Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

Конспект лекцій
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 рамках проекту “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)

Конспект лекцій з вивчення 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.

Конспект лекцій 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.

ВСТУП

Сучасні методи медичної діагностики і біомедичних досліджень значною мірою ґрунтуються на аналізі зображень, одержуваних за допомогою технічних засобів (світлових і електронних мікроскопів, рентгено- та термографічних апаратів, томографів та ін.). Разом з тим, рішення діагностичних і наукових завдань при роботі з візуальною інформацією вимагає знання специфічних методів формування, реєстрації, цифрової обробки і аналізу зображень. Особливо це проявляється при використанні нових типів інформаційних систем, вирішальних проблеми вилучення прихованої діагностичної інформації (комп'ютерних томографів, лазерних конфокальної мікроскопів, ультразвукових діагностичних приладів і ін.). Більше 90% інформації про навколишній його світ людина отримує за допомогою зору. Однак, при всій чутливості очі, його можливості обмежені здатністю сприймати електромагнітне випромінювання лише у видимому діапазоні, і людина здавна прагнув їх розширити. Чи недивно, що вдосконалення методів і засобів збору і обробки візуальної інформації є надзвичайно важливим напрямом науково-технічного прогресу. Сучасні комп'ютерні засоби формування та обробки зображень можуть охоплювати практично весь електромагнітний спектр від гамма-випромінювання до радіохвиль. Зображення можуть породжуватися такими джерелами, з якими людині незвично пов'язувати спостережувані зображення (наприклад, ультразвукові зображення; зображення в радіодіапазоні та ін.).

Не існує загальноприйнятої точки зору, де закінчується обробка зображень і починаються інші суміжні галузі, такі як аналіз зображень і машинний зір. Природним етапом переходу від обробки зображень до їх аналізу виступає автоматичне або інтерактивне розпізнавання окремих областей або об'єктів на попередньо покращеному зображенні (Гонсалес Р., Вудс Р. 2006).

В рамках даного курсу під "аналізом біомедичних зображень" ми будемо розуміти процеси отримання, обробки зображень і вилучення ознак із зображень, аж до розпізнавання окремих об'єктів. Як приклад, що роз'яснює

сказане, розглянемо процес автоматизованого аналізу мазка крові або кісткового мозку (рис. 1.1), який включає наступні етапи:

• отримання зображення області препарату, що містить клітини, за допомогою скануючого мікроскопа;

• попередня обробка отриманого зображення з метою корекції нерівномірності освітлення, зменшення шуму, підвищення контрасту;

• сегментація (виділення) окремих клітин і клітинних структур;

• кількісний опис клітин;

• розпізнавання клітин на основі отриманих ознак;

• диференційний підрахунок клітин.

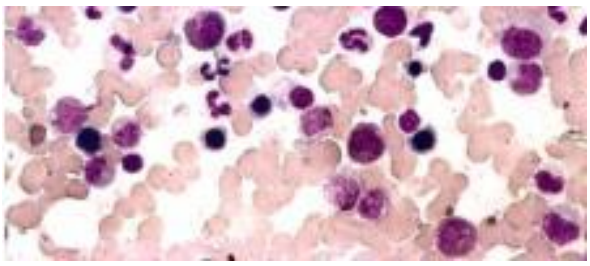


Рис. 1.1. Зображення мазка кісткового мозку.

Що стосується подальшої інтерпретації отриманих даних, то вона вже належить до області діагностики і здійснюється кваліфікованим лікарем або дослідником.

1. ЗОБРАЖЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ, МЕТОДИ ОТРИМАННЯ І РЕЄСТРАЦІЇ

• 1.1. Формування зображення в ультрафіолетовому діапазоні
• 1.2. Формування зображення в електронний мікроскоп
• 1.3. Рентгенівське зображення
• 1.4. Отримання зображень за допомогою радіоізотопів
• 1.5. Ультразвукові зображення
• 1.6. Зображення в радіодіапазоні

Перший крок в цифровій обробці зображення - перетворення оптичного зображення в форму, яка може бути збережена в машинної пам'яті. Це перетворення виконується світлочутливої системою, званої електронно-оптичний цифровий перетворювач, який видає закодовані числа, що є мірою інтенсивності світла. Система реєструє оптичне зображення з регулярним тимчасовим інтервалами, і виходить електричний струм, перетворений в рядок

дискретних числових значень, представляє розподіл інтенсивності в оптичному зображенні. Цей процес називають оцифровування, або квантування, а збережене числове уявлення вихідного оптичного зображення називають цифровим зображенням. Цифрове зображення - числова абстракція, якою можна оперувати, як будь-якими іншими даними, збереженими в машинної пам'яті. Існує величезна кількість операцій, які можуть бути виконані над цифровим зображенням; проте всі такі перетворення можуть бути віднесені до однієї з двох загальних категорій: аналіз зображення або обробка зображення.

Термін аналіз зображення відноситься до комп'ютерних процедур, які виробляють описову інформацію про цифрове зображення. Типовими прикладами можуть бути визначення кількості клітин в полі зору мікроскопа або вимірювання діаметра ядра специфічної клітини. цей тип числового аналізу називається виділення ознак, а кожне число, яке може використовуватися, щоб описати цифрове зображення, називають характеристикою зображення. У найширшому сенсі, характеристика зображення - будь-яка ознака, який може використовуватися, щоб описати цифрове зображення, на основі таких, наприклад, властивостей, як форма або площа ядра клітини, розподіл клітин в змішаній популяції за розмірами, і т.д. На додаток до виділення ознак, процедури, виконують аналіз зображення, можуть також бути використані для твори логічного аналізу інформації про проаналізованому зображенні, наприклад, чи містить область зображення (поле зору в мікроскопі) клітку, яка повинна бути проаналізована, або ця область повинна бути відхилена і слід перейти до аналізу наступної області. Процедури обробки зображень, які передують аналізу зображень, можуть дуже відрізнятися за складністю і, відповідно, за вимогами до устаткування для їх реалізації. Самі прості процедури аналізу зображення розробляються, щоб істотно підвищити продуктивність і точність при вирішенні завдань, які могли бути інакше виконані вручну, наприклад підрахунок числа бактеріальних колоній в чашках Петрі. Типова система цього типу могла б складатися тільки з оптичного проектора, цифрового графічного планшета і мінікомп'ютера, або, як альтернатива, відеокамери, відеомонітора, і мінікомп'ютера. Така система не вимагає особливих витрат і може бути використана негайно нетренованим персоналом.

Другом крайнім випадком застосування аналізу зображень, що вимагає досить складних технічних і програмних засобів і високої кваліфікації користувача, можуть стати процедури автоматичного розпізнавання і класифікації аномальних клітин в гістологічних препаратах. Така процедура

вимагає високошвидкісного вимірювання безлічі різних характеристик зображення препарату з метою виділення на складному тлі окремих клітин, отримання їх кількісних ознак і віднесення на основі заданих критеріїв до того чи іншого типу. Системи, що створюються для такого роду складного аналізу зображень, вимагають, як мінімум, високоякісної системи введення зображень в комп'ютер, великий оперативної пам'яті і високошвидкісного процесора. Більшість таких систем включають в себе спеціальні апаратні засоби (спецпроцесори), які виконують обробку зображення у багато разів швидше за звичайні програмованих універсальних комп'ютерів. Сучасні системи мають в своєму складі і складні пристрої формування і введення зображень, наприклад автоматизовані мікроскопи, що дозволяють не тільки позиціонувати аналізовані клітини, а й виконують процедури налаштування оптичної системи приладу для отримання оптимального якості зображення та його реєстрації з високим просторовим і фотометричним дозволом. До високою основної вартості таких систем додаються додаткові витрати, пов'язані з їх обслуговуванням, навчанням персоналу, розробкою спеціалізованого програмного забезпечення.

Інший категорією процедур обробки зображень є процедури підвищення якості зображення. Вони відрізняються від процедур аналізу зображення тим, що метою обробки є не отримання описової інформації про зображення, а перетворення зображення таким чином, щоб зробити його більш інформативним для людини - спостерігача або для аналізує зображення системи. Приклади процедур підвищення якості зображення: віднімання двох зображень, зафіксованих в різний час, з метою виявлення руху; підвищення контрасту; усунення шуму, підкреслення меж об'єктів і т.п. Процедури підвищення якості зображення можуть також використовуватися, щоб компенсувати деградацію оригінального зображення, викликаного дефектами або фізичними обмеженнями в системі формування зображення, наприклад, неоднорідністю освітлення поля зору в мікроскопі. Так як цифрове зображення є абстракцією в пам'яті комп'ютера, то їм можна керувати способами, які не можуть бути реалізовані фізичними пристроями, типу лінзи, призми, або фільтра. Деякі процедури підвищення якості зображення використовують корекцію цифрового зображення за допомогою цифрового аналога повної оптичної системи, яка була ретельно розрахована, щоб виправити викривлення зображення в реальному системі.

Системи, що створюються спочатку для цілей підвищення якості зображення, повинні задовольняти ряду додаткових вимог - вони повинні бути гнучкими і зручними для користувача, тобто дуже інтерактивними. Система

підвищення якості зображення - найбільш ймовірний тип для лікаря, який використовує, наприклад, мікроскоп або рентгенівський апарат як щоденний дослідний інструмент, і чиї вимоги до обробки можуть швидко змінюватися. За таких умов система повинна бути досить гнучкою, щоб дозволити користувачеві випробувати багато різних процедур обробки і мати можливість спостерігати результати в максимально короткий час. Такі системи зазвичай мають можливість виконання обробки в режимі реального часу, тобто в цифровій формі оброблене зображення буде відтворено на відеомоніторі без затримки. Очевидно, що різні додатки методів обробки зображення висуватимуть різні вимоги до необхідних для їх реалізації технічних засобів, програмного та методичного забезпечення.

Існуючі методи візуалізації грунтуються на різноманітних фізичних взаємодіях електромагнітного випромінювання з органними, тканинними і клітинними структурами. Розглянемо кілька основних методів отримання зображень, які представляють інтерес для і медичної діагностики.

1.1. Формування зображення в ультрафіолетовому діапазоні випромінювання

Доброю ілюстрацією використання зображень ультрафіолетового діапазону служить флуоресцентна мікроскопія, одне з найбільш швидко розвиваються, світловий мікроскопії.

Самі по собі ультрафіолетові промені невидимі для людського ока, але при зіткненні фотона ультрафіолетового випромінювання з електроном атома флуоресцентного матеріалу електрон переходить на більш високий енергетичний рівень. Подальше повернення порушеної електрона на нижній рівень супроводжується випромінюванням фотона з меншою енергією, що відповідає видимому (ближче до червоному) діапазону спектра. Принцип роботи флуоресцентного мікроскопа полягає в опроміненні підготовленого препарату яскравим активізує освітленням і наступному виділенні значно слабшого флуоресцентного світіння. Таким чином, очей спостерігача або інший детектор буде сприймати тільки вторинне випромінювання. Світіння флуоресціюючих ділянок повинно спостерігатися на темному тлі, щоб забезпечувався достатній для їх виявлення контраст (рис. 1.2). Чим темніше фон, виготовлений з нефлуорусцуючого матеріалу, тим вище ефективність приладу.

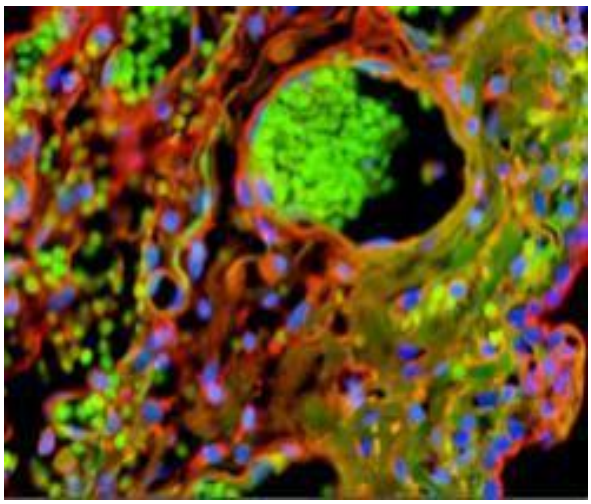


Рис. 1.2. Зображення мікрооб'єкту, отримане методом флуоресцентної мікроскопії.

Метод флуоресцентної мікроскопії покладено в основу нового класу приладів – конфокальної мікроскопів, який буде описаний нижче.

1.2. Формування зображення в електронному мікроскопі

Принцип роботи просвічуючого (трансмісійного) електронного мікроскопа (ПЕМ) у дечому аналогічний проектору слайдів, з тією різницею, що замість світлових променів для отримання зображення досліджуваного об'єкта застосовується сфокусований пучок електронів. Робота електронного мікроскопа складається з наступних основних кроків. Джерело (електронна гармата) випускає потік електронів, які рухаються з прискоренням в напрямку досліджуваного препарату завдяки прикладеному позитивного напрузі. За допомогою металевих щілинних діафрагм і магнітних лінз цей потік обмежується і фокусується, утворюючи тонкий пучок, сфокусований на препараті, які представляють собою ультратонкий зріз біологічного зразка. При проходженні пучка електронів крізь препарат, підданий обробці солями важких металів, щільність пучка змінюється за рахунок розсіювання електронів. Частина пучка, що пройшла крізь досліджуваний препарат, проектується на екран або фотоприймач з мішенню з фосфоресцирующего матеріалу. Взаємодія електронів з матеріалом екрану призводить до появи світла і, отже, видимого зображення.

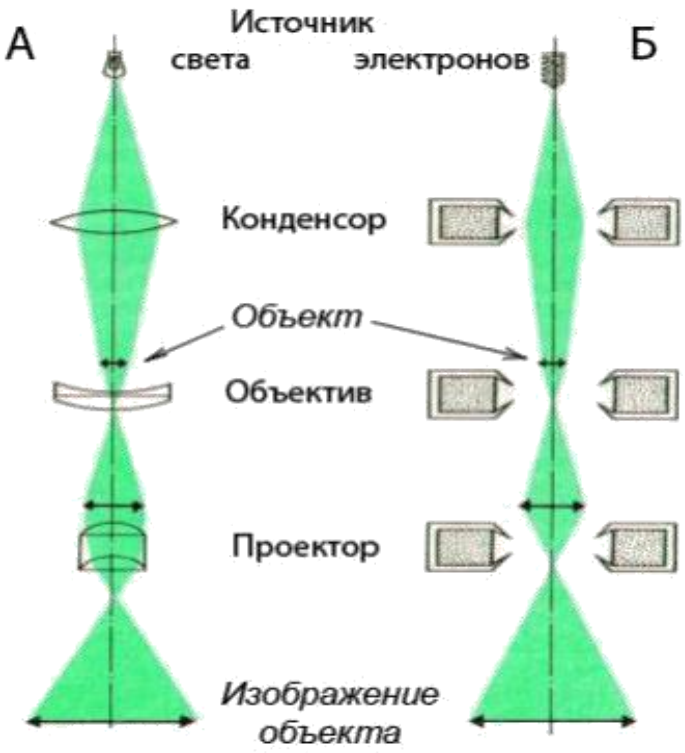


Рис. 1.3. Порівняльна схема формування зображення які просвічують в оптичному та електронному мікроскопах.

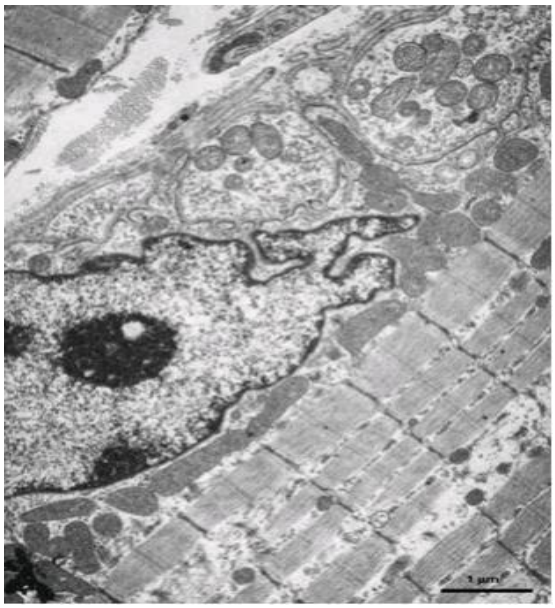


Рис. 1.4. Електронно-мікроскопічне зображення (фото компанії JEOL Ltd).

Скануючий електронний мікроскоп (СЕМ) здійснює сканування зразка електронним пучком, і результат взаємодії електронного пучка з кожною точкою поверхні зразка відображається у вигляді плями на фосфоресцируют екрані. Повне зображення формується шляхом реєстрового сканування зразка

електронним пучком аналогічно телевізійної розгортці. Відображені електрони при попаданні на фосфоресцирующий екран створюють на ньому видиме зображення. СЕМ краще підходять для об'ємних зразків, тоді як для ПЕМ необхідні ультра тонкі препарати.

Електронна мікроскопія з її високою роздільною здатністю відкриває багато нових деталей клітинних структур. Однак принципи формування зображення в електронному мікроскопі значно відрізняються від світлового мікроскопа. Ці відмінності необхідно враховувати для правильної інтерпретації електронно-мікроскопічних зображень. У звичайному мікроскопі зображення створюється за рахунок відмінностей в ступені поглинання світла різними ділянками досліджуваного об'єкта, в електронному – в основному за рахунок розсіювання об'єктом електронів. Ділянки клітин, сильно розсіюють електрони, будуть виглядати на екрані темними, а ділянки, слабо розсіюють електрони, - світлими.

Біологічні мікрооб'єкти (клітини) складаються з речовин, побудованих головним чином з легких елементів (C, N, O, H, P, S та ін.), тому їх зображення в електронному мікроскопі слабо контрастно і в клітинах можна побачити дуже мало структурних деталей. При використанні світлового мікроскопа це складне становище долається за допомогою фарбування (контрастування) об'єктів різними барвниками. В електронній мікроскопії щоб зробити зображення більш контрастним, клітини обробляють солями важких металів (свинцю, ртуті, хрому, урану, вольфраму, осмію). Так як атоми важких металів дуже сильно розсіюють електрони, то структури клітини, що поглинули ці метали, виглядають темними і контрастними.

1.3. Рентгенівські зображення

Рентгенівське випромінювання активно використовується для отримання зображень з моменту його відкриття в 1895 р Зображення формується в результаті взаємодії квантів рентгенівського випромінювання з приймачем і являє собою розподіл квантів, які пройшли через об'єкт діагностики і були зареєстровані детектором (рис. 1.5.). Останні діляться на первинні, тобто ті, які пройшли через об'єкт без взаємодії з його матеріалом, і на вторинні кванти, які виходять в результаті взаємодії з матеріалом об'єкта. Вторинні кванти, як правило, відхиляються від напрямку свого початкового руху і несуть мало корисної інформації. Корисну інформацію несуть первинні кванти. Вони дають інформацію про те, що квант проходить через матеріал об'єкта без взаємодії.

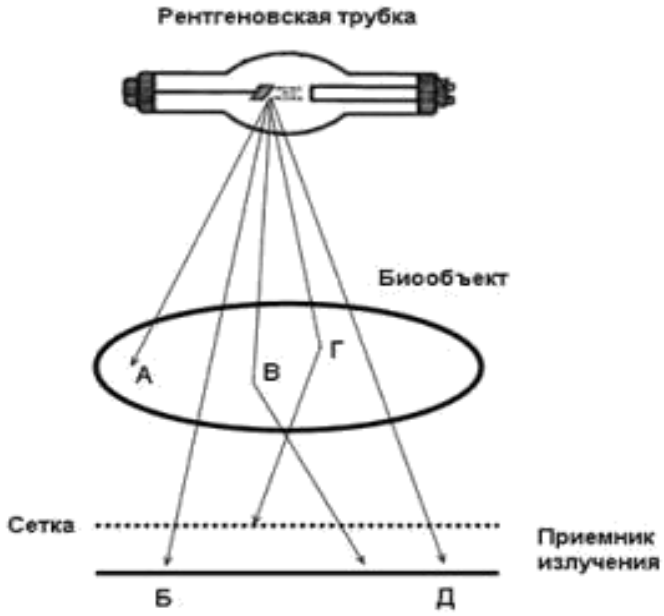


Рис. 1.5. Компоненти системи для отримання рентгенівських зображень. Б і Д - кванти, які пройшли через досліджуваний об'єкт без взаємодії; В і Г - розсіяні кванти. Квант Г відсівається сіткою, яка затримує розсіяне випромінювання, а квант А - поглинається в об'єкті.

Контраст рентгенографічного зображення різко зменшується зі збільшенням енергії квантів, тому для отримання великого контрасту потрібно використовувати випромінювання низької енергії, що призводить до високих доз опромінення. Крім того, навіть якщо система формування зображень забезпечує високу контрастність, але характеризується високим рівнем шумів, перед рентгенологами виникають серйозні проблеми з ідентифікацією великих структур. Рівень шумів, в свою чергу, можна знизити за рахунок збільшення числа квантів, які формують зображення, що, однак призводить до зростанню дози опромінення.

Сучасні рентгенографические системи, оснащені засобами цифрової реєстрації і обробки зображень, на відміну від аналогових, дозволяють отримувати зображення при будь- необхідній дозі і надають широкі можливості для їх обробки і інтерпретації.

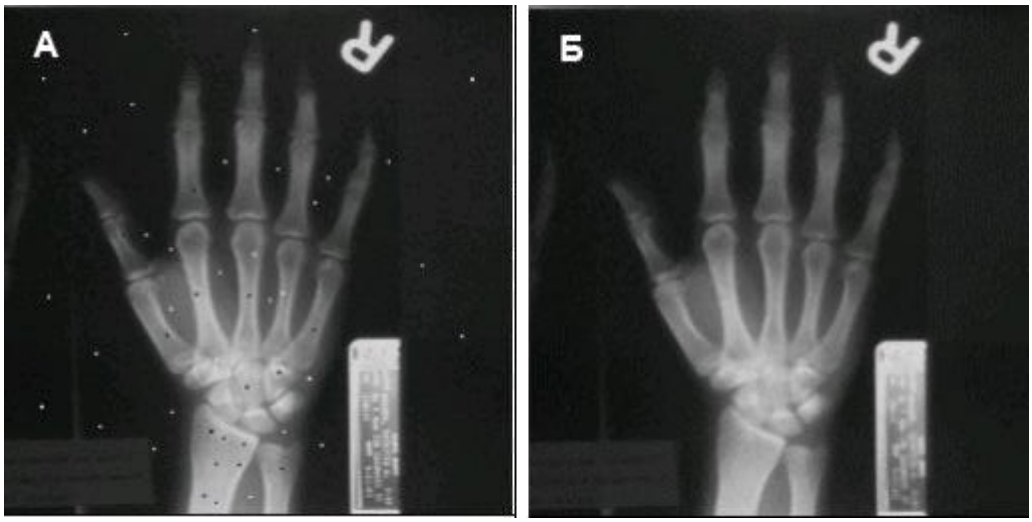


Рис. 1.6. Приклад зашумленного рентгенівського зображення (А) і зображення, що зазнає медіанної фільтрації (Б) (фото A.Hanbur).

1.4. Отримання зображень за допомогою радіоізотопів

В останні десятиліття клінічна діагностика захворювань людини за допомогою введення в його організм радіоізотопів в індикаторному кількості отримала широке застосування. візуалізація з допомогою радіоізотопів включає в себе ряд методів отримання зображень, які відображають розподіл в організмі мічених радіонуклідами речовин. Ці речовини називаються радіофармпрепаратами і призначені для спостереження та оцінки фізіологічних функцій окремих внутрішніх органів. Характер розподілу радіофармпрепаратів в організмі визначається способами його введення, а також такими факторами, як величина кровотоку обсягу циркулюючої крові інаявністю того чи іншого метаболічного процесу.

Радіоізотопні зображення дозволяють отримувати цінну діагностичну інформацію. Найбільш поширеним методом цього класу є статична ізотопна візуалізація в площині, яка називається планарною сцинтиграфією. Планарні сцинтиграми представляють собою двовимірні розподілу, а саме проекції тривимірного розподілу активності ізотопів, які знаходяться в полі зору детектора. Томографічні дослідження із застосуванням системи багато ракурсів збору інформації про об'єкт дозволяють подолати більшість проблем, пов'язаних з накладенням інформації при одноракурсних способі збору даних. Прогрес комп'ютерних технологій привів до застосування комп'ютерів при дослідженнях за допомогою радіоізотопів, де важливу роль відіграє томографическая і динамічна інформація. Використання комп'ютерної техніки підвищує якість зображення і дає можливість при радіоізотопної візуалізації отримувати кількісну інформацію про досліджуваних об'єктах.

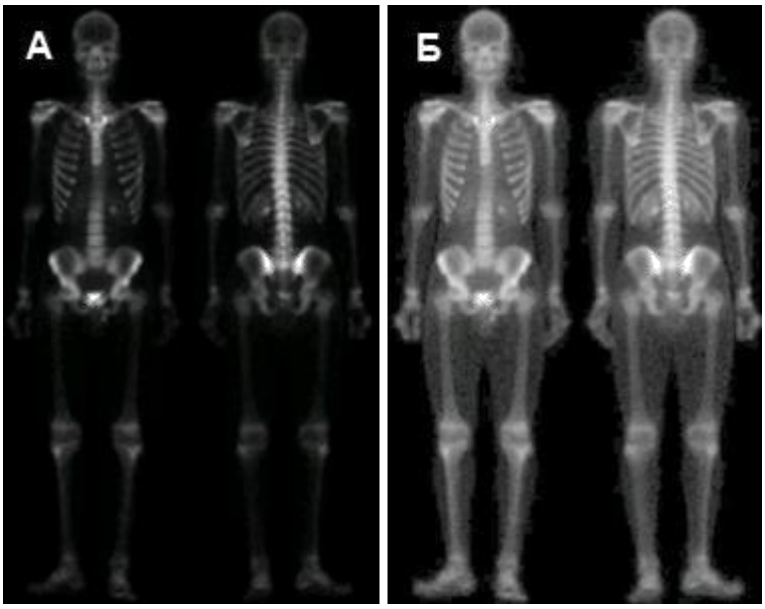


Рис. 1.7. А - сканограмма скелета (G.E. Medical Systems), Б - зображення після корекції контрасту.

1.5. Ультразвукові зображення

Технологія побудови зображень за допомогою звукових хвиль знаходить широке застосування в медицині, особливо в акушерстві, де зображення ще не народжених дітей вивчаються на предмет відсутність аномалій їх розвитку. Додатковим результатом такого дослідження є визначення статі майбутньої дитини. Ультразвукові зображення формуються наступним чином:

1. Ультразвукова система (що складається з комп'ютера, ультразвукового зонда з випромінювачем і приймачем і дисплея) передає у тіло ультразвукові імпульси високої частоти (від 1 до 5 МГц).

2. Звукові хвилі проходять крізь тіло пацієнта, і на кордонах між тканинами (наприклад, між рідиною і м'якою тканиною, м'якою тканиною і кісткою скелета) відбувається часткове відображення. Частина звукових хвиль відбивається назад в сторону зонда, частина хвиль загасає, а решта поширюються далі, поки не досягнуть наступній кордону розділу і знову частково відіб'ються, і т.д.

3. Відображені хвилі уловлюються приймачем зонда і передаються в комп'ютер.

4. Виходячи з часу приходу кожного луна-сигналу і відомої швидкості звуку в тканинах (1500 м / с), комп'ютер обчислює відстань від зонда до відповідної межі тканини або внутрішнього органу.

5. Попередньо обчислені відстані і інтенсивності прийнятих відбитих сигналів виводяться на дисплеї в вигляді двовимірного зображення.



Рис. 1.8. Ультразвукове зображення плоду людини (Гонсалес Р., Вудс Р. 2006).

У типових ультразвукових дослідженнях щомиті генеруються і приймаються мільйони звукових імпульсів і луна-сигналів. Зонд можна рухати уздовж поверхні тіла і нахиляти, отримуючи зображення в різних проекціях. На рис. 1.8 наводяться приклад такого зображення.

1.6. Зображення в радіодіапазоні

Як і в випадку зображень, одержуваних на протилежному боці електромагнітного спектра (гамма-промені), однією з основних областей застосування зображень в діапазоні радіохвиль виступає медицина. У медицині радіохвилі використовуються для отримання зображень методом ядерного магнітного резонансу (ЯМР). За цією технологією пацієнта поміщають в сильне магнітне поле, і через його тіло пропускають радіохвилі в формі коротких імпульсів. У відповідь на кожен такий імпульс тканини тіла пацієнта реагують, випромінюючи свої радіохвильові сигнали. Сила цих сигналів і місця їх виникнення визначаються комп'ютерною системою обробки, генеруючої двовимірне зображення зрізу тіла пацієнта. За допомогою ЯМР можна отримати зріз вздовж будь-якій площині.

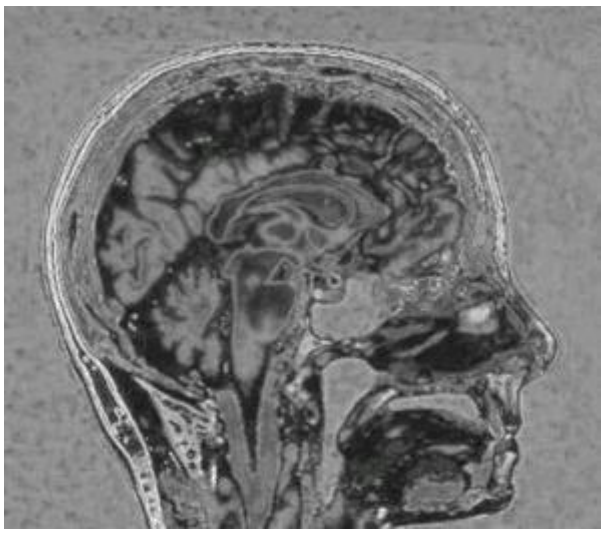


Рис. 1.9. ЯМР зображення голови людини.

2. СУЧАСНІ ТЕХНІЧНІ ЗАСОБИ ОТРИМАННЯ, ОБРОБКИ І АНАЛІЗУ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

• 2.1 Автоматизовані системи обробки зображень загального призначення

• 2.2. Конфокальної лазерний скануючої мікроскопії – спеціалізована система обробки і аналізу зображень мікрооб'єктами

2.1 Автоматизовані системи обробки зображень загального призначення

Автоматизована система обробки зображень (АСОІз) - комплекс апаратних і програмних засобів, призначений для реєстрації, зберігання, відображення обробки і зберігання цифрових зображень. Окремі компоненти АСОІз можуть бути фізично рознесені в просторі і часу, але кожен принципово необхідний для завершення циклу цифрової обробки зображення.

Перший етап в будь-якій системі цифрової обробки зображень полягає в реєстрації зображень. Це двоступеневий процес, в якому беруть участь фотодатчик (або одночасно сукупність фотодатчиків) і перетворювач сигналу в цифрову форму. існують безліч різних типів датчиків, наприклад, на основі точкових, лінійних або матричних сканерів. Призначення фотодатчика - сформувати на своєму виході електричний сигнал, який представляє собою двомірний масив інтенсивностей оброблюваного зображення. Найбільш часто використовуваний датчик – це відеокамера.

Відеокамера перетворює оптичне зображення в аналоговий сигнал. У ній використовується лінзовий об'єктив для фокусування світлових променів на двомірний фотодетектор. Фотодетектор перетворює світлову енергію в пропорційний електричний сигнал. Електричний сигнал - аналогова форма сигналу зображення.

За камерою слід аналого-цифровий перетворювач (АЦП), що виконує, як випливає з його назви, перетворення аналогового сигналу в цифрову форму. АЦП може бути окремим пристроєм або інтегральним компонентом відеокамери або безпосередньо процесора зображення. АЦП виробляє вибірку значень відеосигналу рівномірно уздовж кожної відеострокі розгортки, виробляючи масив цифрових значень, які відображають оптичне зображення в машинну пам'ять, як показано на рис. 2.1. Кожне дискретне (окреме) значення в цифровому зображенні являє середню світлову інтенсивність, виміряну по інтервалу вибірки цифрового перетворювача, і називається елемент зображення, або піксель (скорочення від англійського "picture element"). піксель - найменша невід'ємна частина цифрового зображення. Властивості оптичного цифрового перетворювача визначають, наскільки точно цифрове зображення відповідає вихідному оптичному зображенню.

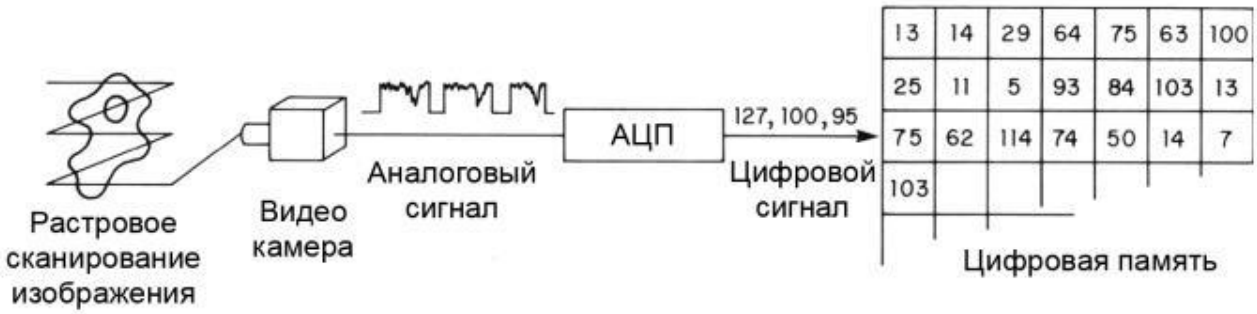


Рис. 2.1. Аналого-цифрове перетворення зображення.

Потім цифрове зображення передається для зберігання в цифрову пам'ять, що представляє була високошвидкісним напівпровідниковий пристрій. Потрапивши в цифрову пам'ять, зображення стає фізично доступно для наступних цифрових операцій обробки і аналізу.

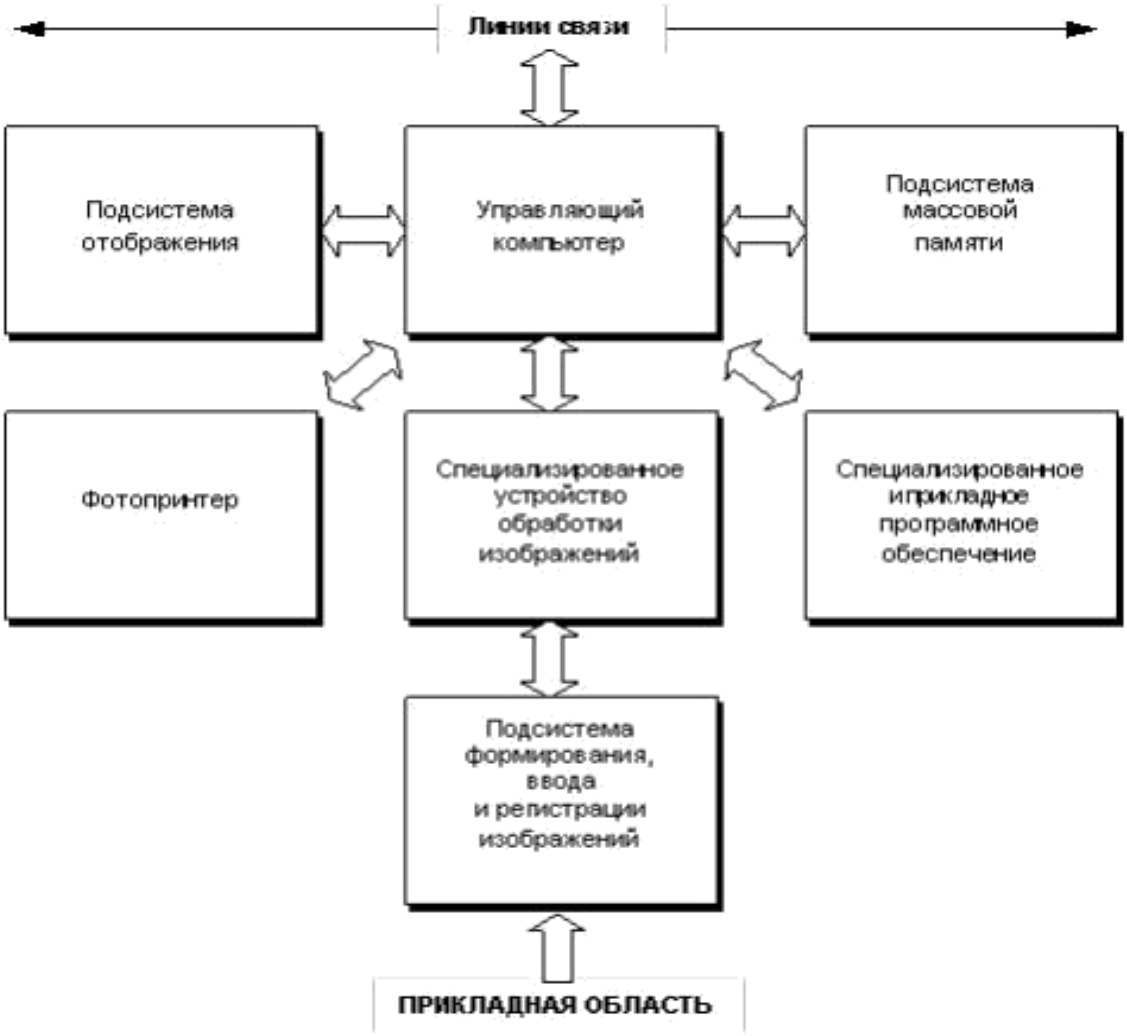


Рис 2.2. Основні компоненти АСОІз загального призначення.

Цифрове зображення містить дуже великий обсяг комп'ютерної інформації, яку зазвичай потрібно обробляти відразу всю. У типовому цифровому зображенні, що містить 512 рядків по 512 пікселів у кожній, для одного пікселя потрібно 8 бітів (1 байт) машинної пам'яті. Це відповідає 262 144 байтам пам'яті комп'ютера. Так як часто необхідно зберігати кілька зображень в пам'яті одночасно, щоб вони могли бути порівняні, необхідна пам'ять може бути в кілька разів більше. Для цього більшість систем обробки зображень має два різних цифрових пристрої пам'яті: цифрова пам'ять зображення для зберігання одного або більше оброблюваних цифрових зображень і пам'ять головного комп'ютера, яка використовується для зберігання програм і інших даних.

Коли головний комп'ютер не може зберігати все цифрове зображення в його власній пам'яті, він, щоб виконати програми обробки, переміщує невеликі ділянки зображення взад вперед між запам'ятовуючим пристроєм і його

власною пам'яттю. При великих зображеннях або недостатніх ресурсах комп'ютера цей процес може бути досить тривалим. затримка, викликана обмеженнями головного комп'ютера, може бути неприйнятна, коли потрібна обробка зображення в режимі реального часу.

Набагато більш швидка обробка може бути реалізована в комп'ютерах спеціального призначення, що використовують спеціальні матричні або відеопроцесори, які можуть оперувати дуже великими числовими масивами. Такі процесори можуть дуже швидко виконати обмежені типи арифметичних або логічних операцій з даними в їх пам'яті. Використовуючи матричний процесор щоб маніпулювати цифровими зображеннями, головний комп'ютер тільки керує його роботою і не управляє пам'яттю зображення безпосередньо.

Зазвичай, матричний процесор і цифрова пам'ять зображень, якою він керує, поряд з додатковими областями пам'яті, для зберігання таблиць перетворення і інших даних, використовуваних в процесі обробки цифрових зображень, об'єднуються в одному пристрої. Фізичні пристрої, які використовуються для зберігання цифрових зображень, але не оперують ними, називаються буфери зображень.

Як тільки оброблене зображення отримано, воно може бути направлено на дисплей для візуалізації і в пам'ять для зберігання. Цифрове зображення може бути перетворено до аналогового відеоформаті при використанні цифро-аналогового перетворювача (ЦАП). Воно може бути відображено на моніторі з високою роздільною здатністю, відправлено на принтер або збережено на оптичному або магнітному носії. Для забезпечення максимальної якості відтворення зображень параметри відеомонітора повинні бути рівні або краще, ніж просторове і фотометрическое дозвіл оптичного цифрового перетворювача системи реєстрації зображень.

Контроль за функціонуванням АСОІз і всіма етапами обробки зображення здійснюється за допомогою керуючого (головного) комп'ютера. Він також забезпечує інтерфейс з користувачем. Збережене в пам'яті цифрове зображення може бути піддано обробці керуючим комп'ютером. Далі, в разі необхідності, керуючий комп'ютер може передати зображення зі своєї пам'яті інших комп'ютерів, різних мережевих пристроїв або на зовнішні запам'ятовуючі пристрої великої ємності на магнітних або оптичних носіях. для невеликих автономних АСОІз в якості головного комп'ютера часто використовується спеціалізована мікро-ЕОМ або персональний комп'ютер. Більш складні додатки вимагають спеціалізованих робочих станцій. Незважаючи на те, що у сучасних універсальний комп'ютерів є досить обчислювальних ресурсів для виконання

будь-якої мислимої операції на збереженому в його пам'яті зображенні, швидкість її виконання може бути обмежена. При великих зображеннях цей процес може бути досить тривалим. Затримка, викликана обмеженнями головного комп'ютера, може бути неприйнятна, коли потрібна обробка зображення в режимі реального часу (наприклад, безпосередньо в процесі медичного обстеження або експерименту). Для збільшення швидкості обробки зображень до складу АСОІз включають спеціалізовані високошвидкісні цифрові процесори обробки зображень, оптимізовані для операцій з двовимірними масивами даних.

Універсальна АСОІз - поняття в значній мірі умовне. Недоцільно виробляти АСОІз на "всі випадки життя", тому найбільшого поширення набули спеціалізовані системи, такі як томографи, прилади для ультразвукових досліджень і т.п. на практиці, АСОІз можуть мати різну архітектуру, що використовує комбінацію апаратних і програмних засобів, необхідну для вирішення конкретних прикладних завдань.

Найважливішим компонентом АСОІз є програмне забезпечення, яке реалізує технологію функціонування системи. Залежно від спеціалізації АСОІз, набір наявних функціональних програмних модулів може сильно варіюватися. Як правило, програмне забезпечення включає наступні найбільш часто використовувані модулі (Пантелєєв В. та ін., 2005):

- модуль введення даних (введення кадрів і серій кадрів, реєстрація вхідних даних);
- модуль редагування і перетворень (редагування, зміна яскравості, контрастності, морфологічні операції, арифметичні операції, спеціальні фільтри і т. д.);
- модуль розпізнавання (знаходження аналізованих об'єктів на зображенні);
- модуль вимірювань (вимірювання в інтерактивному і автоматичному режимі, класифікація об'єктів, статистична обробка і т. д.);
- модуль виведення результатів (висновок результатів обробки, друк бланку висновку, обмін з базою даних, взаємодія з іншими програмами, запис зображень на диск і т. д.);
- модуль конфігурації програми (настройка функціональних клавіш, створення алгоритмів, установка початкових параметрів роботи програми і т. д.);
- система підказок і довідкової інформації.

Крім того, програмне забезпечення може включати спеціалізовані модулі управління коштами формування і введення-виведення зображень.

В даний час розроблено багато стандартних вільно розповсюджуваних і комерційних пакетів програм для цифрової обробки зображень. Ці програми містять різні цифрові операції обробки зображення і призначені для використання на універсальних комп'ютерах.

Іншим найважливішим компонентом АСОІз є її методичне забезпечення, що реалізує технологію аналізу біомедичних об'єктів в конкретній прикладній області: методики підготовки стандартних препаратів, формування, обробки і аналізу їх зображень, інтерпретації та оформлення результатів. Методичне забезпечення для конкретної галузі досліджень, як правило, є узагальненням багаторічних досліджень великого числа висококваліфікованих фахівців.

Методичне забезпечення входить до складу АСОІз у вигляді посібників і встановлених методик - послідовності виконуваних в автоматичному режимі операцій з обробки зображення, які, в деяких випадках, можна видозмінити або доповнити. Попередньо методики відповідають області застосування АСОІз, наприклад набір методик для типування хромосом.

2.2. Конфокальна лазерна скануюча мікроскопія. Спеціалізована система обробки і аналізу зображень мікрооб'єктів

Концепція конфокальної мікроскопії була запропонована в середині 1950-х рр. Марвіном Мінскі (Marvin Minsky). На сьогодні лазерна скануюча конфокальна мікроскопія стала важливим інструментом структурно-функціональних досліджень клітин і тканин.

Термін "конфокальна" означає, що в оптичній площині, поєднаної з фокальній площиною об'єктива, розміщується конфокальна діафрагма малого розміру. Світло, яке випромінюється аналізованої точкою препарату, проходить через діафрагму і реєструється, а світло від інших точок в основному затримується діафрагмою. При цьому освітлювач створює не рівномірну освітленість поля зору, а фокусує світло в аналізовану точку. Така конструкція дозволяє реєструвати сигнал лише від тонкого шару препарату. Принципова схема конфокального мікроскопа представлена на рис. 2.3.

Конфокальна мікроскопія має кілька переваг перед традиційною оптичної мікроскопією, включаючи малу глибину різкості, усунення внефокусной "паразитного" засвітки, знижує контраст, і можливість отримувати серійні оптичні перетину (зрізи) з товстошарових препаратів. У біомедичних дослідженнях основне застосування конфокальної мікроскопії знаходить при

отриманні зображень фіксованих або живих клітин і тканин, які зазвичай маркуються одним або більше флуоресцентними зондами.

При отриманні зображення флуоресцентного препарату за допомогою традиційного оптичного мікроскопа вторинна флюоресценція, що випускається ділянками препарату, що лежать поза полем зору, часто змішується з флюоресценцией із зони фокусування. Ця ситуація особливо характерна для препаратів, що мають товщину більшу, ніж 2 мкм. Конфокальний метод формування зображення призводить до істотного поліпшення дозволу як в площині препарату, так і в осьовому напрямку, за рахунок можливості виключити з зображення внефокусную інформацію, яка зустрічається в товстих флуоресцентно маркованих зразках.

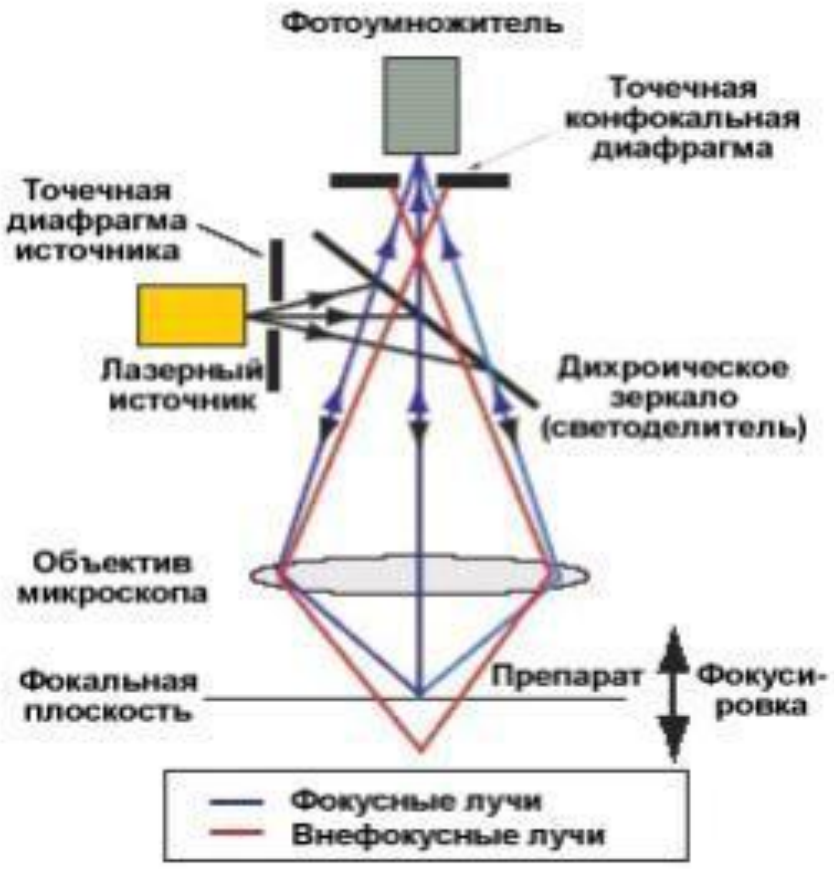


Рис 2.3. Оптична схема лазерного скануючого конфокального мікроскопа.

Сучасні моделі конфокальної мікроскопів відносно легкі в управлінні і стали частиною базового інструментарію науково-дослідних центрів обробки зображень колективного користування. Дозвіл, що досягається в лазерному скануючому конфокальному мікроскопі (Laser Scanning Confocal Microscop - LSCM), дещо краще, ніж в традиційному светлопольном оптичному мікроскопі,

але все ж гірше, ніж дозвіл просвічує електронного мікроскопа. Це дозволило LSCM в будь мірі заповнити вільну нішу між двома традиційно використовуваними методами мікроскопії. На рис. 2.3 показана принципова схема, а на рис 2.4 - функціональна схема оптичної системи LSCM.

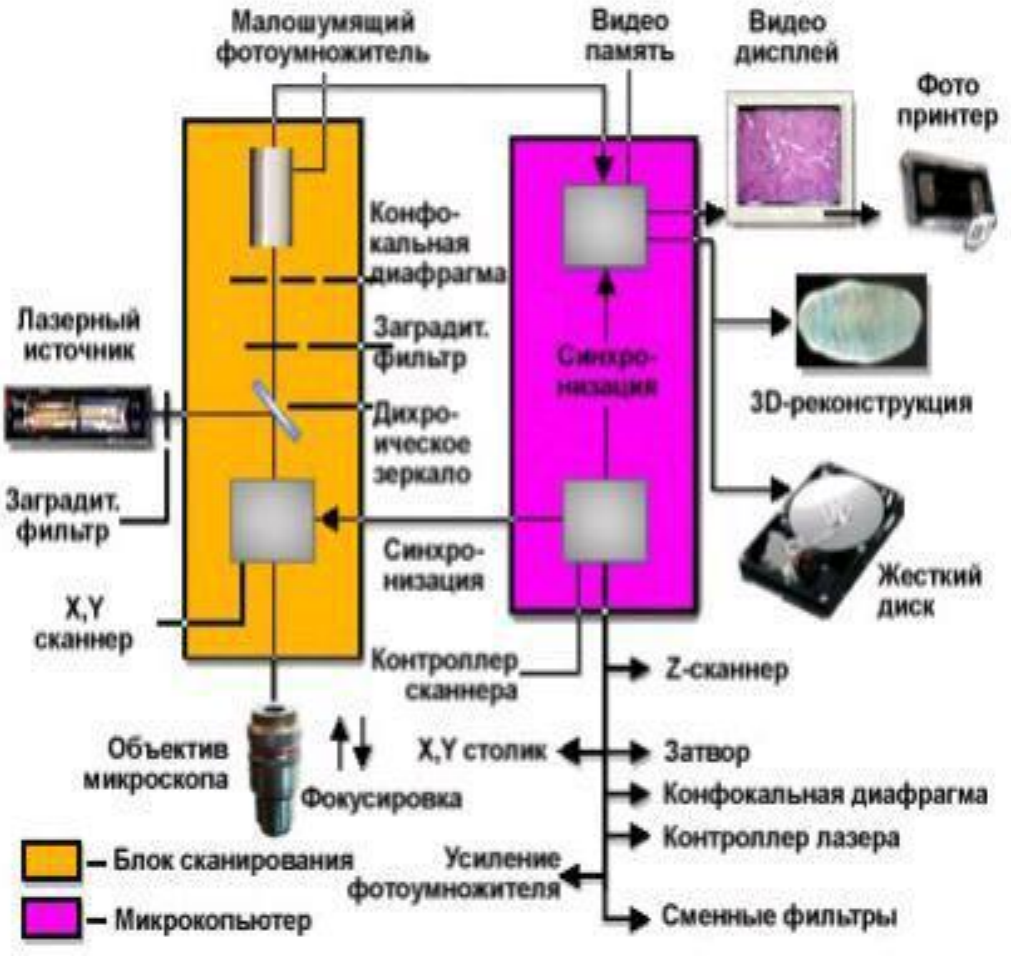


Рис 2.4. Функціональна схема лазерного скануючого конфокального мікроскопа.

У традиційному мікроскопі, який на противагу конфокальної можна назвати широкопольні, все поле зору висвітлюється ртутної або ксеноновою лампою, і формується зображення може бути безпосередньо розглянуто оком або спроектовано на пристрій реєстрації або фотоплівку. Метод формування зображення в конфокальному мікроскопі істотно відрізняється. Освітлення препарату досягається скануванням одним або більше сфокусованість лазерними світловими пучками (рис. 2.5). Зображення препарату, отримані таким чином, називають оптичними перетинами або зрізами. Ця термінологія ставитися до неруйнівного методу, за допомогою якого інструмент отримує

серійні зрізи, використовуючи сфокусіровнний світло, а не матеріальні ресурси різання препарату.

Конфокальний підхід набагато полегшив отримання зображень живих мікрооб'єктів, дозволив автоматизувати накопичення тривимірних даних, і поліпшив зображення препаратів на основі використання одночасно декількох флюоресцентних маркерів.

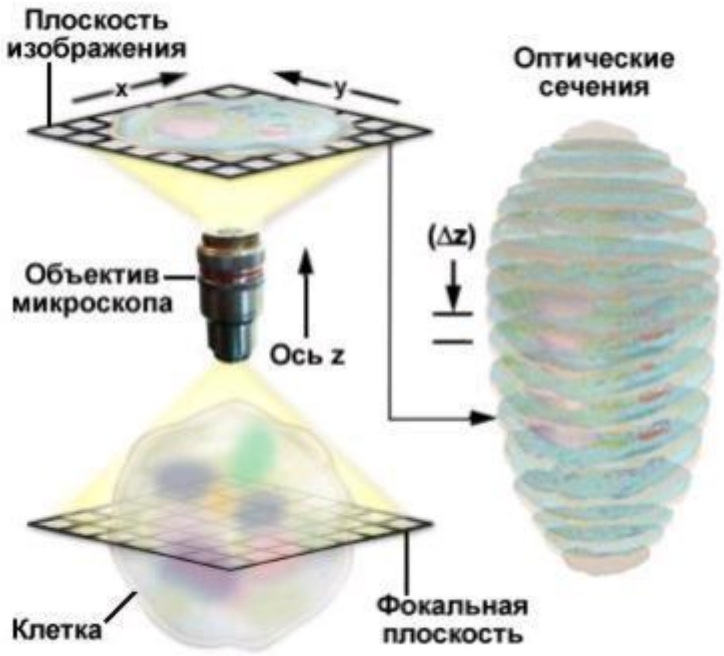


Рис 2.5. Відновлення 3-х мірної структури препарату.

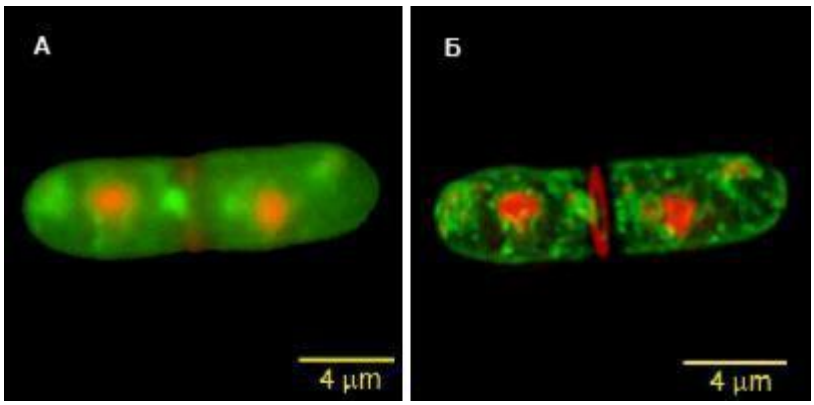


Рис. 2.6. Приклад відновлення зображення дріжджової клітини методом відновлення по серійним оптичним зрізах (Janos Demeter and Shelley Sazer, Department of Biochemistry, Baylor College of Medicine, Houston, Texas). (А) вихідне зображення, (Б) відновлене.

Оптичний перетин - основна одиниця зображення в конфокальної мікроскопії. Зображення можуть бути отримані від фіксованих і забарвлених

препаратів при використанні одно-, двох-, трьох- або многоволновой режимів освітлення, з використанням одночасно декількох лазерів для збудження флюоресценції. Незначні похибки реєстрації виправляються за рахунок використання цифрових методів обробки зображень.

Більшість LSCM вимагають приблизно 1 сек. на реєстрацію одного оптичного перетину. Для поліпшення відносини сигнал-шум зазвичай використовується усереднення декількох кадрів одного і того ж перетину. Час накопичення зображення залежить від розміру зображення в пікселях і продуктивності комп'ютерної системи.

Декілька зображень можуть бути вилучені з z-ряду, що проходить через цікаву область препарату, і піддані обробці з метою виділення досліджуваних мікрооб'єктів. На основі Z- серії оптичних перетинів методом деконволюции може виконуватися відновлення тривимірної структури аналізованого препарату, як показано на рис. 2.5.

Деконволюціонний аналіз - методика, яка дозволяє обробити стопку (Z-серію) зображень мікрооб'єктів, отриманих уздовж оптичної осі мікроскопа. Для цього мікроскоп повинен бути обладнаний кроковим двигуном, пов'язаних з системою фокусування об'єктива, щоб гарантувати отримання зображень в точно визначених інтервалах між фокальними площинами в препараті. У типовому додатку аналіз деконволюции використовується для усунення розсіяного світла і видалення внефокусний світло з специфічної фокальної площині. Деконволюціонний аналіз може бути застосований і до всієї стопці зображень для побудови проекцій або тривимірної моделі мікрооб'єкту.

Для візуалізації реконструйованого мікрооб'єкту можна в інтерактивному режимі задавати різні параметри текстури, кольору, кут огляду відображення. можливість включення- вимикання в результуюче зображення різних структур дає можливість окремо досліджувати частини мікрооб'єкту. Віртуальна просторова камера, вільно переміщується навколо 3-х мірної моделі, дозволяє спостерігачеві заглянути всередину мікрооб'єкту, вивчаючи його внутрішню структуру.

Одне з найважливіших правил в завданню реконструкції зображень полягає в тому, що слід уникати обробки даних, що містять будь-які розриви безперервності, з яких найбільш небажані обрізання і усічення, оскільки при їх наявності майже завжди виникають помилкові деталі (Часто звані артефактами, особливо в медичних додатках). Таким чином, як правило, бажано проводити попередню обробку зображення, щоб по можливості повністю компенсувати всі наявні в них розриви та інші можна усунути. Але якщо розриву не усунені,

то відповідні артефакти, як правило, переважають над будь-яким додатковим шумом, внесеним попередньою обробкою.

Найбільш часто зустрічається завданням для конфокальної мікроскопії, завдяки її високій роздільній здатності і контрасту, є вивчення структури клітин і їх органел, наприклад, цитоскелета, ЕПР, лізосом, мітохондрій, ядра, хромосом і навіть генів (Штейн Г.І.). Досліджується також до- локалізація в клітці двох і більше речовин. Ще одне завдання - дослідження динамічних процесів, що відбуваються в живих клітинах. Наприклад, клітинного транспорту біологічно-активних сполук, змін концентрації і розподілу іонів кальцію.

Новими перспективними напрямками є методики FRAP - Fluorescence Recovery After Photobleaching (відновлення флуоресценції після фотовідбілювання) і FRET - Fluorescence Resonance Energy Transfer (флуоресцентний резонансний перенос енергії). FRAP застосовується для дослідження рухливості біологічних молекул, FRET - для визначення відстані між молекулами різних типів, їх оточення та взаємодії.

3. ОБРОБКА І АНАЛІЗ ЗОБРАЖЕНЬ

• 3.1. Типи зображень
• 3.2. Роздільна здатність цифрового зображення
• 3.3. Гістограма зображення
• 3.4. Перетворення гістограми і поліпшення контрасту
• 3.5. Нелінійних поліпшення контрасту
• 3.6. Перетворення множинних зображень
• 3.7. Геометричні перетворення
• 3.8. Цифровий фільтрація
• 3.9. Виявлення об'єктів за допомогою сегментації зображень

3.1. Типи зображень

Зображення бувають векторними і растровими. Векторним називається зображення, описане у вигляді набору графічних примітивів. Растрові ж зображення є двовимірний масив, елементи якого (пікселі) містять інформацію про яскравість. У цифровій обробці використовуються растрові зображення.

Вони, в свою чергу, діляться на бінарні, напівтонові, палітровие, повнокольорові.

Елементи бінарного зображення можуть приймати тільки два значення - 0 або 1. Природа походження таких зображень може бути найрізноманітнішою. Але в більшості випадків вони виходять в результаті обробки напівтонових, палітрових або повнокольорових зображень методами бинаризации з фіксованим або адаптивним порогом. Бінарні зображення мають ту перевагу, що вони вимагають мінімальних обчислювальних ресурсів і дуже зручні при передачі даних.

Напівтонування складається з елементів, які можуть приймати одне із значень інтенсивності якого-небудь одного кольору. Це один з найбільш поширених типів зображень, який застосовується при різного роду дослідженнях. У більшості випадків використовується глибина кольори 8 біт на елемент зображення.

У палітрових зображеннях значення пікселів є посиланням на осередок карти кольорів (Палітру). Палітра представляє собою двовимірний масив, в шпальтах якого розташовані інтенсивності колірних складових одного кольору.

На відміну від палітрових, елементи повнокольорових зображень безпосередньо зберігають інформацію про яскравості колірних складових.

Вибір типу зображення залежить від розв'язуваної задачі, від того, наскільки повно і без втрат потрібна інформація може бути представлена із заданою глибиною кольору. Також слід врахувати, що використання повнокольорових зображень вимагає великих обчислювальних витрат.

Надалі при розгляді методів обробки зображень, будемо вважати, що зображення являв собою таблицю чисел (розмір матриці NxM), де значення кожного елемента відповідає певному рівню квантування його енергетичної характеристики (яскравості). Це так звана піксельна система координат. Існує також просторова система координат, де зображення представляється безперервним числовим полем квадратів з одиничною величиною. Кількість квадратів збігається з числом пікселів. Значення інтенсивності елемента в центрі квадрата збігається зі значенням відповідного пікселя в піксельної системі координат. При вирішенні практичних завдань, пов'язаних з вимірюваннями реальних геометричних розмірів об'єктів на зображенні, зручно використовувати просторову систему координат, так як вона дозволяє враховувати дозвіл (Кількість пікселів на метр) системи.

Обробка зображень здійснюється рекурсивними і нерекурсивними методами. Рекурсивні методи використовують результат обробки попереднього

пікселя, нерекурсівние – НЕ використовують. У більшості випадків використовуються нерекурсівние алгоритми обробки зображень.

3.2. Роздільна здатність цифрового зображення

Цифрове зображення повинно точно представляти оригінальне оптичне зображення з необхідної для кожного специфічного додатки роздільною здатністю. Роздільна здатність (або дозвіл) у цифровому форматі може бути охарактеризована двома параметрами: фотометрической роздільною здатністю - яркостное (або напівтоновим) дозволом, що описує, як точно цифрове зображення представляє найменший відмінності в яскравості оригінального зображення, і просторовою роздільною здатністю (просторовим дозволом), яка описує, наскільки точно цифрове зображення передає інформацію про розмір і положенні найдрібніших помітних деталей в оригінальному документі. Яркостное дозвіл визначається числом різних значень півтони (рівня сірого), яке здатне точно відтворити АЦП. Кількість півтонів, які необхідно мати в цифровому зображенні, визначається характером подальшої обробки. Для задач візуалізації, де мета полягає в тому, щоб підкреслити тонкі відмінності в контрасті зображення, може знадобитися 256 або більше рівнів сірого. Для додатків, де мета полягає в тому, щоб класифікувати об'єкти на підставі тільки їх розміру, інформація про невеликі відмінностях в контрасті є малозначимой, і лише декількох рівнів сірого може бути достатнім для подання оригінального зображення.

Фактично для багатьох аналітичних додатків мета цифрової обробки полягає в тому, щоб для збільшення швидкості обробки і економії комп'ютерної пам'яті скоротити число рівнів сірого, що містилися в зображенні. Якщо для конкретного додатка вся необхідна інформація з 8-бітного зображення (256 рівнів сірого) може бути представлена в лише чотирьох рівнях сірого (2 бітове зображення), то вимоги до пам'яті можуть бути істотно скорочені. Аналогічні міркування відносяться до мінімальної кількості пікселів, необхідних для відтворення вихідного оптичного зображення в горизонтальному і вертикальному напрямках. Як ми побачимо пізніше, значний обсяг інформації, що міститься в зображенні, може бути збережений з використанням тільки 1-бітового уявлення. Такі зображення містять тільки чорні або білі пікселі і називаються дворівневими, або бінарними зображеннями. Багато додатків обробки зображення оперують бінарними зображеннями, і спеціалізовані процесори зображень мають пам'ять і прошивки обробки, спеціально призначені для бінарних зображень. Практично напівтонове дозвіл обмежено

шумовий компонентою, що додається до цифрового зображення фотоприймачем і пристроєм аналого-цифрового перетворення. Шумова компонента може бути визначена шляхом оцiфровивая зображення рівномірно освітленого поля і вимірювання середньоквадратичного відхилення цифрових значень рівня сірого. точність процесу оцифровки зазвичай виражається як число бітів, необхідних для зберігання значення середньоквадратичного відхилення шумовий компоненти. Так, сигнал з 8-бітного цифрового перетворювача з шумовий компонентою в 4 рівня сірого має 2 молодших біти шуму і 6 бітів корисного сигналу. Отже, 8- бітний цифровий перетворювач з 2 битами шуму не дає ніякої додаткової інформації по порівняно 6-бітовим цифровим перетворювачем з незначною шумовий компонентою. У деяких випадках шум може бути зменшений шляхом накопичення та усереднення декількох цифрових зображень тієї ж самої сцени. Такий підхід ефективний, якщо цифрове зображення може бути представлено як сума сигналу і незалежної шумовий функції з нормальним розподілом. Накопичення кадрів N такого зображення призведе до збільшення сигнальної компоненти з коефіцієнтом N, в той час як шумовий компонент збільшиться тільки з коефіцієнтом, рівним кореню квадратному з N, наприклад (Castleman K.R., 1979). Відношення сигнал / шум (S / N) в N накопичених зображеннях буде NI/ N.

Ефект усереднення зображень показаний на рис. 3.1. На рис. 3.1.А показано одиночне цифрове зображення, а на рис., 3.1.Б - 3.1.В представлений ефект усереднення відповідно 8 і 32 послідовних кадрів.

Коли мета цифрової обробки полягає в тому, щоб створити зображення для візуалізації на дисплеї, кількість значень рівня сірого в цифровому зображенні має бути достатньо великим для того, що б дискретність між градаціями рівнів на екрані була видима людському оку. Це кількість дуже суб'єктивно і залежить від таких змінних, як складність зображення, розмір індивідуальних пікселів і близькість дивиться на екран дисплея. Людський очей може відрізнити тільки приблизно 40-80 різних відтінків півтони в межах діапазону інтенсивності відеомонітора (Castleman K.R., 1979); отже, зображення з 6-або 7-бітової роздільною здатністю (64 або 128 сірих значень) досить для точного відтворення зображення. Однак 8 бітів або більше роздільної здатності можуть вимагатися в вихідному зображенні, якщо одна з цілей комп'ютерної обробки полягає в тому, щоб збільшити контраст між рівнями сірого у вихідному цифровому зображенні, і необхідно уникнути видимої дискретності рівнів сірого в результуючому зображенні.

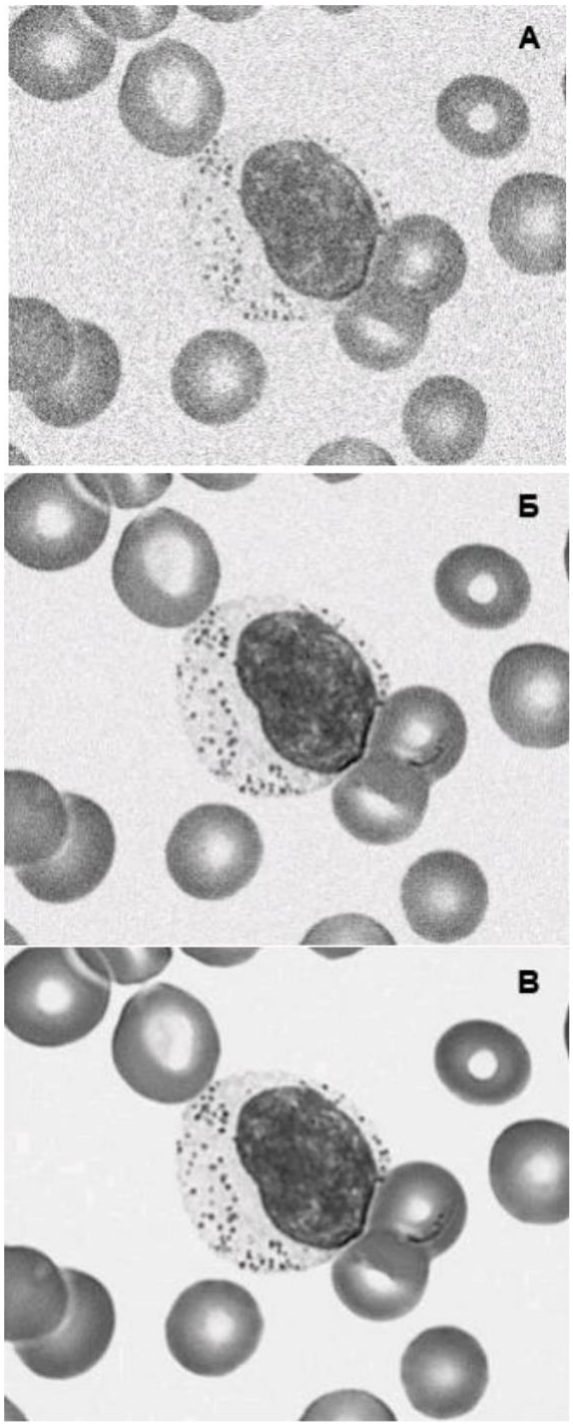


Рис. 3.1. Ефект усереднення декількох кадрів зашумленного зображення. (А) один кадр, (Б) усередненняпо 8 кадрів, (В) усереднення по 32 кадрів.

Взаємозв'язок між кількістю рівнів сірого і кроком рівня сірого представлена на рис. 3,2, який показує одне і те ж зображення, але з різним дозволом від 6 до 1 біт. Видно що дискретність рівня сірого стає помітною спочатку в області фону, де інтенсивність змінюється повільно вздовж

зображення, в порівнянні з областями в межах клітини, де інтенсивність змінюється швидше.

Просторова роздільна здатність цифрового зображення визначається відстанню між пікселями, званим інтервалом вибірки, і точністю пристрою оцифровки. Рівень сірого кожного пікселя в цифровому зображенні являє середню яскравість оптичного зображення, виміряного по кінцевому інтервалу вибірки; отже, точно відобразити в цифровому зображенні деталі, які є меншими, ніж інтервал вибірки, не представляється можливим. Щоб зберігати просторову роздільну здатність вихідного зображення, пристрій оцифровки має використовувати інтервал вибірки не більше, ніж половина довжини найменшої можливо розв'язати деталі оптичного зображення (це еквівалентно здійсненню вибірки з дворазовою найбільш високою просторовою частотою і називається критерієм Найквіста). якщо найменша дозволена деталь в препараті 1 мкм, то цифровий перетворювач повинен оцифровувати зразок з проміжками, які відповідають 0,5 мкм або менше в збільшеному зображенні, інакше деталь буде втрачена або спотворена.

Якщо немає необхідності вимірювати реальне просторове дозвіл і досягається ступінь деталізації вихідної сцени, то зображення, що має розміри MxN пікселів і точність I градацій, часто називають зображенням з просторовим дозволом MxN пікселів і яскравість дозволом I градацій.

Слід зазначити взаємозв'язок між просторовою роздільною здатністю і методикою усереднення зображень для зменшення шуму, розглянутої раніше. За ідеальних умов окремі ділянки усереднює зображення повинні при підсумовуванні точно збігатися один з одним. Якщо це не так, то усереднене зображення буде розмиватися через порушення кордонів послідовних зображень. В цьому випадку роздільна здатність зображення буде обмежена розмиванням накопичених зображень.

3.3. Гістограма зображення

Математично гістограма виражається як одновимірний масив H (I), кожне значення якого є ймовірність, з якою в цифровій матриці зображення містяться значення, рівні яскравості I. Алгоритм побудови гістограми складається в послідовній перевірці цифрової матриці зображення A (M, N) з метою визначення числа її елементів, рівних I {0,1, ... R}, де R = max A (M, N). В результаті одержимо функцію розподілу значень яскравості I {0,1, ... R} цифрового зображення A (M, N) - гистограмму H (I). Зв'язок між зображенням і його гистограммой показані на рис. 3.3, де (А) і (Б) - зображення клітини крові,

а так само відповідні їм гістограми рівнів сірого. Значення гістограми, наприклад H (k) = L, показує, що в цифровій матриці елементи, значення яких дорівнює k, зустрічаються L раз.

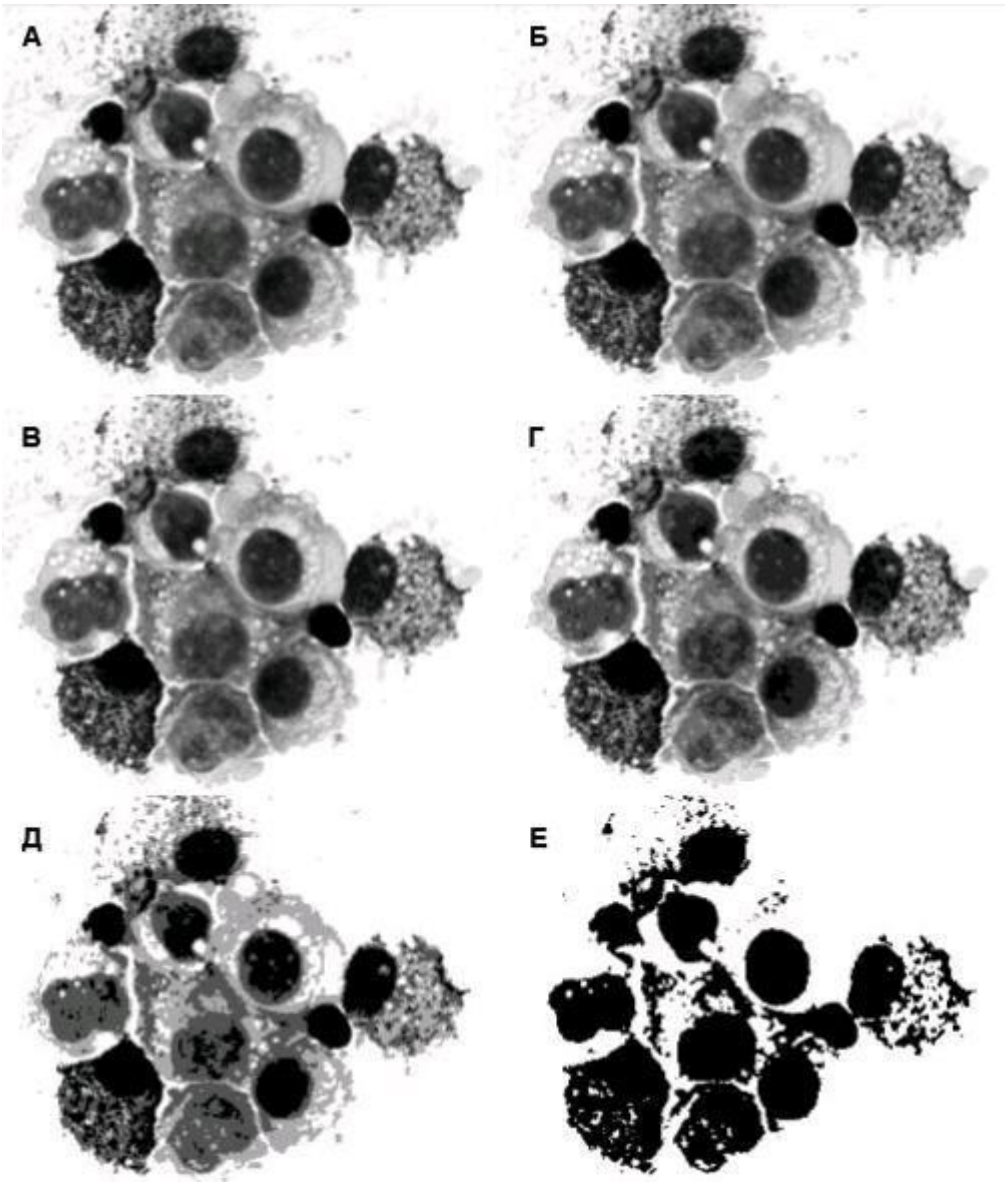


Рис. 3.2. Вплив кількості дозволених півтонів на якість відтвореного зображення. (А) 6 бітове зображення, (Б) 5-бітове зображення, (В) 4-бітове зображення, (Г) 3-бітове зображення, (Д) 2-бітове зображення, (Е) 1-бітове зображення.

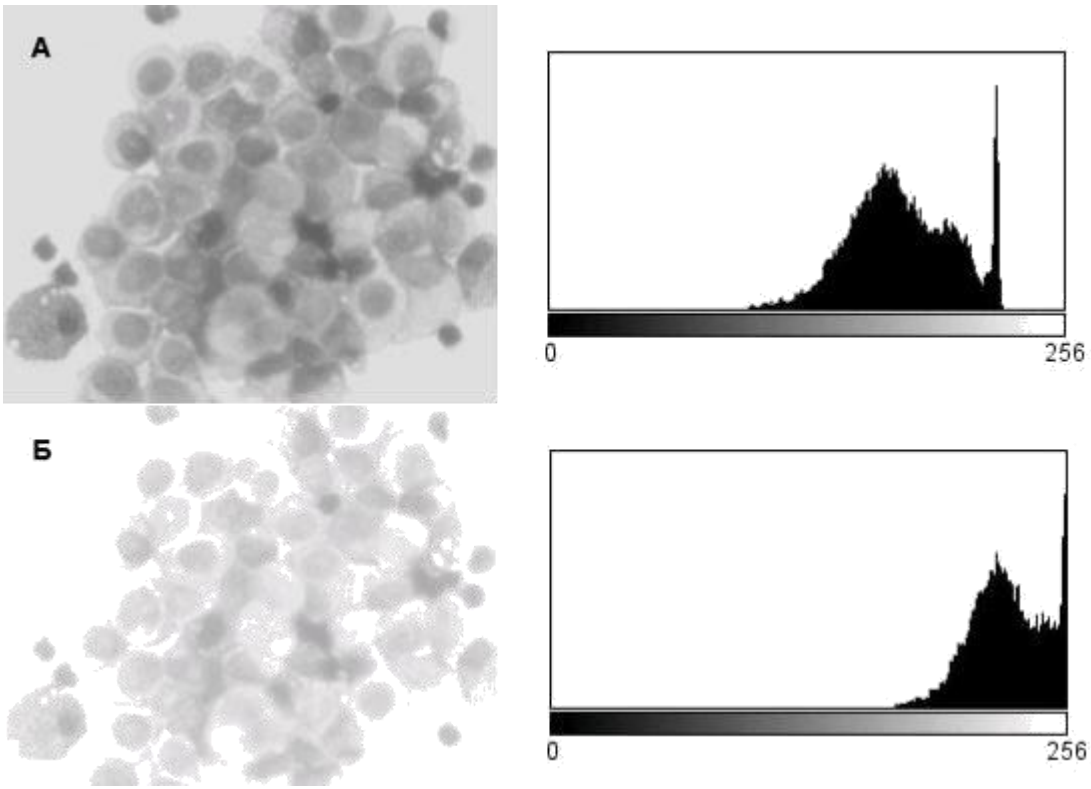


Рис. 3.3. Приклади гістограм зображення. (А) Зображення клітини крові і його гістограма рівнів сірого, (Б) зображення клітини, отримане шляхом насичення відеосигналу і його гістограма, показує відсікання найвищих значень сірого.

Аналіз гістограми яскравості може дати важливу інформацію про зображення, з якого вона була отримана, а також показати, наскільки ефективно використовується оптичний цифровий перетворювач. Гістограма на рис. 3.3а показує, що значення рівня сірого пікселів зображення знаходяться у вузькому діапазоні (див. діапазон контрастності), з досить симетричним розподілом навколо пікового значення (до кінця глави ми будемо вважати, що кожне зображення має 8-бітове рішення зі значеннями яскравості в діапазоні від 0 до 255, де 0 відповідає нульовий яскравості, або рівню чорного, а 255 - рівнем білого). Вузький діапазон зміни значень рівня сірого в цій гістограмі типовий для низько-контрастних зображень. Є висока ймовірність, що кожен піксель в зображенні матиме сусідні пікселі з рівнями сірого, рівними або близькими до його власним. В цьому випадку контраст між сусідніми пікселями, певний як різниця між відповідними їм значеннями рівня сірого, буде невеликим. Гістограма також показує, що багато можливі значення рівня сірого не представлені в зображенні. Ці відсутні значення рівня сірого вказують, що повний динамічний діапазон цифрового перетворювача не використовується і що шляхом внесення змін або налаштування системи формування і реєстрації зображення можна отримати більш високо контрастне зображення. Ці

компенсаційні настройки матимуть лише обмежений ефект, однак якщо вихідний аналізований препарат не дозволяє отримати висококонтрастне зображення, то буде досягнута межа, де збільшення чутливості системи призведе лише до погіршення зображення за рахунок додавання шуму.

Гістограма рівня сірого може також використовуватися, щоб показати, чи був динамічний діапазон пристрою оцифровки перевищено в процесі формування цифрового зображення. На рис. 3.3Б представлено зображення тієї ж клітини, що і на рис. 3.3А, отриманої в умовах насичення відеосигналу, в найяскравіших областях зображення. пік відповідної гістограми зображення 3.3Б зрушать вправо, де насичений відеосигнал має максимальне значення. У такому випадку говорять про відсікання (дискримінації) рівня сірого. Це означає, що деякі деталі в цифровому зображенні були втрачені внаслідок того, що області вихідного зображення, які могли б мати різні інтенсивності, отримали однакове значення рівня сірого. Дискримінація гістограми можна застосувати в тих випадках, коли деталі втрачені тільки в малозначущих областях зображення. Таке може статися, наприклад, якщо оптична система Відеомікроскопи була налаштована так, щоб підвищити контраст пофарбованого мазка клітин при освітленні методом світлого поля, з дискримінацією яскравих фонових областей препарату, де немає ніяких клітин. На практиці слід уникати можливості відсікання гістограми рівня сірого, коригуючи систему формування і реєстрації зображень таким чином, щоб під час процесу оцифровки були відсутні пікселі як з гранично низькими, так і високим значеннями сірого.

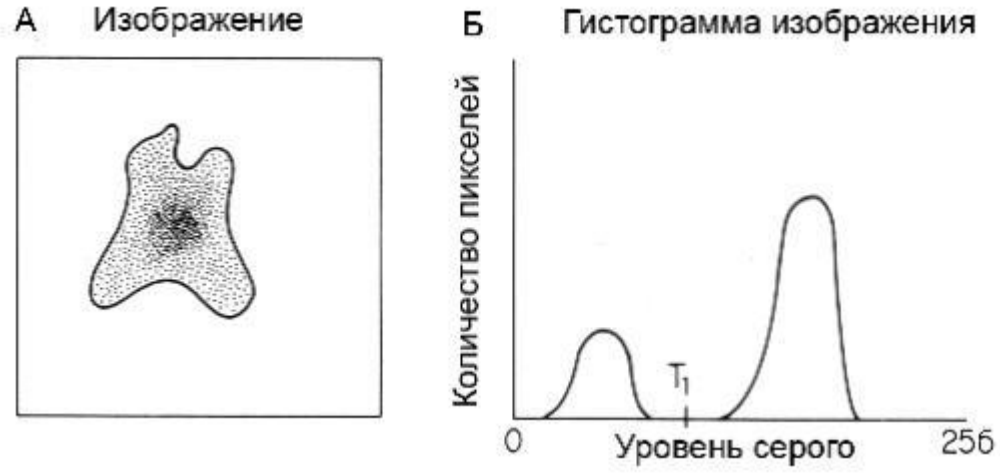


Рис. 3.4. Бімодальна гістограма. (А) Ідеалізоване зображення Темна клітини насвітлому тлі, (Б) гістограма зображення А. Граничний рівень Т може використовуватися, щоб відрізнити сірі значення ділянок клітини від ділянок фону.

Для кожного цифрового зображення гістограма яскравості є унікальною, а для багатьох додатків вона містить всю корисну інформацію, необхідну для опису зображення.

Форма напівтонової гістограми дає багато інформації про зображення. наприклад, гістограма, представлена на рис. 3.4, має два піки (моди). На практиці це може вказувати на наявність двох областей різної інтенсивності, наприклад міжклітинної речовини або фону і клітини. Кожна окрема мода гістограми, в свою чергу, характеризує розподіл значень рівня сірого в межах однієї області.

Як показано на рис. 3.4, гістограма може бути використана для визначення на зображенні площі пофарбованої клітини, що лежить на світлому фоні. традиційний морфо метричний підхід до цього завдання полягає у виконанні досить складну процедуру виділення кордону клітини і підрахунку кількості пікселів, що знаходяться в межах цієї межі. Однак після вивчення на півтонової гістограми цього зображення напрошується більш простий підхід до вирішення завдання (рис. 3.4В). ця гістограма має два виразних піку. Правий (більший) пік відповідає фоновим значенням яскравості зображення, а лівий (менший) пік значеннях яскравості темної клітини. Рівень сірого в гістограмі, рівний Т1, є граничним значенням, що розділяє пікселі фону і зображення клітини. Оскільки значення рівня сірого клітини і фону не перекриваються, то площа клітини відповідає числі пік селів під меншим піком гістограми.
Математично це виражається в такий спосіб;

$$Area(T_1, T_2) = \sum_{I=0}^{R} H(I),$$

де R - максимальне значення яскравості в зображенні;
Т1, Т2 - верхнє і нижнє граничні значення, що виділяють область інтересу на гістограмі;
Н (І) - число елементів зображення, що мають яскравість І.

Найважливішою фізичною характеристикою структури мікрооб'єкту є функція розподілу оптичної щільності (або коефіцієнта пропускання) компонентів структури, яка надається графічно у вигляді гістограми і показує частоту зустрічальності в мікрооб'єкті визначених значень щільності. Глобальний аналіз гістограми дозволяє отримати ряд статистичних характеристик першого порядку, що описують сукупність елементів структури безвідносно до їх розташування в просторі. До них відносяться такі характеристики, як середня оптична щільність і дисперсія щільності, коефіцієнти асиметрії та ексцесу, структурна ентропія та ін.

Для аналізу окремих компонентів структури мікрооб'єктів проводиться локальний аналіз гістограми. При цьому функція розподілу значень оптичної щільності розглядається як змішане (многомодовое) розподіл, що складається з декількох нормальних розподілів, лінійна комбінація яких найкращим чином апроксимує вихідну гістограму. кожна мода характеризує певну підмножину елементів структури з однаковою або близькою оптичної щільністю і, як правило, пов'язана з певною структурною складовою. Для кожної моди можуть бути розраховані: середня оптична щільність, дисперсія щільності і ваговий коефіцієнт.

Статистичні характеристики першого порядку виявляються, як правило, досить інформативними, проте з їх допомогою не вдається витягти інформацію про просторової організації мікрооб'єктів.

3.4. Перетворення гістограми і поліпшення контрасту

Одним з параметрів, істотно визначає якість зображень, є контраст. Оскільки зображення має складний сюжетний характер, то це породжує необхідність при визначенні його контрастності виходити з контрасту окремих комбінацій елементів зображення.

Зображення, які формуються під час різних досліджень, часто не використовують весь діапазон можливих градацій яскравості, що зумовлює їх низьку інформативність. Контрастність зображення, яскравості елементів якого розташовані у вузькому діапазоні можливих значень, низька. Один з методів підвищення якості таких зображень полягає в нелінійному перетворенні значень відеосигналу, зокрема, в розширенні області використовуваних значень градацій яскравості на максимально можливий діапазон. Часто в основі таких перетворень лежить лінійне розтягнення або гамма-корекція (Претт У., 1982).

Як тільки зображення було перетворено в цифровий вигляд, його можна піддати обробці способами, які зачіпають яскравість і контраст зображення. такі перетворення використовують тільки значення рівня сірого окремих пікселів і не змінюють просторові особливості цифрового зображення. Як показано на рис. 3.5, з вихідного цифрового зображення I1 в Внаслідок перетворення виходить нове зображення I2. Функцію f (I) називають функцією перетворення інтенсивності (ФПІ) або функцією поступового перетворення. Вона визначає, як значення рівня сірого кожного пікселя в оригінальному документі I1 перетворюється, щоб отримати результуюче зображення I2. Ця функція має вигляд

$$I_2(x,y) = f[I_1(x,y)]$$

де I1 (x, y) - піксель в рядку x і колонці y в оригінальному документі, а I2 (x, y) – результат застосування ФПІ f (I). Потрібно відзначити, що значення рівня сірого вихідного пікселя I2 (x, y) залежить тільки від вхідного значення рівня сірого відповідного пікселя в I1 і не залежить від властивостей оточуючих пікселів. Такий тип перетворення називають точковим перетворенням, це означає, що результуюче значення ФПІ залежить виключно від початкового значення рівня сірого і що просторова інформація зображення є несуттєвою. З огляду на це властивість, ФПІ для окремих пікселів може бути виражена як

$$Gv_2 = f(Gv_1)_{(1)}$$

де Gv1 - початкове значення і Gv2 - результуюче значення рівня сірого в зображеннях I1 і I2 відповідно.

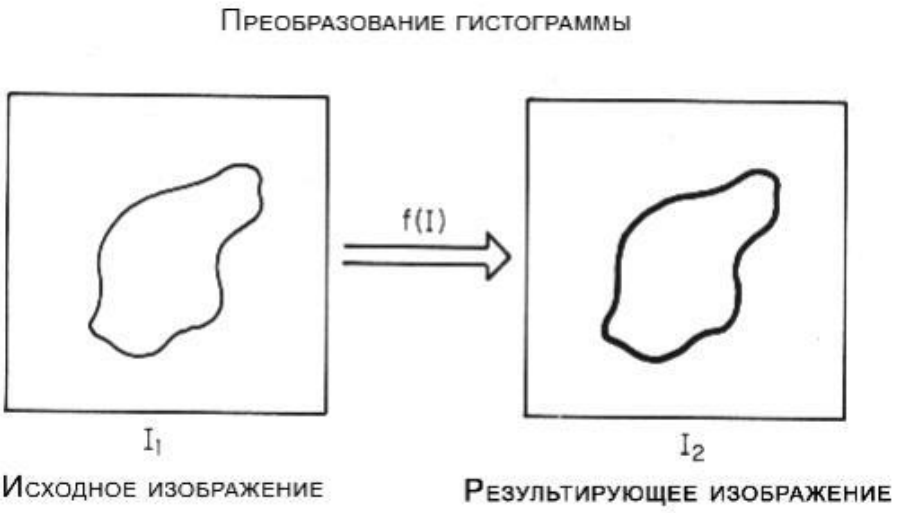


Рис. 3.5. Перетворення гістограми. Значення рівня сірого кожного пікселя в зображенні I1 перетворено функцією f (I) в зображення I2.

У загальному вигляді ФПІ є лінійну функцію типу

$$Gv_2 = mGv_1 + b.$$

Коли нахил m цієї функції буде дорівнює одиниці, позитивне значення точки обмеження b (відрізка, що відсікається функцією на координатної осі) призведе до підвищення яскравості всього зображення. Навпаки, при тих же самих умовах від'ємне значення b зменшить значення рівня сірого кожного пікселя і призведе до більш темного результуючому зображенню. Як показано на рис. 3.6, цей ефект можна спостерігати при аналізі гістограми зображення до і після застосування ФПІ. Коли нахил m = 1, позитивне значення для b переміщує гистограмму зображення направо, в той час як від'ємне значення для b переміщує гистограмму наліво.

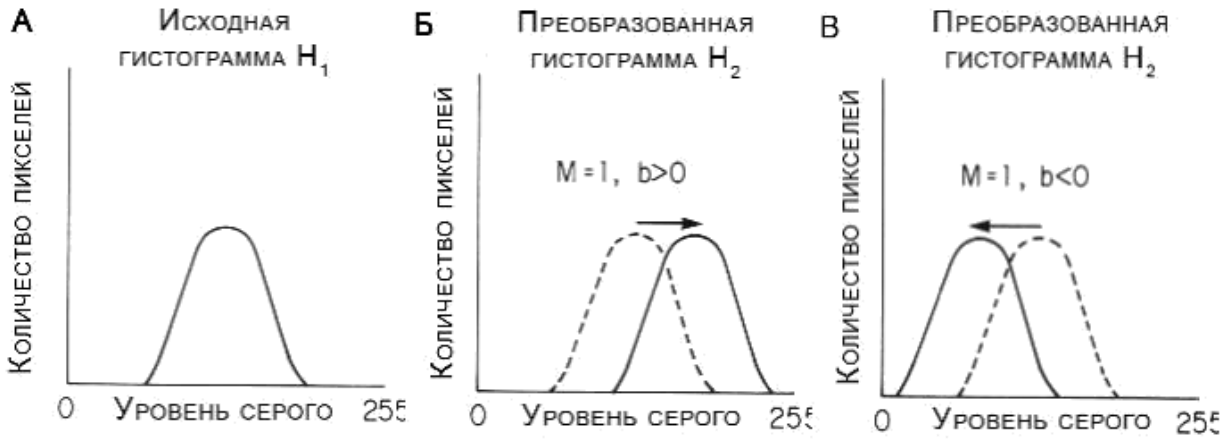


Рис. 3.6. Зміни в напівтонової гистограмме при зміні рівня обмеження b лінійної ФПІ. Позитивне значення b зрушує значення гістограми направо, від'ємне значення b зрушує значення гістограми ліворуч.

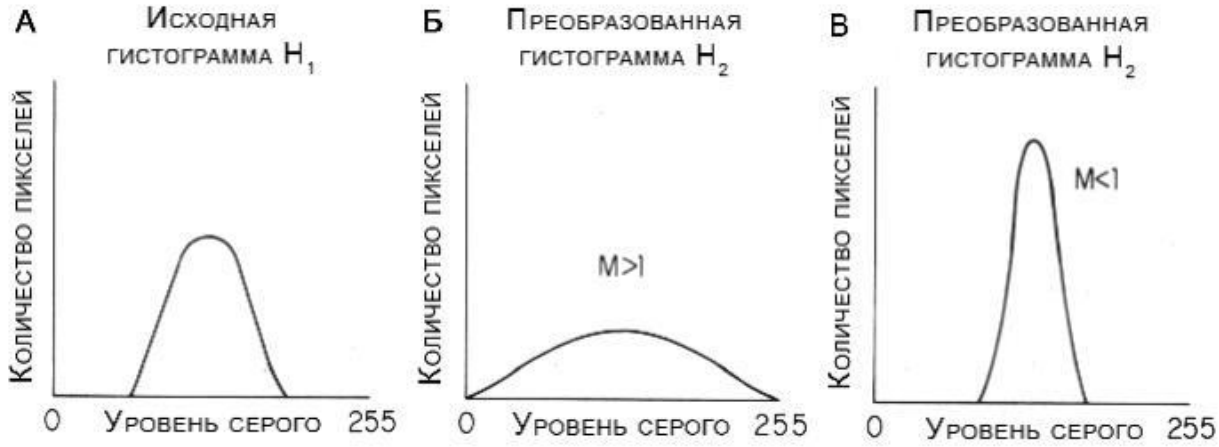


Рис. 3.7. Зміни в напівтонової гистограмме внаслідок змін в нахилі лінійної ФПІ. Значення нахилу більше ніж 1 розширюють гистограмму, нахил менше ніж 1 звужує гистограмму.

Ефект зміни нахилу лінійної ФПІ можна також спостерігати, досліджуючи гистограмму зображення, показану на рис. 3.7. Нахил m> 1 буде вести до збільшення діапазони значень сірого в результуючому зображенні за рахунок розширення гістограми і, відповідно, до більш високого контрасту між пікселями в результуючому зображенні. Аналогічно, нахил m <1 буде виробляти до звуження гістограми і, відповідно, зменшувати контраст результуючого зображення.

Лінійна ФПІ з нахилом 1 і обмеженням 0 є функцією, що виробляє зображення, ідентичне вихідному зображенню. Взаємозв'язок між зображеннями I1, I2 і ФПІ більш детально показана на рис. 3.8.

Нахил лінійної ФПІ відомий як коефіцієнт поліпшення контрасту і описує. Наскільки результуюче зображення контрастніше вихідного. Ставлячи значення для m, можна управляти величиною необхідного посилення контрасту в результуючому зображенні I2. Якщо необхідно, що б після посилення контрасту середня яскравість вихідного і результуючого зображень повинна залишитисяпостійною, то значення b має бути задано згідно з наступним рівнянням:

$$b = (\text{mean gray value of I1}) \times (m-1).$$

У прикладах, представлених в цьому розділі, ФПІ і гістограми зображення є безперервними функціями. Це означає, що значення рівня сірого гістограм H1, і H2 змінюються безперервно в діапазоні від 0 до 255. За цих умов, як показано на рис. 3.8, задане значення сірого з гістограми H1 відобразиться допомогою ФПІ до значення рівня сірого, яке лежить в результуючої гистограмме в інтервалі 0-255. В цьому безперервному випадку перетворення зображення через лінійну ФПІ торкнеться абсолютний контраст між пікселями, але не змінить відносний контраст, і вихідне зображення може бути відновлено за допомогою відображення результуючого зображення I2 назад через ФПІ.

Однак, коли доводиться мати справу з цифровими зображеннями, значення рівня сірого вихідного і результуючого зображень можуть мати тільки дискретні цілочисельні значення. Отже, в більшості випадків безперервна ФПІ відобразить цілочисельні значення H1 внеіснуючі дробові значення рівнів сірого H2. Тобто Використання дискретних значень рівня сірого вимагає, щоб безперервна ФПІ була замінена дискретним наближенням ФПІ. взаємозв'язок між безперервної ФПІ і її дискретним наближенням показана на рис. 3.9 і 3.10.

Рисунок 3.9 показує, що, використовуючи дискретне наближення ФПІ з коефіцієнтом поліпшення контрасту менше, ніж 1, два або більше значень рівня сірого вихідної гістограми H1, можна відобразити в одне і те ж значення рівня сірого в результуючої гистограмме H2. На відміну від безперервного випадку, відносний контраст між цими пікселями був втрачений в результаті перетворення, і вихідне зображення не може бути оновлено при зворотному перетворенні через ФПІ. Ця втрата інформації зображення через стиснення значень рівня сірого може бути прийнятною або навіть бажаною, якщо стискувані значення рівня сірого не несуть цікавої інформації про зображенні.

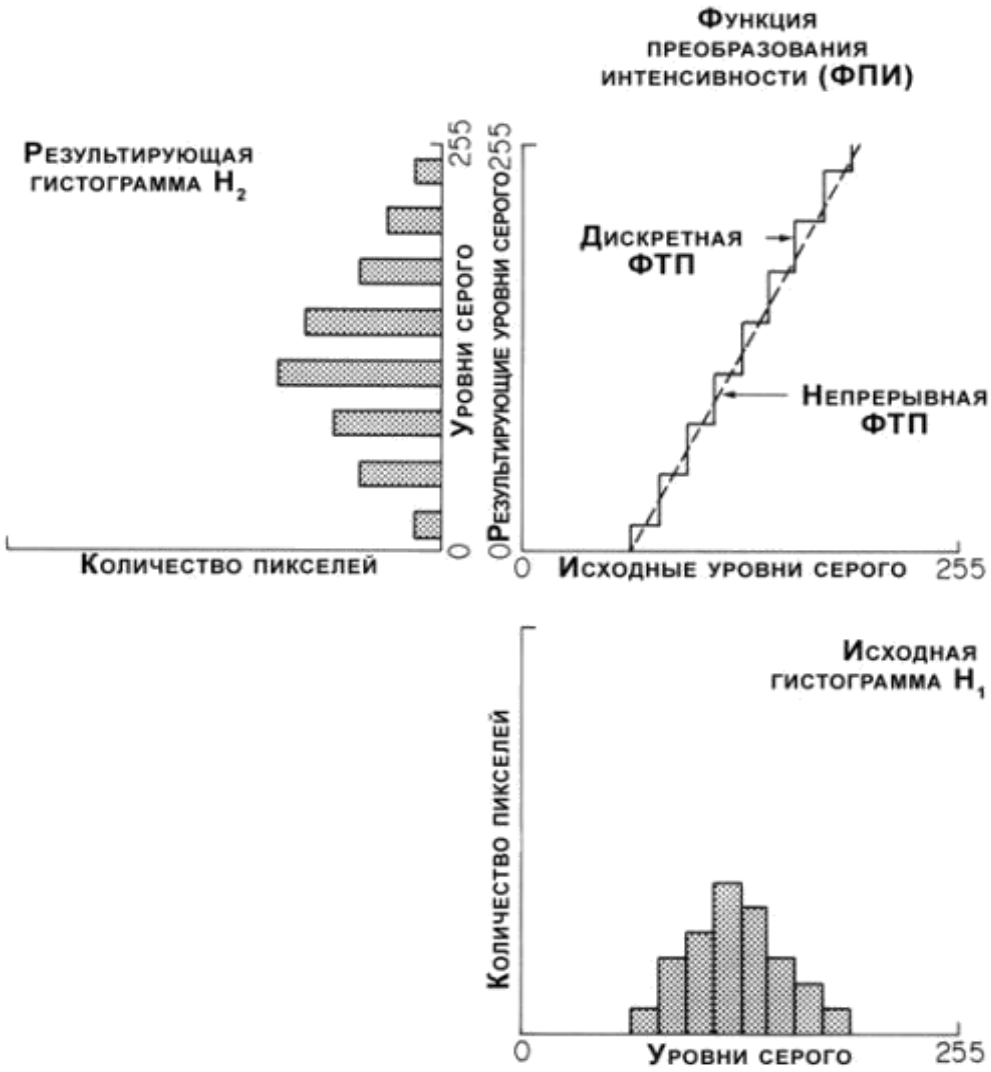


Рис. 3.10. Дискретна ФПІ. ФПІ з нахилом більшим, ніж 1 викликає розтягнення значень рівнів сірого в результуючої гистограмме; проте кількість різних значень рівнів сірого у вихідній і результуючої гистограммах є постійним.

Малюнок 3.10 показує, що дискретна ФПІ з коефіцієнтом поліпшення контрасту, більшим, ніж 1, є причиною розтягування полутонового діапазону. Однак, на відміну від безперервного випадку, через дискретного характеру ФПІ в діапазоні рівнів сірого результуючої гістограми в повному обсязі значення рівня сірого будуть використані. Фактична кількість значень рівня сірого, представлених у вихідній і результуючій гистограммах на рис. 3.10, є постійним, але інтервал між ними був змінений.

Слід зауважити, що в той час, як лінійна форма ФПІ, описана в цьому розділі, може бути використана для управління яскравістю зображення і контрастом, майже ті ж самі ефекти можуть бути досягнуті безпосередньо

шляхом настройки апаратної частини системи формування і реєстрації зображення. Так, у відеокамери регулювання яскравості має той же самий ефект, що і зміна значення b, а регулювання контрасту створює ефект, подібний зміни значення m. Крім того, поліпшення контрасту, досягнуте регулюванням контрасту, сприятиме заповненню проміжних значень рівнів сірого, які пропадають з результуючої гістограми (рис. 3.10). Отже, поліпшення контрасту, отримане регулюванням аналогового відеосигналу, може дати більш детальну інформацію, ніж еквівалентна перетворення цифрового зображення. Величина поліпшення, яке може бути виконане на видеосигнале, звичайно, обмежена відповідно до фізичними особливостями системи, і неминуче буде досягнута межа, далі якої поліпшення зображення не буде. Однак, в той же час, як цифрові методи лінійного поліпшення контрасту часто дозволяють перевершувати ці фізичні обмеження відеосистеми, дійсне перевага цифрових ФПІ, як буде описано в наступному розділі, полягає в використанні нелінійних ФПІ.

Висновок, який може бути зроблений на основі цих прикладів, полягає в тому, що використання дискретних ФПІ Не додає інформації до цифрового зображення і, при деяких обставинах, може привести до втрати інформації, що міститься в зображенні. Незважаючи на ці факти, ФПІ широко використовуються в додатках обробки зображення з кількох причин. Вони можуть використовуватися з метою поліпшення візуального сприйняття зображення і розрізнення півтонів, які могли б бути візуально непомітними оком в початковому вигляді. Нелінійні класи ФПІ можуть також використовуватися для калібрування системи формування і реєстрації цифрових зображень для безпосереднього вимірювання таких фотометричних характеристик, як, наприклад, оптична щільність.

Більшість систем обробки зображень спеціального призначення, які виконують перетворення на основі ФПІ, використовує в для цього спеціальні області машинної пам'яті, звані таблицями перетворення інтенсивності (ТДВ) або просто таблицею перетворення. Таблиця перетворення використовується для зберігання вмісту веб-сайтів дискретної ФПІ так, щоб вхідні значення півтони безпосередньо вказували на вихідні значення елементів таблиці, в які вони відображаються (як показано на рис. 3.11). Апаратні засоби системи обробки зображень конструюються таким чином, щоб цифрове зображення можна було б передати через таблицю перетворення, що переводять значення сірого кожного пікселя вхідного зображення до визначеним за ФПІ значенням

півтони вихідного зображення. Так як ці перетворення виконані апаратними засобами, вони виконуються дуже швидко, зазвичай в режимі реального часу.

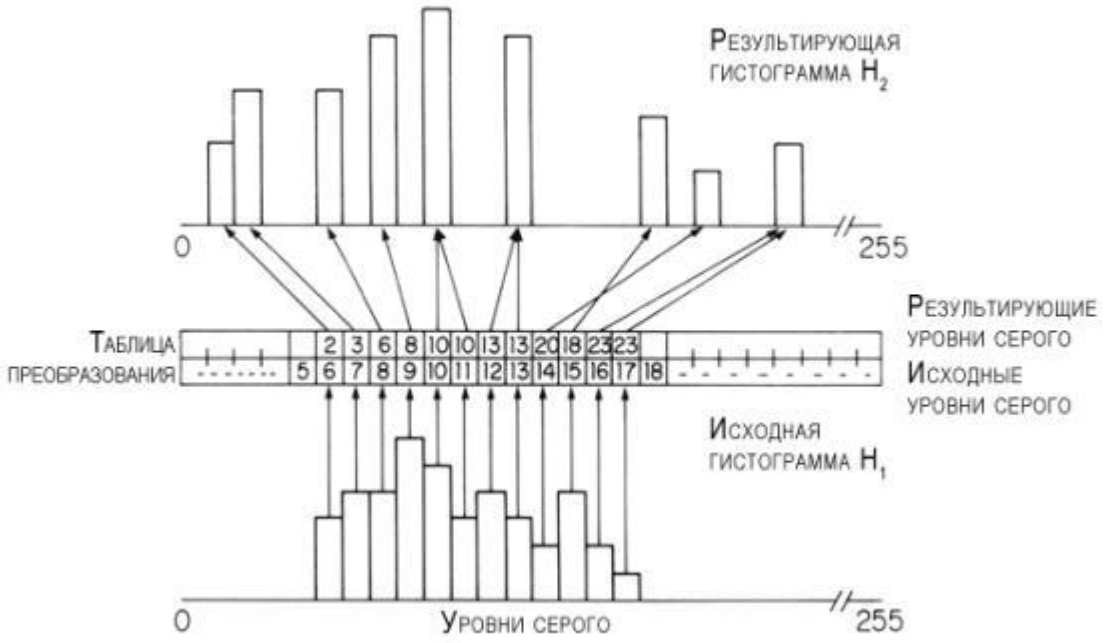


Рис. 3.11. Застосування дискретної ФПІ на основі таблиці перетворення.

Таблиці перетворення можуть також використовуватися, щоб виконати математичні функції на цифровому зображенні, такі як множення на константу або обчислення логарифмів. Вихідні значення півтони обраної операції заздалегідь розраховані для кожного з можливих 256 вхідних значень рівня сірих і завантажені у відповідні комірки таблиці перетворення. В цьому випадку операція на зображенні може бути виконана зі швидкістю введення зображення за рахунок простого пропускання зображення через таблицю перетворення.

3.5. Нелінійне поліпшення контрасту

Однією з важливих особливостей цифрової обробки, яка не може бути просто реалізована за допомогою аналогових методів, є використання нелінійних ФПІ. Нелінійний характер ФПІ означає, що контраст в зображенні може бути збільшений в одному діапазоні значень сірого, в той час як в іншому діапазоні він може бути зменшений або залишений незмінним. ФПІ може бути підібрана таким чином, щоб вибірково збільшувати в зображенні контраст важливих особливостей, одночасно зменшуючи контраст незначних. Нелінійні ФПІ можуть використовуватися, щоб калібрувати або виправити нелінійності оптичної системи формування зображень.

Здатність нелінійної ФПІ вибірково збільшити контраст в межах зображення показана на рис. 3.12. Як і в більш ранньому прикладі на рис. 3.4, вихідна гістограма на рис. 3.12, як передбачається, відбувається з мікроскопічного зображення Темна клітини на світлому фоні з невеликим піком зліва, відповідним області зображення клітини, і більшого піку справа, відповідному областям фону. Нелінійний характер ФПІ на рис. 3.12 привів до розширення меншого піку в результуючої гистограмме і одночасному звуженні більшого піку. Розширення меншого піку дає більший контраст між належними клітці пікселями в зображенні (які представляють собою інформаційно-значимі ділянки зображення), в той час як звуження більшого піку виробляє до зменшення контрасту фонової області, позбавленої цікавої інформації.

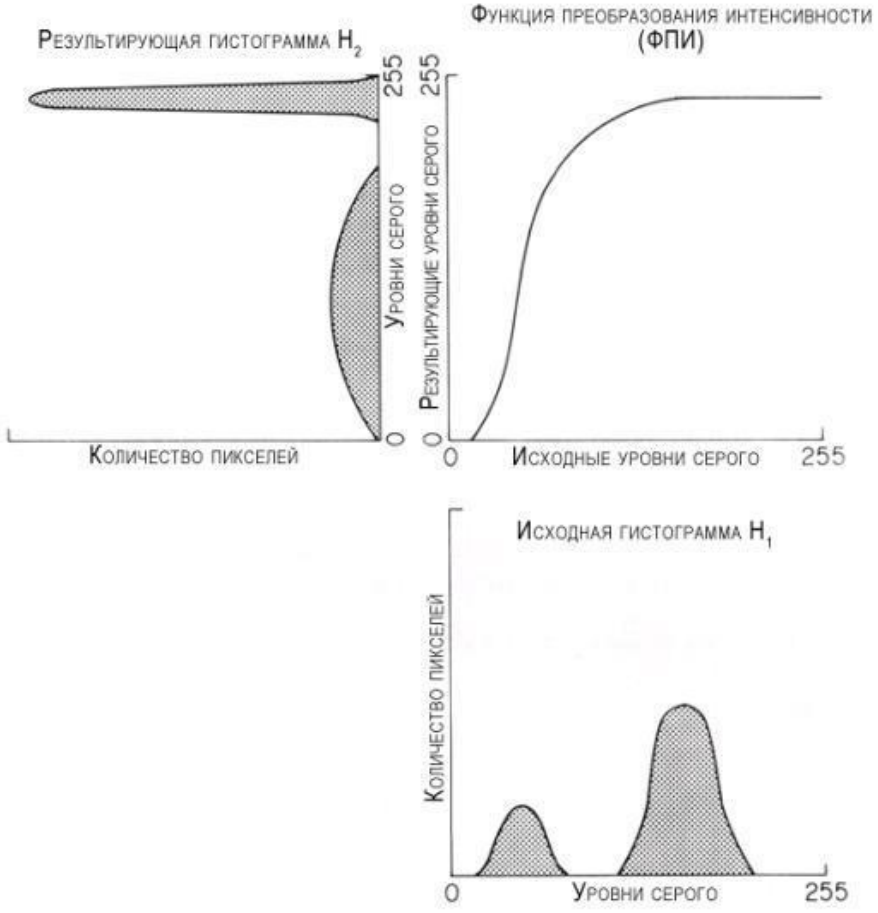


Рис. 3.12. Ефект нелінійного ФПІ на гістограму зображення. Нелінійне ФПІ викликало розширеннялівого піку в гістограмі виведення при одночасному стисканні правого піку.

Напівтонова гістограма типового зображення природного походження, підданого лінійному квантованию, зазвичай має яскраво виражений перекіс в

сторону малих рівнів. Яскравість більшості елементів нижче середньої, а на темних ділянках подібних зображень деталі часто виявляються невиразні.



Рис. 3.13. Показані області гістограми з рівною кількістю пікселів.

Навіть коли всі області зображення містять інформацію рівної значимості, може бути бажаним використовувати нелінійну ФПІ. Причину використання нелінійної ФПІ в цьому випадку можна побачити, досліджуючи гистограмму на рис. 3.13. Дві затемнених зони показують області гістограми, які містять рівні кількості пікселів. У центрі гістограми, де на градацію сірого припадає найбільша кількість пікселів, для отримання області з необхідним кількістю пікселів використовуються тільки кілька різних градацій сірого. На краю гістограми на будь-яку градацію сірого доводиться менше пікселів; отже, щоб отримати сектор рівній області, необхідний більший діапазон градацій сірого. Ця різниця в ширині секторів рівній площі в межах гістограми зображення означає, що у будь-якого пікселя в зображенні є більш висока ймовірність наявності сусідів зі значеннями рівня сірого біля центру гістограми, ніж наявність сусідів зі значеннями рівня сірого близько країв. Отже, контраст між сусідніми пікселями в зображенні буде нижче для значень сірого біля центрального піку гістограми, ніж для пік селів біля краю гістограми (Sklansky J., 1978). Якщо все пікселі в зображенні, представленому цієї гистограммой, містять інформацію рівної значимості, зміщення контрастності до пікселів зі значеннями сірого, що лежать біля краю гістограми, призводить до того, що вони стають більш.

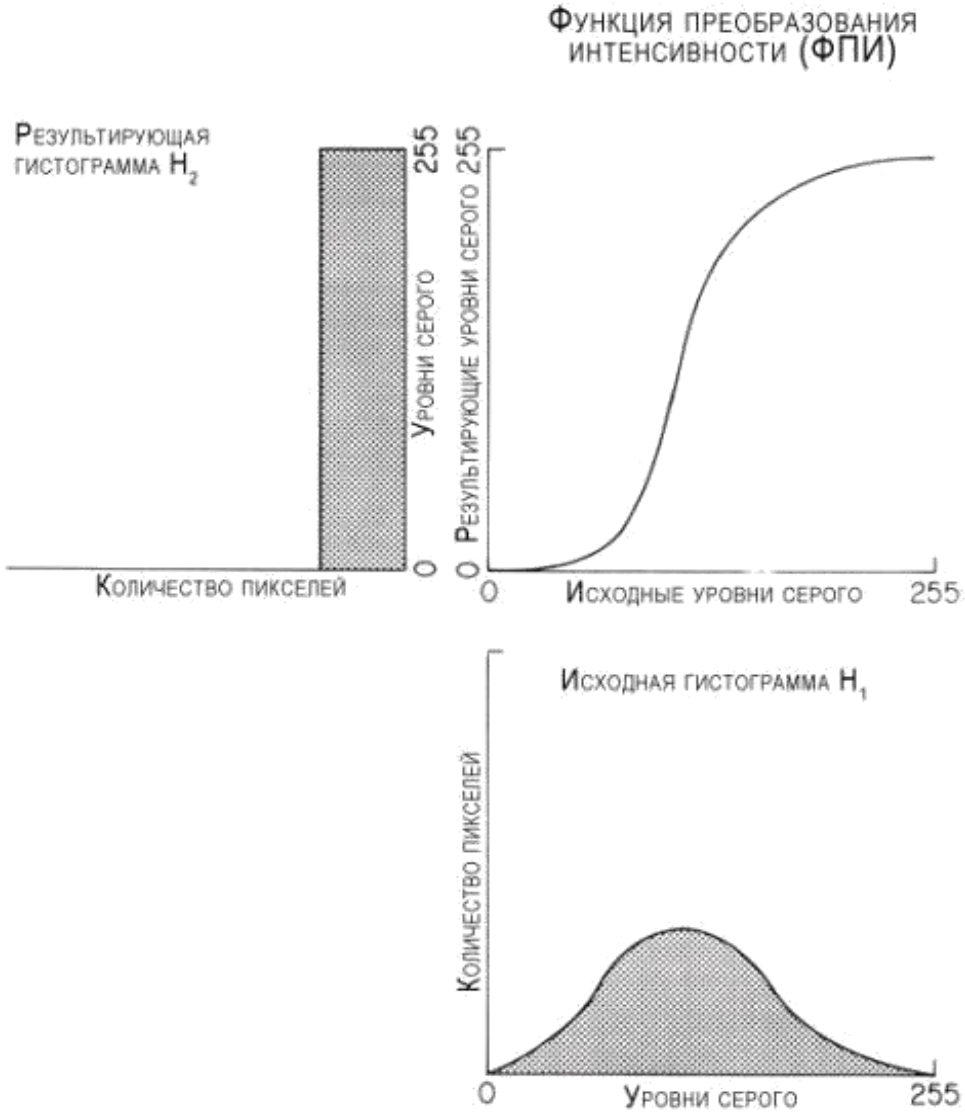


Рис. 3.14. Використання нелінійної ФПІ для отримання рівномірної гістограми.

Щоб перетворити вихідне зображення в зображення з необхідною гистограммой, необхідно знайти співвідношення, які визначають ФПІ як функцію вихідної і результуючої гістограм. Можна показати, що всякий раз, коли ФПІ є монотонно збільшується функцією, в ній є два напівтонових значення Gv1 і Gv2, такі, що помітними, ніж ті, які знаходяться близько піку, що небажано. Цього зміщення контрасту можна уникнути, якщо гістограма зображення матиме рівномірний розподіл з рівною кількістю пікселів в кожному рівні сірого. Якщо гістограма зображення самого початку не має рівномірного розподілу, воно може бути отримано за допомогою нелінійного ФПІ (рис. 3.14).

$$P_2(Gv_2)=P_1(Gv_1), \quad (2)$$

де P (Gv) є функцією сумарної площі. Ці співвідношення показують, що Gv1, і Gv2 окреслюють рівні області під відповідними сукупними гістограмами, які отримують шляхом взаємно-однозначного відображення значень рівня сірого, визначених рівнянням (1). У дискретній випадку рівняння (2) можебути написано як

$$\sum_{k=0}^{Gv_2} H_2(k) = \sum_{j=0}^{Gv_1} H_1(j)$$

де H1, і H2 є гістограмами зображення, і передбачається, що вихідне і результуюче зображення мають однакову площу.

Нелінійні ФПІ, як правило, призначаються для зміни контрасту зображення певним способом, заснованим на деякій моделі візуального сприйняття або на теоретичних міркуваннях щодо обсягу інформації в зображенні (наприклад, Претт У., 1982). Хоча у цих перетворень може бути тверда математична основа, успіх будь-якої процедури поліпшення дуже суб'єктивний і буде, в кінцевому рахунку, залежатиме від переваги спостерігача і типу аналізованого зображення. Малюнок 3.15 дає приклад зображень і їх гістограм, які були змінені різними ФПІ. На малюнку 3.15 - зображення клітини, отримане методом світлого поля. Малюнок 3.15.C показує перетворення, виконані з використанням лінійної ФПІ, яка була підібрана так, щоб розтягнути тільки менший пік гістограми зображення. Малюнок 3.15.E показує перетворення, призначене виробляти зображення з рівномірною гістограмою.

Як зазначалося в попередньому розділі, нелінійні ФПІ використовуються тільки як дискретні функції. Дискретні ФПІ можуть дати ефект, який відрізняється від ефекту їх безперервних еквівалентів. Через дискретного характеру цифрового зображення, перетворення на рис. 3.15 НЕ призвело до гістограмі рівномірного виду, але замість цього викликав нерівне розтягнення вихідної гістограми з сірими значеннями найвищої частоти, розташованими відокремлено. Такий підхід дозволяє отримати рівномірну гістограму, якщо кількість пікселів, що припадають на градацію сірого, виміряна в досить широкому діапазоні. Справжня рівномірна гістограма може бути отримана з цифрового зображення тільки в тому випадку, якщо результуюче зображення має менше градацій сірого (менший динамічний діапазон), ніж вихідне зображення.

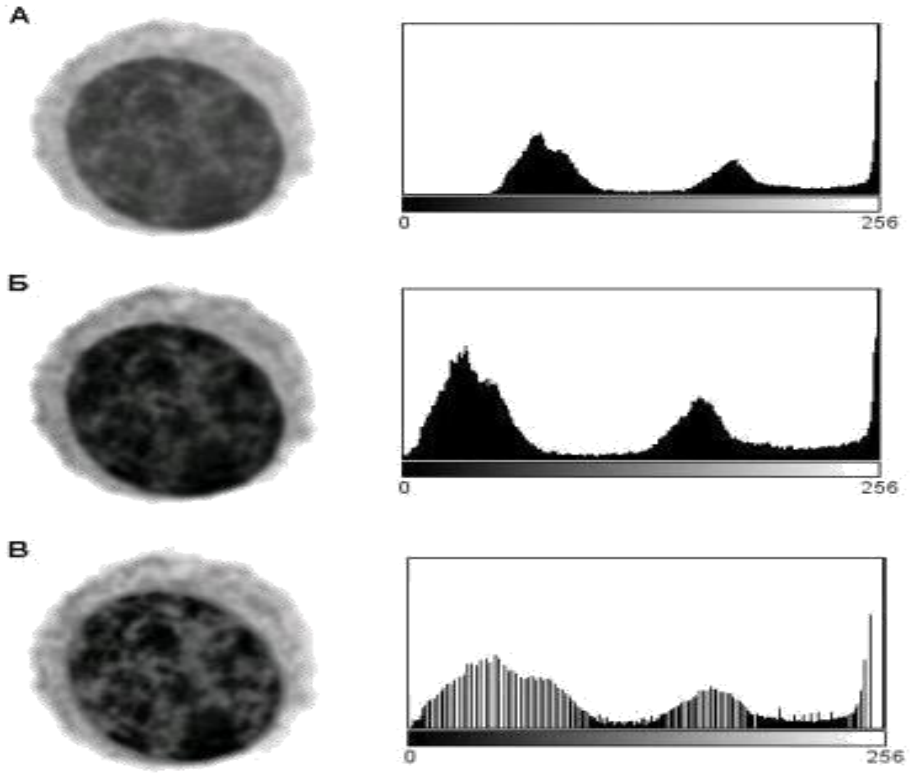


Рис. 3.15. Ефект контрастного розширення на парах гістограма-зображення. (А) – вихідне зображення і гістограма. (Б) - лінійне поліпшення контрасту. (В) - вирівнювання гістограми.

3.6. Перетворення множинних зображень

Багато корисні процедури обробки зображень ґрунтуються на алгебраїчних операціях над двома зображеннями:

$$C_{(i,j)} = A_{(i,j)} * B_{(i,j)}$$

де A (i, j) і B (i, j) - відповідні пікселі в цих двох зображеннях, а * є алгебраїчним оператором, таким як додавання, віднімання, множення або ділення. ці перетворення щоб уникнути отримання негативних або дрібних значень також зазвичай включають підсумовування або множення на константу. Ймовірно, найбільш часто використовується алгебраїчне перетворення - віднімання двох подібних зображень. Віднімання двох зображень одного і того ж препарату, отриманих у різний час, може використовуватися для виявлення руху примірника за цей період часу. малюнок 3.16 показує результат віднімання двох зображень клітини культури тканини, отриманих через 60 сек. Ділянки зображення, які не змінюються в часі, відсутні в різницевої зображенні, в той час як рухалися області, такі як дратує мембрани на периферії клітини, залишаються видимі.

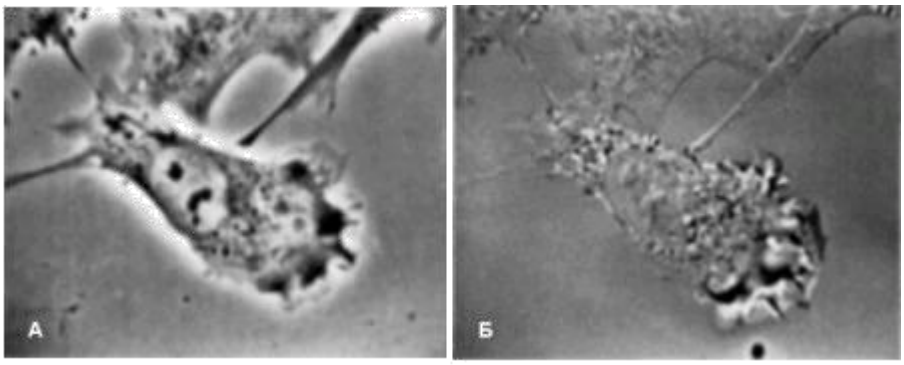


Рис. 3.16. Віднімання зображень для виявлення руху. (А) вихідне зображення, (Б) разностное зображення, отримане відніманням зображення (А) з другого зображення того ж самого поля зору, зафіксованого через 60 сек. (Препарат Sadamune D, University of California, Irvine).

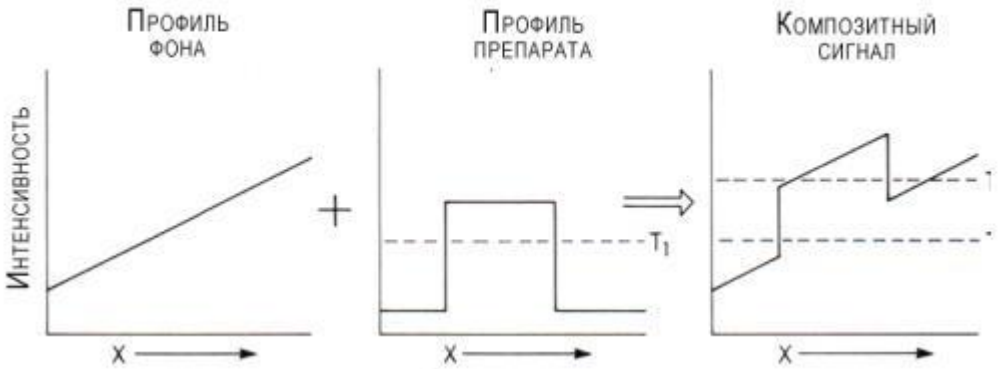


Рис. 3.17. Ефект неоднорідності фону на інтенсивність препарату. До додавання фону до зображення препарат можна відрізнити від фону граничним значенням T1. Після підсумовування нерівномірного фону ефективний пороговий рівень для ідентифікації препарату відсутня.

Віднімання зображення може також використовуватися для корекції нерівномірного освітлення зображення. Це може бути досягнуто реєстрацією зображення порожнього поля (такого, як область предметного скла мікропрепарату, позбавленого клітин) і потім відніманням цього зображення з наступних кадрів препарату, що містить клітини. Корекція нерівномірності освітлення часто необхідна перед виконанням процедури виявлення краю. На рис. 3.17 показаний приклад гіпотетичного препарату з однорідної інтенсивністю, який був нанесений на фон зі змінною інтенсивністю. Перед тим, як змінний фон доданий до зображення, препарат можна відрізнити від фону граничним значенням T1. Після додавання змінного фону до зображення, можливість задати порогове значення рівня яскравості для відділення об'єкту від фону, як демонструється порогами T1, і T2, пропадає.

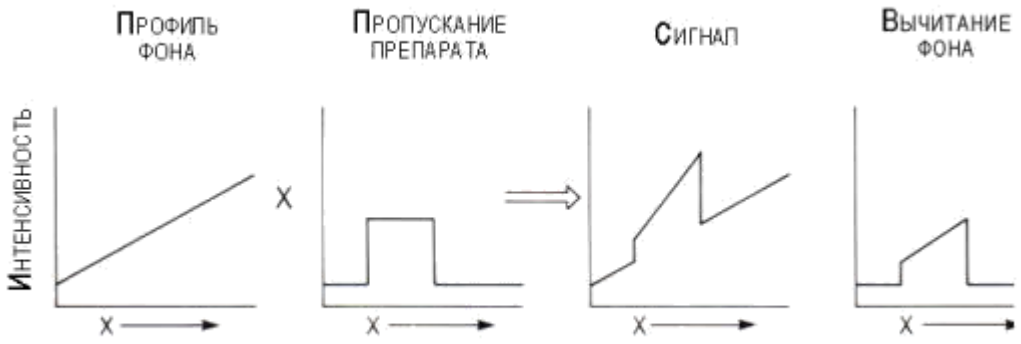


Рис. 3.18. Эффект фонового вычитания на препарате с равномерным коэффициентом пропускания.

Рис. 3.18. Ефект фонового вирахування на препараті з рівномірним коефіцієнтом пропускання.

Приклад на рис. 3-18 передбачає, що препарат має рівномірну інтенсивність, яка може бути додана до тла. Насправді інтенсивність препарату під мікроскопом НЕ додається, а пропорційна фонової інтенсивності в кожній точці.

Аналогічні міркування відносяться до зображень, отриманих методами флуоресцентної, фазово-контрастної, DIC та ін. мікроскопії. Ефект цієї пропорційності можна помітити на рис. 3.18. Препарат однорідний по пропускання; однак якщо фон освітлення змінний, то правий бік препарату на рис. 3.18 матиме трохи більшу інтенсивність, пропорційну рівню фону. Якщо до цього зображення буде застосований метод вирахування фону, то фон буде мати рівномірну інтенсивність; проте права сторона препарату буде продовжувати мати кілька більш високу пропускання ніж ліва, тому що його початкова інтенсивність була пропорційною початкового рівню освітлення.

Найефективніший спосіб корекції нерівномірності освітлення полягає в тому, щоб обчислити відношення інтенсивності препарату і фону, розділивши одне зображення на інше.

Інша корисна операція над зображеннями використовує віднімання ідентичних зображень, де одне зображення було трохи зміщене в напрямку x або y щодо іншого:

$$C_{(i,j)} = A_{(i,j)} - B_{(i-x,j-y)}$$

де x і y - величина зсуву. Для невеликих значень зсуву це перетворення аппроксимирует приватну просторову похідну зображення в напрямку зсуву і може бути корисно для виявлення областей препарату з швидко змінюється

інтенсивністю, наприклад, на кордоні об'єкта. Малюнок 3.19 показує ефект цього вирахування зі зміщенням на зображенні.

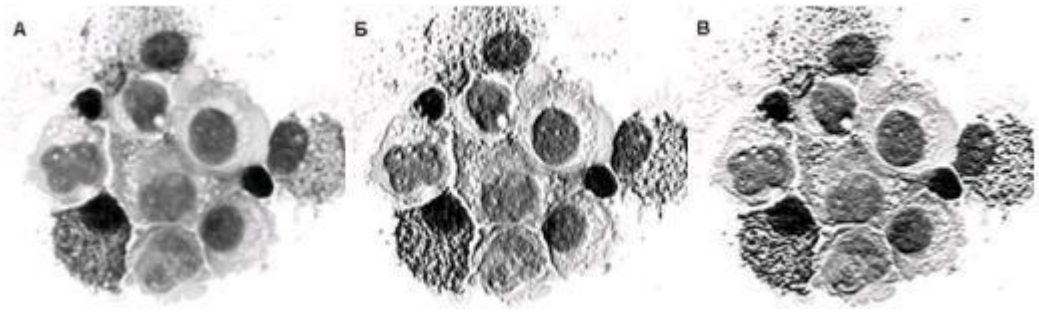


Рис. 3.19. Ефект віднімання двох трохи зміщених зображень. (А) вихідне зображення. (Б) зміщення на два пікселя в горизонтальному напрямку. (В) зміщення на два пікселя в вертикальному напрямку.

4. КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ

4.1. Рентгенівська комп'ютерна томографія
4.2. Магнітно-резонансна томографія
4.3. Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія
4.4. Позитронно-емісійна томографії

4.1. Рентгенівська комп'ютерна томографія

Методом рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ) зображення отримують шляхом обертання навколо пацієнта джерела рентгенівського випромінювання, та детектора, який знаходиться на протилежній стороні тіла. Проходячи крізь тіло пацієнта рентгенівські промені відхиляються і зазнають зміни. Ці незначні зміни приймаються детектором і перетворюються в зображення. Отримані знімки представляють собою свого роду поперечні «зрізи» тіла пацієнта що дозволяють лікарям створювати тривимірну модель всього тіла і внутрішніх органів. Головною і принциповою відмінністю зображення в комп'ютерній томографії від звичайного рентгенівського зображення є те, що воно постає як результат точних вимірювань і обчислень, які відносяться саме до обраного шару. Тому зображення в рентгенівській комп'ютерній томографії мають в десятки разів більшу, ніж на традиційних рентгенівських знімках, роздільну здатність за густиною тканин, що дозволяє добре диференціювати м'які тканини, розділяти зображення структур, які накладаються одне на одне, і точно визначати ділянки патологічних змін.

Принципи комп’ютерної томографії у графічному вигляді зображені на рис. 4.1. Точковий рентгенівський випромінювач і детектор синхронно переміщуються з протилежних сторін від досліджуваного об’єкта, «розсікаючи» цей об’єкт поперек. Чутливий детектор увесь час реєструє випромінювання, що пройшло через об’єкт. Потім система «випромінювач-детектор» обертається на деякий кут відносно центру об’єкта, і процес сканування повторюється. Усі послідовні сигнали детектора квантуються (переводяться в цифрову форму) за допомогою АЦП (аналого-цифрового перетворювача) і надходять до ЕОМ, де обробляються за спеціальною програмою, в результаті чого синтезується двовимірне, площинне (2D) або об’ємне (3D) зображення об’єкту, що представляється на моніторі (рис. 4.2, 4.3).

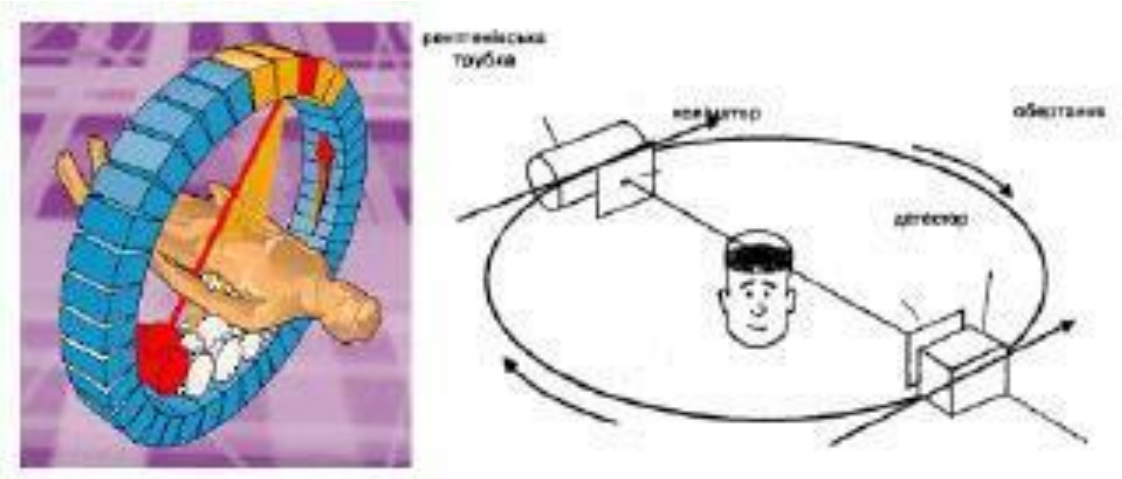


Рис. 4.1 – Спрощена ілюстрація принципу дії рентгенівського комп’ютерного томографа



Рис. 4.2 – Комп’ютерна томограма зрізу головного мозку в нормі

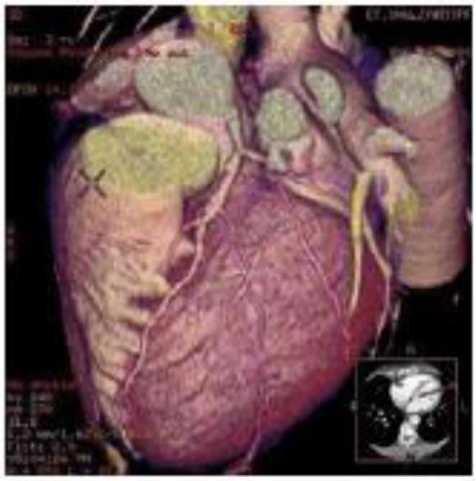


Рис. 4.3 – КТ-реконструкція серця

Було створено декілька поколінь комп'ютерних томографів. Новим досягненням є створення «спіральної» комп'ютерної томографії, що дозволяє на основі безперервного обертання рентгенівської трубки і руху столу добитися отримання чіткої диференціації між тканинами патологічного осередку розміром

2. ..3 мм, а також і тривимірного зображення органів і судин. Переваги КТ перед звичайним рентгенологічним дослідженням:

1. КТ дозволяє отримати чітке зображення органів і патологічних утворень тільки у площині досліджуваного зрізу, без нашарування вище і нижче розташованих структур. Таким чином, КТ позбавлена одиного із головних недоліків рентгенографії — суперпозиції структур, розташованих на різній глибині.

2. КТ забезпечує зображення в аксіальній площині, яка недоступна у рентгенодіагностиці. Від цього повна назва цього методу: рентгенівська аксіальна комп'ютерна томографія. Ця площина необхідна для уявлення топографії органів та просторових співвідношень між ними.

3. КТ забезпечує високий рівень тканинного контрасту.

4. КТ характеризується високою чутливістю, що дозволяє віддиференціювати окремі органи і тканини один від одного по щільності у межах 1.. .2%, а на томографах 3 і 4 поколінь — до 0,5%.

5. КТ дозволяє отримати точну кількісну інформацію про розміри і щільність окремих органів, тканин і патологічних утворень, що дає можливість робити висновки відносно характеру пошкодження.

6. КТ дозволяє оцінити не тільки стан органу, що досліджується, але взаємовідношення патологічного процесу з тканинами та органами, які розташовані поруч, наприклад, інвазії пухлин в сусідні органи.

7. КТ дозволяє отримувати топограми, тобто поздовжнє зображення досліджуваної області подібне рентгенівському знімку шляхом переміщення хворого повздовж нерухомої трубки. Топограми використовують для встановлення

довжини патологічного вогнища і визначення кількості зрізів.

Інколи для покращення якості зображення в організм досліджуваного вводиться контрастна речовина — спеціальний барвник, який потрібен для того, щоб краще «освітити» обстежувану ділянку тіла. Контрастна речовина поглинає рентгенівські промені і з'являється біле забарвлення на знимку, яке акцентує свою увагу на потрібному лікареві органі (наприклад кишечник,

легені, мозок, кров'яні судини та ін.). Котрастну речовину можуть ввести різними шляхами, наприклад перорально (при скануванні стравоходу чи живота), ін'єкційно (це покращує видимість на зображенні сечового та жовчного міхурів, печінки чи кровоносних судин) або за допомогою барійної клізми (в даному випадку контрастна речовина буде містити барій, який введуть через пряму кишку за допомогою клізми; цю процедуру роблять перед КТ кишечника).

Відносна щільність області тіла, яке досліджується методом КТ, може бути виражена у так званих одиницях Хаунсфілда. Шкала одиниць Хаунсфілда (сенситометричних показників, англ. HU) — шкала лінійного послаблення випромінювання по відношенню до дистильованої води, рентгенівська щільність якої була прийнята за 0 HU (при стандартному тиску та температурі).

Для матеріалу X з лінійним коефіцієнтом послаблення μ_X величина *HU* визначається згідно формули

$$HU = \frac{\mu_X - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000,$$

Таким чином, одна одиниця Хаунсфілда відповідає 0,1% різниці в послабленні випромінювання між водою та повітрям, або приблизно 0,1% коефіцієнту послаблення води, так як коефіцієнт послаблення повітря практично дорівнює нулю.

Середні денситометричні показники

Речовина	**HU**
Повітря	-1000
Легені	-500
Жир	від -100 до 50
Вода	0
Спинномозкова рідина	15
Нирки	30
Кров	від +30 до +45
М'язи	від +10 до +40
Сіра речовина	від +37 до +45
Біла речовина	від +20 до +30
Печінка	від +40 до +60
М'які тканини	від +100 до +300
Кістка	від +700 (губчаста речовина) до +3000 (кісткова речовина)

На основі використання контрастних речовин ґрунтується важливий вид КТ — ангіографія — метод візуалізації кровеносних судин. Це дослідження дозволяє виявити пошкодження і пороки розвитку кровоносних судин, такі як аневризми, звуження судин, мальформації, порушення прохідності судин (атеросклероз, тромбоз), пошкодження і пороки розвитку різних органів, пухлини і т.д. На рис. 4.4 показана ангіограма кисті з яскраво вираженою ангіомою (доброякісною пухлиною, яка розвивається виключно у новоутворених кровоносних (справжня ангіома) або лімфатичних судинах та порожнинах (лімфангіома)) на безіменному пальці.



Рис. 4.4 – Приклад ангіограми кисті з ангіомою на безіменному пальці



Рис. 4.5 – Цифрова субстракційна ангіограма судин головного мозку

На сьогоднішній день для всіх структур окрім серця, використовують техніку, яна носить назву цифрова субстракційна ангіографія (ЦСА, digital subtraction angiography — DSA). Зображення в даному випадку зазвичай беруться по 2 - 3 кадри за секунду, що дозволяє неінвазивно оцінювати потік крові через судину. Ця техніка «віднімає» кістки та інші органи від зображення судин, наповнених контрастною речовиною, завдяки чому останні стають на зображенні значно чіткішими. Серцеві зображення беруться по 15... 30 кадрів за секунду, не використовуючи техніку ЦСА, оскільки вона вимагає, щоб пацієнт залишився нерухомим, а це не може використовуватися на серці. Ці методи надають можливість радіологові або кардіологові бачити стеноз (блокування або звуження) усередині судини, яке, можливо, перешкоджає потоку крові і заподіює пекучий біль.

4.2. Магнітно-резонансна томографія

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) — найважливіший клінічний метод діагностики багатьох захворювань людини. Метод може виявляти пухлини будь-якої локалізації, більшість захворювань головного і спинного мозку, серця, опорнорухового апарату та ін. За допомогою МРТ можна досліджувати судини без застосування контрастних речовин.

Магнітно-резонансна томографія — променевий метод дослідження, заснований, як і КТ, на одержанні пошарових зображень. Проте в його основі лежить не рентгенівське випромінювання, а ядерний магнітний резонанс (ЯМР) – фізичне явище взаємодії зовнішніх магнітних полів з протонами ядер досліджуваної речовини. Ядра певних елементів мають здатність під дією зовнішнього електромагнітного поля поглинати енергію, а потім віддавати її у вигляді радіосигналу (магнітного резонансу). За допомогою комп'ютера проводять збір та обробку інформації про розподіл диполів речовини та кількість виділеної енергії у заданій площині об'єкта. На дисплеї виникає зображення томографічного зрізу, яке характеризує не тільки фізичні, але й хімічні властивості тканин. Феномен ядерного магнітного резонансу був описаний незалежно один від одного Ф. Блохом і Е. Перселлом в 1946 р., за що автори отримали в 1952 р. Нобелівську премію. Однак перші ЯМР-томограми внутрішніх органів людини були зроблені лише в 1977 р.

Тіло людини складається в основному з жиру і води, що містять багато атомів водню (в сумі виходить майже 63%), які здатні випромінювати ЯМР-сигнали. Метод візуалізації ЯМР-сигналів від атомів водню, який дає змогу пошарового дослідження органів і тканин організму людини, називається магнітно-резонансною томографією (МРТ).

МРТ-зображення показує розподіл атомів водню в досліджуваному шарі об'єкту. Методика МРТ для візуалізації внутрішніх органів людини виглядає таким чином. Пацієнта розміщують у сильне магнітне поле, це призводить до того, що всі атоми водню в тілі пацієнта стають паралельно напрямку магнітного поля. У цей момент апарат посилає електромагнітний сигнал перпендикулярно основному магнітному полю. Атоми водню, що мають однакову з сигналом частоту, «порушуються» і генерують свій сигнал, який вловлюється апаратом. Різні види тканин (кістки, м'язи, судини і т.д.) мають різну кількість атомів водню і тому вони генерують сигнал з різними характеристиками. Тіло людини послідовно сканується радіочастотним променем і реєструється відповідь у вигляді випромінювання ядер, яке перетворюється на електричні сигнали, що надходять до ЕОМ, обробляються за

допомогою відповідних алгоритмів реконструкції і будується зображення шарів досліджуваного органу.

Інформативність дослідження є особливо високою для м'яких тканин (зокрема, головного та спинного мозку, суглобів). МРТ дає змогу аналізувати і отримувати зображення внутрішніх органів, які відповідають не тільки їх анатомічній структурі, але й їхнім хімічним властивостям. Для ЯМР-сигналу не є перешкодою ні кістки, ні заповнені повітрям порожнини, наприклад легені, або шлунок. МРТ дозволяє отримувати зображення практично в будь-якій площині без зміни положення тіла пацієнта, змінюючи лише градієнти магнітних полів.

Досі не доведено шкідливого ефекту змінного магнітного поля. Однак металевий (феромагнітний) об'єкт під впливом потужного змінного магнітного поля розігрівається, що може бути небезпечним для пацієнта. Тому наявність у тілі сторонніх металовмісних предметів (наприклад, кардіостимуляторів, протезів, металевих імплантантів) є протипоказанням до застосування МРТ.

4.3. Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія

Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ) є методом візуалізації тканин in vivo, у якому для прийому гамма-променів, які випускаєгамма-випромінюючий радіоізотоп, введений пацієнтові внутрішньовенно, застосовується обертальна камера. Різні радіоізотопи локалізуються у певних органах або ділянках організму і дозволяють камері зафіксувати форму або особливості функціонування цільової області, після чого комп'ютер на основі цієї інформації формує зображення. Використовувані в цьому методі радіоізотопи мають малий період розпаду і тому зберігаються в організмі нетривалий час.

4.4. Позитронно-емісійна томографія

За принципом дії позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) не відрізняється від ОФЕКТ, проте використовувані в ній радіоізотопи розпадаються ще швидше і виділяють два гамма-промені в протилежних напрямах. Це дає можливість отримати численні ракурси під різними кутами, що дозволяє проводити тривимірну візуалізацію потрібної області або органу-мішені.

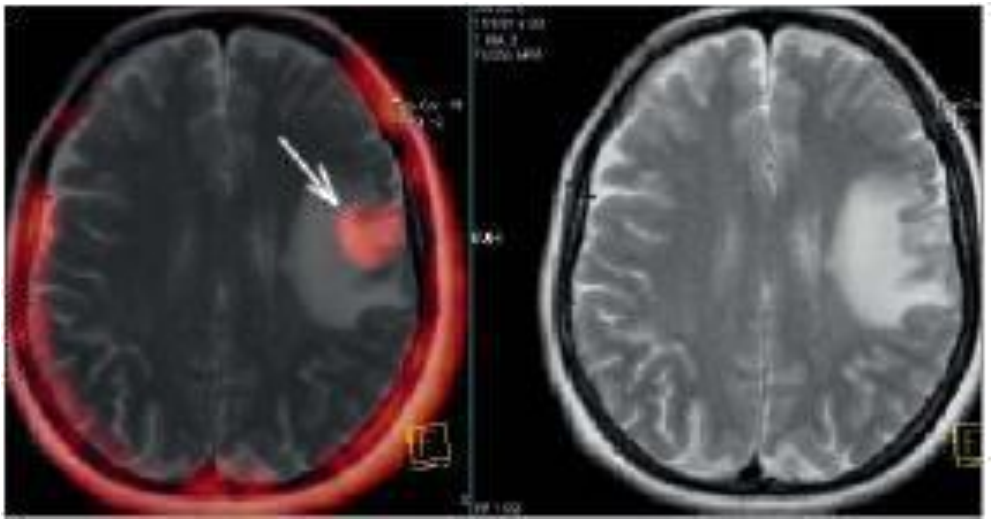


Рис. 4.6 – Порівняння зображень перерізу головного мозку, отриманих за допомогою ОФЕКТ (ліворуч) та КТ (праворуч). На ОФЕКТ-зображенні чітко видно крововилив (показаний білою стрілкою)

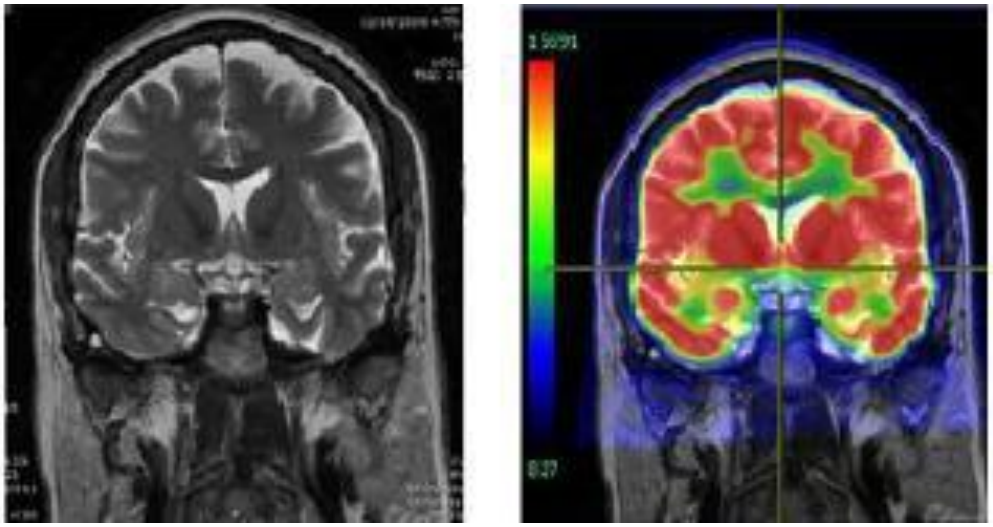


Рис. 4.7 – Порівняння зображень головного мозку, отриманих методом КТ (ліворуч) та ПЕТ (праворуч)

Цей метод особливо широко використовується в онкології, оскільки РФП, які використовуються в ПЕТ, дуже сильно поглинаються різномантними пухлинами. Проте як і інші методи радіонуклідних досліджень, він має низьку специфічність, тобто за його допомогою можливо чітко встановити локалізацію та форму пухлини, але майже нічого не можна сказати про її тип та причини утворення. Специфічність ПЕТ може бути збільшена за рахунок поєднання її з іншим методом, наприклад, КТ або МРТ.

5. СТАНДАРТ DICOM

DICOM (англ. **D**igital **I**maging and **Co**mmunications in **M**edicine) — цегалузевий стандарт створення, зберігання, передачі та візуалізації медичних зображень і документів обстежених пацієнтів.

DICOM спирається на ISO-стандарт OSI, підтримується основними виробниками медичного устаткування і медичного програмного забезпечення.

Стандарт DICOM, що розробляється Національною асоціацією виробників електронного устаткування (National Electrical Manufacturers Association), дозволяє створювати, зберігати, передавати та друкувати окремі кадри зображення, серії кадрів, інформацію про пацієнта, дослідження, устаткування, установи, медичний персонал, який проводить обстеження, і т.п.

Стандартом DICOM визначено два інформаційні рівні:

-· файловий рівень — DICOM File (DICOM-файл) — об'єктний файл з теговою організацією для представлення кадру зображення (або серії кадрів) і супровідною /керуючою інформацією (у вигляді DICOM-тегів);

-· мережевий (комунікаційний) — DICOM Network Protocols (мережевий DICOM-протокол) — для передачі DICOM-файлів і DICOM-команд по мережах з підтримкою TCP/IP.

Повна структура стандарту наведена на рис. 5.1.

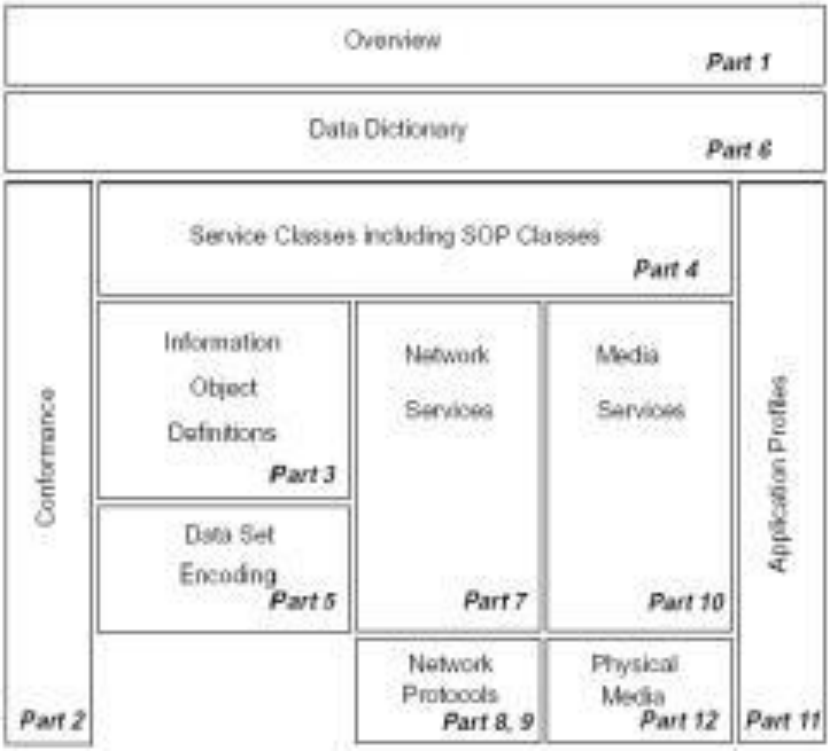


Рис. 5.1 – Структура стандарту DICOM

DICOM-файл є об’єктно-орієнтованим файлом з теговою організацією та чотириступеневою структурою: пацієнт (patient) → дослідження (study) → серія (series) → зображення (кадр або серія кадрів, image).

Файловий рівень стандарту DICOM 3.0 редакції 2016 року описує:

1. Атрибути і демографічні дані пацієнта.
2. Модель і фірму виробника апарату, на якому проводилося обстеження.
3. Атрибути медичної установи, де було проведено обстеження.
4. Атрибути персоналу, що проводив обстеження пацієнта.
5. Вид обстеження і дата/час його проведення.
6. Умови і параметри проведення дослідження пацієнта.
7. Параметри зображення або серії зображень, записаних в DICOM-файлі.
8. Унікальніключі ідентифікаціїUnique Identifer (UID) груп даних, описаних в DICOM-файлі.
9. Зображення, серію або набір серіїв, отриманих при обстеженні пацієнта.
10. Представлення, в першу чергу, PDF-документів в DICOM-файлі.
11. Представлення DICOM-запису на оптичні носії, включаючи DVD-формат.
12. DICOM-протокол для передачі/прийому по комп’ютерним мережам TCP/IP.

Таким чином, DICOM відрізняється від інших форматів даних тим, що групує інформацію воєдино в один масив, тобто рентгенограма грудної клітки містить усередині себе інформацію про пацієнта і, отже, зображення ніколи не може бути відокремлене від цієї інформації помилково.

Окремий DICOM-об’єкт може містити тільки одне зображення, проте воно може мати безліч «кадрів», що дозволяє зберігати мультікадрові дані (рис. 5.23). Зображення у DICOM-файлі можуть бути стиснені з використанням одного із стандартних форматів (наприклад, JPEG або JPEG RLE). Для стиснення всього набору даних, а не тільки зображення, часто використовується алгоритм компресії LZW (zip-архіви).

Стандарт DICOM регламентує багато різних служб (сервісів), більшість з яких забезпечують передачу даних по мережі або ж підтримують збереження даних в потрібному файловому форматі. Наприклад, служби сховища даних забезпечують пересилання зображень або інших даних (структурованих повідомлень) робочим станціям або службам PACS. Ця ж служба відповідає за резервне копіювання інформації на носіях, таких як CD або DVD-дисках. Служба запитів дозволяє знайти І відновити результати обстеження з сховища даних на робочому місці лікаря на підставі наявного списку пацієнтів. Служба друку відповідає за друк зображень на DICOM-принтері, зазвичай у вигляді рентгенограм. Існує також калібрувальний стандарт, що відповідає за

послідовну і точну передачу зображень на різні пристрої виводу (дисплей, принтер і т.д.).



Рис. 5.2 – Приклад зображень, що зберігаються у DICOM-файлі

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.