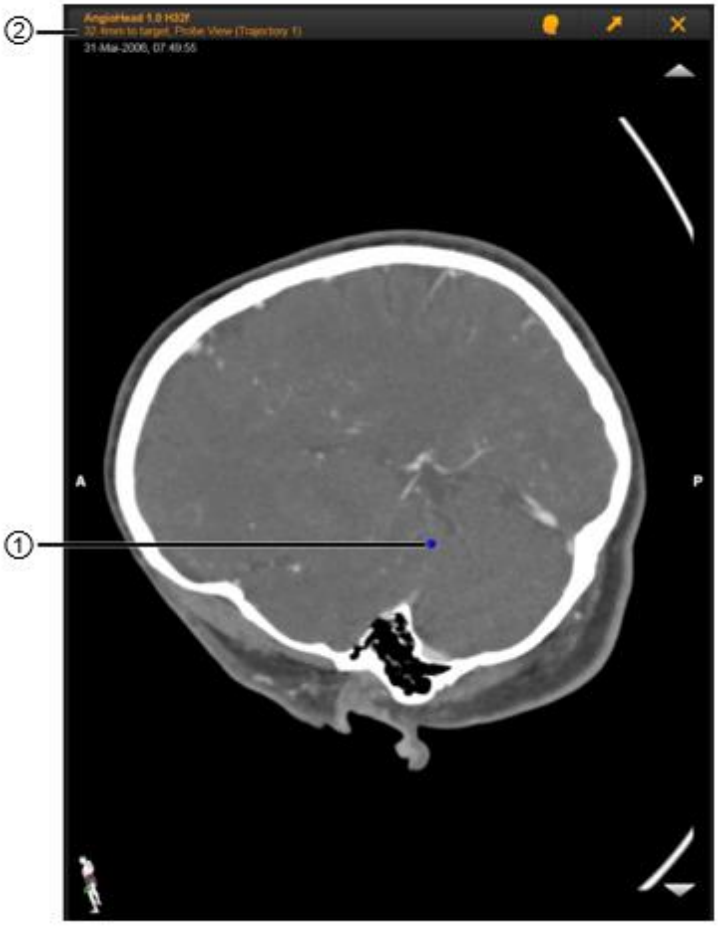


Рисунок 2.19- Перевірка траєкторій

1. Виберіть потрібну проекцію в меню Probe View (Вид від зонда).

2. Прокрутіть набір зображень. При цьому стежите за тим, щоб на шляху траєкторії не було критично важливих структур (на даному прикладі - синя точка ①).

ПРИМІТКА. Відстань до цільової точки відображається у верхній частині проекції Probe View (Вид від зонда) ②.

3.Перегляньте траєкторію в додатково відкритою проекції (проекціях) і переконливотесь в тому, що траєкторія потрібному напрямку.

Проекція Probe View (Вид від зонда) на інших проекціях позначена опорною лінією.

Індикація на зрізах

Потовщення ① на траєкторії відповідає її розташуванню на поточному зрізі.

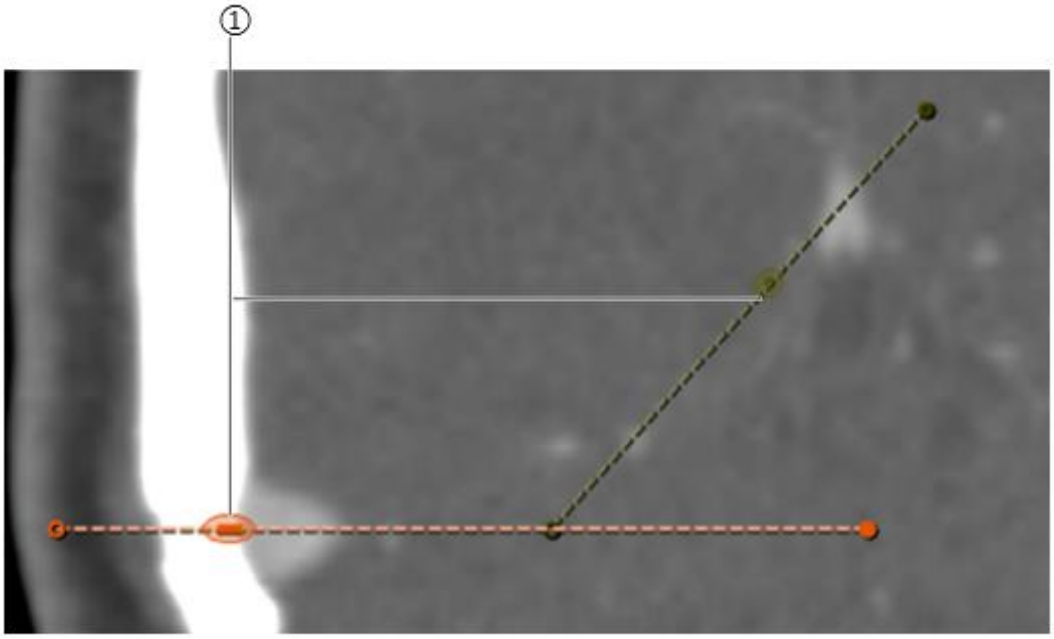


Рисунок 2.20 - Індикація на зрізах

2.5 Параметри тривимірних зображень

Панель інструментів 3D Options (Параметри 3D) дозволяє створювати і налаштовувати тривимірну візуалізацію за допомогою таких функцій, як:

• настройка порога;

• обрізка зображень;

• вибір області інтересу (ROI).

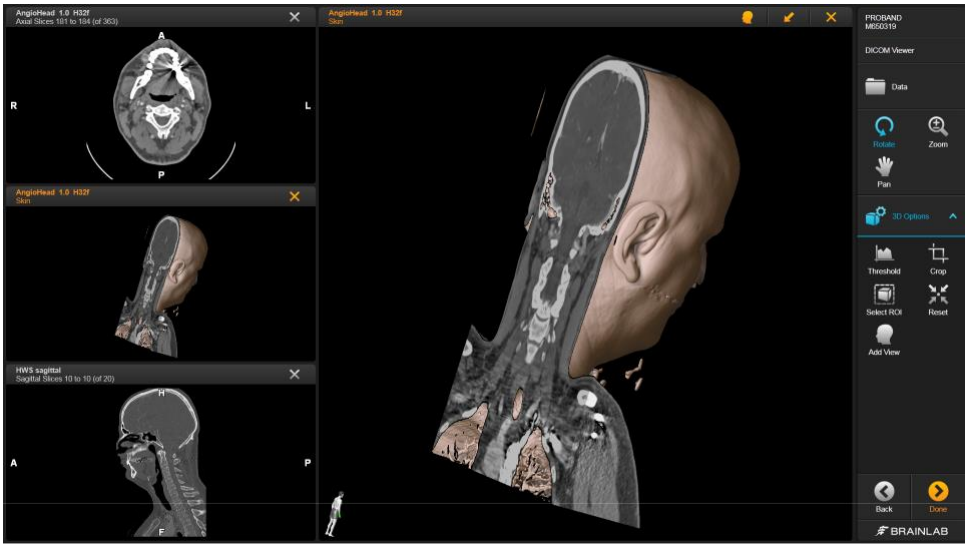


Рисунок 2.21- Параметри тривимірних зображень

Трьохвимірна візуалізація

При прокручуванні двомірного набору зображень жовта лінія всередині тривимірної візуалізації вказує місце розташування зрізу, що проглядається в даний час. Вона тьмяніє при зупинці прокрутки.

Усередині тривимірних візуалізацій видно траєкторії і об'єкти.

Кольори, які відображаються при тривимірної візуалізації, можуть не відповідати реальному кольором тканин. Слід враховувати, що укладення

кошторису створюються на підставі рівнів сірого, і тому неточність поверхні або артефакти можуть привести до некоректної візуалізації.

Цифрова реконструйована рентгенограма (DRR)

Попередня установка DRR використовує КТ-дані для створення апроксимації рентгенівського знімка. В результаті виходить зображення, подібне рентгенівському знімку, яке розраховане на основі обраного кута.

Проекція максимальної інтенсивності (MIP)

MIP - це метод об'ємної візуалізації для тривимірних даних, який проектує вокселі з максимальною інтенсивністю вздовж напрямку перегляду в площині візуалізації.

Налаштування

Кожна попередня установка може бути включена або виключена, а поріг може бути налаштований незалежно.

Попередні варіюються в залежності від типу даних:

Таблиця 2.6 - налаштування

Тип даних	Наявні налаштування		
КТ без контрасту	Skin (Шкіра)	Bone (Кость)	DRR
КТ з контрастом	Skin (Шкіра)	CT Contrast (bone and vessels)	MIP
МР	Skin (Шкіра)	Vessels (Судини)	MIP
Ротаційна ангіограма	Bone (Кость)	Vessels (Судини)	MIP
ПЕТ / ОФЕКТ	MIP		

2.5.1 Редагування тривимірних візуалізацій

Налаштування порога:

1. Натисніть кнопку Threshold (Поріг).

2. Щоб налаштувати поріг, проведіть пальцем:

• вгору або вліво - для збільшення;

• вниз або вправо - для зменшення.

Обрізка зображення:

1. Натисніть кнопку Crop (Обрізка).

У наборі зображень з'явиться рамка обрізки.

2. Налаштуйте її так, щоб вона оточувала фрагмент зображення, призначений для збереження.

• Щоб відрегулювати розмір рамки, потягніть за круглі маркери всередині неї або за краї рамки.

• Щоб повернути рамку, натисніть на кут і перетягніть рамку. Відпустіть кут, за-тим натисніть на нього знову, щоб повернути рамку в іншому напрямку.

ПРИМІТКА. Область за межами рамки обрізки більше не буде видна.

Вибір області інтересу:

1. Натисніть кнопку Select ROI (Вибір OI).

2. Проведіть пальцем по вибраній області в діагональному напрямку.

З цієї діагоналі буде створена рамка вибору.

3. Відпустіть палець від екрану.

Область інтересу буде обрана і збільшена в масштабі.

Кнопка Reset (Скидання) скидає всі зміни, які були зроблені з по-міццю обраної функції.

Якщо функції не вибрані, при натисканні кнопки Reset (Скидання) відбувається повертання тривимірного вікна до вихідного обчисленню.

Практична робота 3
Методи та засоби отримання медичних зображень.

3.1 Методи отримання зображень

3.1.1 Рентгенографія

Це традиційна технологія: та чи інша частина тіла пацієнта піддається впливу рентгенівського випромінювання. Проходячи через тіло пацієнта, рентгенівські промені потрапляють на приймач випромінювання - рентгенівську фотоплівку (Рисунок 3.1). Використання рентгенівського випромінювання для отримання зображень в режимі реального часу називається флюороскопією або рентгеноскопією[5].



Рисунок3.1 – Приклад рентгенівського зображення

3.1.2Магнітно-резонансна томографія

Для отримання зображення методом магнітно-резонансної томографії (МРТ) використовується дуже потужний магніт. Він генерує магнітний імпульс, який певним чином вибудовує молекули води в тілі людини. Коли імпульс пропадає, молекули повертаються до свого попереднього стану спокою, що в свою чергу породжує сигнал[6]. Цей сигнал приймають високочутливі прилади, і отримана інформація перетворюється в зображення (рисунки 3.2,3.3).



Рисунок3.2 – Приклад зображення МРТ



Рисунок 3.3 – Приклад зображення МРТ

3.1.3Ехокардіографія

Ехокардіограма – це ультразвукове зображення серця, отримане без іонізуючих випромінювань.

Ультразвуковий сигнал направляється на серце і при відображенні від тканини або кістки фіксується спеціальним детектором (Рисунок 3.4).

Відмінності в частоті сигналу і часу його повернення дозволяють сформувати зображення серця пацієнта [7].



Рисунок3.4– Приклад зображення ехокардіографіі

3.1.4Позитронно-емісійна томографія

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) – метод діагностики по знімках з області ядерної медицини. Його використовують, коли хочуть отримати зображення пухлин і метастазів [8]. Щоб знайти у пацієнта пухлину, йому внутрішньовенно вводять простий розчин з глюкози, який позначений слабким радіоактивним препаратом. Пухлинні клітини захоплюють більше радіоактивного маркера в розчині цукру, ніж здорові. Промені, які випромінює радіактивний препарат в тканинах, реєструє спеціальна камера (сканер ПЕТ), комп'ютер обробляє інформацію в знімки всього тіла. На цих знімках можна побачити, як введений пацієнту препарат в розчині глюкози поширився по всьому організму (Рисунок3.5).

Таким чином можна з високою точністю визначити приховані в тілі пухлини. У використовуваних радіоактивних речовин дуже короткий період

напіврозпаду, тому вони швидко виводяться з організму і не можуть нашкодити ні хворому, ні оточуючим його людям. Перевага ПЕТ перед іншими методами діагностики по знімках полягає в тому, що вона показує тільки живу пухлинну тканину.

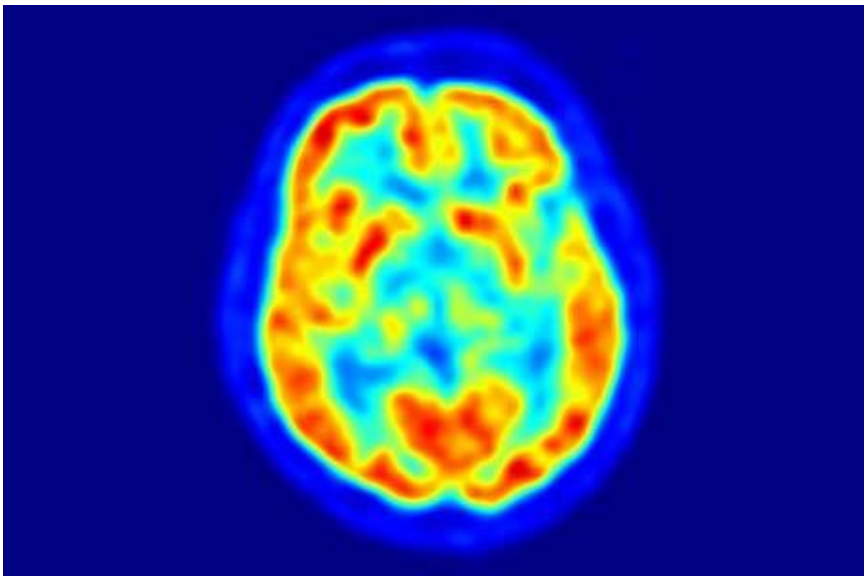


Рисунок3.5– Приклад зображення ПЕТ

3.1.5Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія

Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ) є метод візуалізації, в якому для прийому гамма-променів, які випускає гамма-випромінюючі радіоізотопи, введені пацієнту внутрішньовенно, застосовується обертаєма камера [9]. Різні радіоізотопи локалізуються в певних органах чи ділянках організму і дозволяють камері зафіксувати форму або особливості функціонування цільової області, після чого комп'ютер на основі цієї інформації формує зображення (Рисунок 3.6). Використовувані в цьому методі радіоізотопи зберігаються в організмі нетривалий час бо мають малий період розпаду.

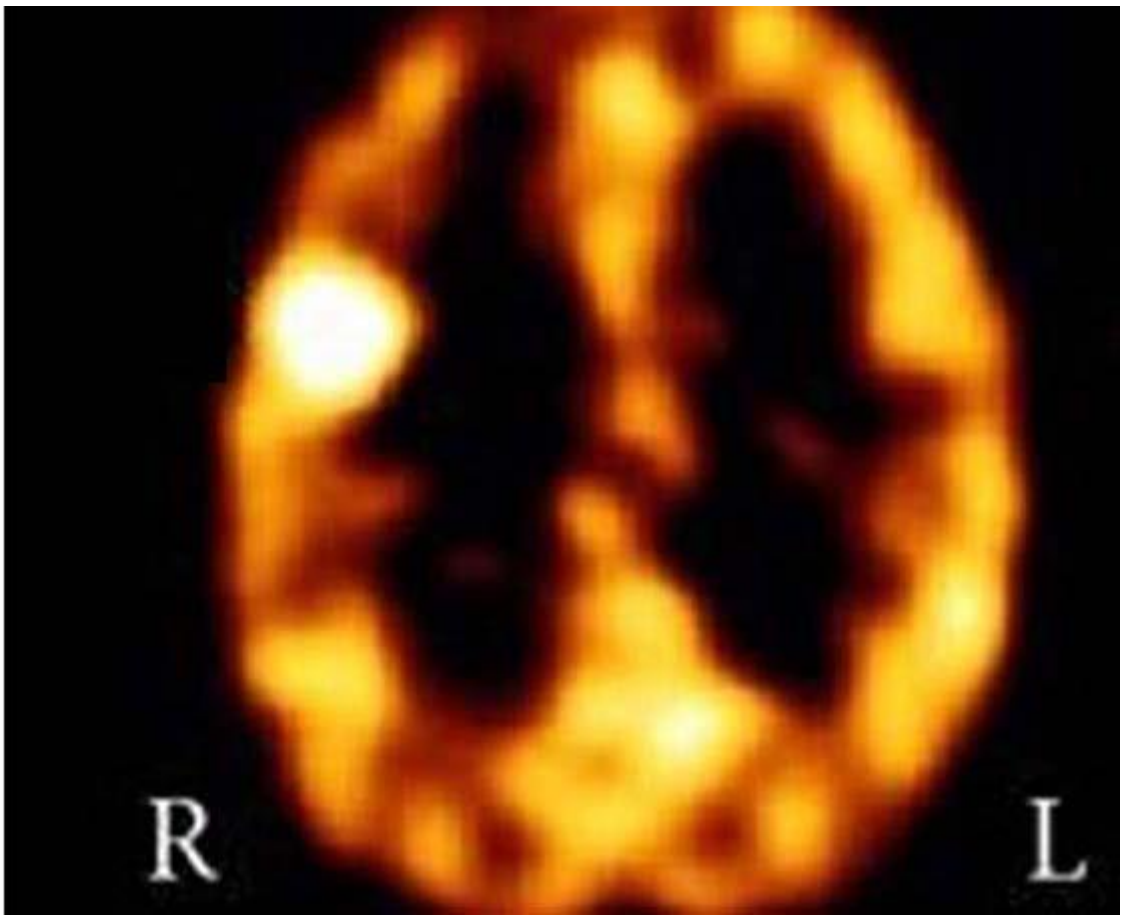


Рисунок 3.6– Приклад зображення ОФЕКТ

3.1.6 Комп'ютерна томографія

Методом рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ) зображення отримують шляхом обертання навколо пацієнта джерела рентгенівського випромінювання, яке знаходиться на протилежному боці тіла детектора. Проходячи крізь тіло пацієнта, рентгенівські промені відхиляються і зазнають змін. Ці незначні зміни приймаються детектором і перетворюються в зображення (Рисунок 3.7) [10].



Рисунок3.7– ПрикладзображенняКТлегенів

Знімкипредставляютьсобоюсвогородупоперечні "зрізи" тілапацієнта, які
дозволяютьлікарямстворюватитривимірнумодельвсьоготілаівнутрішніхорганів.

3.2 Приклади апаратних засобів

Розглянемо деякі види апаратних засобів, що використовуються для отримання медичних зображень.

3.2.1 Рентгенодіагностичні апарати

У кожному рентгенодіагностичному апараті є наступні частини: рентгенівська трубка, трансформатори, високовольтні випрямні діоди, [5].

Загальним недоліком, характерним для всіх звичайних рентгенодіагностичних установок, є низька яскравість і контрастність флюоресцируючого екрану, що вимагає обов'язкової темнової адаптації очей дослідника, яка не компенсує повністю втрату його чутливості до визначення дрібних деталей.

Не менш істотним недоліком загальноприйнятих рентгеноапаратів є

також велике променеве навантаження на хворого і персонал. Ці негативні сторони при рентгенівському дослідженні відсутні в сучасних рентгеноапаратах з електронно-оптичними перетворювачами (ЕОП) або електронно-оптичними підсилювачами.

Робота пристроїв з ЕОП базується на тому, що рентгеновські промені, проходячи через об'єкт дослідження, потрапляють на вхідний екран, що викликає емісію фотоелектронів, які переносяться на вихідний малий екран, де електронне зображення перетвориться в світлове.

Яскравість світіння екрану посилюється до 7000 разів. Розмір плівок змінюється від 25х25мм до 50х50 см. Для перегляду таких зображень необхідний спеціальний пристрій - негатоскоп.

Недоліком рентгенівських зображень на плівці є невисока яскравість, що змушує застосовувати великі значення випромінювання для отримання якісного знімка. При цьому не завжди на таких рентгенівських зображеннях можна розглянути деякі об'єкти.

Тому для їх ретельного аналізу необхідним є перетворення їх в цифрову форму і застосування до них різних методів цифрової обробки, або використання цифрових рентгенівських апаратів.

Реєстрація зображення в цифровий рентгенографії представлена трьома основними методами.

Метод оптичного переносу рентгенівського зображення з люмінесцентного екрану на ПЗЗ-матрицю (непряма цифрова рентгенографія).Використання стимульованих люмінофорів з подальшим скануванням рентгенівського зображення.

Використання напівпровідникових детекторів (пряма цифрова рентгенографія).

Поява цифрових систем зображення надає нові можливості управління зображеннями та інформацією. Наприклад, значно полегшується, в порівнянні з традиційними архівами рентгенограм, зберігання та вилучення діагностичних зображень з електронного архіву. Цифрові системи дозволяють також передавати зображення на далекі відстані.

3.2.2 Сканери

Для перетворення зображення з рентгенівських плівок в цифрову форму необхідні спеціальні сканери.

Розглянемо приклади таких сканерів, принцип їх дії і основні параметри.

Планшетний сканер для фотоплатівок відрізняється від сканера документів тим, що джерело світла розміщується у верхній кришці сканера, завдяки чому плівка просвічується і світло крізь знімок потрапляє на приймальню матрицю.

В якості приклада сканера рентгеновських фотоплівок можна привести X-RAYFILMSCANNEREXAMVUECRPROJPIHEALTHCARESOLUTIONS.

Ці сканери(Рисунок 3.8) пропонують поєднання високої якості

зображення, доступності, швидкості та можливості збільшити робочий процес у практиці малого та великого обсягу. Основні характеристики:

- сканування до 70 пластин / год
- три розміри касет: 14 × 17; 10 × 12; 8 × 10 дюймів
- глибіна кольору 16 бит на пиксель
- роздільна здатність 200 мкм
- настінне кріплення для герметичних або обмежених кімнат
- просте програмне забезпечення



Рисунок 3.8– Зовнішній вигляд X-RAY FILM SCANNER

Інший приклад – сканер плівок і слайдів FilmWizard, USB, роздільна здатність 14 Мп, 22 Мп з інтерполяцією, карта SD до 32 Гб, LCD-дисплей 2,4" (Рисунок 3.9).

За його допомогою можна сканувати чорно-білу і кольорову негативну плівку, оцифровувати слайди, робити мінімальну обробку фотографій прямо на етапі сканування, зберігати дані на зовнішню SD-карту.

Сканер має рідкокристалічний кольоровий дисплей TFT2,4 дюйма + ТВ-вихід PAL / NTSC для виведення зображення на телевізор.



Рисунок 3.9– Зовнішній вигляд сканераFilmWizard

Також можно розглянути ScanMaker 1000XLPlus: великий сканер формату А3 з вбудованим адаптером для сканування на просвіт. Ідеальний для медичних установ: лікарень, клінік - а також для всіх, кому необхідно сканувати графічні матеріали, документи, плівки та слайди формату до А3 (Рисунок 3.10).

Оптична здатність 3200 dpi, 48-бітна глибина кольору.

Завдяки LED підсвічуванню немає необхідності в прогріванні лампи перед початком роботи. Сканер готовий до роботи відразу після включення.

Область сканування 430 на 305 мм (17 "x12").

Сканер має опціональний TMA адаптер для сканування плівок і слайдів Використовуючи опціональний адаптер TMA, можна сканувати рентгенівські знімки, позитивні і негативні плівки.

Він включає в себе шаблони для різних розмірів слайдів, наприклад, 35-мм слайди, 35-мм плівки, плівки 4 "на 5", плівки середнього формату від 6 на 4,5 см до 6 на 22-см панорам.



Рисунок 3.10– Зовнішній вигляд сканера ScanMaker 1000XLPlus

Ринок спеціалізованих апаратних засобів для роботи з медичними зображеннями безперервно розширюється, при цьому ціна на обладнання знижується.

Практчна робота 4.

Алгоритми обробки медичних зображень

Однією з найбільш зручних форм представлення інформації при діагностуванні матеріалів і виробів в неруйнівному контролі, органів людини в медицині та інших областях є зображення. Це призводить до необхідності розвитку методів діагностики з використанням різноманітних методів. Однак одним з суттєвих недоліків цих методів є те, що в більшості своїй вони забезпечують формування низькою контрастністю зображень. Тому основна мета методів поліпшення полягає в перетворенні зображень до такого виду, що робить їх більш контрастними і, відповідно, більш інформативніше [1]. Досить часто на зображенні присутні перекручування в певних локальних межах, які викликані дифракцією світла, недоліками оптичних систем або розфокусованням.Це призводить до необхідності виконання локальних перетворень на зображенні. Іншими словами, такий адаптивний підхід дає можливість виділити інформативні ділянки на зображенні і відповідним чином їх опрацювати. Викладеним вимогам відповідають методи адаптивного перетворення локального контрасту [2]. Методи цього класу можна уявити узагальненої структурної схемою (рис. 1), де використані такі позначення:

$L, L(i,j)$ - вихідне зображення і його елемент з координатами (i,j) відповідно;

$C(i,j)$ - контраст елемента зображення з координатами (i,j);

$F(C(i,j))$ - перетворене значення контрасту $C(i,j)$;

ε, σ, H_s - характеристики локальних меж (ε - ентропія, σ - середньоквадратичне відхилення, H_s - функція протяжності гістограми);

$L^*(i,j)$ - елемент обробленого зображення з координатами (i,j).

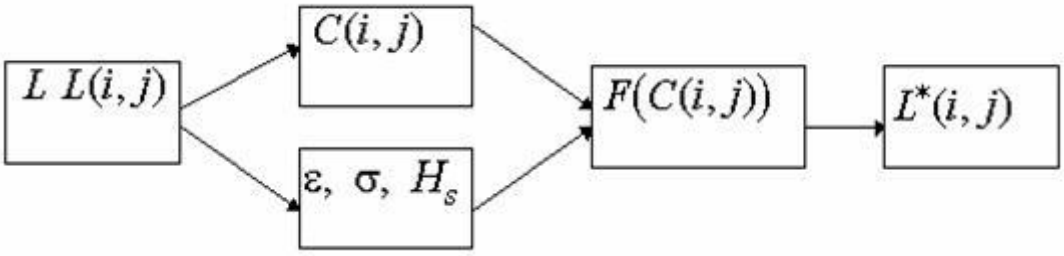


Рисунок 4.1 - Узагальнена структурна схема методів поліпшення зображень з використанням адаптивного перетворення локальних контрастів.

Основні кроки реалізації методів адаптивного перетворення локальних контрастів такі:

Крок 1 . Для кожного елемента зображення $L(i,j)$ обчислюють значення

локального контрасту $C(i,j)$ в поточній межі W з центром в елементі з координатами (i,j).

Крок 2. Обчислюють локальну статистику для поточної ковзної межі W.

Крок 3. Перетворять (підсилюють) локальний контраст $C(i,j)$, вживаючи для цього нелінійні функції і враховуючи локальну статистику поточної ковзної межі W.

Крок 4. Відновлюють значення яскравості зображення $L^*(i,j)$ з посиленим локальним контрастом.

Кроки 1 і 2 можуть виконуватися в різній послідовності або паралельно.

Проаналізуємо більш детально реалізацію *кроку 3* вищезгаданого методу. Його суть полягає в тому, що для перетворення локальних контрастів використовують нелінійні монотонні функції, а для формування адаптивної функції перетворення локального контрасту вибирають ступеневу функцію і задають мінімальне $\alpha_{\min}$ і максимальне $\alpha_{\max}$ значення показника ступеня α. Адаптація полягає у формуванні додаткової складової до $\alpha_{\min}$ шляхом його визначення на основі локальних статистик в ковзних межах. Як параметри, які будуть характеризувати межі, використовуються функція протяжності гістограми H_s, ентропія ε і середньоквадратичне відхилення σ значень яскравості елементів ковзної межі. Тому, в залежності від поставленого завдання, методи даного класу можуть відрізнятися як функцією перетворення локального контрасту, так і характеристикою ковзної межі.

Розглянемо більш детально запропоновані локально-адаптивні методи поліпшення зображень, проаналізуємо використання характеристик локальних межах в виразах перетворення локальних контрастів і обгрунтуємо їх вибір.

Використання функції протяжності гістограми

Розглянемо метод підвищення якості зображення, який базується на адаптивному перетворенні локального контрасту. Адаптація в даному методі здійснюється на підставі аналізу такої характеристики як функція протяжності гістограми елементів локальної ковзної межі. Для прикладу будемо вважати, що елементи зображення представлені 8-розрядними цілими числами, тобто $L(i,j) \in [0,255]$.

Основні кроки реалізації цього методу такі.

Крок 1. Обчислюємо локальний контраст елемента.

Крок 2. Визначаємо характеристику локальної ковзної межі, використовуючи функцію протяжності гістограми

$$H_s(W(i,j)) = \frac{L_{\max}(W(i,j)) - L_{\min}(W(i,j))}{H_{\max}(W(i,j))} \qquad (1)$$

де $L_{\max}(W(i,j))$, $L_{\min}(W(i,j))$- відповідно максимальне і мінімальне значення яскравості елементів ковзної межі з центром в елементі з координатами (i,j); $H_{\max}(W(i,j))$- максимальне значення гістограми рівнів яскравості елементів межі з центром в елементі з координатами (i,j).

Крок 3. Обчислюємо статечне перетворення локального контрасту, яке завдяки використанню функції протяжності гістограми ковзної межі, має адаптивний характер:

$$C^{**}(i,j) = C(i,j)^{\alpha_{adapt}} \qquad (2)$$

де

$$\alpha_{adapt} = \alpha_{\min} + (\alpha_{\max} - \alpha_{\min}) \frac{H_s(W(i,j)) - H_{s\min}(W(i,j))}{H_{s\max}(W(i,j)) - H_{s\min}(W(i,j))},$$

$H_{s\max}(W(i,j))$, $H_{s\min}(W(i,j))$- відповідно максимальне і мінімальне значення функції протяжності гістограми для межі з центром в елементі з координатами (i,j).

Крок 4. Відновлюємо елемент перетвореного зображення з посиленим контрастом.

Розглянемо більш детально реалізацію кроків 2 і 3 відомого методу. Зокрема, оцінимо можливі значення функції протяжності гістограми H_s ковзної межі W, маючи на увазі, що зображенням притаманні три характерні типи меж.

Перший тип - це однорідний ділянку зображення, який характеризується приблизно однаковими рівнями яскравості елементів; гістограма такий межі показана на рис. 2.

З рис. 2 видно, що $L_{\max} \approx L_{\min}$, а отже, відповідно до виразу (1), функція протяжності гістограми локальній межі $H_s(W(i,j))$дорівнюватиме нулю.

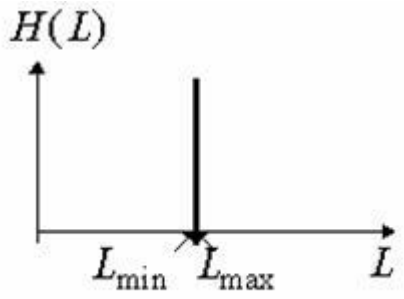


Рисунок 4.2 - Гістограма розподілу яскравості елементів однорідної межі.

Локальні контрасти таких ділянок зображення підсилювати не потрібно, оскільки це призведе до виникнення додаткових спотворень,

обумовлених посиленням шумовий складової зображення.

Для бінарних ділянок зображення з приблизно однаковим кількісним співвідношенням елементів $L_{\min}$ і $L_{\max}$ в ковзної межі W, характерна гістограма яскравості, яка представлена на рис. 3.

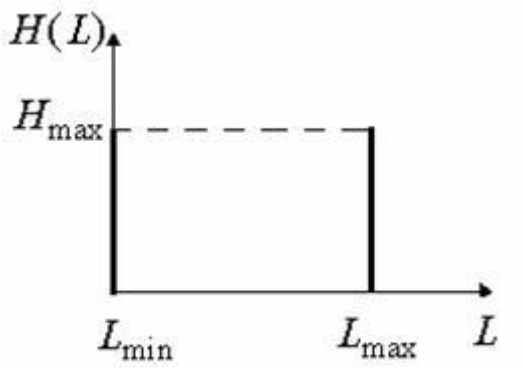


Рисунок 4.3 - Гістограма розподілу яскравості елементів бінарної межі.

Припускаючи, що для темних і світлих елементів бінарної межі з приблизно рівним кількісним співвідношенням максимальне значення гістограми дорівнюватиме

$$H_{\max}(W(i,j)) = \frac{mn}{2} \qquad (3)$$

де m і n - розміри ковзної межі W, вираз (1) матиме вигляд

$$H_s(W(i,j)) = \frac{L_{\max}(W(i,j)) - L_{\min}(W(i,j))}{mn/2} \qquad (4)$$

Якщо $L_{\min}(W(i,j)) = 0$, $L_{\max}(W(i,j)) = 255$, а розміри $m \times n$ локальної межі такі, що допускають присутність елементів з усіма можливими рівнями яскравості $L \in [0,255]$, наприклад 15×17 елементів, тоді функція протяжності гістограми відповідно до вираження (4) прийме значення $H_s(W(i,j)) = 2$.

Третім характерним типом можливої локальної межі є така межа, де в приблизно однаковій мірі присутні елементи з усіма можливими яскравостями з діапазону [0,255]. Такі межі характеризуються гістограмою рівномірного розподілу яскравостей, яка показана на рис. 4. Тоді згідно викладених припущень щодо розміру локальної межі і характеру його гістограми отримаємо, що $H_{\max}(W(i,j)) = 1$, . У цьому випадку функція протяжності гістограми прийме значення . Для такої межі будемо вважати, що вона висококонтрастна і не потребує посилення контрасту. $L_{\min}(W(i,j)) = 0;\ L_{\max}(W(i,j)) = 255\ H_s(W(i,j)) = 255$

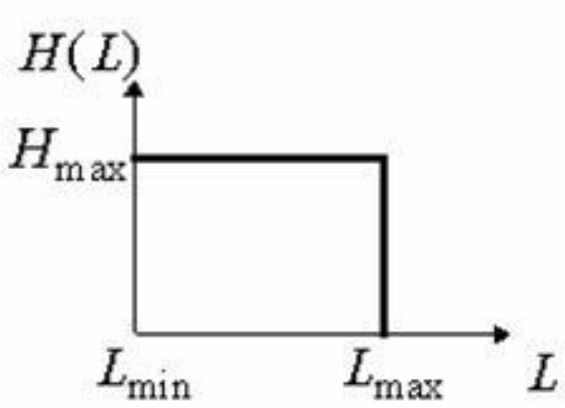


Рисунок 4.4 - Гістограма ковзної межі з рівномірно розподіленими яскравостями елементів.

Вище були розглянуті граничні випадки локальних межах. Всі інші межі характеризуються такими значеннями функцій протяжності гістограми, які знаходяться в діапазоні [0,255].

На підставі аналізу розглянутих типів меж і відповідних їм значень функцій протяжності гістограми, можна більш об'єктивно підійти до формування статечної функції перетворення локального контрасту. Найбільш зручно такий аналіз проводити за допомогою графічного представлення функції перетворення локального контрасту (рис. 5, пряма 1). Зазначимо при цьому, що $0 < \alpha < 1$ і зменшення α відповідає більш високому посилення локального контрасту, а збільшення - слабшому його посилення.

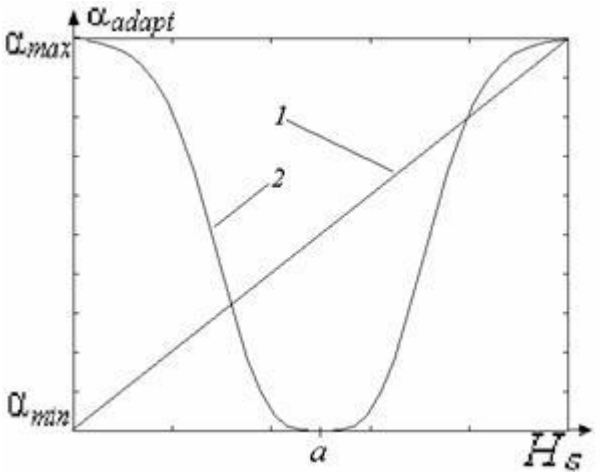


Рисунок 4.5 - Залежність показника ступеня α перетворення локального контрасту від функції протяжності гістограми $H_s(W(i,j))$: 1 - у відомому підході [1], 2 - в запропонованому методі.

З рис. 4.5 (пряма 1) видно, що максимальне посилення локального контрасту відчувають однорідні ділянки зображення ($H_s \approx 0$), що не завжди бажано. Адже однорідні ділянки дуже чутливі до перешкод, тому надмірне посилення їх контрасту призведе до значних спотворень. Експериментальні дослідження показують, що максимальному посиленню ($C^{\alpha_{min}}$) повинні

піддаватися локальні контрасти в таких межах, для яких функція протяжності гістограми набуває значення з середини діапазону $H_s \in [0,255]$.

Відповідно до викладеного вимогами нами запропоновано використовувати ступеневу функцію перетворення локального контрасту, характер зміни показника ступеня якої відповідає представленому на рис. 5 (крива 2).

Вираз для визначення α_{adapt} (рис. 5, крива 2) таке:

$$\alpha_{adapt} = \alpha_{\min} + (\alpha_{\max} - \alpha_{\min})\left[1 - \exp\left(-\frac{(H_s - a)}{0{,}0392}\right)\right]^s \qquad (5)$$

де a - значення функції протяжності гістограми, яке відповідає найбільш інформативним ділянкам зображення $(a \approx 0{,}5)$; s - постійний коефіцієнт ($s > 1$).

Запропоноване вираз (5) для модифікованого статечного перетворення дозволяє більш чітко ідентифікувати різні типи локальних меж зображення і адаптивно посилювати їх контраст в залежності від значень локальних характеристик цих меж.

Метод посилення контрасту з використанням функції протяжності гістограми ефективно використовується в обробці широкого класу зображень. З огляду на характеристики меж вдається ідентифікувати ділянки зображення за рівнем контрастності і відповідним чином на них реагувати. Завдяки цьому досягається більш тонка обробка дрібних деталей. Однак зображення повинні відповідати двом вимогам. Вони не повинні містити великої кількості імпульсних викидів і темні або світлі ділянки великої площі. Адже в першому випадку це може привести до неадекватного обчисленню функції протяжності гістограми, а в другому - до неефективного посилення контрасту. Тому, якщо зображення не відповідає зазначеним вище вимогам, слід провести його фільтрацію або (і) поступову корекцію.

```
    %Програма, що реалізує метод підвищення контрастності зображення
    %з використанням функції протяжності гістограми

    %=======Зчитування даних ======
    clear;
    L=imread('test.bmp');%Початкове зображення півтонове, тому L(:,:,1)=L(:,:,2)=L(:,:,3);
    L=L(:,:,1);
    L=im2double(L);
    m=15;n=m;n1=fix(n/2);m1=fix(m/2);    %Визначення розмірів локальних межь

    %=======Перетворення матриці яскравостей зображення для усунення крайового ефекту =======
    %=======У нових версіях системи Matlab існують функції, які
```

реалізують цю процедуру =======

```
     a=L(1,1);b=L(1,M);c=L(N,1);d=L(N,M);
     for i=1:n1;
       for j=1:m1;
         L1(i,j)=a;    L3(i,j)=b;    L6(i,j)=c;    L8(i,j)=d;
       end;
     end;
        L2=L(1,1:M);   L02=L2;
         for i=1:n1-1;
           L2=[L2;L02];
         end;
         L7 = L (N, 1: M); L07 = L7;
             for i = 1: n1-1;
               L7 = [L7; L07];
             end;
          L4 = L (1: N, 1); L4 = L4 '; L04 = L4;
               for i = 1: m1-1;
                 L4 = [L4; L04];
               end;
            L4 = L4 '; L5 = L (1: N, M); L5 = L5 '; L05 = L5;
         for i = 1: m1-1;
           L5 = [L5; L05];
         end;
          L5 = L5 '; L1 = [L1; L4]; L1 = [L1; L6]; L1 = L1 '; L2
= [L2, L]; L2 = [L2; L7]; L2 = L2 ';
      L3 = [L3; L5]; L3 = [L3; L8]; L3 = L3 '; L1 = [L1; L2]; L1
= [L1; L3];
       Lr = L1 ';
     clear L2; clear L3; clear L4; clear L5; clear L6;
     clear L7; clear L8; clear L02; clear L04; clear L05;
     clear L07; clear L1; clear L;

     % ======= Визначення параметрів локальної межі (функції
протяжності гістограми) =======
     HP = zeros (N + 2 * n1, M + 2 * m1);
      for i = 1 + n1: N + n1;
      disp (i)
      for j = 1 + m1: M + m1;
                      if j == 1 + m1;
                             D = 0;
                             for a = -n1: n1;
                             for b = -m1: m1;
                                D (n1 + 1 + a, m1 + 1 + b) = Lr
(i + a, j + b);
                             end;
                             end;
                      end;
                if j> 1 + m1;
                 for a = -n1: n1;
                   D (n1 + 1 + a, m + 1) = Lr (i + a, j + m1);
                 end;
                  D = D (1: n, 2: m + 1);
               end;
```

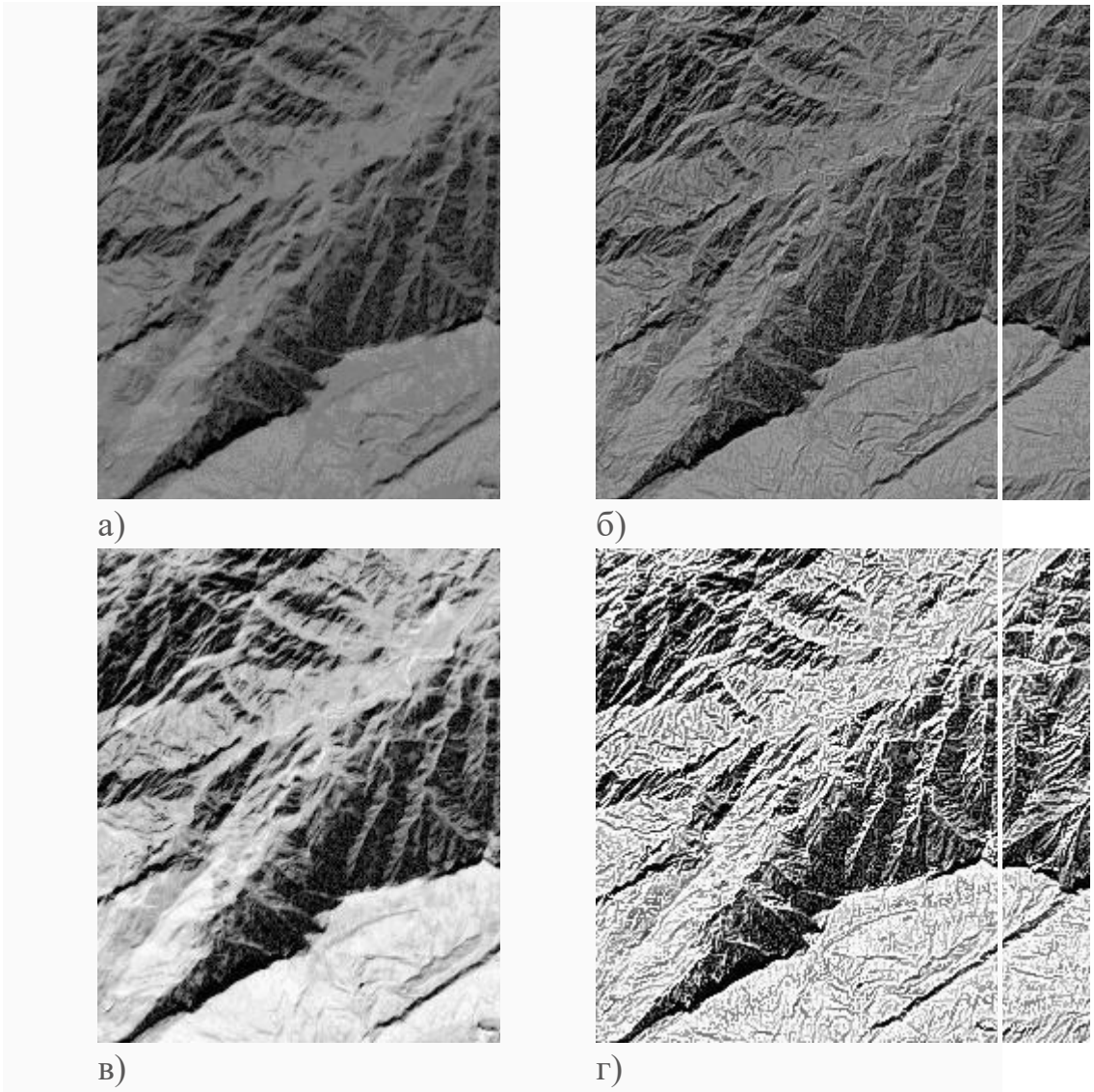
```
                    LMIN = min (min (D)); LMAX = max (max (D));
                    H_lokal = hist (D (:) + 1, LMAX-LMIN + 1);
                    H_lokal_max = max (H_lokal);
                    clear H_lokal;
                    HP (i, j) = (LMAX-LMIN) / H_lokal_max;
                    clear LMIN; clear LMAX; clear H_lokal_max;
     end;
     end;
    n_filter = 3; m_filter = n_filter;
    F = ones (n_filter, m_filter);
    Lser = filter2 (F, Lroshyrena, 'same') / (n_filter *
m_filter);
    clear n_filter; clear m_filter;
    amax = .7; amin = .5;

    % ======= Визначення та перетворення локального контрасту з
урахуванням локальних характеристик =======
    C = (Lr-Lser) ./ (Lr + Lser + eps);
    C = abs (C);
    for i = 1 + n1: N + n1;
     disp (i)
    for j = 1 + m1: M + m1;
                    if j == 1 + m1;
                           TM = 0;
                           for a = -n1: n1;
                           for b = -m1: m1;
                              TM (n1 + 1 + a, m1 + 1 + b) = HP
(i + a, j + b);
                           end;
                           end;
                    end;
             if j> 1 + m1;
                for a = -n1: n1;
                  TM (n1 + 1 + a, m + 1) = HP (i + a, j + m1);
                end;
                 TM = TM (1: n, 2: m + 1);
             end;
         HP_MIN = min (min (TM));
         HP_MAX = max (max (TM));
                C (i, j) = C (i, j) ^ (amin + (amax-amin) * (HP
(i, j) -HP_MIN) / (HP_MAX-HP_MIN));
     if Lroshyrena (i, j)> Lser (i, j);
          Lvyh (i, j) = Lser (i, j) * (1 + C (i, j)) / (1-C (i,
j));
     else
          Lvyh (i, j) = Lser (i, j) * (1-C (i, j)) / (1 + C (i,
j));
     end;
           if Lvyh (i, j)> = 255;
              Lvyh (i, j) = 255;
           end;
            if Lvyh (i, j) <= 0;
              Lvyh (i, j) = 0;
```

```
        end;
end;
end;
Lvyh = round (Lvyh);
Lvyh = Lvyh (1 + n1: N + n1,1 + m1: M + m1);
L = Lr (1 + n1: N + n1,1 + m1: M + m1);

% ======= Візуалізація =======
colormap (gray (255));
subplot (221); image (L '); axis (' image ');
subplot (222); image (Lvyh '); axis (' image ');
```

Результат роботи наведеної програми, що реалізує метод підвищення контрастності зображень з використанням функції протяжності гістограми, наведено на рис. 4.6



а) б)

в) г)

Рисунок 4.7 - Обробка зображення методом нелінійного перетворення локальних контрастів з використанням функції протяжності гістограми: а) вихідне аерокосмічне зображення (в дужках вказано кількісна оцінка візуальної якості зображення) - $Q = 0{,}0147\,(1{,}6985)$; б) зображення а, оброблене

відомим методом - $Q = 0{,}0145(1{,}7056)$; в) зображення а після виконання градаційній корекції - $Q = 0{,}0261(2{,}1830)$; г) зображення а, оброблене запропонованим методом - $Q = 0{,}0289\,(2{,}0600)$.

Фільтрація зображень: алгоритми згладжування зображень

Поняття згладжування зображень має двоякий сенс. При корекції спотворень сигналу, внесених зображує системою, згладжування - це усунення перешкод, пов'язаних з недосконалістю зображує системи: адитивних, флуктуаційних, імпульсних і ін. При препаруванні зображень згладжування - це усунення деталей (зазвичай малорозмірних), що заважають сприйняттю корисних об'єктів на зображеннях (так звана генералізація зображення).

При корекції спотворень, викликаних зображує системою, згладжування піддається зображення на виході зображує системи. При препаруванні згладжування може застосовуватися до зображення на будь-якій стадії препарування як один з його етапів.

Поняття згладжування завжди має на увазі деяке уявлення про "ідеально гладкому" сигналі. Такий сигнал - мета згладжування.

Для зображень таким "ідеально гладким" можна вважати сигнал, що описується кусково-постійною моделлю, т. Е. "Клаптева" зображення з плямами-деталями, що мають постійне значення сигналу в межах кожної плями. Дійсно, уявлення зображення у вигляді кусочно-постійної моделі є не що інше, як сегментація зображень, що є кінцевою метою аналізу зображень для побудови їх опису. На перший погляд може здатися, що воно може бути застосовано тільки до "детальним" зображень. Але це справедливо і для "текстурних" зображень, тільки в цьому випадку воно відноситься не до первинного відеосигналу, а до його ознакою, що характеризує текстуру.

Поняття згладжування має на увазі також уявлення про те, що повинно бути придушене при згладжуванні. Будемо називати стримуючу частина сигналу шумом. Розглянемо рангові алгоритми згладжування для двох найбільш характерних моделей шуму - адитивної і імпульсної.

Згладжування для адитивної моделі

Аддитивна модель шуму передбачає, що спостережуваний сигнал являє собою суму корисного сигналу і шуму. Рангові алгоритми згладжування адитивного шуму найпростіше обґрунтовувати з позицій кусочно-постійної моделі зображення. При такому підході, згладжування можна визначити як оцінку параметра кластера, до якого належить даний елемент. Для того щоб знайти цю оцінку, необхідно визначити межі кластера. Можна запропонувати два способи визначення меж кластера: адаптивне квантування мод [1, 2] і "вирощування" кластера.

Адаптивне квантування мод полягає в тому, що аналізується гістограма розподілу значень сигналу зображення (це може бути сигнал значень яскравості зображення, щільності фотонегативів або значень того чи іншого скалярного ознаки, виміряного на зображенні) і в ній перебувають кордону

між локальними максимумами. Ці кордони розглядаються як кордони інтервалів квантування, і все значення сигналу на зображенні, що потрапили в той чи інший інтервал, замінюються значенням, рівним положенню максимуму (моди) гістограми в цьому інтервалі (рис. 1).

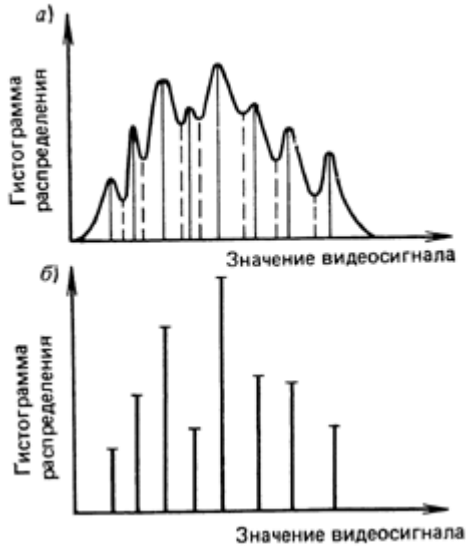


Рисунок 4.8 - Адаптивне квантування мод: *а* - вихідна гістограма розподілу значень відеосигналу; *б* - гістограма після адаптивного квантування.

Якість адаптивного квантування мод залежить від того, наскільки добре розділяються моди гістограми. Ступінь "розмиття" мод визначається ступенем однорідності об'єктів на зображенні за обраним для аналізу ознакою, т. Е. Ступенем відповідності зображення кусково-постійною моделі, а також наявністю перекручувань зображення: шумом датчика відеосигналу, дефокусування і т.п.

Для поліпшення роздільності мод і підвищення достовірності адаптивного квантування його доцільно проводити за окремими фрагментами, розмір яких вибирається так, щоб вони містили невелику кількість деталей зображення (тобто щоб в гістограмі було невелике число мод). Крім того, хороші результати дає використання умовної гістограми розподілу, яка будується за значеннями відеосигналу тільки в тих елементах зображення, де ці значення незначно відрізняються від значень в сусідніх елементах [3]. Ступінь допустимого відхилення може здаватися апріорі або визначатися автоматично в залежності від локальної дисперсії відеосигналу на зображенні.

При адаптивному квантуванні мод може виявитися, що виділяються моди, площа яких, тобто кількість елементів зображення, їй належать, відносно невелика. На зображенні такі моди проявляються зазвичай у вигляді розкиданих точок, які розбивають кордону деталей зображення, що утворюють більш потужні моди. Тому адаптивне квантування мод доцільно поєднувати з відбракуванням виділених мод по їх потужності. Якщо площа моди в гістограмі (її потужність) менше заданої порогової величини, ця мода об'єднується з сусідньої більш потужною.

При адаптивному квантування мод визначаються межі всіх кластерів гістограми зображення або його фрагментів. При ковзної обробці, коли потрібно прийняти рішення про приналежність до того чи іншого кластеру тільки одного, центральний елемент аналізованого фрагмента, визначати межі всіх кластерів гістограми - занадто трудомістке завдання. У цих випадках застосовують інші, більш прості методи, наприклад, метод "вирощування" кластера.

Згладжування для моделі імпульсних перешкод

Модель імпульсних перешкод передбачає, що з певною ймовірністю елемент сигналу замінюється випадковою величиною. Згладжування імпульсного шуму, очевидно, вимагає виявлення спотворених елементів сигналу і подальшого оцінювання їх значень за значеннями неспотворених елементів. Взагалі кажучи, алгоритми згладжування імпульсних перешкод повинні бути двухпрохідними з розміткою перекручених елементів на першому проході і оцінкою їх згладжених значень на другому проході. Але для спрощення можна зробити алгоритм однопрохідним, поєднуючи операції виявлення і оцінювання в одному проході.

Розмітка елементів зображення на спотворені шумом і не спотворені (виявлення викидів шуму) може бути виконана на підставі перевірки гіпотези про приналежність центральний елемент деякої локальної межі S тій же вибірці, що і заданий більшість інших елементів межі, або випадання її з цієї вибірки. Це досить типова задача математичної статистики, для вирішення якої зазвичай рекомендуються алгоритми, засновані на рангових статистиках [3].

Найбільш простим рангових способом перевірки гіпотези про приналежність центрального елемента $v_{k,l}$ заданої локальної межі S до вибірці з більшості інших елементів межі є голосування, тобто перевірка попадання рангу $r_S(v_{k,l})$ $в$ ε_S - краї медіани, що задається в залежності від ймовірності появи імпульсних перешкод на елемент зображення.

якщо

$$\left|r_S(v_{k,l}) - (N+1)/2\right| < \varepsilon_r,$$

то приймається рішення про відсутність перешкоди, в іншому випадку елемент *(k, l)* позначається як спотворений перешкодою. Такий спосіб виявлення перешкоди передбачає, що імпульсна перешкода, як правило, приймає екстремальні значення. Відзначимо, що ранг як критерій перевірки гіпотези про приналежність елемента до даної вибірці є окремим випадком критерію Вілкоксона, який перевіряє наявність зсуву між двома вибірками з однаковим законом розподілу.

Перевірку гіпотези про наявність чи відсутність викиду перешкоди в центральному елементі *S* - меж можна проводити також шляхом порівняння не по його рангу, а по його значенню.

Поріг ε_r може бути обраний відразу для всього зображення, але його можна і адаптивно підлаштовувати в залежності від локального розкиду значень сигналу. В якості оцінки локального розкиду можна

використовувати, наприклад, квазірозмах по ε_r - меж:

$$QD(S) = v_S\left((N_S+1)/2+\varepsilon_r\right) - v_S\left((N_S+1)/2-\varepsilon_r\right),$$

є, як відомо, стійкої до розподілу оцінкою розкиду значень у вибірці.

Після етапу виявлення елементи зображення, відмічені як викиди імпульсного шуму, повинні бути замінені їх оцінкою. В якості оцінки можна використовувати значення, отримані тим або іншим згладжуванням по межі цих елементів, причому з цієї межі виключаються елементи, відмічені при виявленні викидів шуму.

Таким чином, алгоритм згладжування імпульсного шуму може бути представлений у вигляді:

$$\hat{v}_{k,l} = \begin{cases} v_{k,l}, & \varepsilon_r \geq \left| r_S(v_{k,l}) - (N_S+1)/2 \right|; \\ SMTH(M), & \varepsilon_r < \left| r_S(v_{k,l}) - (N_S+1)/2 \right|; \end{cases}$$

де *SMTH (M)* означає згладжування по деякій межі M , з якої виключені точки, які слід виправити.

Характерними при згладжуванні імпульсних перешкод є помилки помилкового виявлення, які призводять до небажаного згладжування деталей зображення, і помилки пропуску, через які на зображенні можуть залишитися незгладжені викиди перешкод. Частка цих помилок залежить від порогів: зі збільшенням порогів частка помилкових виявлень падає, а частка пропусків зростає. Слід враховувати, що число помилкових виявлень і пропусків зростає також через можливої наявності в S -меж не одного, а декількох великих викидів перешкод. Тому для підвищення якості згладжування імпульсних перешкод його доцільно проводити ітеративно, починаючи з великих значень порогів, і, в міру віддалення великих викидів перешкод, знижуючи пороги на кожній ітерації.

Збільшення детальності зображень

Збільшення детальності зображень - поняття, протилежне згладжування. Якщо при згладжуванні стираються відмінності деталей зображення, то при збільшенні детальності вони повинні, навпаки, посилюватися. Тому збільшення детальності зображень називають також підвищенням локальних контрастів. Це, по суті, основна операція при препаруванні зображень.

Підвищення локальних контрастів досягається шляхом вимірювання відмінностей значення сигналу в кожному елементі зображення від його значень в елементах, що оточують даний, і посилення цих відмінностей.

Найбільш відомий і очевидний метод визначення і посилення відмінностей - так звана нерізка маска. При цьому обчислюється різниця між значеннями елементів зображення і усередненими значеннями по межі цих елементів, ця різниця посилюється і додається до усередненого зображенню:

$$\hat{v}_{k,l} = g(v_{k,l} - \bar{v}_{k,l}) + \bar{v}_{k,l},$$

де $\bar{v}_{k,l}$ - сума елементів локальної межі, взятих з деякими вагами; g - коефіцієнт посилення.

Відзначимо, що з цієї формули випливає можливість узагальнення

методу нерізка маски на використання рангових алгоритмів. Вона полягає в тому, щоб замість зваженого середнього по локальній межі (величини $\nabla_{k,l}$) використовувати згладжені значення *SMTH (M)* сигналу, отримане за допомогою рангових алгоритмів згладжування:

$\bar{v}_{k,l} = gd_{k,l} + SMTH(M)$,

де $d_{k,l} = v_{k,l} - SMTH(M)$.

Переваги нерізкого маскування з рангових згладжуванням замість лінійного - адаптивність і менша просторова інерційність - випливають з переваг рангового згладжування.

Виявлення деталей і їх кордонів

Зв'язок алгоритмів підвищення локальних контрастів і виділення деталей зі статистиками рангових критеріїв, а також очевидна їх аналогія з алгоритмами виявлення викидів імпульсних перешкод, проливає нове світло на суть цих алгоритмів. Ці алгоритми можна трактувати як алгоритми перевірки гіпотези про невідповідність центрального елемента *S* -меж вибірці, яка визначається деяким підмножиною, а обчислюється ними оцінку сигналу як критерій вірності цієї гіпотези, розподіл значень якого по площі оброблюваної зображення представляється користувачеві як зображення-препарат.

Таке трактування веде до узагальнення алгоритмів виділення деталей для завдання виявлення деталей і їх кордонів. В описаних алгоритмах використовувалися найпростіші точкові критерії невідповідності елемента зображення заданої вибірці: в різницевих алгоритмах - різниця між значенням центральний елемент *S* -меж і оцінкою середнього значення заданої вибірки; в рангових алгоритмах - кількість елементів заданої вибірки, що не перевищують за своїм значенням значення центрального елемента, тобто ранг центрального елементу в заданій вибірці. Ступінь невідповідності трактувалася як контраст деталі.

Для рангового виявлення деталей зображення і їх кордонів потрібно вимірювати ступінь статистичного невідповідності розподілу значень елементів аналізованої межі заданому розподілу значень сигналу в межах деталей. При цьому розмір межі вибирають порядку розмірів деталей, які необхідно виявляти, або відповідно порядку розмірів межі кордонів деталей. Для вимірювання ступеня невідповідності можна використовувати відомі в математичній статистиці критерії згоди.

Саме по собі виявлення складається в порівнянні виміряної ступеня відповідності з порогом. При препаруванні зображень має сенс також пред'являти для візуалізації саму величину відповідності, а не тільки бінарний результат порівняння з порогом. При цьому виявлення здійснюється оператором візуально [2].

Рангові алгоритми виявлення, засновані на порівнянні гістограм значень сигналу, нечутливі до просторового "змішування" елементів зображення. Але просторове "перехрещення" не входить, як правило, в число можливих спотворень зображень в оптичних і аналогічних зображують

системах, і тому небезпека сплутати при виявленні деталь з послідовністю незалежних відліків, що мають той же розподіл значень, що і розподіл значень відліків сигналу на деталі, малоймовірна. У той же час рангові алгоритми стійкі до таких поширеним спотворень сигналу, як монотонні зміни їх значень при амплітудних викривлення, засмічення розподілів, зміни орієнтації.

Застосування рангових алгоритмів

Крім застосувань для згладжування, посилення детальності, виділення деталей зображень і кордонів деталей, рангові алгоритми можуть вживатися також для вирішення багатьох інших більш приватних завдань обробки зображень. З них можна згадати діагностику спотворень відеосигналу і визначення їх статистичних характеристик, стандартизацію зображень, визначення статистичних характеристик самого відеосигналу і вимір текстурних ознак.

Автоматична діагностика параметрів перешкод і спотворень відеосигналу.

Вона може ґрунтуватися на принципі виявлення і вимірювання аномалій в статистичних характеристиках відеосигналу. Для виявлення аномалій можна використовувати рангові алгоритми, такі як алгоритм голосування перевірки приналежності аналізованого елемента вибірки до заданого числа крайніх (найбільших або найменших) значень впорядкованої вибірки.

Стандартизація зображень.

Стандартизація - це приведення характеристик зображень до деяких заданих. За допомогою рангових алгоритмів може бути досить просто здійснена стандартизація гістограм, т. Е. Перетворення відеосигналу, що робить гістограму розподілу його значень заданої. Залежно від завдання можуть використовуватися глобальна і локальна стандартизація гістограм. Як • стандартної може використовуватися не вся гістограма стандартного зображення або його локальні гістограми, а відповідні гістограми по локальним межах.

Визначення статистичних характеристик відеосигналу і вимір текстурних ознак.

Адаптивні властивості рангових алгоритмів роблять їх зручним інструментом для вимірювання локальних статистичних характеристик зображень: локального середнього, локальної дисперсії і інших моментів розподілу. Очевидно, що ці та інші подібні характеристики гістограм є також текстурними характеристиками зображень.

Рангові алгоритми можуть служити для оцінки не тільки гістограмного текстурних ознак, але і для оцінки текстурних ознак, пов'язаних з локальними просторовими статистичними характеристиками зображень. Одним з найпростіших ознак такого роду є число локальних екстремумів *S*-меж оброблюваного елементу. Ряд текстурних ознак пов'язаний з характеристиками просторового розподілу локальних екстремумів, тобто середньої відстані між ними, дисперсії відстаней між

ними і т.д. Найбільш загальними є ознаки, що характеризують просторовий розподіл рангів в оброблюваному фрагменті. Зокрема, текстурованим ознакою є число змін знаку першої похідної за фрагментом еквалізованного зображення в заданому напрямку сканування. Ряд текстурних ознак можна розглядати як параметри просторового розподілу елементів, що належать локальним межах, зокрема, моменти розподілу взаємних відстаней між ними.

Локально-адаптивна поліпшення якості зображень

Якість зображення на локальних ділянках можна покращувати, використовуючи такі параметри інтенсивностей пікселів як середнє значення інтенсивності і зміна інтенсивності (або стандартне середньоквадратичне відхилення інтенсивностей елементів локальної межі зображення). Середнє значення - це міра середньої яскравості. Обчислюючи і аналізуючи середню яскравість елементів зображення існує можливість її корекції, тобто затемнені ділянки зображення робити більш світлими, а надто світлі ділянки зображення затемнювати. Однак, в разі, якщо на зображенні присутні темні і світлі області, то такий підхід тільки погіршить його візуальне сприйняття. Тому доцільно використовувати ще один параметр, який би характеризував розподіл яскравості елементів зображення в деякій локальній межі.Іншими словами цей параметр характеризував би зміни інтенсивностей або міру контрастності зображення.

Типове локальне перетворення, засноване на цих параметрах, переводить інтенсивність вихідного зображення L_{in}в інтенсивність нового зображення L_{out} шляхом здійснення наступної операції над розташуванням *(i, j)* кожного пікселя:

$$L_{out}(i,j) = k\frac{\overline{L}}{\sigma(i,j)}\left[L_{in}(i,j) - \overline{L}_{local}(i,j)\right] + \overline{L}_{local}, \qquad (6)$$

де$\overline{L}$- середнє значення інтенсивностей елементів всього зображення L_{in} ;

$\sigma(i,j)$- середньоквадратичне відхилення інтенсивностей елементів локальної межі зображення в точці з координатами *(i, j)* ;

$\overline{L}_{in}(i,j)$- середнє значення інтенсивності для межі з центром в точці *(i, j)* ;

k - деяка константа, *0 <k <1* .

Слід зазначити, що значення параметрів $\overline{L}_{in}$ залежать від заданої межі точки$\overline{L}_{in}(i,j)$, що робитьцей метод адаптивним. Локальні зміни збільшуються за рахунок множення різниці між значеннямінтенсивності пікселя вихідного зображення $\overline{L}_{in}(i,j)$ і локальним середнім $k\frac{\overline{L}}{\sigma(i,j)}$.

Середньоквадратичне відхилення буде приймати менші значення в малоконтрастних межах і більшвисокі значення в межах с вищою

контрастністю. З огляду на це, а також те, що$\sigma(i,j)$знаходитьсяв знаменнику, ділянки з низькою контрастністю матимуть більше посилення, ніж ділянки з більшою контрастністю. Середнє значення підставляється для відновлення середнього рівня інтенсивності зображення на локальній ділянці. На практиці доцільно обмежувати діапазон значень множника $k\frac{\overline{L}}{\sigma(i,j)}$ щоб уникнути великих відхилень інтенсивностей на окремих ділянках.

```
     % Метод підвищення візуальної якості зображень.
     clear;
     L = imread ( 'krepost.bmp'); % Зчитування вихідних даних
зображення
     L = L (:,:, :);
     L = double (L) ./ (256);
     figure, imshow (L); title ( 'Input image');
     [NM s] = size (L); % Візуалізація вихідних даних
     m = 15; % Розмір локального вікна
     n = m; n1 = fix (n / 2); m1 = fix (m / 2);
     Ltemp = L;
     for r = 1: s;
     L = Ltemp (:,:, r);
     % Попередньої обробки матриці вихідного зображення
     % Для усунення крайового ефекту
     a = L (1,1); b = L (1, M); c = L (N, 1); d = L (N, M);
     for i = 1: n1; for j = 1: m1;
         L1 (i, j) = a; L3 (i, j) = b; L6 (i, j) = c; L8 (i, j) =
d;
       end; end;
        L2 = L (1,1: M); L02 = L2;
         for i = 1: n1-1; L2 = [L2; L02]; end;
         L7 = L (N, 1: M); L07 = L7;
             for i = 1: n1-1; L7 = [L7; L07]; end;
          L4 = L (1: N, 1); L4 = L4 '; L04 = L4;
               for i = 1: m1-1; L4 = [L4; L04]; end;
            L4 = L4 '; L5 = L (1: N, M); L5 = L5 '; L05 = L5;
         for i = 1: m1-1; L5 = [L5; L05]; end;
          L5 = L5 '; L1 = [L1; L4]; L1 = [L1; L6]; L1 = L1 '; L2
= [L2, L]; L2 = [L2; L7]; L2 = L2 ';
       L3 = [L3; L5]; L3 = [L3; L8]; L3 = L3 '; L1 = [L1; L2]; L1
= [L1; L3]; Lr = L1 ';
     clear L2; clear L3; clear L4; clear L5; clear L6; clear L7;
clear L8;
     clear L02; clear L04; clear L05; clear L07; clear L1; clear
L;
     Lser = mean (mean (Lr));
     k = .4;
     for i = 1 + n1: N + n1;
         disp (i)
         for j = 1 + m1: M + m1;
                     if j == 1 + m1;
                             D = 0;
```

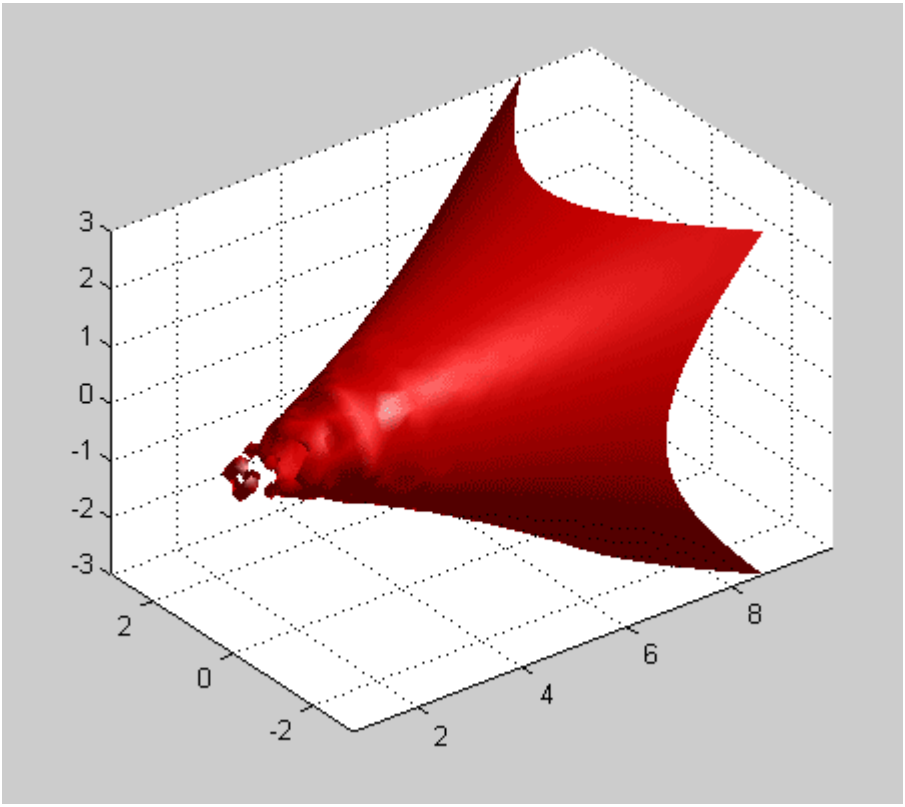
```
                                for a = -n1: n1;
                                for b = -m1: m1;
                                   D (n1 + 1 + a, m1 + 1 + b) = Lr
(i + a, j + b);
                                end;
                                end;
                          end;
                    if j> 1 + m1;
                     for a = -n1: n1;
                       D (n1 + 1 + a, m + 1) = Lr (i + a, j + m1);
                     end;
                      D = D (1: n, 2: m + 1);
                    end;
     LS = mean (mean (D));
     sigma = std2 (D) + eps;
               Lvyh (i, j) = (k * Lser / sigma) * (Lr (i, j) -LS)
+ LS;
     end;
     end;
     Lvyh (Lvyh> 1) = 1;
     Lvyh (Lvyh <0) = 0;
     Lvyh = Lvyh (n1 + 1: N + n1, m1 + 1: M + m1);
     Ltemp (:,:, s) = Lvyh;
     end;
     figure, imshow (Ltemp);
```

Практична робота 5

Візуалізація зображень в Matlab

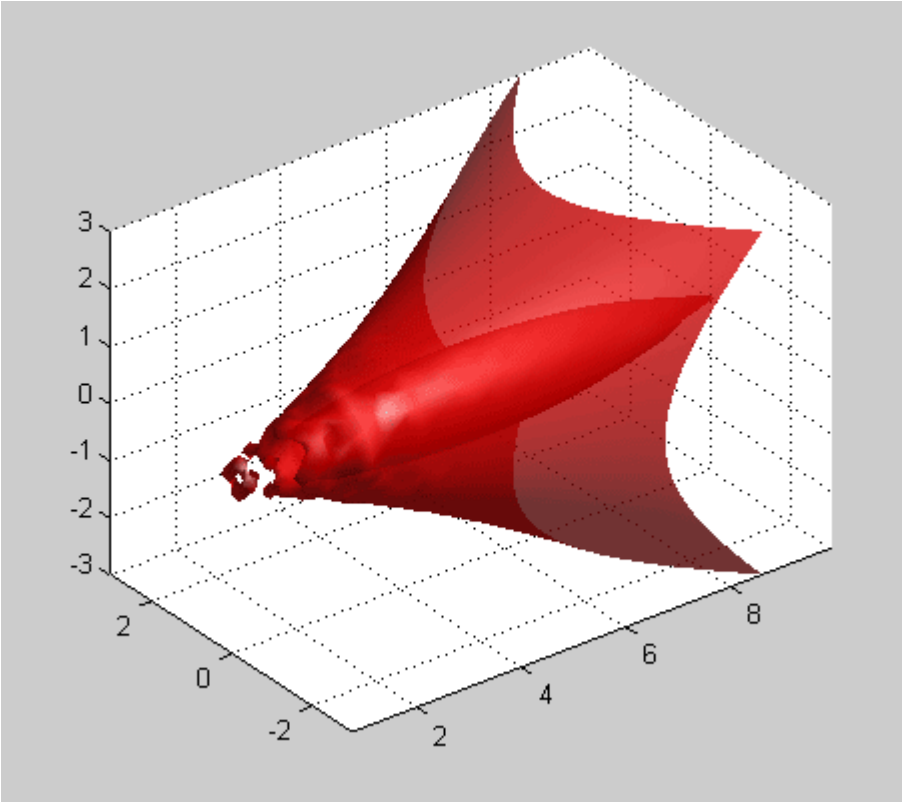
Досить часто існує необхідність візуалізувати не тільки зовнішню, а й внутрішню частину об'єкта. Для цього при візуалізації об'єктів використовують властивість прозорості. Розглянемо приклад візуалізації деякої тривимірної фігури.

```
[Xyzv] = flow;
p = patch (isosurface (x, y, z, v, -3));
isonormals (x, y, z, v, p);
set (p, 'facecolor', 'red', 'edgecolor', 'none');
daspect ([1 1 + 1]);
view (3); axis tight; grid on;
camlight; lighting gouraud;
```

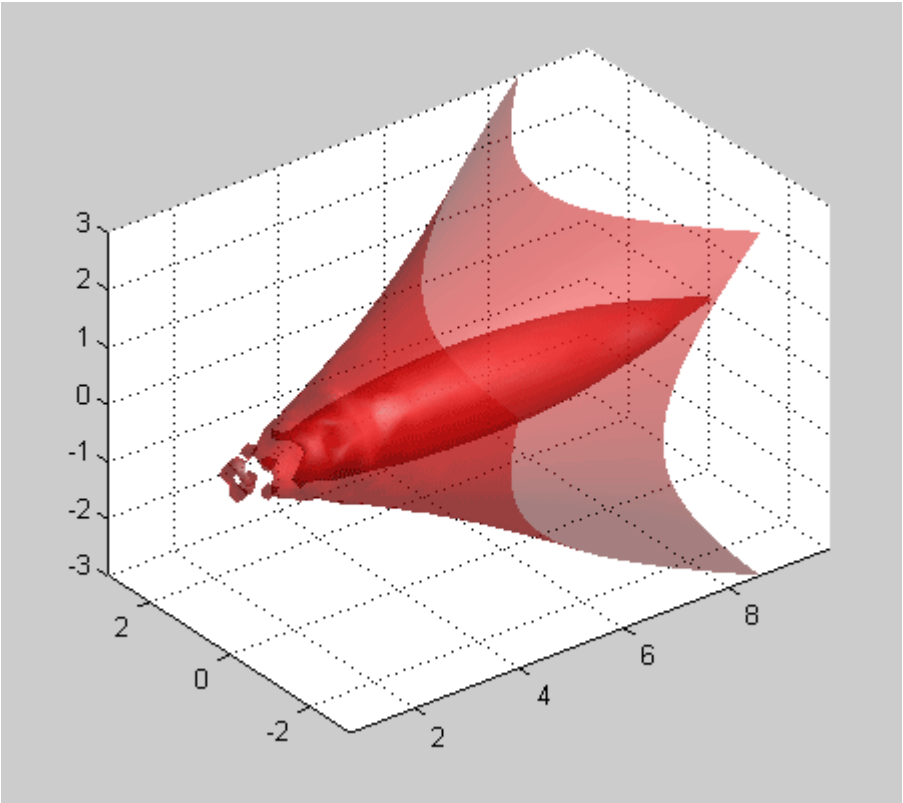


З малюнка видно, що представлена фігура абсолютно непрозора. Ступінь прозорості можна задавати за допомогою функції alpha.

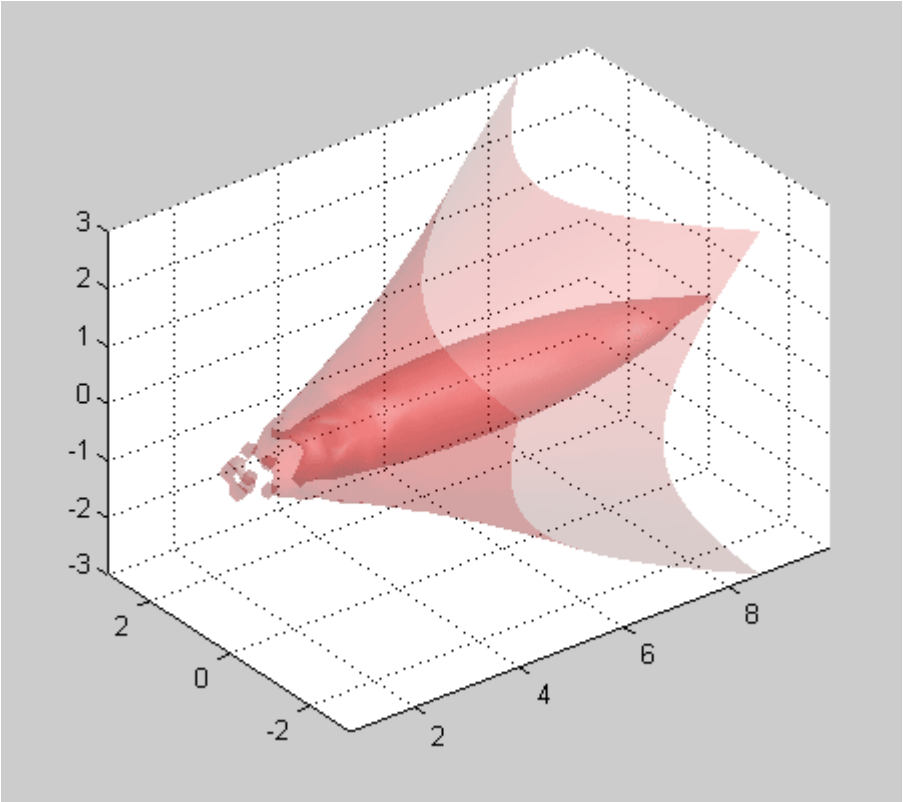
При alpha = 0.8 зображення буде таке:



При alpha = 0.5 зображення буде таке:



При alpha = 0.2 зображення буде таке:

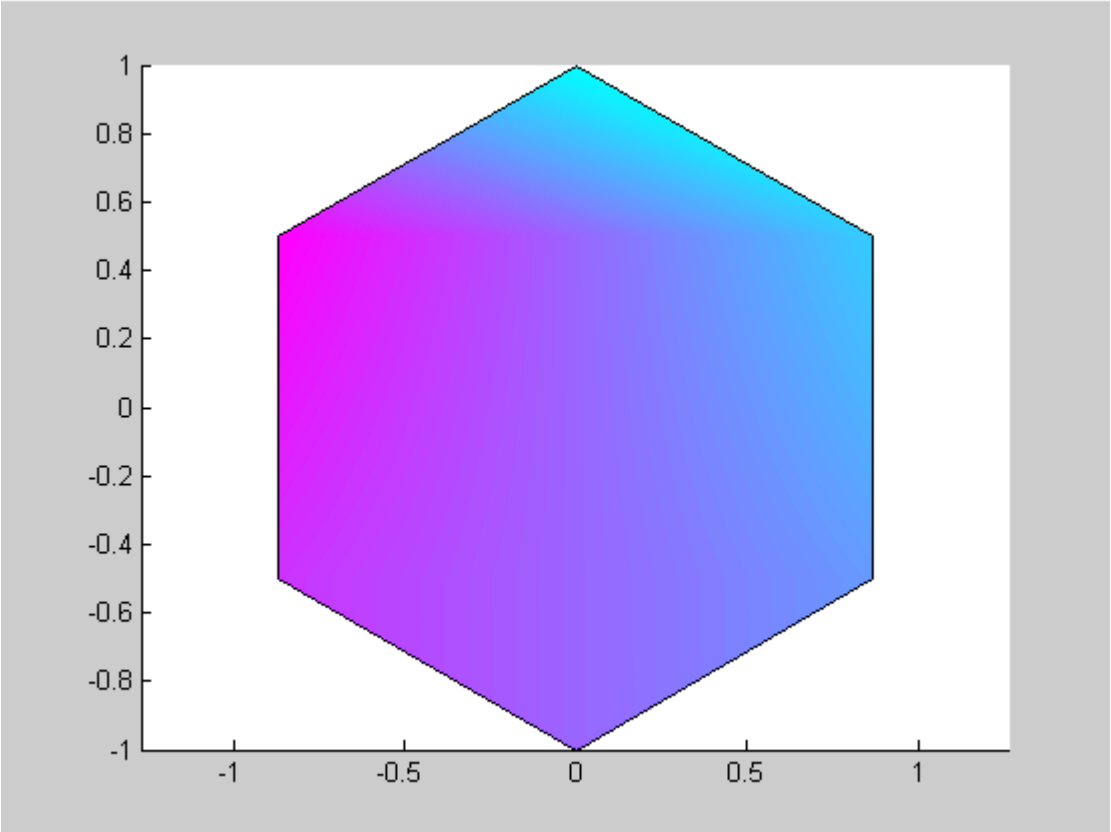


З представлених зображень видно, що при зменшенні параметра alpha від 1 до 0, рівень прозорості змінюється від повної відсутності до абсолютної прозорості.

Побудова зафарбованих багатокутників

Для побудови зафарбованих багатокутників може застосовуватися об'єкт patch.

```
t = 0: pi / 3: 2 * pi;
a = t (1: length (t) -1);
patch (sin (a), cos (a), 1: length (a), 'Facecolor', 'interp');
colormap cool; axis equal;
```



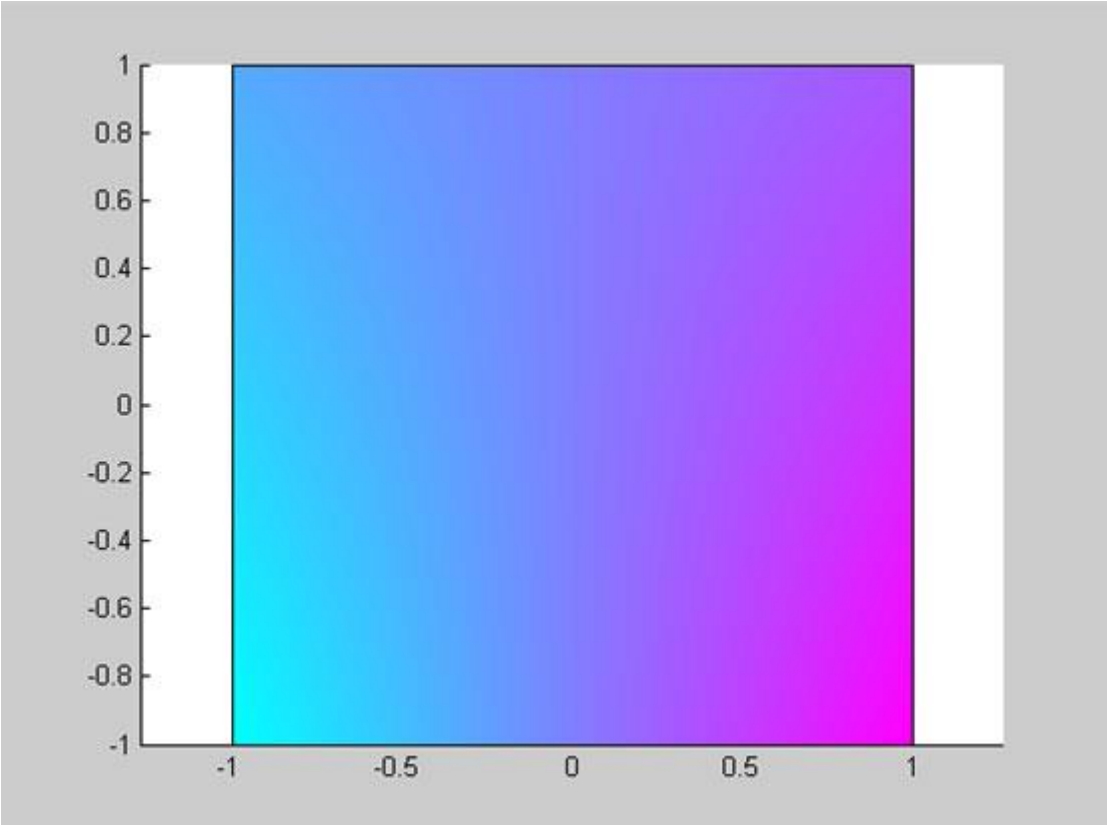
У загальному випадку, об'єкт patch може використовуватися для побудови довільного багатокутника:

patch (x, y, z, colordata),

де x, y і z - масиви координат вершин багатокутника; colordata - інформація про колір.

Наведемо ще один приклад побудови закрашеного багатокутника.

```
x = [- 1 -1 1 1]; y = [- 1 1 1 -1]; % Вершини багатокутника
z = [1: 4];
patch (x, y, z, 'Facecolor', 'interp');
colormap cool; axis equal;
```



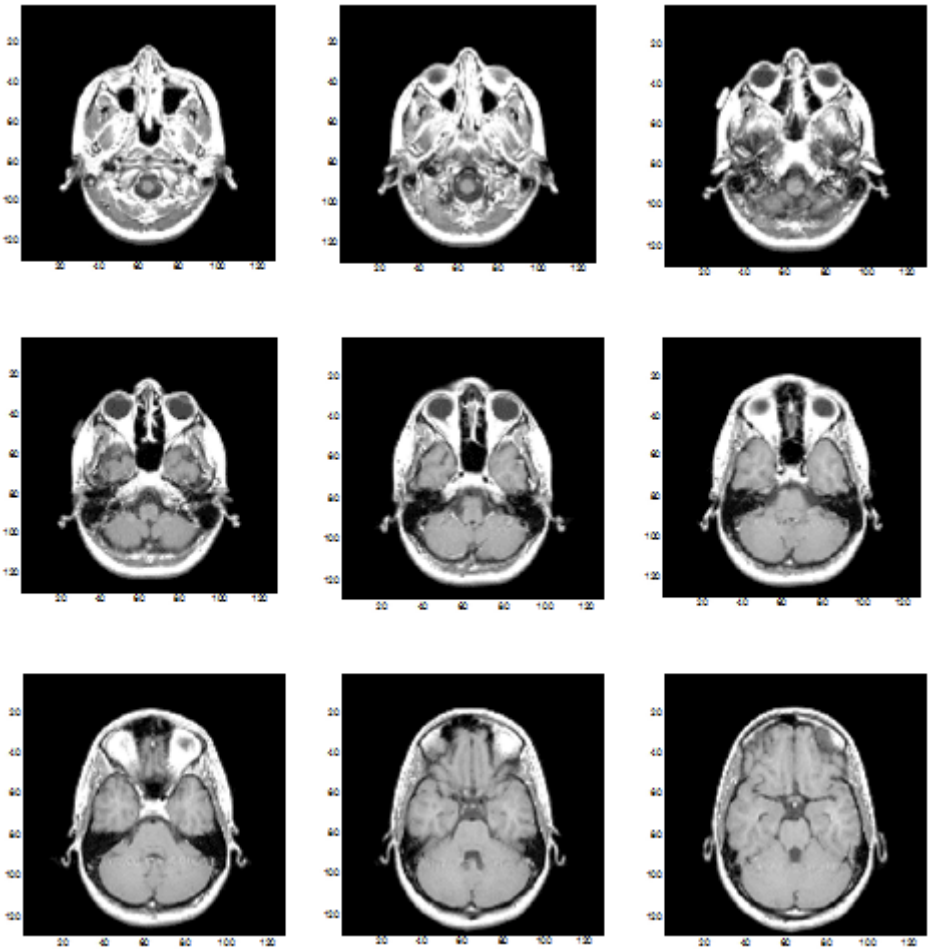
Візуалізація зрізів черепної коробки людини

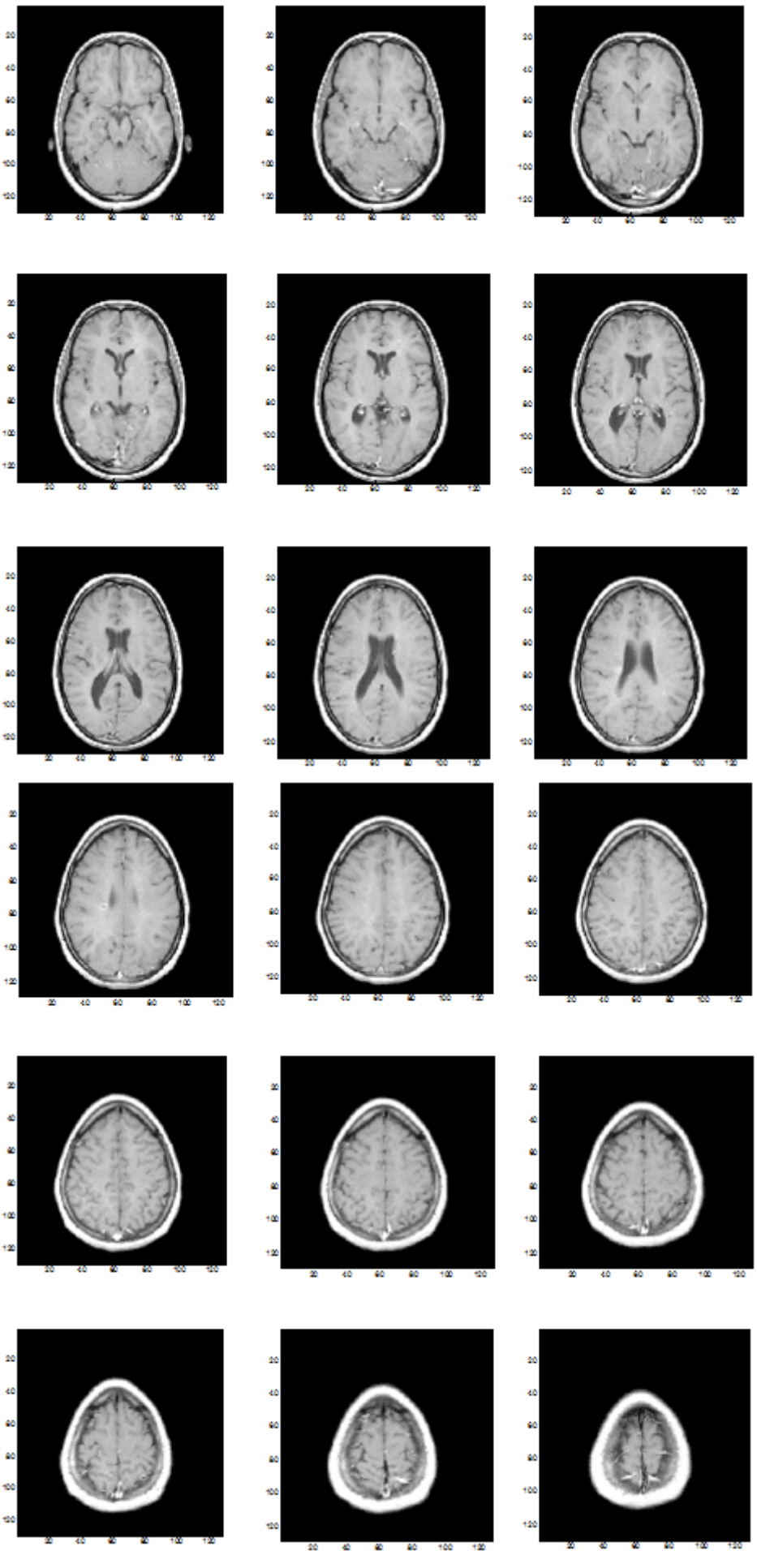
Система Matlab у своєму розпорядженні засоби візуалізації зрізів черепної коробки людини з використанням зображень, отриманих методом магнітного резонансу.

Розглянемо два способи візуалізації.

Перший спосіб.

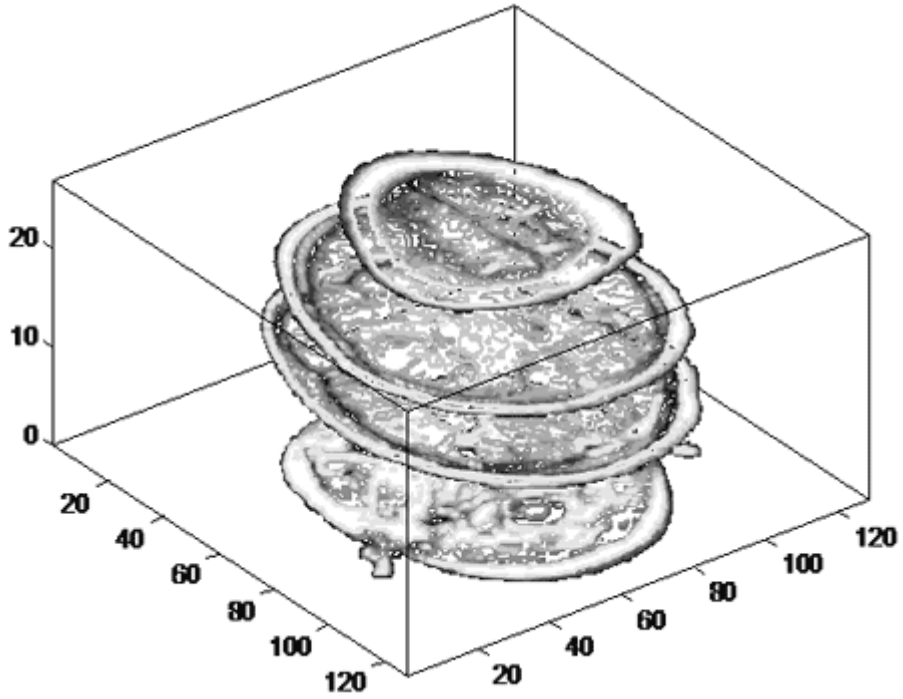
```
load mri;
D = squeeze (D);
[NM k] = size (D);
for i = 1: k;
figure, image (D (:,:, i));
axis image;
colormap (map);
end;
```





Другий спосіб.

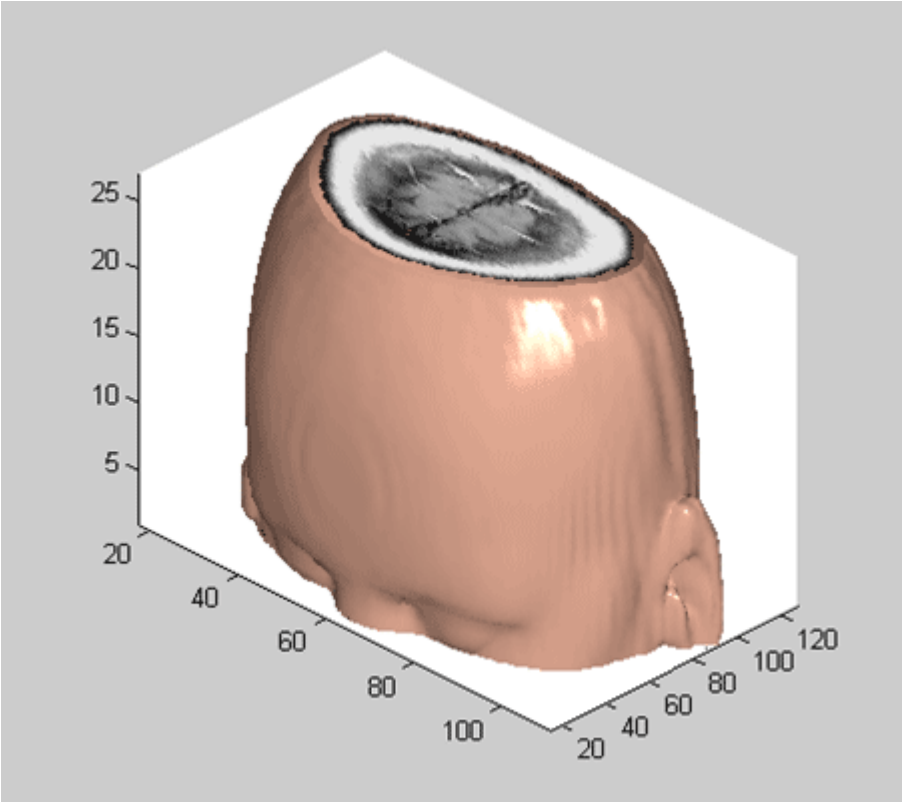
```
phandles = contourslice (D, [], [], [1,12,19,27], 8);
view (3); axis tight; daspect ([1,1, .4]);
set (phandles, 'LineWidth', 2);
```



Побудова реалістичного зображення черепної коробки

В системі Matlab існує можливість візуалізації не тільки зрізів, а й реалістичного зображення черепної коробки.

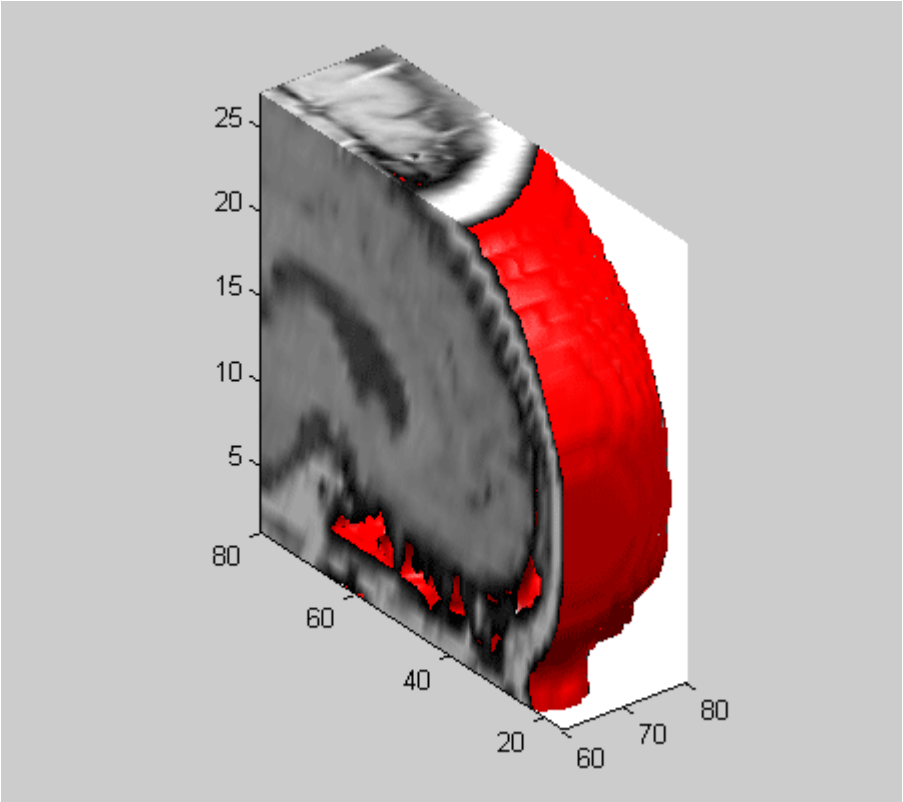
```
load mri;
D = squeeze (D);
Ds = smooth3 (D);
hiso = patch (isosurface (Ds, 5), 'FaceColor', [1, .75, .65], 'Edgecolor', 'none');
hcap = patch (isocaps (D, 5), 'FaceColor', 'interp', 'Edgecolor', 'none');
colormap (map); view (45,30); axis tight; daspect ([1,2, .4])
lightangle (45,30); set (gcf, 'Renderer', 'zbuffer');
lighting phong; isonormals (Ds, hiso);
set (hcap, 'AmbientStrength',. 6)
set (hiso, 'SpecularColorReflectance', 0, 'SpecularExponent', 50);
```



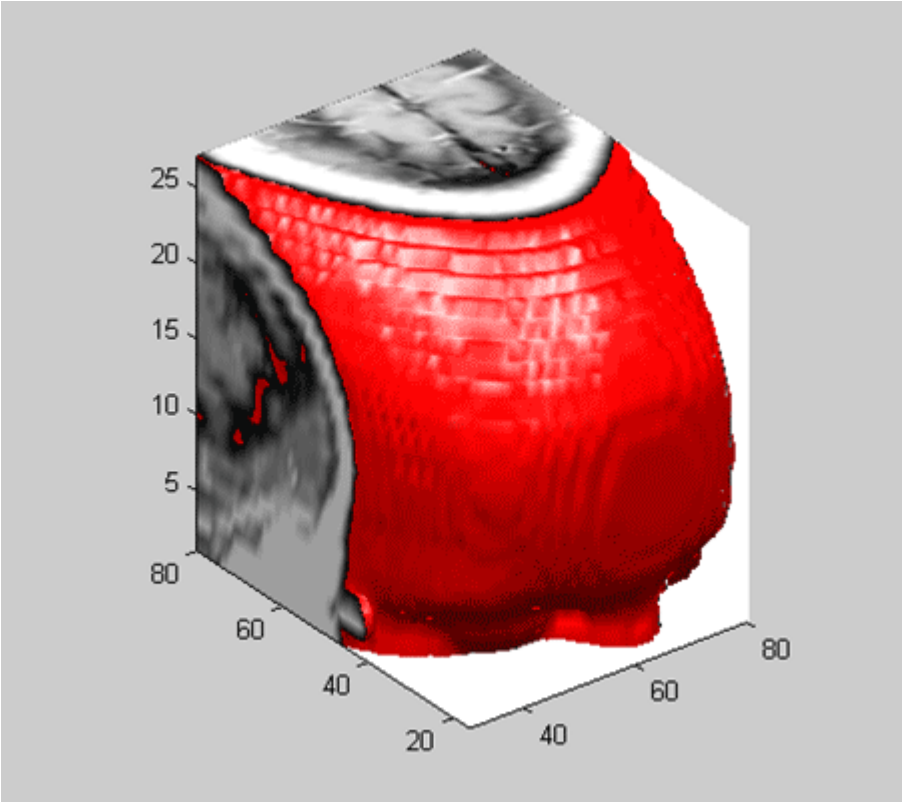
Візуалізація фрагмента об'єкта

Також в системі Matlab існує можливість візуалізації частини тривимірного об'єкту. Продемонструємо це на прикладі візуалізації черепної коробки.

```
load mri;
D = squeeze (D);
[X, y, z, D] = subvolume (D, [60,80, nan, 80, nan, nan]);
p1 = patch (isosurface (x, y, z, D, 5), 'FaceColor', 'red',
'Edgecolor', 'none');
isonormals (x, y, z, D, p1);
p2 = patch (isocaps (x, y, z, D, 5), 'FaceColor', 'interp',
'Edgecolor', 'none');
view (3); axis tight; daspect ([1,1, .4]); colormap (gray
(100))
camlight right; camlight left; lighting gouraud
```



Змінюючи параметри рядка:
[X, y, z, D] = subvolume (D, [30,80, nan, 80, nan, nan]);
можна візуалізувати довільну частину черепної коробки.

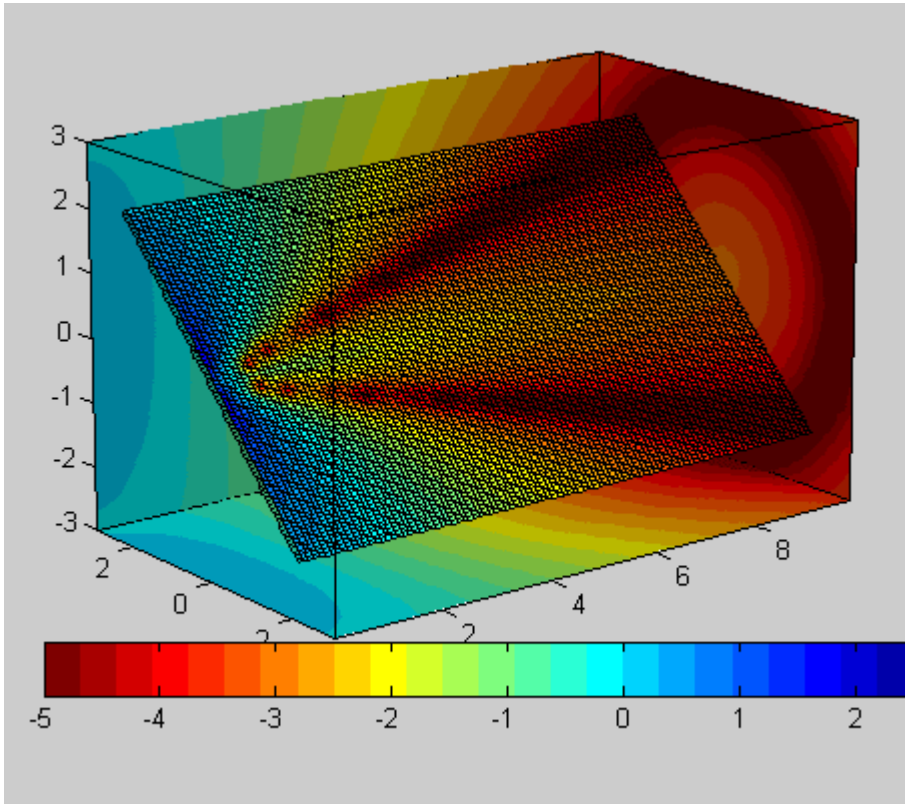


Просторова візуалізація струменя

Покажемо приклад просторової візуалізації струменя рідких або газоподібних речовин.

```
[X, y, z, v] = flow;
xmin = min (x (:)); ymin = min (y (:)); zmin = min (z (:));
xmax = max (x (:)); ymax = max (y (:)); zmax = max (z (:));
hslice = surf (linspace (xmin, xmax, 100), linspace (ymin, ymax, 100), zeros (100));
rotate (hslice, [- 1,0,0], - 45);
xd = get (hslice, 'XData'); yd = get (hslice, 'YData'); zd = get (hslice, 'ZData');
delete (hslice);

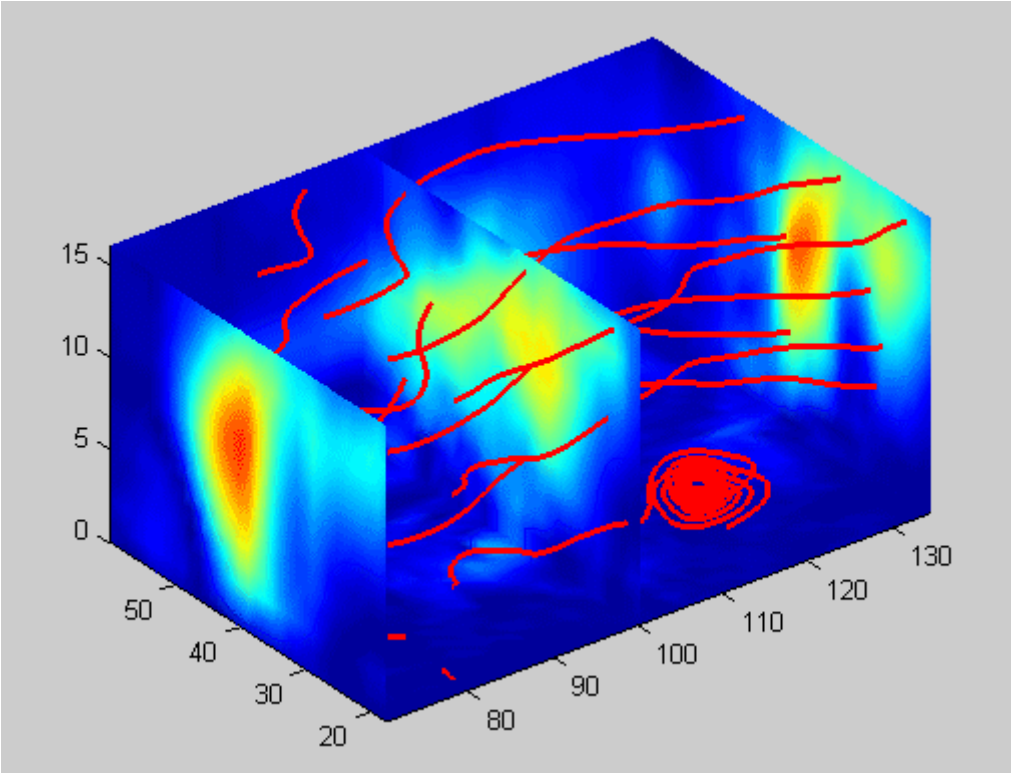
h = slice (x, y, z, v, xd, yd, zd);
set (h, 'FaceColor', 'interp', 'DiffuseStrength',. 8)
hold on;
hx = slice (x, y, z, v, xmax, [], []);
set (hx, 'FaceColor', 'interp', 'EdgeColor', 'none')
hy = slice (x, y, z, v, [], ymax, []);
set (hy, 'FaceColor', 'interp', 'EdgeColor', 'none')
hz = slice (x, y, z, v, [], [], zmin);
set (hz, 'FaceColor', 'interp', 'EdgeColor', 'none')
daspect ([1,1,1]); axis tight; box on
view (-38.5,16); camzoom (1.4); camproj perspective
lightangle (-45,45); colormap (jet (24));
set (gcf, 'Renderer', 'zbuffer'); colormap (flipud (jet (24)));
caxis ([- 5,2.4832]); colorbar ( 'horiz');
```



Візуалізація електричних розрядів

Наведемо приклад візуалізації розвитку електричного розряду.

```
load wind;
xmin = min (x (:));
xmax = max (x (:)); ymax = max (y (:)); zmin = min (z (:));
wind_speed = sqrt (u. ^ 2 + v. ^ 2 + w. ^ 2);
hsurfaces = slice (x, y, z, wind_speed, [xmin, 100, xmax],
ymax, zmin);
set (hsurfaces, 'FaceColor', 'interp', 'EdgeColor', 'none');
hcont = contourslice (x, y, z, wind_speed, [xmin, 100,
xmax], ymax, zmin);
[Sx, sy, sz] = meshgrid (80,20: 10: 50,0: 5: 15);
hlines = streamline (x, y, z, u, v, w, sx, sy, sz);
set (hlines, 'LineWidth', 2, 'Color', 'r');
view (3); daspect ([2,2,1]); axis tight
```

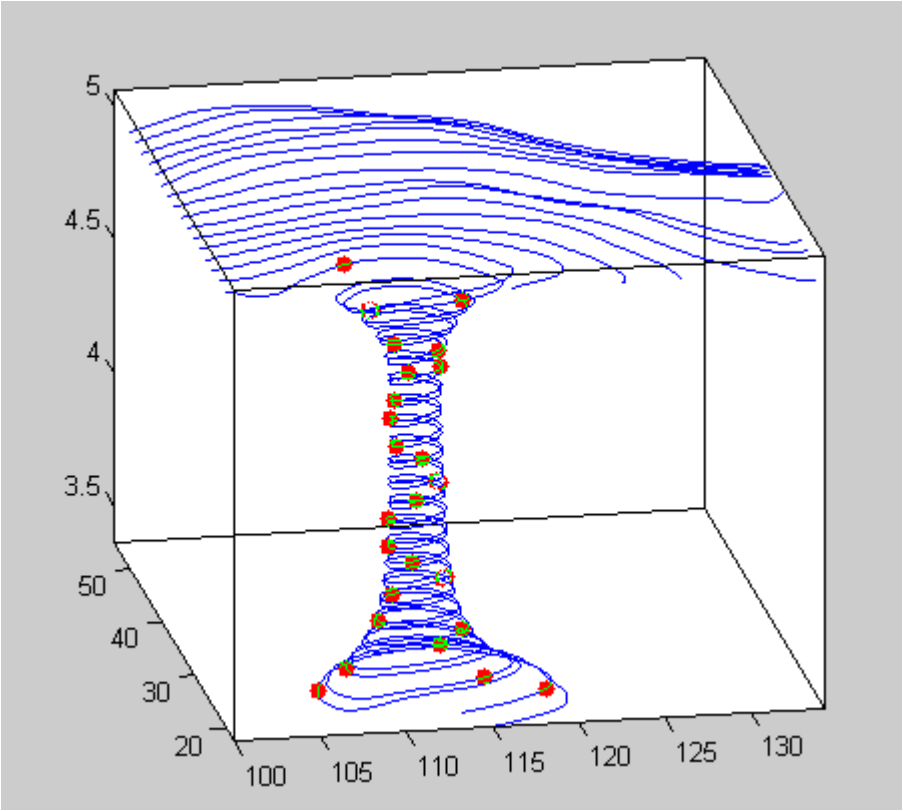


Візуалізація вихорів

Розглянемо два приклади візуалізації вихорів.

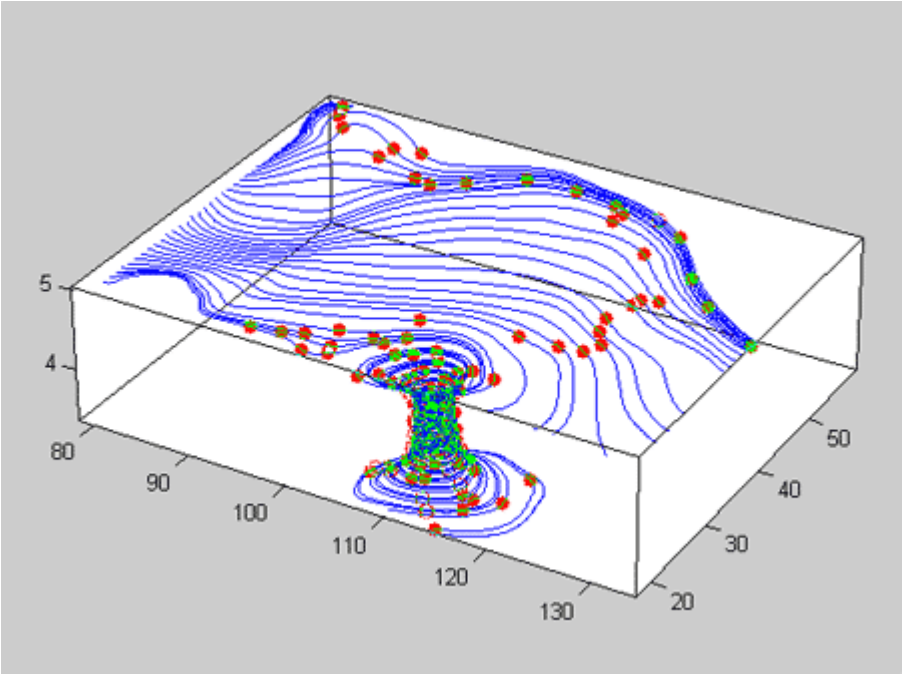
Приклад 1.

```
load wind; [sx, sy, sz] = meshgrid (100,20: 2: 50,5);
verts = stream3 (x, y, z, u, v, w, sx, sy, sz);
sl = streamline (verts);
view (-10.5,18); daspect ([2 + 2 0.125]); axis tight; box
on;
iverts = interpstreamspeed (x, y, z, u, v, w, verts, 0.05);
set (gca, 'drawmode', 'fast'); streamparticles (iverts, 15,
'Animate', 10, 'ParticleAlignment', 'on', ...
        'MarkerEdgeColor', 'none', 'MarkerFaceColor', 'red',
'Marker', 'o');
```



Приклад 2.

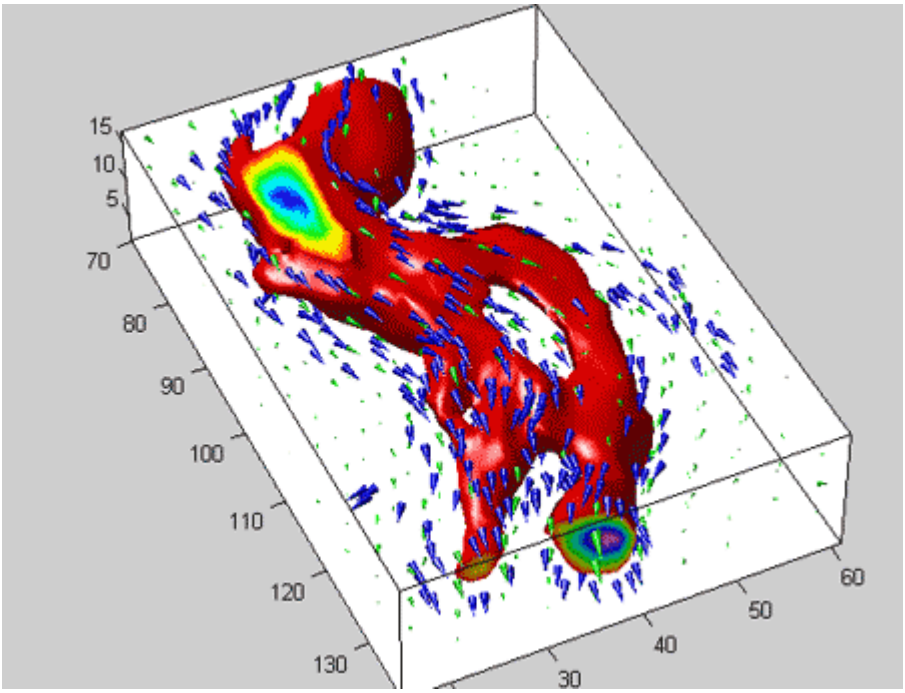
```
load wind; [sx, sy, sz] = meshgrid (80,20: 1: 55,5);
verts = stream3 (x, y, z, u, v, w, sx, sy, sz);
sl = streamline (verts);
iverts = interpst
reamspeed (x, y, z, u, v, w, verts, .025);
axis tight; view (30,30); daspect ([1 + 1 .125]);
camproj perspective; camva (8); set (gca, 'DrawMode',
'fast');
box on;
streamparticles (iverts, 35, 'animate', 10,
'ParticleAlignment', 'on');
```



Візуалізація струменів за допомогою конусів

Продемонструємо один із прикладів дослідження руху газових або рідинних струменів.

```
load wind;
wind_speed = sqrt (u. ^ 2 + v. ^ 2 + w. ^ 2);
hiso = patch (isosurface (x, y, z, wind_speed, 40));
isonormals (x, y, z, wind_speed, hiso);
set (hiso, 'FaceColor', 'red', 'EdgeColor', 'none');
hcap = patch (isocaps (x, y, z, wind_speed, 40),
'FaceColor', 'interp', 'EdgeColor', 'none');
colormap hsv; daspect ([1 1 + 1]);
[F verts] = reducepatch (isosurface (x, y, z, wind_speed,
30), 0.07);
h1 = coneplot (x, y, z, u, v, w, verts (:, 1), verts (:, 2),
verts (:, 3), 3);
set (h1, 'FaceColor', 'blue', 'EdgeColor', 'none');
xrange = linspace (min (x (:)), max (x (:)), 10);
yrange = linspace (min (y (:)), max (y (:)), 10);
zrange = 3: 4: 15;
[Cx, cy, cz] = meshgrid (xrange, yrange, zrange);
h2 = coneplot (x, y, z, u, v, w, cx, cy, cz, 2);
set (h2, 'FaceColor', 'green', 'EdgeColor', 'none');
axis tight; box on; camproj perspective;
camzoom (1.25); view (65,45);
camlight (-45,45); set (gcf, 'Renderer', 'zbuffer');
lighting phong; set (hcap, 'AmbientStrength',. 6);
```


15
10
5
70
80
90
100
110
120
130
60
50
40
30

Практична робота 6
Кодування і стиснення зображень: завдання кодування

Візуальна інформація, що підлягає обробці на ЕОМ, може вводитися в пристрій зі спеціального датчика (пристрої введення) або являти собою результат деяких обчислень. В тому і іншому випадку така інформація зіставляється з деякою картиною, візуально сприймається людиною. Це зіставлення по суті і є принциповою відмінністю візуальної інформації від числової, логічної, символьної або будь-якої іншої, яка може бути представлена в пам'яті ЕОМ [4].

Очевидно, що візуальна інформація повинна з певним ступенем точності відображати стан яскравості або прозорості кожної точки зорово сприймають картини. Для простоти в подальшому будемо розглядати тільки плоскі картини. Щоб уявити візуальну інформацію в цифровій формі, необхідно дискредитувати простір (площину) і проквантувати значення яскравості в кожної дискретної точці. Найбільш просто і природно дискретизація досягається за допомогою координатної сітки, утвореної лініями, паралельними осям x і y декартовій системи координат. У кожному вузлі такої решітки робиться відлік яскравості або прозорості носія зорово сприймають інформації, яка потім квантується і представляється в пам'яті ЕОМ. Малюнок 1 ілюструє процес кодування на прикладі зображення з чотирма градаціями яскравості.



а)

0	0	1	1	2	2	3	3
0	0	1	1	2	2	3	3
0	0	1	1	2	2	3	3
0	0	1	1	2	2	3	3

б)

Рисунок 6.1 - Кодування візуальної інформації: а - вихідне зображення; б - його рецепторне уявлення.

Результат представлений на рис. 6.1, б у вигляді матриці, елементами a_{ij} якої служать відліки в вузлах решітки.

Таке уявлення візуальної інформації називається рецепторним [3], природним [1], поелементний або матричним [2]. Воно заслуговує на увагу хоча б тому, що найбільш зручно описує процеси введення і виведення зображень і дозволяє легко встановити однозначну відповідність між картиною і її поданням до пам'яті ЕОМ. Широкий клас датчиків, що використовуються для введення оптичної інформації в ЕОМ, є набором світлочутливих елементів (рецепторів), що перетворюють світловий сигнал в електричний. У процесі введення рецептори, розташовані в вузлах рецепторної сітки, опитуються в певній послідовності і знімаються з них

сигнали перетворяться в цифрову форму. Таким чином виходить послідовність відліків в вузлах координатної сітки. Наприклад, при використанні телевізійних датчиків, інформація,що міститься в телевізійному кадрі, зчитується через підрядник, т. е. відліки в часі утворюють наступну послідовність:

$$a_{11}, a_{12}, \ldots, a_{1n}, a_{21}, a_{22}, \ldots, a_{2n}, a_{m1}, a_{m2}, \ldots, a_{mn}, \qquad (1)$$

де a_{ij} - елемент матриці відліків, розташований на перетині i -го рядка і j -го стовпця; m - число рядків матриці, відповідне числу рядків в кадрі; n - число стовпців матриці, відповідне числу елементів в рядку.

При використанні інших датчиків (наприклад, твердотільних) відліки можуть видаватися в іншій послідовності. У всіх випадках поелементний спосіб представлення зображень знаходить застосування в якості проміжного при зчитуванні візуальної інформації. Цей спосіб зручно використовувати і при відображенні інформації на відеоконтрольних пристроях. У зв'язку з цим завдання кодування візуальної інформації будемо розглядати як завдання перетворення природної форми подання в форму, зручну для зберігання і обробки в ЕОМ.

З огляду на, що будь-яка обробка інформації може розглядатися як її перекодування, будемо відрізняти первинні, або абсолютні, кодові опису від вторинних, або відносних [1]. Не даючи строгих визначень, вкажемо лише на дві істотні відмінності таких кодових описів. По-перше, первинні способи подання на відміну від вторинних повинні бути універсальними, тобто. Е. Допускати можливість відновлення відповідного зображення з точністю, яка визначається параметрами рецепторної решітки і числом К рівнів квантування, і не враховувати специфіку вводяться зображень або подальших алгоритмів їх обробки. По-друге, первинне уявлення можна досить просто отримати з природного так, щоб перекодування здійснювалося відносно простими пристроями в процесі введення інформації в ЕОМ.Прикладом первинного опису візуальної інформації служить її поелементне кодування. Вторинні способи подання інформації можуть істотно відрізнятися від первинних (або природного) і виходити в результаті досить складних алгоритмів обробки візуальної інформації. Наприклад, можна запропонувати досить компактні способи подання принципових електричних схем, засновані на перерахування елементів, що зустрічаються в схемі, із зазначенням місць розташування на кресленні самих елементів і з'єднують їх ліній. Як приклад вторинного опису можна привести опис зображення в деякому просторі ознак, використовуваних надалі для розпізнавання образів.Вторинні способи подання інформації можуть істотно відрізнятися від первинних (або природного) і виходити в результаті досить складних алгоритмів обробки візуальної інформації. Наприклад, можна запропонувати досить компактні способи подання принципових електричних схем, засновані на перерахування елементів, що зустрічаються в схемі, із зазначенням місць розташування на кресленні самих

елементів і з'єднують їх ліній. Як приклад вторинного опису можна привести опис зображення в деякому просторі ознак, використовуваних надалі для розпізнавання образів.Вторинні способи подання інформації можуть істотно відрізнятися від первинних (або природного) і виходити в результаті досить складних алгоритмів обробки візуальної інформації. Наприклад, можна запропонувати досить компактні способи подання принципових електричних схем, засновані на перерахування елементів, що зустрічаються в схемі, із зазначенням місць розташування на кресленні самих елементів і з'єднують їх ліній. Як приклад вторинного опису можна привести опис зображення в деякому просторі ознак, використовуваних надалі для розпізнавання образів із зазначенням місць розташування на кресленні самих елементів і з'єднують їх ліній. Як приклад вторинного опису можна привести опис зображення в деякому просторі ознак, використовуваних надалі для розпізнавання образів із зазначенням місць розташування на кресленні самих елементів і з'єднують їх ліній. Як приклад вторинного опису можна привести опис зображення в деякому просторі ознак, використовуваних надалі для розпізнавання образів.

Для того щоб далі формалізувати задачу кодування, зручно чіткіше виділити структурні одиниці візуальної інформації. Назвемо всю підлягає запису в ЕОМ візуальну інформацію картиною або сценою. Будемо припускати, що вона представлена в природній формі. На розміри картини ніяких обмежень не накладається. В окремому випадку її розміри можуть перевищувати розміри рецепторного поля оптичного датчика, використовуваного для введення інформації в ЕОМ. У цьому випадку картина розбивається на прямокутні області, звані растрами або кадрами (рис. 2).

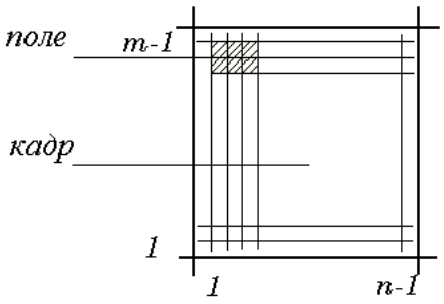


Рисунок 6.2 - Структурні одиниці машинного уявлення візуальної інформації

Кожен растр за розмірами відповідає рецепторному полю датчика і містить mxn відліків, що утворюють прямокутну матрицю, що складається з m рядків і п стовпців. Кожен відлік характеризується числом K рівнів квантування відеосигналу. Зазвичай вважають $K = 2^k$, де k - ціле. Іноді виділяють ще одну структурну одиницю інформації - поле. Поле - це частина кадру, утворена декількома сусідніми відліками. Параметри m , n і kвибирають в залежності від необхідної точності представлення інформації з урахуванням можливостей оптичного датчика. Наприклад, якщо в якості такого датчика

використовують телекамеру, що працює в стандартному режимі, число рядків і стовпців растра зазвичай змінюється в межах від 256 до 512, а число помітних рівнів сірого не перевищує 256 ($k \leq 8$).

У загальному випадку для поелементного запису кадру потрібно пам'ять, яка міститьбіт інформації.

$$W = mnk \quad (2)$$

Якщо оцінити W, то можна переконатися в тому, що для поелементного уявлення кадру потрібно значний обсяг пам'яті. Наприклад, нехай $m = n = 256$ і $k = 6$. В цьому випадку $W = 6 \cdot 2^{16}$. При визначенні способу розміщення інформації в пам'яті ЕОМ необхідно враховувати той факт, що пам'ять ЕОМ має словникову структуру, т. Е. Існує мінімальне адресується слово фіксованої довжини s. У загальному випадку s не дорівнює і не кратна k. Тут можна запропонувати два підходи до вирішення задачі розміщення відліків в словах пам'яті ЕОМ.

У першому з них для подання візуальної інформації використовують всі розряди всіх слів виділеного масиву. У цьому випадку досягається найбільша компактність подання і потрібно менший обсяг пам'яті. Його оцінка при поелементному кодуванні дається формулою (2). Однак таке розміщення незручно для обробки інформації, так як деякі відліки виявляються розміщеними в декількох словах. При іншому підході кожен відлік цілком представляється деяким машинним словом. Але при цьому в загальному випадку використовуються в повному обсязі розряди машинних слів, що призводить до збільшення необхідного обсягу пам'яті. Наприклад, якщо взяти підхід, при якому кожен відлік розміщується в окремому слові, то для представлення одного кадру потрібно mn машинних слів.

Природно сформулювати завдання кодування як завдання отримання такого подання візуальної інформації, яка займає мінімальний обсяг пам'яті ЕОМ і в той же час зручно для обробки. Практична значимість мінімізації обсягу пам'яті стає більш очевидною, якщо врахувати, що в багатьох випадках потрібно аналізувати картини значних розмірів, що містять сотні, а може бути тисячі растрів. Щоб отримати якісь чисельні оцінки, розглянемо реальний приклад, в якому розміри оброблюваної картини становлять 200х300 мм і кожен відлік представляється словом, що містить вісім двійкових розрядів. Якщо при цьому крок рецепторної сітки дорівнює 0,1 мм, то потрібно пам'ять близько 6 Мбайт.

Оцінимо якість або ефективність коду середньою кількістю біт, що припадають на один відлік:

$$l = \frac{W_{mn}}{mn} \quad (3)$$

де W_{mn} - обсяг пам'яті, необхідний для подання одного кадру розміром mxn.

Якщо не брати до уваги можливі втрати, зумовлені словникової

організацією пам'яті, для поелементного способу кодування відповідно до (3) $l = k$. Припускаючи, що необхідний при поелементному кодуванні обсяг пам'яті вдається скоротити, покладемо $l_{max} = k$.Введем в розгляд коефіцієнт скорочення

$$\alpha = \frac{l_{max}}{l} \qquad (4)$$

характеризує скорочення обсягу пам'яті в порівнянні з по елементним кодуванням.

Для оцінки можливостей і шляхів побудови ефективних кодів, розглянемо математичну модель візуальної інформації. Будемо вважати, що значення яскравості в кожній точці (x, y) є випадковою функцією $F(x, y)$, а відлік a є випадкова величина, обрана з кінцевої генеральної сукупності $C = \{1,2,\ldots,2^K - 1\}$. Можна запропонувати кілька моделей випадкового вибору, що відрізняються складністю опису і ступенем відповідності реальних процесів. У простій з них покладемо, що відліки незалежні і кожен з них приймає $i = e$ значення з імовірністю $p(i)$, т. Е. $P(a = a_i) = p(a_i)$, $a_i \in C$. В цьому випадку ентропія $h_i(a)$ кожного відліку a дорівнює

$$h_1(a) = -\sum_{i=0}^{K-1} p(i) \log p(i) \qquad (5)$$

Якщо зробити ще одне спрощує припущення і прийняти, що всі значення відліків різновірогідні, т. Е. $P(i) = 1 / K$, отримаємо $h_1 = k$ біт. У цьому окремому випадку відповідно до теореми Шеннона [4] не існує способів кодування, для яких $l < k$.

Стиснення інформації можливо, якщо взяти до уваги нерівномірність розподілу значень відліків і їх взаємну залежність. Оцінку скорочення надмірності за рахунок обліку нерівномірності розподілу дає формула (5), тобто максимальний коефіцієнт скорочення (4) дорівнює k / h_1. Як показали дослідження телевізійних зображень, надмірність, яку вносить неоднаковим ймовірністю значень відліків, відносно невелика і дозволяє скоротити обсяг пам'яті не більше ніж в 1,5 рази.

Більш істотного скорочення можна досягти, якщо врахувати реально існуючу статистичну залежність між відліками. Найбільш просто врахувати таку залежність, описуючи послідовність відліків ланцюгом Маркова [4]. З цією метою лінійно впорядкуємо відліки відповідно до будь-яким способом сканування площині, наприклад у вигляді (1). У першому наближенні приймемо до уваги залежність тільки між сусідніми відліками. Наведемо таку залежність за допомогою умовних ймовірностей $p(i / j)$. Тут $p(i / j)$ - ймовірність того, що відлік має значення i за умови, що попередній дорівнює Y. Тоді умовна ентропія $h_2(a / j)$символу ланцюга Маркова, обчислена за умови, що попередній символ має значення j.

Вираз для безумовної ентропії $h_2(a)$ можна отримати, усереднивши $h_2(a/j)$:

$$h_2(a/j) = -\sum_{i=0}^{K-1}\sum_{j=0}^{K-1} p(i,j)\log p(i/j) \qquad (6)$$

де $p(j, i) = p(j)\, p(i/j)$ - ймовірність події, яка полягає в тому, що два сусідніх символу мають значення j , i . Формула (6) допускає природне узагальнення, коли модель враховує статистичну залежність кожного відліку від поля зображення A (r -1), що містить r -1 відліків:

$$h_r(a) = -\sum_{i=0}^{K-1}\sum_{j=0}^{K^{r-1}-1} p(A_j, j)\log p(i/A_j) \qquad (7)$$

де $p(A_j, i)$ - ймовірність події, яка полягає в тому, що після r -1 відліків, що утворюють слово A_j , слід відлік з яскравістю i ; $p(i/A_i)$ - умовна ймовірність того, що після комбінації A_i слід відлік з яскравістю i . Природно, що $h_1 \geq h_2 \geq h_3$ (при $r \geq 2$). Причому h_r залежить від того, які r -1 елементів зображення утворюють поле A (r-1). Зазвичай розглядають статистичну залежність між декількома сусідніми елементами кожного рядка і кожного стовпця матриці відліків. Вважаючи $l = h_r$, можна отримати оцінку максимально досяжних коефіцієнтів скорочення для кожної моделі візуальної інформації.

Облік статистичної залежності між відліками лежить в основі побудови первинних способів кодування візуальної інформації. Такі коди інтенсивно розробляли і досліджували в основному для передачі телевізійних зображень, і відповідні результати досить широко представлені в літературі. Очевидно, що коди, які використовуються тільки для передачі і відтворення зображень і коди, призначені для обробки зображень в ЕОМ, повинні задовольняти різним вимогам. По-перше, до таких кодами пред'являють різні вимоги по точності представлення зображення. При передачі телевізійних зображень передбачається, що в кінці передачі картина буде відтворено на екрані телевізора і сприйнята людиною. Тому при створенні відповідних кодів враховують властивості зору. Виявляється, що не завжди зображення,суб'єктивно сприймається як гарне, досить точно відображає окремі деталі, необхідні для промислового зору. По-друге, процеси кодування і декодування інформації при її передачі істотно відрізняються від процесів зберігання і обробки інформації в ЕОМ. В результаті, коди, допускають досить просту апаратну реалізацію передачі інформації, виявляються "незручними" для подання інформації в ЕОМ. Так, коди, використовувані в цифровому телебаченні, не враховують особливості словникової структури пам'яті ЕОМ, які використовуються в ЕОМ способи адресації інформації та організації масивів і їх описів, можливості багаторазового зчитування окремих елементів зображення, а також ряд інших особливостей програмної обробки інформації.

Незважаючи на вагомість відмінностей у вимогах, пропонованих до кодів, методи кодування,використовувані в цифровому телебаченні, при виборі способу представлення візуальної інформації в ЕОМ заслуговують самого ретельного вивчення. Нижче наводиться короткий огляд таких методів.

Статистичні методи кодування інформації. Статистичні коди відносяться до нерівномірним, т. Е. Однаковим за розмірами елементів зображення присвоюються кодові слова нерівної довжини. Стиснення інформації досягається за рахунок того, що для подання найбільш ймовірних значень яскравості вибирають короткі кодові слова, а для найменш імовірних - довгі.

Щодо просто такий код виходить, якщо прийняти модель, в якій відлік вважаються незалежними. Якщо відомо розподіл ймовірностей $p\ (i)$, то для побудови ефективних кодів можна скористатися методикою Хаффмена або Шеннона - Фано [4]. При цьому можна отримати хороше наближення до гранично досяжному коефіцієнту скорочення, витрачаючи на представлення кожного символу в середньому слово довжиною h_1 біт.

Складніше будуються коди, в яких враховується статистична залежність між яскравостями в сусідніх точках зображення. В цьому випадку кодове слово, зіставлене певному значенню яскравості, змінюється в залежності від значення яскравості в попередньої точці. Таким чином, спосіб кодування кожного i-го відліку визначається значенням сусіднього (i-1) -го відліку. Побудувати ефективні коди можна за такою методикою. Перебираються всі можливі значення яскравості j = 0,1,2, ..., 2^k-1 попереднього елемента і для кожного j будується свій код Хаффмена або Шеннона - Фано, виходячи з розподілу умовних ймовірностей $p\ (i / j)$. Як попереднього елемента зазвичай використовують сусідній відлік в рядку або стовпці. Як показали відповідні дослідження телевізійних зображень, на цьому шляху можна стиснути зображення в два-три рази.

Подальше скорочення обсягу пам'яті можна отримати, якщо враховувати не один, а одночасно два або три сусідніх відліку. Однак при цьому істотно ускладнюється процедура кодування і декодування, а виграш відносно невеликий. Так, облік двох попередніх елементів (наприклад, сусідніх по рядку і стовпцю) дозволяє скоротити опис, що виходить при обліку тільки одного сусіднього елемента, на 20-25%. У зв'язку з цим кодування тріад широкого поширення не одержало.

Інший підхід до кодування зображення з урахуванням попереднього елемента полягає в поданні різниць сусідніх відліків. Різниці кодуються за тією ж методикою Хаффмена і Шеннона - Фано з урахуванням відповідної функції розподілу ймовірностей. Теоретична межа скорочення обсягу пам'яті при кодуванні різниць як і при кодуванні пар відліків визначається формулою (6).

Статистичні методи кодування володіють двома істотними недоліками. По-перше, статистичні властивості залежать від характеру подається зображення. У зв'язку з цим необхідний процес адаптації, що ускладнює використання таких кодів. По-друге, статистичні коди мають малу

завадостійкість. Спотворення одного символу тягне спотворення і всіх наступних. У зв'язку з цим періодично потрібно представляти значення деяких опорних елементів незалежно від значень їхніх сусідів.

Кодування серій. Серією називається послідовність відліків, що мають однакове значення. Всі зображення можна представити у вигляді послідовності серій. У напівтонових зображеннях серії зазвичай містять невелику кількість елементів. Тому в таких випадках переходять до наближеного опису, визначаючи серію як послідовність елементів, значення яких відрізняються одне від одного не більше ніж на μ, де (μ- поріг, який визначає необхідну точність представлення інформації).

Для представлення зображень у вигляді серій задають або координати граничних елементів, або довжини серій. Число символів, необхідне для подання рядки в двох розглянутих способах кодування, збігається і дорівнює числу серій. Однак кількість розрядів, необхідне для подання довжин серій, статистично менше, ніж при завданні координат граничних елементів. Таким чином, з двох способів кодування довгих серій вимагає меншого обсягу пам'яті, але має меншу завадостійкістю, так як помилка в одному коді спотворює всю рядок. Під уявлення довжини серії відводять елемент списку. Число розрядів цього елемента вибирають меншим, ніж вимагається для подання максимальної довжини, яка дорівнює числу відліків в рядку. При цьому, якщо довжина серії неможливо одним елементом, серія розбивається на кілька серій максимальної довжини.Для того щоб розпізнати подібні ситуації, в кожному елементі кодування виділяється поле під уявлення ознаки серії - значення яскравості відліків, що належать серії. Найбільш зручно кодування серій використовується для представлення двухградаційних зображень.

Кодування з прогнозом. Основна ідея способу кодування з пророкуванням полягає в тому, що кожен відлік a_i можна передбачити на основі аналізу декількох попередніх відліків a_{i1}, a_{i2}, ..., a_{ir}. В результаті передбачення виходить деяка оцінка $\bar{a}_i$ i-го відліку як функція попередніх відліків

$$\bar{a}_i = \varphi(a_{i1}, a_{i2}, \ldots, a_{ir}) \qquad (8)$$

Для представлення зображення використовуються різниці між передбаченими і істинними значеннями відліків

$$\varepsilon_i = a_i - \bar{a}_i \qquad (9)$$

звані помилками передбачення. Якщо відомі значення відліків в декількох базових точках і матриця помилок передбачення, то по (8) і (9) можна відновити зображення. Помилка передбачення задається одним з раніше розглянутих способів. При правильно обраній передбачення ентропія помилок істотно менше ентропії відліків, що розглядаються без урахування взаємозв'язку, що і дозволяє скоротити обсяг пам'яті для представлення

зображення.

Як правило, функція передбачення вибирається з класу лінійних:

$$\varphi(a_{i1}, a_{i2}, \ldots, a_{ir}) = \sum_{j=1}^{r} k_j a_{ij} \qquad (10)$$

Причому в якості попередніх елементів використовують зазвичай не більше трьох елементів растра. Відповідно розрізняють одно-, двох- або тривимірні провісники. В одновимірному провісника значення відліку передбачається рівним попередньому в рядку, в двомірному - для передбачення використовують значення попереднього елемента того ж рядка і відповідного елемента попереднього рядка, в тривимірному (додатково до перерахованих двом) - попередній елемент попереднього рядка. Для двох і тривимірних провісників коефіцієнти вибирають за критерієм мінімальної середньоквадратичної помилки передбачення. Передбачення грунтується на статистичної залежності кожного відліку від попередніх. Максимальний коефіцієнт скорочення αможна оцінити по (4) і (7), поклавши $l = h_r(a)$.Як показали дослідження, кодування з пророкуванням дозволяє досягти стиснення інформації в 3-3,5 рази.

*Інші методи кодування.*На закінчення наведемо короткий опис деяких варіантів кодування, які інтенсивно розвиваються для передачі візуальної інформації. Тут слід перш за все назвати адаптивні методи кодування. У них в процесі передачі інформації так чи інакше досліджуються статистичні властивості сигналів і відповідно до результатів коригується спосіб кодування. Оскільки всі розглянуті вище коди спираються на статистичні властивості зображень, адаптація можлива для кожного з них. Недолік адаптивних алгоритмів, що утруднюють їх застосування для подання візуальної інформації в ЕОМ, пов'язаний з відносною складністю декодування інформації. Цей недолік стає дуже великою, якщо в процесі обробки інформації значення кожного відліку необхідно зчитувати і відновлювати кілька разів. У зв'язку з цим видається,що процеси адаптації можуть ефективно використовуватися в системах промислового зору для настройки алгоритмів дискретизації відеосигналу з метою компенсації спотворень, обумовлених нерівномірністю освітленості і іншими аналогічними причинами, але не для представлення зображень в пам'яті ЕОМ.

Широко обговорюються в літературі алгоритми кодування зображень, засновані на перетвореннях Фур'є, Адамара, Хаара або Карунена - Лоева [1-4]. При такому кодуванні зображення представляється набором отриманих в результаті перетворення коефіцієнтів. Кодування з перетворенням дозволяє досягти істотного стиснення інформації та хорошої якості передачі телевізійних сигналів. Однак через складність алгоритмів декодування воно поки знаходить застосування лише в спеціальних системах обробки зображень.

This project has been funded with support from the European Commission. This publication / communication reflects the views only of the author, and the Commission cannot be held responsibility for any use which may be made of the information contained therein.